

UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE POSTGRADO



**“Métodos de Estimación de postura en 3D con
cámara monocular: aplicación clínica en evaluación
física”**

José Javier Andrés Carrasco Plaza

**TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE MAGÍSTER EN
INFORMÁTICA MÉDICA**

Director de tesis. Prof. Mauricio Cerda

2021

Dedicatoria

Dedicado a mi madre Ninna Plaza, a mi padre Rafael Carrasco y a mi hermana Ninna Carrasco. Quienes me apoyaron con su cariño, atención, comprensión e inspiración para completar mis sueños.

Agradecimientos

Quiero agradecer al Klgo. José Miguel Gómez, quien fue mi profesor de pregrado en la carrera de Kinesiología en la Universidad de Chile y posteriormente mi jefe en la Clínica Astra, por su apoyo en completar mi grado de Magíster, por su disposición desde el comienzo a mi asistencia a clases y por sus sabios consejos.

Agradezco al Klgo. Pablo Burgos quien fue mi profesor de pregrado, colega y mentor. Quien me inspiró a formarme como profesional del área de la salud y del estudio del movimiento humano con una sólida base científica-tecnológica.

Agradecer enormemente al profesor Mauricio Cerda quien fue mi profesor en el Magíster y director de tesis, por su disposición, dedicación, paciencia y apoyo desde el comienzo de este sueño que decantó en el desarrollo de esta tesis. Sin duda, ha sido la mejor experiencia tenerle de profesor guía.

Agradezco a Catalin Ionescu por otorgarme acceso a su base de datos Human 3.6M y por su excelente trabajo.

Agradezco a mis colegas de la Clínica Astra y la Universidad Diego Portales por sus comentarios y apoyo sobre mi trabajo.

Finalmente, agradezco a mi familia por su constante apoyo, a mis amigos y amigas, a mis pacientes, a mis estudiantes y a las personas que estuvieron animándome frente a las dificultades de completar mi tesis.

ÍNDICE

Portada	1
Dedicatoria	2
Agradecimientos	3
Índice	4
Resumen	5 - 6
Abstract	7 - 8
Introducción	9 - 27
Hipótesis	28
Objetivos	28
Materiales y métodos	29 - 39
Resultados	40 - 62
Discusión	63 - 66
Conclusión	67 - 68
Bibliografía	69 - 73
Anexo	74 - 106

Resumen

Existen varios métodos para evaluar el movimiento articular. Uno de los más usados a nivel clínico es la goniometría, la cual permite medir la amplitud de movimiento en grados y por plano de movimiento. Existen otras alternativas para medir el movimiento por plano y por plano combinado, como el uso de sistemas ópticos tales como el de un laboratorio de marcha o sensores inerciales.

Actualmente se logra estimar la postura humana con una cámara monocular, la cual no requiere posicionar marcadores como los sistemas ópticos, ni de utilizar un sensor inercial sobre el segmento corporal. El estado del arte en el área de procesamiento de imágenes y aprendizaje de máquinas muestra avances significativos con respecto a la estimación de la postura humana en 2D y 3D utilizando diferentes metodologías de aprendizaje estadístico, como la aplicación de redes neuronales convolucionales con grandes bases de datos de imágenes de movimientos humanos en 2D y 3D.

Sin embargo, no se ha reportado de manera precisa si el uso de estas metodologías entrega información por plano de movimiento de la evaluación física de la posición articular dentro del rango de error de mediciones clínicas.

La hipótesis de esta tesis es seleccionar del estado del arte un método de estimación de postura humana en 3D con cámara monocular y comparar estadísticamente con mediciones clínicas en las variables angulares.

El objetivo es evaluar un método del estado del arte de estimación de postura en 3D con cámara monocular en base a variables del movimiento articular en grados por plano de movimiento.

Se entrenó un método discriminativo basado en aprendizaje de estimación de postura humana con la base de datos Human 3.6M y se obtuvieron resultados del desempeño del modelo de estimación de postura en 3D con cámara monocular con variables aplicadas en visión de computadora y su desempeño en variables angulares por plano de movimiento por articulación predicha. Las articulaciones

involucran el tobillo, la rodilla, la cadera, el hombro, el codo, la muñeca, la columna lumbar y la zona craneo cervical.

Los resultados obtenidos permiten aceptar parcialmente la hipótesis ya que existen articulaciones con menos de 5 grados de error en un plano de movimiento como la rodilla y el codo en el plano sagital y la muñeca en el plano frontal. En cambio, en otras articulaciones como la cadera y el tobillo sus resultados son dependientes de la acción, los períodos de tiempos de las acciones evaluadas y de la vista de la cámara, lo que varía el resultado del ángulo predicho en un plano de movimiento. Este método de evaluación de la postura y el movimiento humano podría utilizarse en un contexto clínico estandarizado como en un entorno cerrado y para evaluar movimientos que no requieran desplazamiento con rotaciones en una sala. Además, este trabajo propone el uso de una métrica de medición por plano de movimiento para evaluar el desempeño de los estimadores de postura en 3D con cámara monocular.

Abstract

There are several methods to assess joint movement. One of the most used clinically is goniometry, which allows the range of motion to be measured in degrees and by plane of motion. There are other alternatives to measure movement by plane and by combined plane, such as optical systems such as that of a gait laboratory or inertial sensors.

At the moment, it is possible to estimate human posture with a monocular camera, which does not require positioning markers like optical systems or using an inertial sensor on the body segment. State of the art in image processing and machine learning shows significant advances concerning the estimation of human posture in 2D and 3D using different statistical learning methodologies, such as applying convolutional neural networks with large databases of images of people in 2D and 3D.

At the moment, it has not been precisely reported whether the use of these methodologies provides information by plane of motion of the physical evaluation of the angular joint position within the error range of clinical measurements.

This research hypothesis is to select from state-of-the-art a method to estimate human posture in 3D with a monocular camera and to identify statistically comparable measurements with clinical measurements in the angular variables.

The aim is to evaluate a state-of-the-art method for estimating posture in 3D with a monocular camera based on variables of joint movement in degrees per plane of movement.

A discriminative method based on human posture estimation learning was trained with the Human3.6M database. Results were obtained from the performance of the 3D posture estimation model with a monocular camera with variables applied in computer vision and its performance in variables angular per plane of motion per predicted joint. Joints involve the ankle, knee, hip, shoulder, elbow, wrist, lumbar spine, and the cranial-cervical area.

The results obtained allow us to partially accept the hypothesis since joints with less than 5 degrees of error in a plane of movements such as the knee and elbow in the sagittal plane and the wrist in the frontal plane. On the other hand, hip and ankle results depend on the action and periods of the actions evaluated and the camera view, which varies the outcomes of the predicted angle in a plane of motion. This method of assessing human posture and movement could be used in a standardized clinical setting, such as in a closed environment, and to assess movements that do not require displacement with rotations in a room. Furthermore, this work proposes the use of a metric by plane of motion to evaluate the performance of 3D posture estimators with a monocular camera.

1. Introducción

La importancia de estudiar el movimiento humano

La cinemática es la descripción del movimiento independiente de sus causas. Esto incluye desplazamientos lineales, angulares, velocidades y aceleraciones. Por lo que el movimiento articular se describe en base a ángulos por plano de movimiento (o plano fundamental). El movimiento humano depende de los grados de libertad de las articulaciones sinoviales, las cuales requieren de una descripción en tres dimensiones o en cada plano de movimiento Figura 1 (Winter, 2009). Los planos de movimiento se describen en base a la posición anatómica de una persona en bípedo (de pie). El plano sagital (Figura 1A) es paralelo a la sutura del cráneo dividiendo el cuerpo en lado derecho e izquierdo. El plano frontal (Figura 1B) es paralelo a la sutura coronal del cráneo dividiendo el cuerpo en anterior y posterior. Y el plano transversal (Figura 1C) es paralelo a la horizontal y divide el cuerpo en una parte superior e inferior. (Neumann, 2010). Cada articulación presenta un hueso que rota con un eje perpendicular al plano de movimiento. En el caso del movimiento en el plano sagital, el eje de rotación es medio-lateral o perlatero, en el plano frontal el eje es antero-posterior y en el plano transversal el eje es cefalo-caudal (Neumann, 2010). La importancia de los planos de movimientos y los ejes es establecer un sistema de convención, los cuales se utilizan de forma relativa, esto quiere decir que la posición articular de un segmento distal es relativa a un segmento proximal. Por ejemplo, en la articulación de la rodilla el segmento proximal que conforma la articulación es el muslo y el segmento distal es la pierna. Sin importar en qué posición se encuentren los otros segmentos como la columna, la cadera o el tobillo, la rodilla posee un plano sagital, frontal y transversal relativo (Winter, 2009).

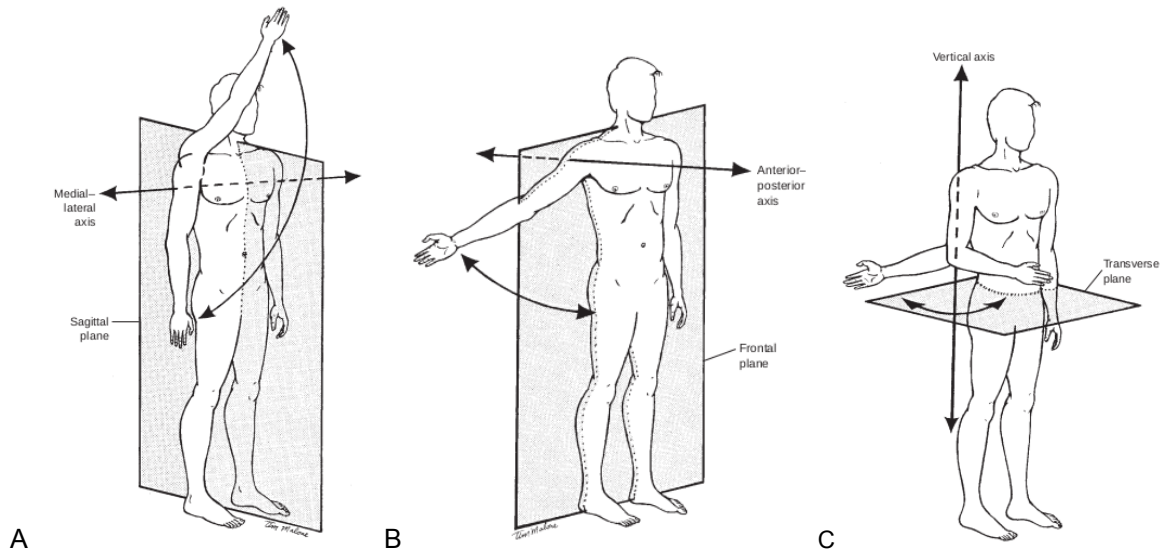


Figura 1. Plano y ejes de movimiento. A Gráfico el plano sagital y el movimiento en el plano sagital de la articulación del hombro. B Plano frontal o coronal. C Plano transversal (Norkin & Joyce White, 2016).

Los movimientos rotacionales de un segmento óseo en una articulación en base a un plano de movimiento se les denomina movimientos osteokinemáticos. (Hamill & Knutzen, 2006; Neumann, 2010; Nordin & Frankel, 2001; Norkin & Joyce White, 2016; Winter, 2009) Los movimientos osteokinemáticos en el plano sagital se denomina flexión y extensión (Figura 2) , en el plano frontal abducción (separación) y aducción (aproximación) (Figura 3) , y por último en el plano transversal rotación interna (rotación medial) y rotación externa (rotación lateral) (Figura 4). (Hamill & Knutzen, 2006; Neumann, 2010; Norkin & Joyce White, 2016). En algunas articulaciones los movimientos reciben otro nombre, como la rotación descrita por el antebrazo (pronación y supinación) el cual es una combinación de los movimientos de la articulación radioulnar proximal y distal. En la articulación del tobillo en el plano sagital el movimiento se denomina flexión dorsal y flexión plantar, como también en el plano frontal el movimiento se denomina supinación y pronación. Los planos fundamentales no tan solo se utilizan para describir un movimiento, también se usan para describir la alineación de los segmentos en posiciones estáticas.

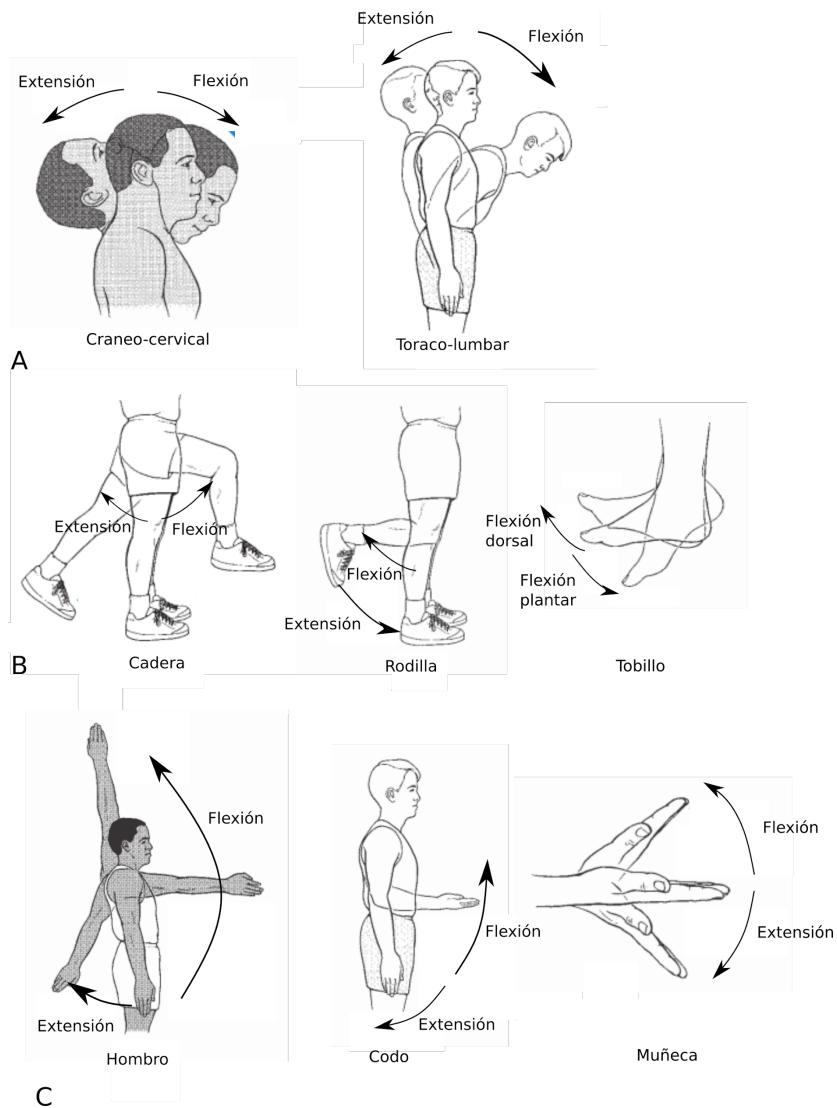


Figura 2. Movimientos osteokinemáticos en el plano sagital. A Movimientos osteokinemático de la región cráneo cervical y toraco lumbar. B Movimientos osteokinemático de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo. C Movimientos osteokinemático de la articulación del hombro, codo y muñeca. Imágenes modificadas de Hamill & Knutzen, 2006.

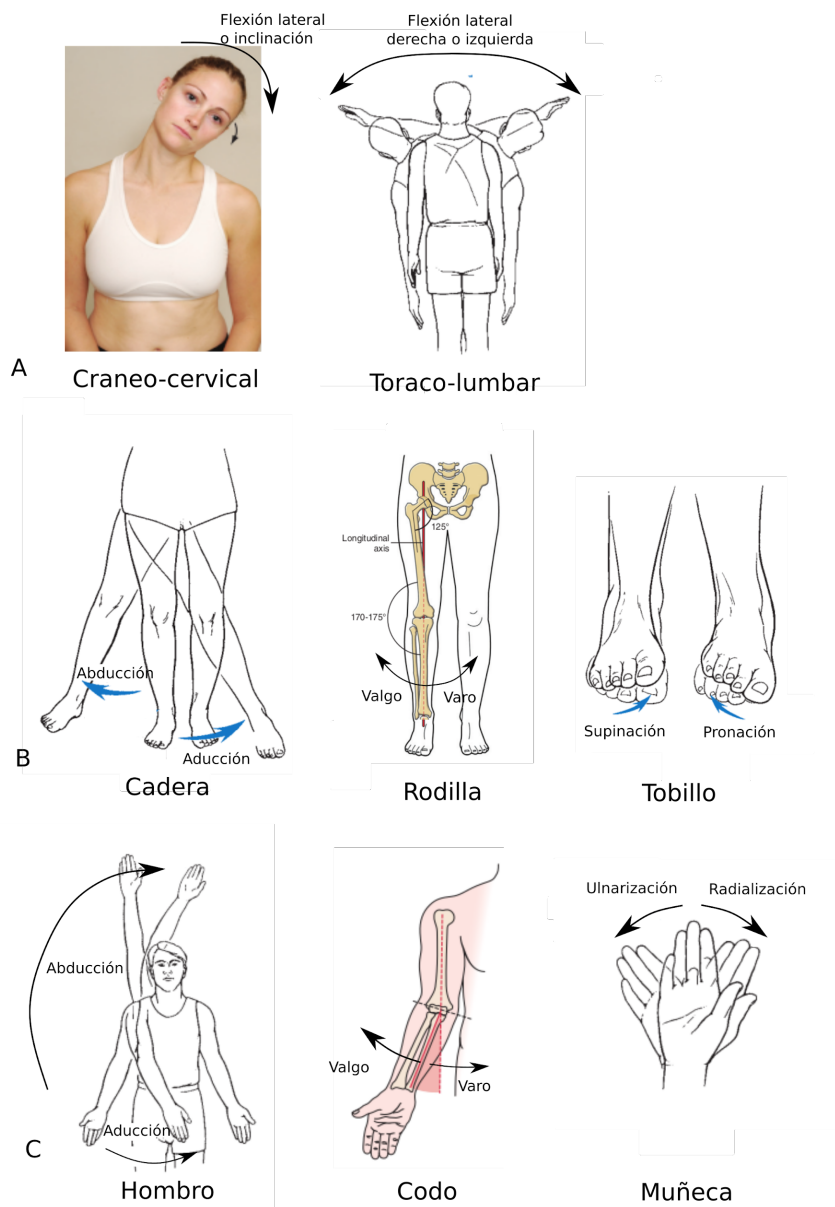


Figura 3. Movimientos osteokinemáticos en el plano frontal. A Movimientos osteokinemático de la región crane cervical y toraco lumbar. B Movimientos osteokinemático de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo. C Movimientos osteokinemático de la articulación del hombro, codo y muñeca. Imágenes modificadas de Hamill & Knutzen, 2006 y Joshua Cleland et al., 2020.

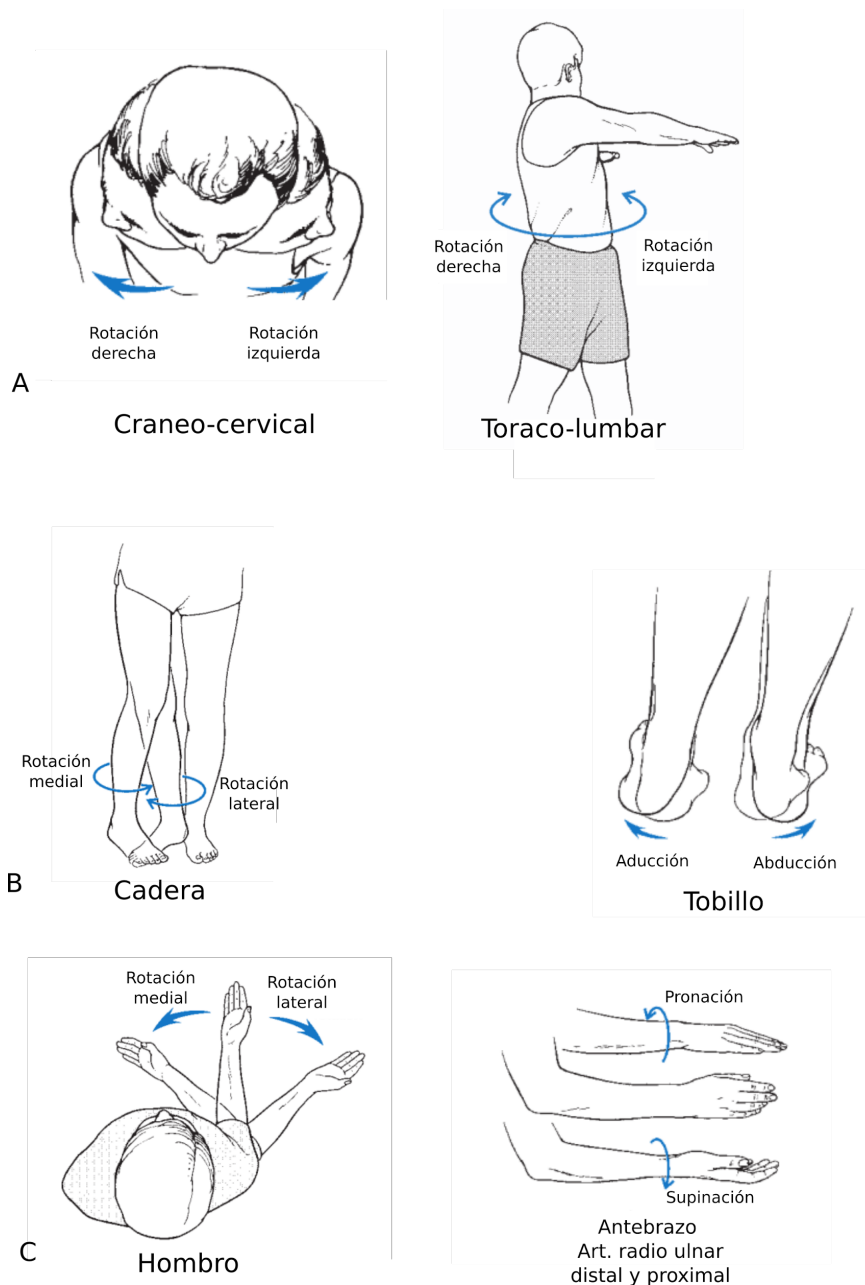


Figura 4. Movimientos osteokinémicos en el plano transversal. A Movimientos osteokinémico de la región crane cervical y toraco lumbar. B Movimientos osteokinémico de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo. C Movimientos osteokinémico de la articulación del hombro, codo y muñeca. Imágenes modificadas de Hamill & Knutzen, 2006.

La descripción del movimiento articular por plano de movimiento permite comprender el comportamiento biomecánico de las estructuras y la morfología de cada articulación. Hay articulaciones que sus movimiento en un plano fundamental involucran un movimiento acoplado en otro plano de movimiento. Por ejemplo, la articulación tibiofemoral (Figura 5) el movimiento en el plano sagital de extensión de

rodilla está asociado normalmente a un movimiento en el plano transversal de rotación lateral tibiofemoral (Kim et al., 2015). Esta rotación acoplada ocurre por las propias características morfológicas de la rodilla, por la forma del cóndilo medial femoral, la tensión del ligamento cruzado anterior y la descomposición vectorial del cuádriceps (Neumann, 2010).

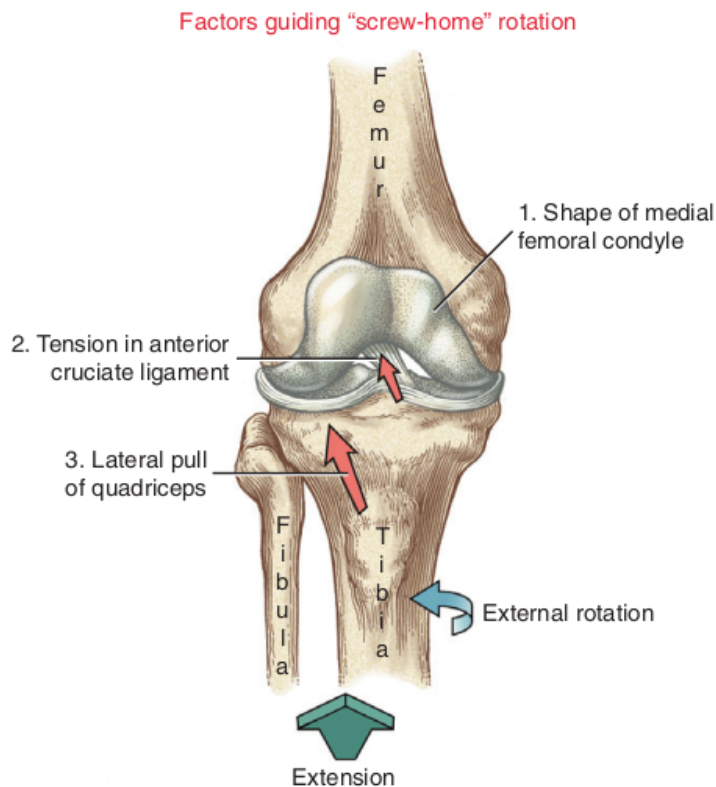


Figura 5. Movimiento acoplado. La extensión de rodilla se acompaña de una rotación lateral de tibia mientras el fémur se encuentra fijo (Neumann, 2010).

Cuando existe una lesión musculoesquelética, neurológica aguda, o degenerativa, los movimientos normales se alteran debido a la pérdida de flexibilidad, fuerza, coordinación y/o por dolor. Estos deben ser evaluados de forma objetiva para ayudar a determinar la presencia, ausencia o cambio de una lesión, establecer un diagnóstico, establecer objetivos y un plan de tratamiento, desarrollo o fabricación de ortesis, seguimiento de la evolución de las personas con una condición de salud

que altere su movimiento y funcionalidad (Goodman & Kelly Snyder, 2000; Norkin & Joyce White, 2016).

1.1 Evaluación del movimiento articular

1.1.1 Evaluación del movimiento articular en contexto clínico

En una evaluación clínica se mide el movimiento articular por planos de movimiento y se cuantifica en grados. Una forma de evaluar y cuantificar el movimiento articular es con el uso de la goniometría (instrumento de medición angular, figura 6). Con la goniometría uno puede evaluar la posición angular estática de forma pasiva o activa de la posición articular. Esto es una evaluación por planos y no por combinación de planos de movimiento (Norkin & Joyce White, 2016). El error reportado con las mediciones por goniometría clásicamente es de $\pm 5^\circ$ con alta confiabilidad inter e intra evaluador (Norkin & Joyce White, 2016). El error reportado varía por articulación y plano evaluado. (Joshua Cleland et al., 2020). Esta variación presente se debe a la expertis del examinador o evaluador, para poder aumentar la confiabilidad entre evaluadores se ha seguido una recomendación del posicionamiento y alineación del goniómetro en base a hitos anatómicos (van Rijn et al., 2018).

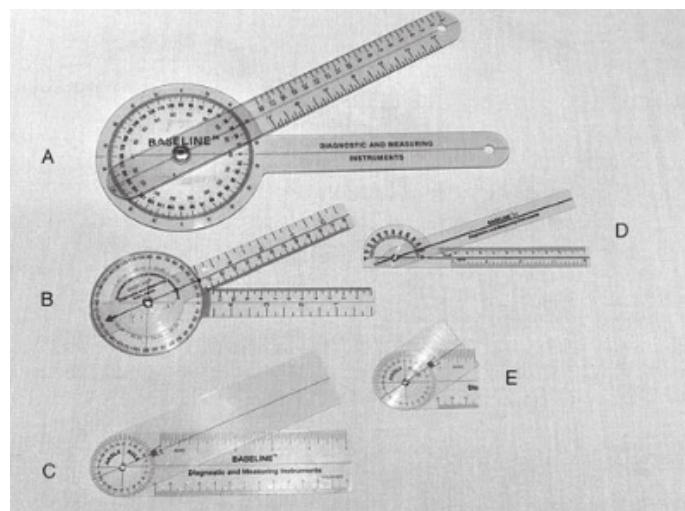


Figura 6. Goniómetro universal de plástico. A) Goniómetro de 14 pulgadas que se utiliza para medir articulaciones grandes como la cadera, la rodilla y el hombro. B-C-D) Son goniómetros de 6 a 8 pulgadas que se usan para articulaciones de tamaño medio como la muñeca y el tobillo. E) El goniómetro de la imagen se ha modificado para facilitar la medición de articulaciones pequeñas como de los dedos y orjejos (Norkin & Joyce White, 2016).

Existen goniómetros dependientes de gravedad o también conocidos como inclinómetros (Figura 7). No son tan comunes de utilizar como los goniómetros universales. Estos inclinómetros tienen un puntero con un peso o un fluido que se ven afectados por la gravedad, esto se utiliza para distintos segmentos corporales, hay inclinómetros hechos para medir el movimiento cervical, dorsal y lumbar. Estos inclinómetros son difíciles de posicionar en articulaciones pequeñas como las interfalángicas de los dedos y orfejos. (Norkin & Joyce White, 2016)

El costo del goniómetro universal varía en base al material. Estos pueden ir de un rango de 5 dólares hasta los 75 dólares.

El costo de un inclinómetro es mayor que el de los goniómetros universales, el precio ronda entre los 60 a 180 dólares. Un inclinómetro digital puede bordear los 300 dólares en el mercado.

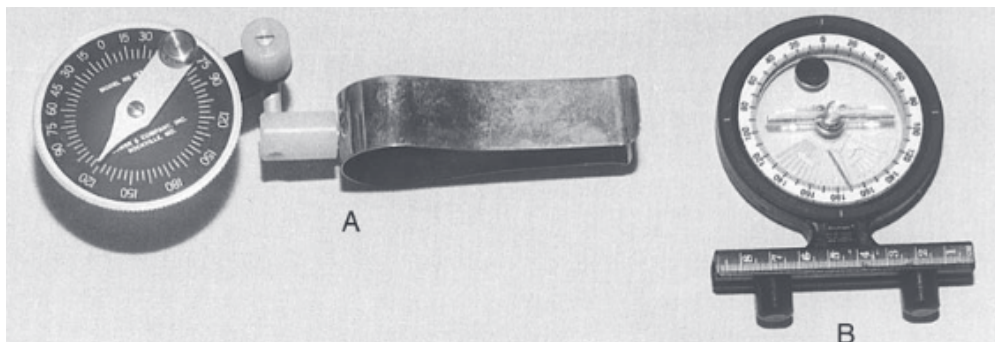


Figura 7. Goniómetros dependiente de gravedad o inclinómetro. A) Son inclinómetros con un puntero con peso. B) Inclinómetro de burbuja. Todos estos inclinómetros poseen un dial giratorio para que la escala se pueda posicionar en 0 con el puntero o la burbuja en el inicio de la medición (Norkin & Joyce White, 2016).

1.1.2 Evaluación del movimiento articular en el contexto de la investigación del movimiento humano

A. Electrogoniómetros

Los electrogoniómetros se utilizan para obtener el rango de movimiento en grados de forma dinámica (Norkin & Joyce White, 2016; Winter, 2009). Estos tienen dos brazos tal como los goniómetros universales conectados por un potenciómetro (Figura 8). El potenciómetro tiene una resistencia eléctrica conocida, cuando el

sujeto realiza un movimiento, el potenciómetro se dobla y genera un cambio en la resistencia, ese cambio en la resistencia se traduce en un movimiento angular. Los electrogoniómetros solo generan una medición en dos planos de movimiento, no puede medir la rotación en su propio eje. (Norkin & Joyce White, 2016). El error reportado en la literatura del electrogoniómetro es en promedio de $3,5^{\circ}$ (Piriyaprasarth & Morris, 2007). El costo de los electrogoniómetros es cercano a 40 mil dólares.

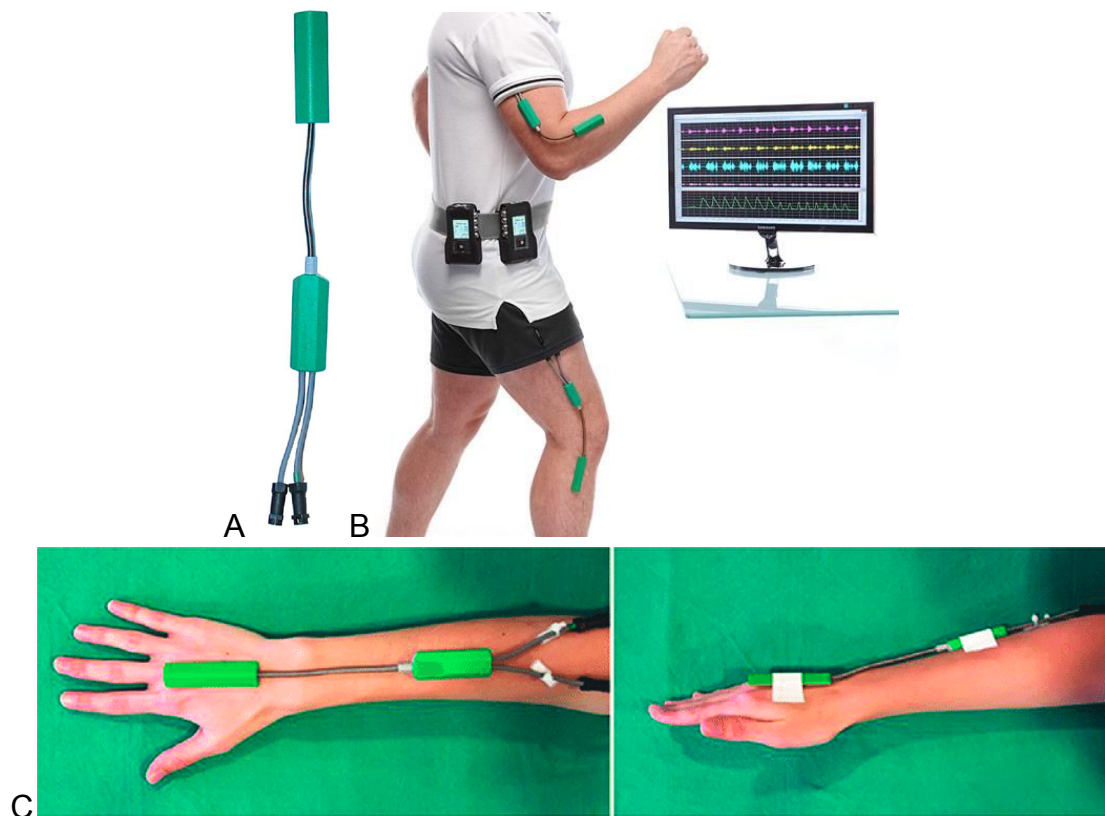


Figura 8 Electrogoniómetro. A Electrogoniómetro con un brazo proximal y distal unidos por un potenciómetro. B Configuración, posicionamiento y captura de movimiento angular dos electrogoniómetros, uno en el codo y un segundo en la rodilla (Imagen obtenida de DataLITE Wireless Sensors and System). C) Configuración y posicionamiento de electrogoniómetro en la articulación de la muñeca (Sánchez-Margallo, 2017).

B. Sistema de cámaras optoelectrónicas

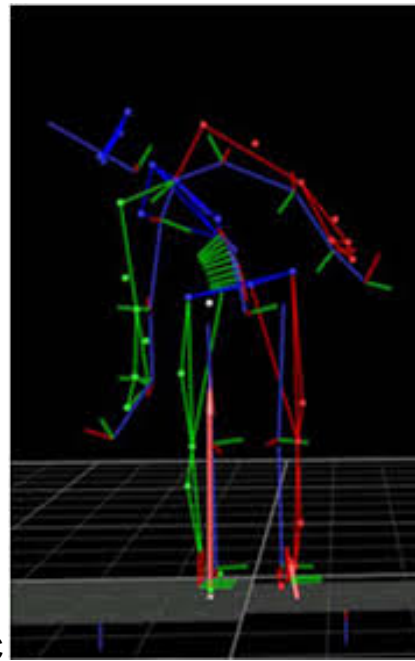
El Gold Standard para la medición del movimiento humano que involucra tres dimensiones y todos planos de movimiento articular es con un laboratorio de biomecánica, con un sistema óptico de captura con cámaras optoelectrónicas con marcadores pasivos (material reflectivo) o activos (emisión de luz) en hitos anatómicos y medición antropométrica. Los fabricantes de estos sistemas como Motion analysis, Vicon y BTS (Chèze, 2014) requieren de un configuración de 6 a 10 cámaras optoelectrónicas (Figura 9A), un lugar físico para posicionarlas (existe una configuración portable) y requiere de calibración de las cámaras. Además, requiere de posicionar marcadores (pasivos o activos) en el sujeto de medición en hitos anatómicos (Figura 9B). El sistema captura el movimiento realizado por la persona y calcula las trayectorias en 3D de los marcadores, cada marcador debe ser visible por al menos tres cámaras, si existen oclusiones de los marcadores en dirección de la visión de la cámara, por interpolación se puede obtener la posición del marcador. Y por último, requiere de un software para interpolación y filtros de los datos crudos capturados de los marcadores y generar un modelo o skeleton (Figura 9C). Todos estos requerimientos de software y de espacio generan elevados costos para adquirir este tipo de instrumentos. El error de la detección del marcador por las cámaras es menor a 1 mm, y existen reportes que el error medio cuadrático en grados es menor a 1° en la detección del ángulo si se sigue un correcto posicionamiento de los marcadores (Chèze, 2014). Este error se debe al artefacto del tejido blando (soft tissue artifact) que es la sumatoria de la superposición de cómo la inercia sobre las estructuras anatómicas, la propia contracción muscular genera un movimiento y deformación de la piel dado el deslizamiento del tejido fascial (Camomilla et al., 2017).



A



B

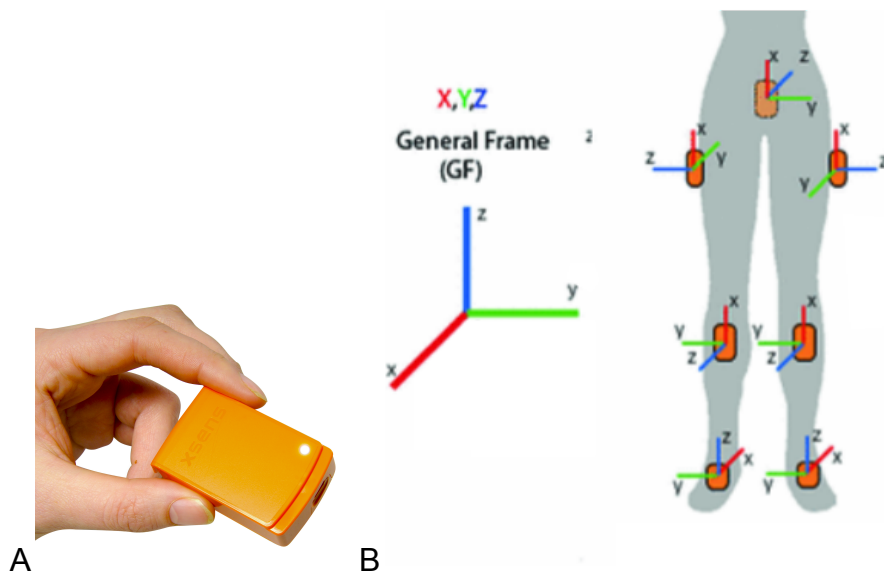


C

Figura 9. Sistema óptico de captura con cámaras optoelectrónicas. A Laboratorio con sistema de captura de movimiento con cámara optoelectrónicas (Imagen del laboratorio de marcha de la Universidad de Tennessee Chattanooga). B Persona realizando gesto motor con marcadores pasivos. C Skeleton de la postura y movimiento humano posterior a modelamiento.

C.- Estimación de postura basada en sensores inerciales

Existen otras opciones como el uso de sensores inerciales que capturan el movimiento en base a sensores con acelerómetro, giroscopio y magnetómetro (Figura 10A) . Con estos tres sensores se obtiene la orientación de los segmentos en tres dimensiones (Figura 10B y 10C), lo que permite obtener información cinemática de las articulaciones. Estos resuelven la oclusión de los marcadores en sistemas ópticos, ya que son dispositivos portátiles con conexión *wireless* con un radio de transmisión de captura de datos en el orden de 30 metros, por lo que ya no depende de un volumen de espacio limitado de captura. Noraxon, uno de los fabricantes de sensores inerciales, reportó que el error en posiciones estáticas es de $\pm 0,4^\circ$ y en movimientos el error es de $\pm 1,2^\circ$ (Seidel et al., 2015).



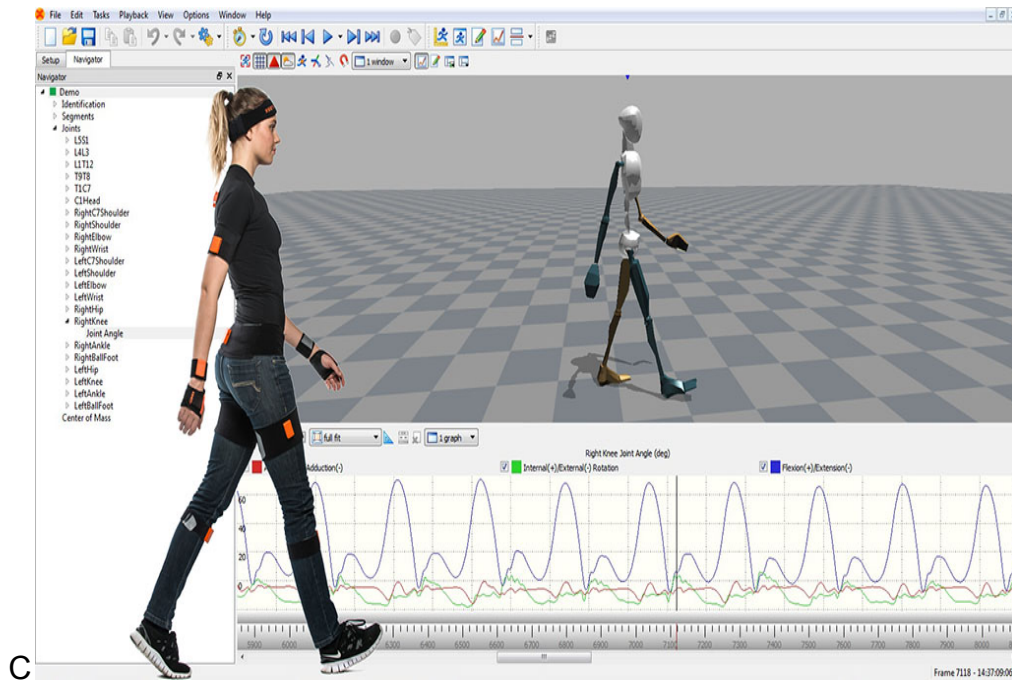


Figura 10. Estimación de la postura con IMUs. A Sensor inercial XSENS. B Posicionamiento del sensor inercial en el segmento corporal. C Captura y visualización de datos del sensor inercial en su orientación en los tres planos (sistema de sensores inerciales de XSENS) .

D.- Estimación de postura basada en múltiples cámaras o canales

Existen métodos sin marcadores con múltiples cámaras o cámaras con más canales. El dispositivo Kinect posee cámaras con canales RGB+D (Figura 11A) , es decir rojo, verde, azul y profundidad, la cual es obtenida en base a un sensor infrarrojo (Figura 11B). La estimación de postura en este caso es tratado como un problema de clasificación por píxel de cada segmento corporal y se entrenó un algoritmo de bosques aleatorizado para clasificar en tiempo real (Borenstein, 2012; Shotton et al., 2013). Se encuentra reportado que el análisis de movimiento con Kinect que tiene un error reportado en el plano sagital y frontal de 0,5°, y 2° en el plano transversal durante el movimiento (Schmitz et al., 2014).

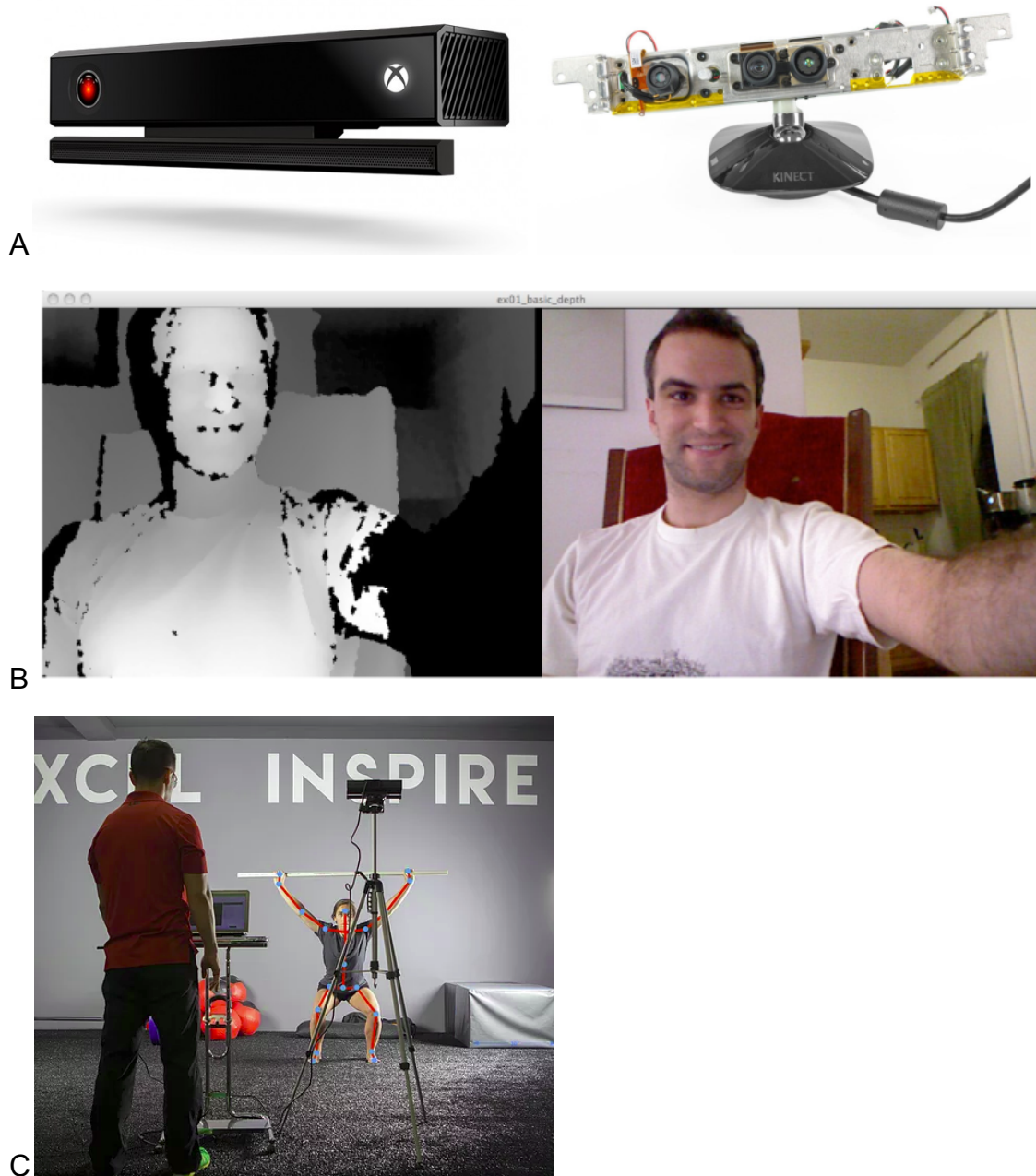


Figura 11. Estimación de la postura con Kinect. A) Kinect que posee cámaras con canales RGB+D B) A la izquierda se observa una imagen con datos de la profundidad capturada por la cámara infrarroja. A la derecha se observa una imagen capturada por la cámara RGB C) Captura y visualización de la estimación de postura en 2D con Kinect.

1.1.3 Alternativas de evaluación del movimiento articular: *Estimadores de postura con cámara monocular*

La estimación de la postura y movimiento humano desde una imagen o una secuencia de imágenes (un video) es un proceso que requiere de técnicas de visión de computadora (Moeslund et al., 2011). Es un tema de interés que ha obtenido atención y cada año existen más publicaciones relacionadas a la estimación de la postura y movimiento humano en 3D (Sarafianos et al., 2016). Por ejemplo, en los últimos 10 años se ha triplicado aproximadamente la cantidad de artículos relacionados pasando de 385 a 1685 (Figura 12) (utilizando las *keywords* “3D human pose estimation”, “3D motion tracking”, “3D pose recovery”, “3D motion tracking” en Science Direct comparando el periodo 2008 - 2020).

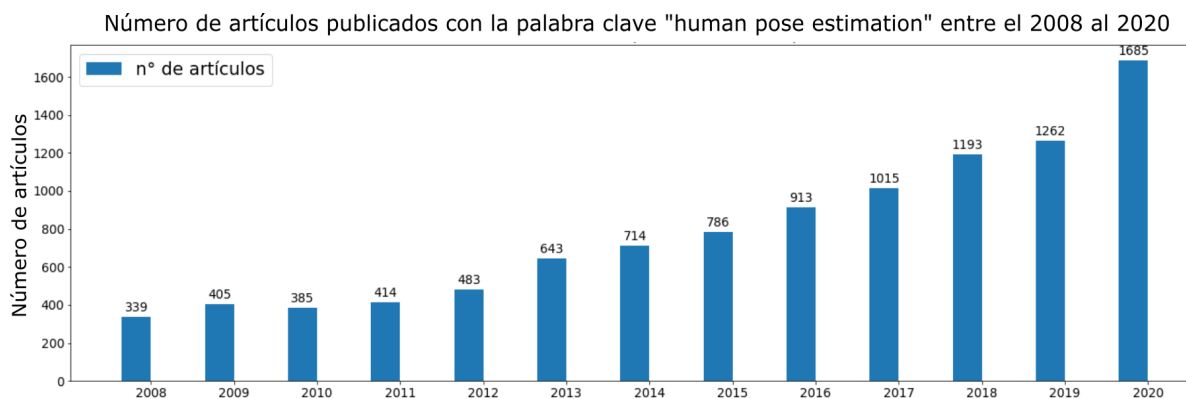


Figura 12. Gráfico de barras del número de artículos publicados desde el 2008 hasta el 2020 con las palabras claves “3D human pose estimation”.

La reconstrucción de la postura humana en 3D en imágenes monoculares o en una secuencia de imágenes es una tarea difícil de realizar por el comportamiento no lineal del movimiento, la variabilidad de las formas, ropas, entornos difíciles y oclusiones de un segmento corporal por la propia persona (Moeslund et al., 2011; Sarafianos et al., 2016).

Los métodos de estimadores de postura se concentran en cómo se interpreta la estructura del cuerpo. Se describen los siguientes tipos de métodos: i) generativos, ii) discriminativos, iii) basados en partes y iv) métodos híbridos (Figura 13) (Moeslund et al., 2011; Sarafianos et al., 2016).

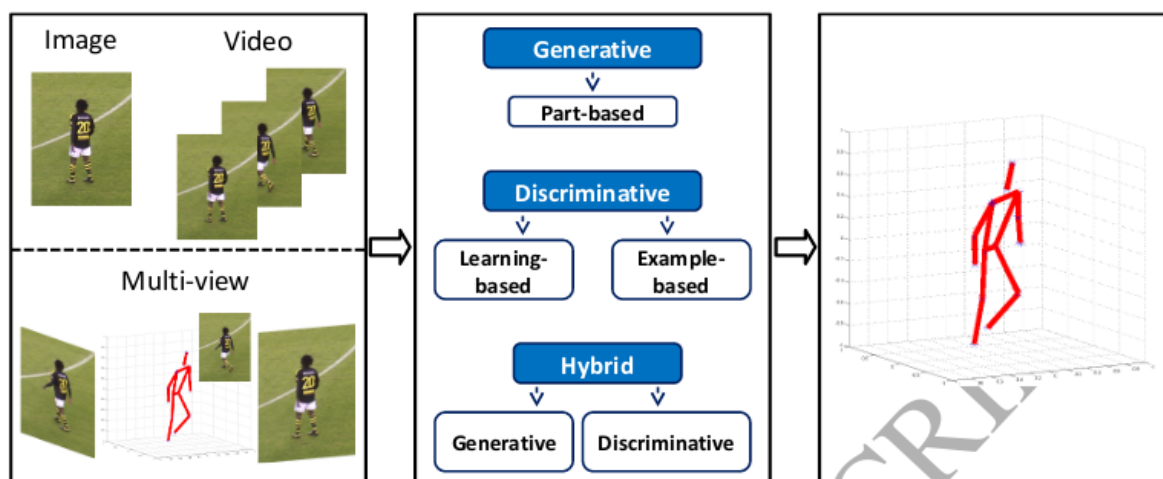


Figura 13. Taxonomía de modelos de estimadores de postura en 3D. La entrada puede ser una imagen de cámara monocular o una secuencia de imágenes (video) como también imágenes con más de una cámara. Los modelos de estimación de postura y su salida o resultado (Sarafianos et al., 2016).

El modelo generativo, basado en modelo top-down emplea un modelo conocido a priori como un movimiento específico o contexto. En primera instancia requiere una función de verosimilitud para el modelo construido en base a los descriptores de imagen, la estructura del modelo del cuerpo humano, el modelo de la cámara y restricciones al modelo. Como segunda fase, la estimación de la postura depende de la función de verosimilitud y de las observaciones de las imágenes (Sarafianos et al., 2016).

El modelo basado en partes o bottom-up es parte de los modelos generativos la cual representa un esqueleto humano como un conjunto de segmentos corporales conectadas por articulación y por una serie de reglas que forman la estructura del cuerpo humano (Sarafianos et al., 2016).

Como ejemplo de método generativo para la estimación de la postura en 3D la cual utiliza información de las siluetas de las imágenes, y en base a información previa del movimiento con análisis de componentes principales de la secuencia de movimiento para poder reducir su dimensionalidad y extraer características del movimiento y la forma del segmento (Zhao & Liu, 2007.).

El modelo discriminativo o libre de modelo (*free model*) no asume un modelo en particular ya que aprende a mapear entre imágenes cuál es la posición de la

postura. Y se clasifican en modelos discriminativos basados en aprendizaje y basado en ejemplo. Los basados en aprendizaje, aprenden una función para mapear desde las observaciones de una imagen a la postura en un espacio y requiere de un concepto de generalización en un set de prueba. Los modelos basados en ejemplo, se tiene una serie de ejemplos con sus descriptores de postura almacenados y la estimación de postura final se obtiene por interpolación (Sarafianos et al., 2016).

Dentro de los métodos basados en aprendizaje para estimar la postura en 3D destaca el uso de *Deep Learning*, (Chen & Ramanan, 2017; Li & Chan, 2015; Martinez et al., 2017; Sun et al., 2018; Zhou et al., 2017) estos requieren de una base de datos para poder entrenar y probar la estimación realizada.

La mayoría de los métodos de *Deep Learning* trabajan en una regresión de puntos articulares y en la detección de puntos articulares. La entrada para ambas tareas son las imágenes del cuadro delimitador que contienen sujetos humanos y el objetivo de la tarea de regresión es estimar las posiciones de los puntos conjuntos en relación con la posición articular raíz o de referencia (por convención, es la pelvis). El objetivo de cada tarea de detección es clasificar si una ventana local contiene una articulación específica o no. (Li & Chan, 2015)

Otros investigadores proponen que los resultados de la predicción en 2D con deep learning tiene buena exactitud (Wei et al., 2016) y combinado con grandes bases de datos de imágenes y posturas en 3D es posible inferir desde la estimación desde el 2D a 3D solo por “memorización” si se parea un conjunto de entrenamiento 2D con 3D y se genera una librería de posturas en 3D generando una gran cantidad de proyecciones en 2D de esas librerías, devuelve como salida el ejemplo 2D más cercano a los ejemplos de proyección en 3D. (Chen & Ramanan, 2017) En este ejemplo usan un algoritmo *Convolutional pose machine* para obtener un mapa de calor con las probabilidades de la localización de la articulación específica (Wei et al., 2016)

Los métodos generativos tienen como ventaja una mejor precisión y generalización en la estimación de la postura y resuelve bien las variaciones de la ropa y forma. Y los métodos discriminativos es el tiempo de ejecución y no depende de entregar las características como entrada (Sarafianos et al., 2016)

Por último, se proponen los modelos híbridos. La verosimilitud de las observaciones obtenidas en el modelo generativo son usadas para verificar la hipótesis obtenida de la postura en la función de mapeo del modelo discriminativo (Sarafianos et al., 2016) Un ejemplo de método híbrido presenta un método generativo en partes basado en estimadores bayesianos para obtener una representación del segmento en forma cilíndrica (Brau & Jiang, 2016) y como salida obtiene un mapa de probabilidades de la postura o posición articular posterior a aplicar una red neuronal convolucional pudiendo demostrar cómo mejora el desempeño de la detección de la postura con una función de verosimilitud. (Brau & Jiang, 2016; Sarafianos et al., 2016).

El desempeño de los métodos de estimación de postura en 3D con cámara monocular se describen en base al error promedio por articulación en milímetros, una distancia euclidiana entre posición real y posición predicha del centro de la articulación. Se ha establecido el error promedio por articulación de diferentes tipos de estimadores de posturas resumidos en la tabla 1 (Ji et al., 2020). El error tiene rangos desde los 35.8mm hasta los 224.9mm dependiendo de la naturaleza del movimiento, base de datos utilizada para entrenar y validar la predicción.

Método	Error promedio	Año
Tekin	125.0 mm	2016
Zhou	113.0 mm	2016
Tome	88.4 mm	2017
Pavlakos	71.9 mm	2017
Martinez	62.9 mm	2017
Yang	58.6 mm	2018
Lee	52.8 mm	2018
Zhao	57.6 mm	2019
Moon	53.3 mm	2019
Rhodin	46.8 mm	2019

Tabla 1. Resumen de métodos de estimación de postura en 3D y su desempeño promedio.

1.2.- Problema

1.2.1 Estimadores de postura a movimientos en procedimientos relacionados a rehabilitación, evaluación física e intervención terapéutica.

Actualmente existe una gran cantidad de métodos de estimadores de postura con cámara monocular publicados. **Sin embargo, no se ha reportado de manera precisa si el uso de estas metodologías entrega información por plano de movimiento de la evaluación física de la posición articular dentro del rango de error de mediciones clínicas. Es importante determinar este parámetro para poder compararlo con otras formas de medición de la posición articular.**

2. Hipótesis

El estado del arte para estimación de postura humana en 3D con cámara monocular entregan mediciones comparables estadísticamente con mediciones clínicas, para movimientos asociados a la evaluación de patologías musculoesqueléticas.

3. Objetivo general

Evaluar un método del estado del arte de estimación de postura en 3D con cámara monocular en base a variables del movimiento articular en grados por plano de movimiento.

3.1 Objetivos específicos

- **Entrenar** un método de estimación de postura del estado del arte con la base de datos Human 3.6M.
- **Aplicar métricas** del contexto clínico en la base de datos Human 3.6M
- **Determinar** el desempeño del método de estimación de postura en 3D del estado del arte con respecto a su aplicabilidad clínica.

4. Materiales y métodos

4.1. Entrenar un método de estimación de postura del estado del arte con la base de datos Human 3.6M.

Se utilizó el método de estimación de postura en 3D con cámara monocular de Martínez (Martínez et al., 2017), debido a sus resultados con respecto al estado del arte, la fácil implementación y tiempo de entrenamiento. Es un método discriminativo basado en aprendizaje con deep learning, la arquitectura usada se encuentra en la Figura 14 el cual aplica dos capas completamente conectadas con una conexión residual de puntos claves 2D a 3D de regresión. El algoritmo se encuentra disponible como acceso público (<https://github.com/una-dinosauria/3d-pose-baseline>).

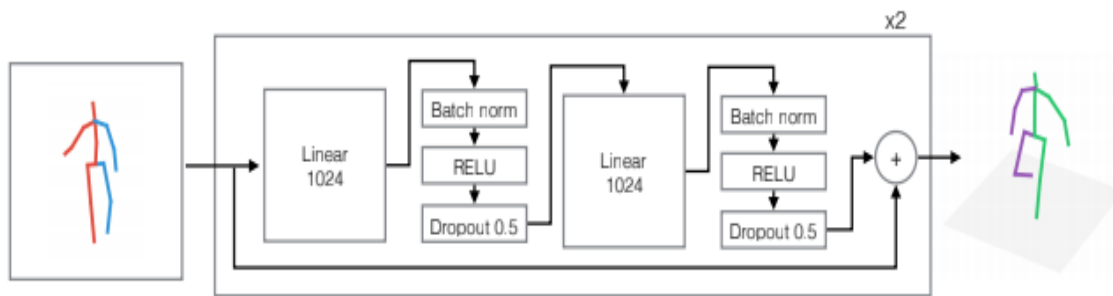


Figura 14. Red neuronal convolucional propuesto en el trabajo de Martínez (Martínez et al., 2017)

El modelo requiere de una fase de entrenamiento en su algoritmo, la cual se utilizó la base de datos Human3.6M (Ionescu et al., 2014).

La posición articular relativa en 3D requiere de información antropométrica de las personas medidas (largo de un segmento corporal). Se denomina relativa ya que, se define una articulación raíz (*root joint*) que es la pelvis que es una referencia del sistema de coordenadas para estimar la posición de las otras articulaciones.

La representación cinemática considera los ángulos relativos entre segmentos, esto lo hace invariante a la escala y a las características antropométricas del cuerpo.

La base de datos es de acceso público y se compone de 3.6 Millones de imágenes de diferentes posturas estáticas o movimientos característicos del movimiento

humano en 3 dimensiones (Ionescu et al., 2014).

La base de datos fue desarrollada con 11 sujetos actores profesionales (6 hombres y 5 mujeres) y 17 escenarios o acciones fueron solicitadas a los sujetos. Las acciones solicitadas son: dirección, discusión, comer, actividades en sedente en el suelo, saludar, tomar fotos, posar, realizar compras, fumar, esperar, caminar, sedente en silla, hablar por teléfono, pasear a un perro y caminar en compañía (Figura 15).

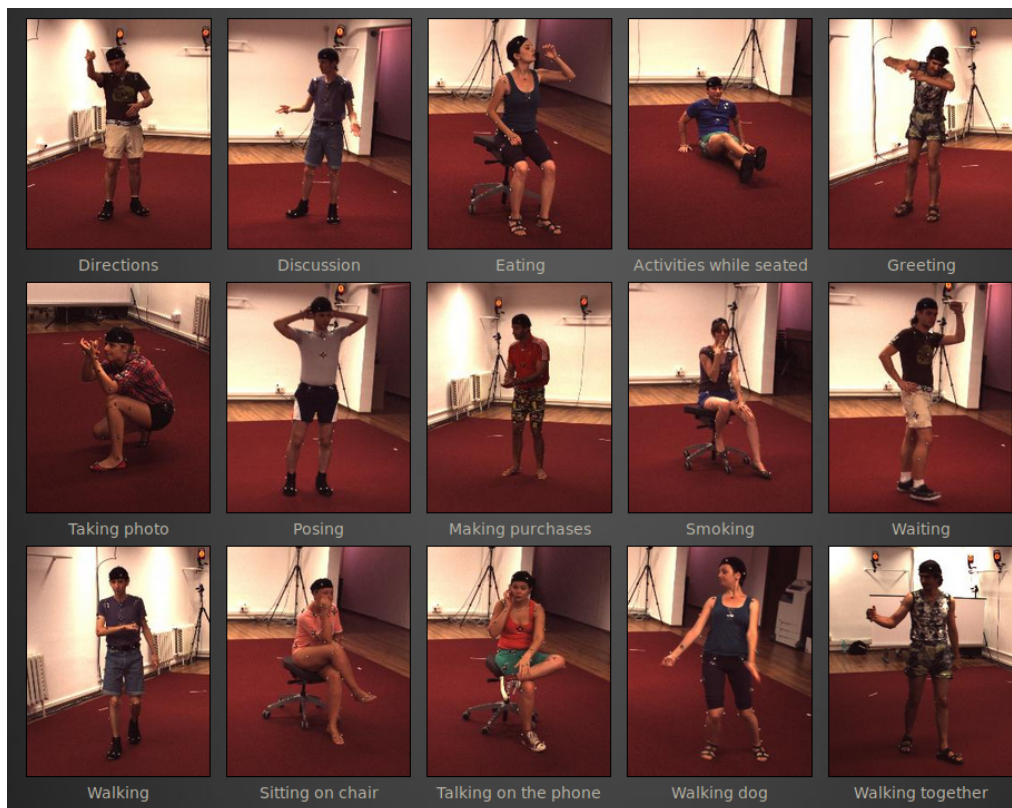


Figura 15. Acciones o escenarios de la base de datos Human 3.6M dirección, discusión, comer, actividades en sedente en el suelo, saludar, tomar fotos, posar, realizar compras, fumar, esperar, caminar, sedente en silla, hablar por teléfono, pasear a un perro y caminar en compañía (Ionescu et al., 2014).

Cada sujeto y acción fue grabado por 4 cámaras calibradas de alta resolución con una frecuencia de captura de 50 Hz en un espacio de captura de 4 metros de ancho y 3 metros de largo en una superficie plana (Figura 16). Simultáneamente el laboratorio de captura usa 10 cámaras optoelectrónicas con infrarrojo (Figura 16) lo que permite capturar la posición de marcadores pasivos en hitos anatómicos de los

sujetos, este último genera la posición de cada articulación en 3D y la orientación de cada segmento corporal. Esto último permite obtener la representación cinemática del movimiento del sujeto de cada articulación. Esta base de datos permite que cada imagen tiene etiquetado las articulaciones, la posición articular en 3D, la orientación de los segmentos y los datos cinemáticos (Ionescu et al., 2014).

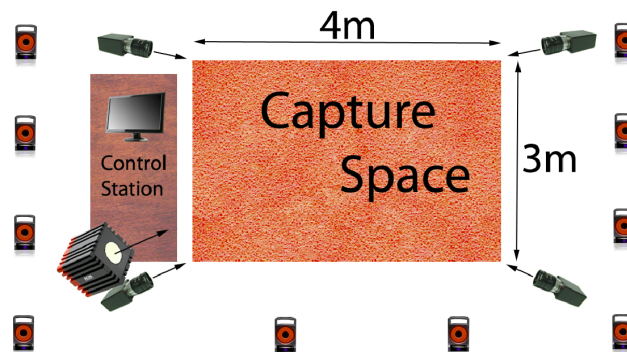


Figura 16. Espacio de captura y posicionamiento de cámaras de alta resolución y cámaras optoelectrónicas (Ionescu et al., 2014).

Para el uso de la base de datos Human3.6M existe un protocolo estándar el cual utiliza el sujeto 1, 5, 6, 7 y 8 como parte del grupo de entrenamiento de los métodos. El sujeto 9 y 11 son ocupados como conjunto de evaluación (Martinez et al., 2017)

El entrenamiento de la red neuronal fue realizado con 200 épocas utilizando ADAM como método de optimización estocástica, con una tasa de aprendizaje de 0.001 con un decaimiento exponencial y usando minibatch de un tamaño de 64. El código se implementó en python y tensorflow con una tarjeta Titan Xp GPU. NVIDIA® Quadro® 4000.

Utilizamos dos variables para medir el desempeño del entrenamiento. El error promedio de la posición por articulación y el error del ángulo articular.

Una de las variables más utilizadas es el error promedio de la posición por articulación (*Mean Per Joint Position Error*) (Chen & Ramanan, 2017) la cual es la distancia euclidiana entre la posición real de la articulación y la posición predicha de cada articulación. N es el número de articulaciones, T es el número de ejemplos

(cantidad de imágenes), $J_i^{(t)}$ es la posición de la articulación predicha, $J_{root}^{(t)}$ es la posición de la articulación raíz predicha (la pelvis), $j_i^{(t)}$ es la posición verdadera de la articulación predicha $j_{root}^{(t)}$ es la posición verdadera de la articulación raíz. Este error es calculado con todas las articulaciones estimadas y se suman para obtener el error promedio (Ecuación 1 y Figura 17).

$$MPJPE = \frac{1}{T} \frac{1}{N} \sum_{t=1}^T \sum_{i=1}^N \left\| (J_i^{(t)} - J_{root}^{(t)}) - (j_i^{(t)} - j_{root}^{(t)}) \right\|_2 \quad (1)$$

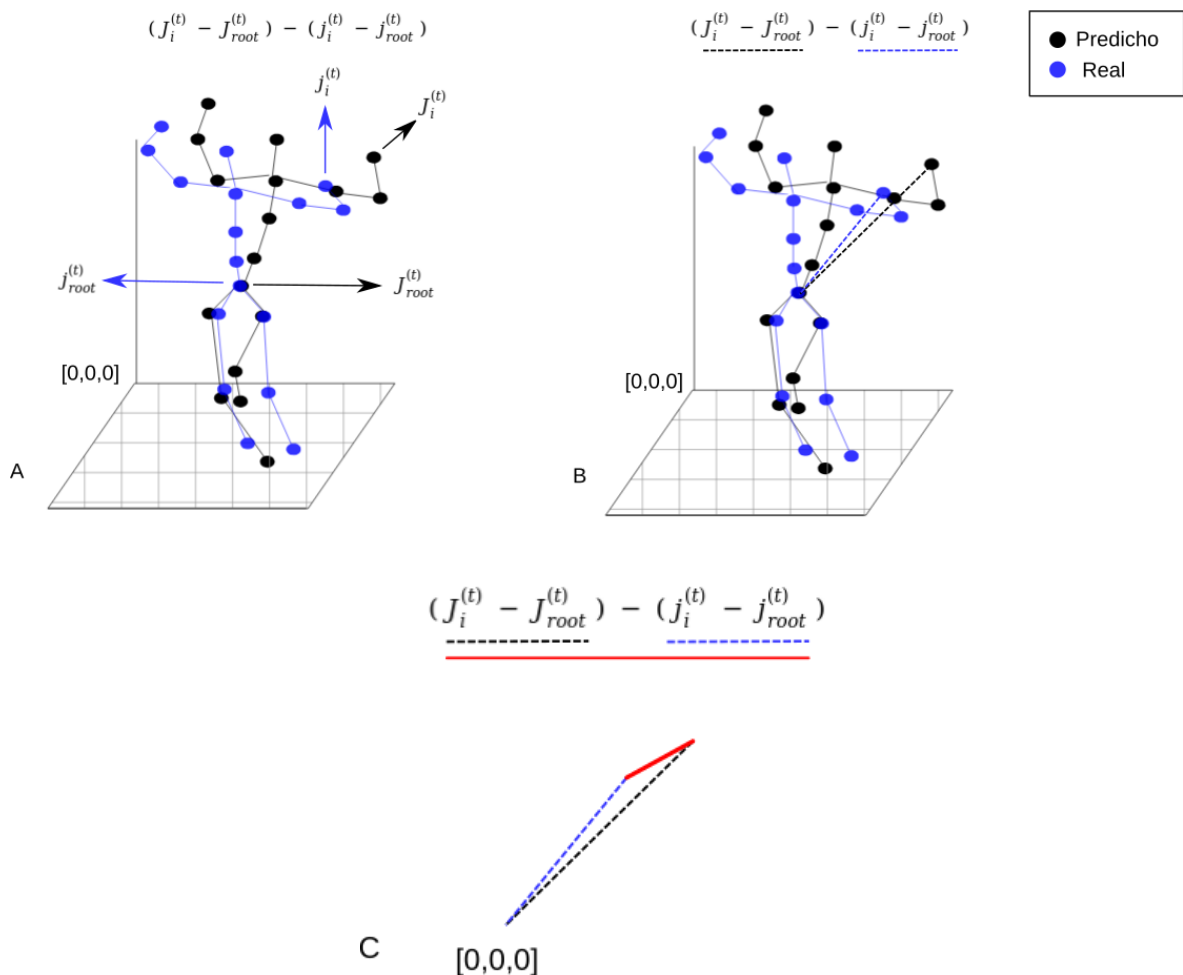


Figura 17. Error promedio de la posición por articulación. A En azul se obtiene la posición real de cada articulación y en negro se representa la estimación de la posición articular. B En base a la pelvis como referencia se obtiene la diferencia de posición de la articulación predicha con respecto a la real que se observa en la imagen C. Imagen modificada de Hossain & Little, 2018.

Existe otra métrica de evaluación del error del ángulo articular en base a grados. Se denomina el error promedio del ángulo por articulación (*Mean Joint Angle Error*) que es el promedio absoluto entre el ángulo predicho y el ángulo real en grados en base a la orientación del cuerpo con respecto a la cámara. M es el número de articulaciones y_i es el ángulo estimado Y_i es el ground truth y mod es el módulo (Ecuación 2 y Figura 18) (Agarwal & Triggs, 2006; Ning et al., 2008).

$$MJAE = \frac{\sum_{i=1}^M |(y_i - Y_i) \bmod \pm 180^\circ|}{M} \quad (2)$$

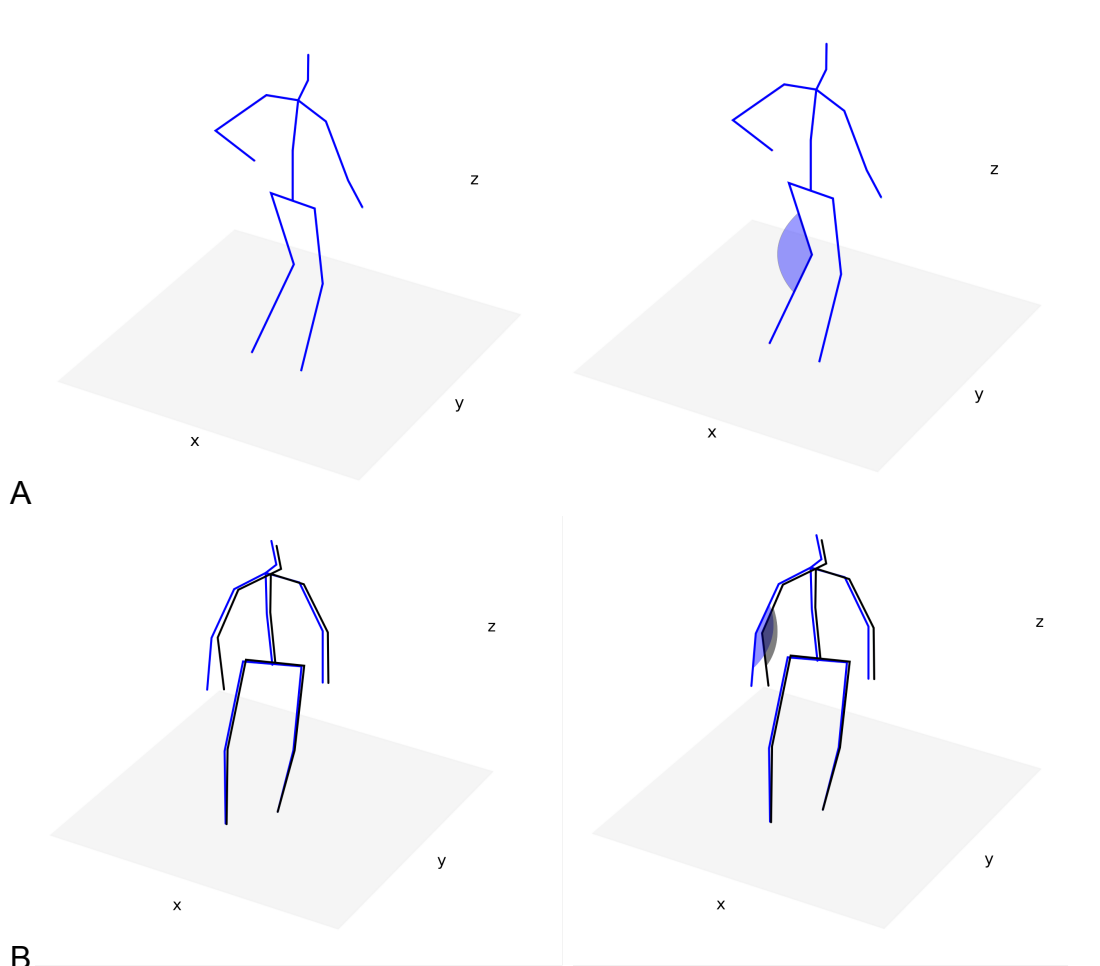


Figura 18. Error promedio del ángulo por articulación. A En la imagen izquierda se representa la postura en 3D real y a la derecha una representación gráfica del ángulo calculado, en este caso de la rodilla. B En azul se representa la postura real en 3D y en negro la estimación de la postura en 3D con el método de Martinez. A la derecha se observa el ángulo y su comparación.

4.2 Aplicar métricas del contexto clínico en la base de datos Human 3.6M

Posteriormente, proponemos una nueva métrica para medir el error promedio del ángulo por articulación y por plano de movimiento (plano sagital, frontal y transversal) de los métodos de estimación de postura con cámara monocular. Esta variable es la que nos permite comparar con las variables de mediciones clínicas.

El cálculo del ángulo de la articulación depende de la posición de los segmentos corporales que la componen y del plano observado.

Las articulaciones consideradas son de la extremidades inferiores el complejo tobillo-pie, rodilla y cadera, de las extremidades superiores la muñeca, codo y hombro (cíngulo pectoral) y de la columna se considera la región cráneo cervical y toracolumbar.

La base de datos Human 3.6M contiene la orientación de cada segmento corporal en una matriz de rotación como se ejemplifica en la Figura 19A Y Figura 19B. Con la orientación del segmento proximal y distal de la articulación se puede obtener cada plano.

Para calcular el ángulo de cada plano se debe identificar el eje de rotación del plano y calcular el ángulo descrito considerando la referencia como un vector (Figura 20).

Se obtuvo el ángulo de cada articulación por plano de movimiento (se utilizó como referencia la rotación sobre el eje X, Y y Z) a través de la función inversa de coseno del producto punto de los vectores dividido la norma de los vectores:

$$\theta = \arccos(x \cdot y / |x| |y|)$$

Por último se obtiene la diferencia entre el ángulo real y el predicho por el modelo en cada secuencia de imágenes. De esa forma obtenemos el error de cada articulación en cada plano de movimiento.

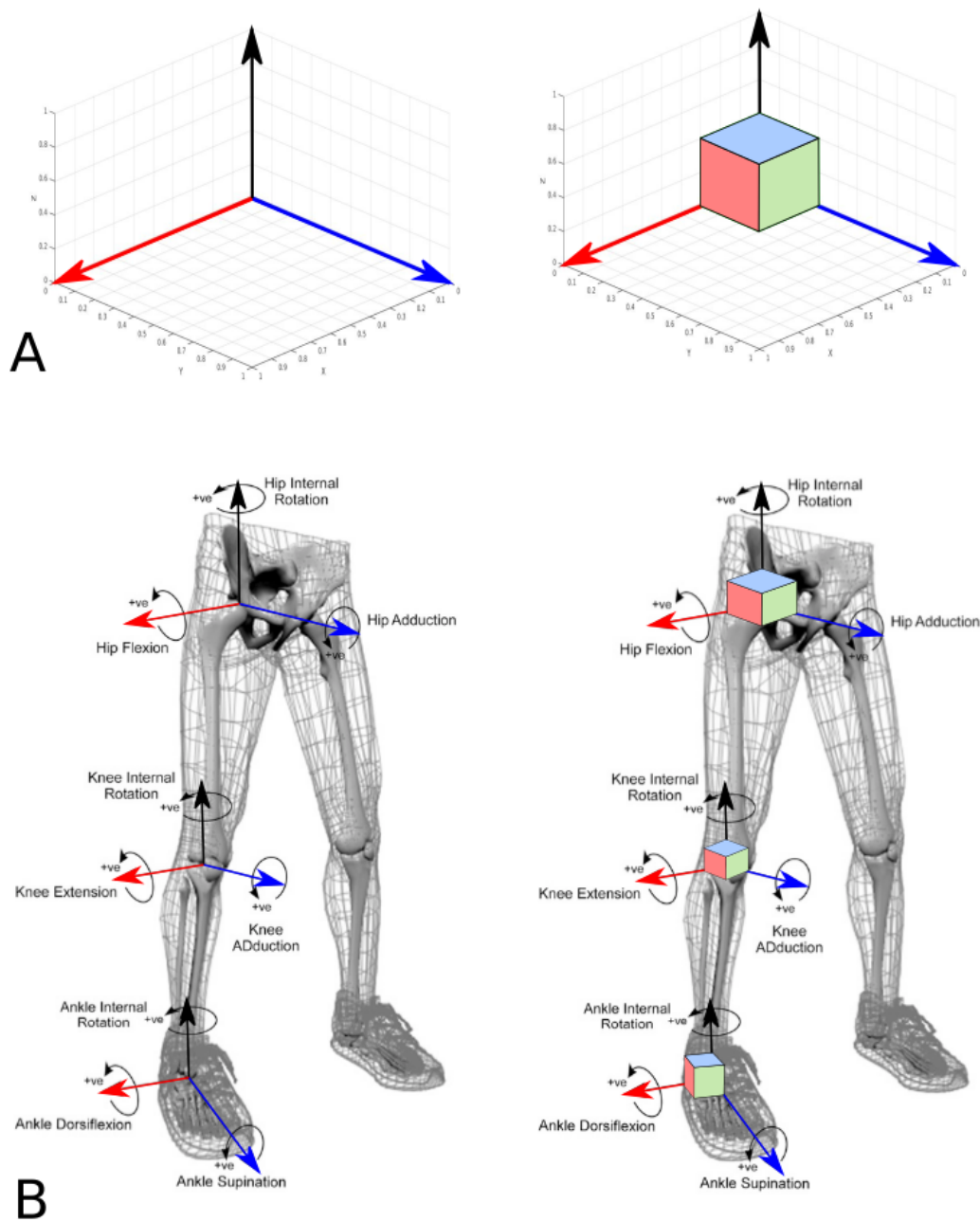


Figura 19. Orientación de los segmentos y cálculo del ángulo descrito de la articulación por plano de movimiento. A Se observa en la imagen de la izquierda la representación gráfica de un sistema de referencia en vectores unitarios. En la imagen de la derecha se muestra gráficamente cómo este sistema de referencia entrega la orientación de un objeto o segmento. B La figura representa como gráficamente la orientación de los segmentos en base a vectores unitarios, la orientación de cada segmento se obtiene de una matriz de rotación de la base de datos. Imagen modificada de McLean et al. 2010.

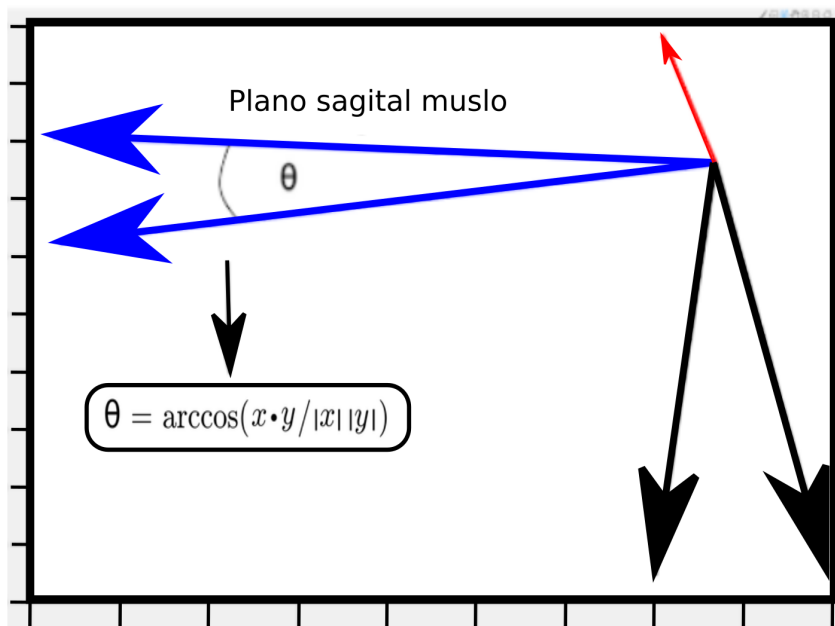


Figura 20. Cálculo del ángulo del plano de movimiento. Representación gráfica del cálculo del ángulo del plano sagital.

4.3 Determinar el desempeño del modelo de estimación de postura en 3D del estado del arte con respecto a su aplicabilidad clínica

La evaluación del movimiento humano en un contexto clínico como lo realizado por un médico traumatólogo, neurólogo, reumatólogo, kinesiólogo o terapeuta ocupacional por lo general es realizado en un contexto cerrado y controlado, que puede ser en una consulta o box con iluminación adecuada.

Durante la evaluación uno requiere de solicitar al paciente o usuario que se mantenga en una postura estática, que realiza movimientos con oclusiones de las extremidades superiores sin desplazarse del sitio de captura, movimientos de las extremidades sin desplazamiento de la persona pero con giros en torno a un eje longitudinal (la persona mira hacia otra dirección) y finalmente que la persona tenga que desplazarse mientras realiza movimientos con su columna y extremidades.

Para poder determinar el desempeño de los estimadores de postura en 3D con cámara monocular debemos considerar estos escenarios en el caso de determinar su uso en un contexto de evaluación física de los movimientos articulares de las extremidades y la columna.

La base de datos Human 3.6M tiene acciones que cumplen estos escenarios. Los cuales son comer, posar, sentarse, sentarse en el suelo, esperar y caminar (Figura 21 y 22).

La acción de comer (Figura 21A), la naturaleza del movimiento grabado tiene un componente de mayor desplazamiento y excursión de las extremidades superiores combinando planos de la articulación del complejo hombro, codo y muñeca en coordinación al segmento craneo-cervical, existen oclusiones dependiendo de la cámara y su perspectiva, además es una acción que mantiene una posición estática del tronco y de las extremidades inferiores o que simplemente no requiere del uso de más planos de las articulaciones de las extremidades inferiores.

En el escenario de sentarse (Figura 21D) los actores utilizan una postura de naturaleza estática que en momentos los segmentos del tronco, de las caderas y las rodillas generan oclusiones en base al campo visual y perspectiva de las cámaras. El sentarse provoca la oclusión de las extremidades inferiores por el tronco y viceversa, las extremidades pueden ocluir segmentos de la pelvis y el tronco. El sentarse en el suelo (Figura 21B) tiene las mismas características solo que puede hacer una mayor cantidad de oclusión.

La acción de posar (Figura 21C) la persona grabada mantiene posturas o posiciones articulares en todos los planos de movimiento por una cantidad de segundos de todos los segmentos, no realiza un desplazamiento mayor en el espacio de captura pero tiene giros sobre su propio eje, por lo que incluye la evaluación del desempeño frente a oclusiones.

Caminar y esperar (Figura 22A y 22B) son acciones donde los actores se encuentran en posición bípeda o de pie, ambas usan movimientos en un eje longitudinal con giros, la diferencia entre el caminar y esperar es el desplazamiento con giros en el espacio de captura.

Por último se realizó un análisis del error predicho del ángulo de cada articulación por plano de movimiento en el tiempo de captura del video, de esa forma se puede establecer en más detalle el error de cada articulación por plano de movimiento y

observar cualitativamente los eventos que alteran el desempeño del estimador de postura.

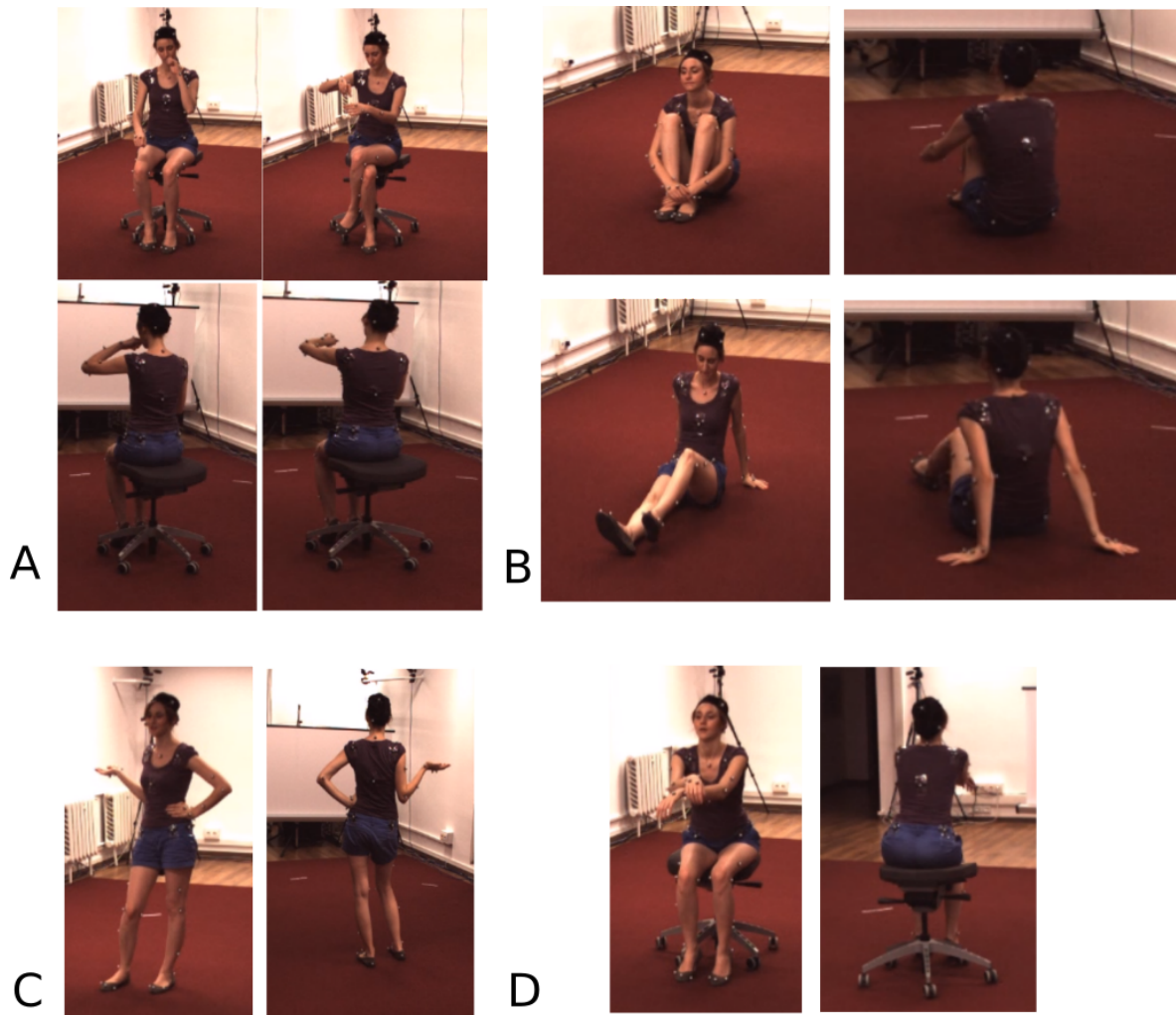
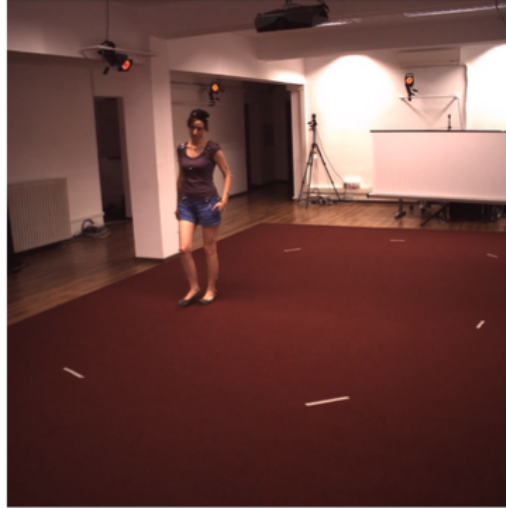


Figura 21. Acciones evaluadas para determinar el desempeño del modelo de estimación de postura en contexto clínico. A Acción de comer. B Acción de sentado en el suelo. C Acción de posar. D Acción de sentarse en una silla.

A



B

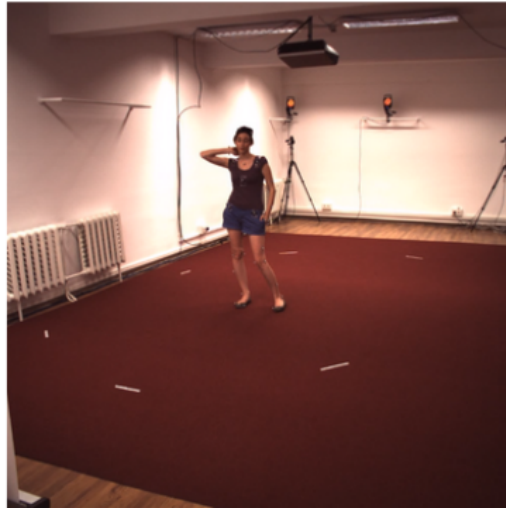


Figura 22. Acciones evaluadas para determinar el desempeño del modelo de estimación de postura en contexto clínico. A Acción de caminar. B Acción de esperar.

5. Resultados

5.1 Entrenar un método de estimación de postura del estado del arte con la base de datos Human 3.6M.

En el entrenamiento del estimador de postura humana en 3D, se obtuvo la función de pérdida del error promedio de la posición por articulación de todas las acciones del grupo de validación, la cual se puede observar en la Figura 23 el error obtenido por época. El cambio de la tasa de aprendizaje en el entrenamiento tiene un decrecimiento de carácter exponencial, su resultado se puede observar en la Figura 24 la cual grafica el cambio de la tasa de aprendizaje por iteración.

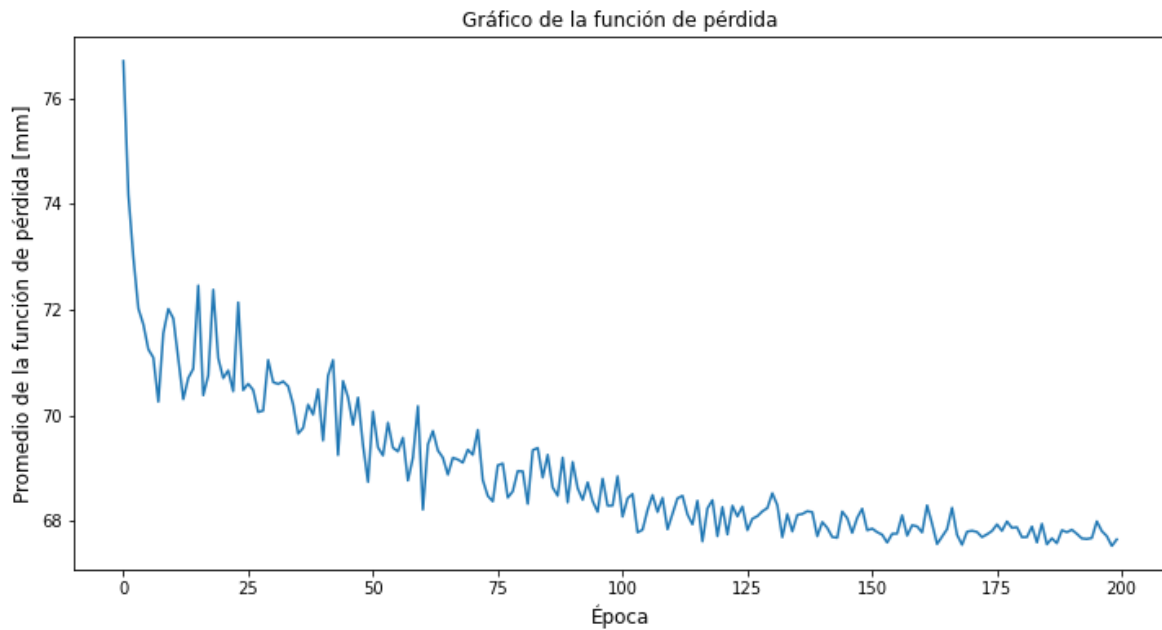


Figura 23. Gráfico de función de pérdida del entrenamiento de la red neuronal del trabajo de Martínez (Martinez et al., 2017)

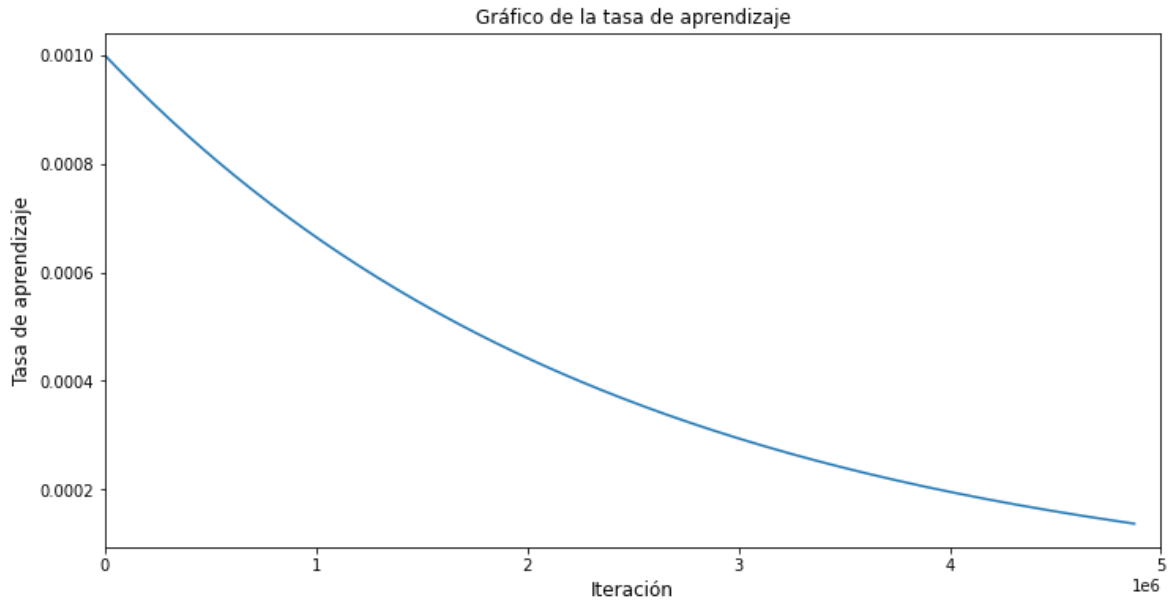


Figura 24. Tasa de aprendizaje y su cambio por iteración.

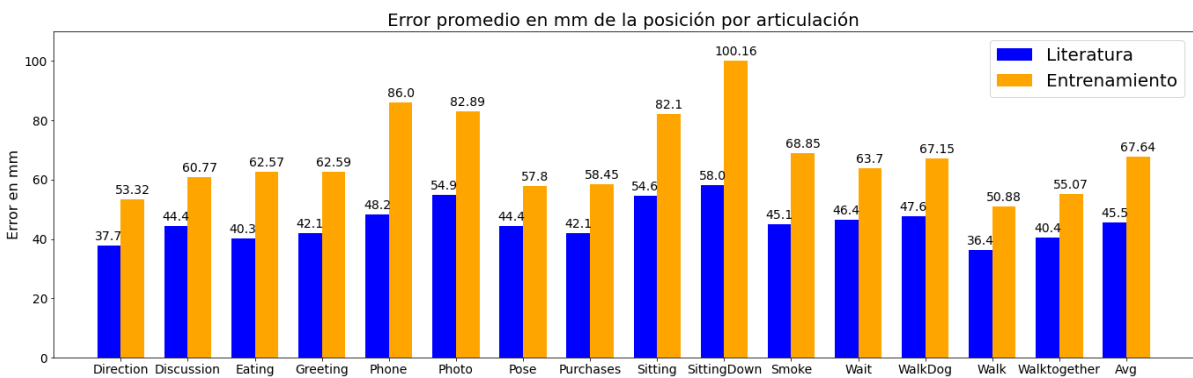


Figura 25. Gráfico de barras agrupado del error promedio de la posición por articulación en mm del entrenamiento publicado por Martinez (en azul) y el entrenamiento realizado (en naranja) por acción y su promedio.

Los resultados del error promedio de la posición por articulación en milímetros de cada acción del grupo de validación se encuentra en la Tabla 2, en esta tabla observan los resultados publicados por Martinez (Martinez et al., 2017) y los resultados obtenidos en el entrenamiento del modelo realizado.

En la Tabla 2 y en la Figura 25 se observa que los resultados obtenidos en el entrenamiento del modelo tienen un rango de 50,88 mm hasta 100,16 mm. El menor

error lo obtuvo la acción de caminar y el mayor error es en la acción de sentarse en el suelo.

En la Tabla 2 y en la Figura 25 se observa una diferencia en los resultados obtenidos de (Martinez et al., 2017) y del entrenamiento realizado en esta investigación de un rango de 13,4 mm a 42,16mm. La acción de dirección es de 15,62 mm, discusión es de 16,36, comer es de 22,27 mm, saludar es de 20,49 mm, hablar por teléfono es de 37,8 mm, tomar una foto es de 27,99 mm, posar es de 13,4 mm, comprar es de 16,35 mm, sentarse es de 27,5 mm, sentarse en el suelo es de 42,16 mm, fumar es de 23,75 mm, esperar es de 17,3 mm, pasear al perro es de 19,55 mm, caminar es de 14,48 mm, caminar en conjunto 14,67 mm y en promedio es de 22,14mm.

	Direction	Discussion	Eating	Greeting	Phone	Photo	Pose	Purchases
Literatura (Martinez et al., 2017)	37,70	44,40	40,30	42,10	48,20	54,90	44,40	42,10
Entrenamiento	53,32	60,77	62,57	62,59	86,00	82,89	57,80	58,45
	Sitting	Sitting down	Smoke	Wait	Walk Dog	Walk	Walk together	Avg
Literatura (Martinez et al., 2017)	54,60	58,00	45,10	46,40	47,60	36,40	40,40	45,50
Entrenamiento	82,10	100,16	68,85	63,70	67,15	50,88	55,07	67,64

Tabla 2. Resultado del cálculo del error promedio en mm de la posición por articulación reportada en el estado del arte (Martinez et al., 2017) y el entrenamiento.

Los resultados del error promedio angular por articulación de la predicción de los sujetos de prueba por acción del conjunto de datos se encuentran en la Tabla 3 y Figura 26. Los resultados observados del error promedio angular por articulación por acción tienen un rango de 12,04° hasta 35,98°. La acción de caminar es la que presenta menor error y la acción de sentarse en el suelo es la que presenta mayor error.

	<i>Direction</i>	<i>Discussion</i>	<i>Eating</i>	<i>Greeting</i>	<i>Phone</i>	<i>Photo</i>	<i>Pose</i>	<i>Purchases</i>
Entrenamiento	14,56	17,89	13,01	14,77	19,60	19,56	15,20	25,60
	<i>Sitting</i>	<i>Sitting down</i>	<i>Smoke</i>	<i>Wait</i>	<i>Walk Dog</i>	<i>Walk</i>	<i>Walk together</i>	<i>Avg</i>
Entrenamiento	18,10	35,98	17,32	13,71	14,17	12,04	13,57	18,70

Tabla 3. Resultado del cálculo del error promedio del ángulo en grados por articulación reportada en el entrenamiento.

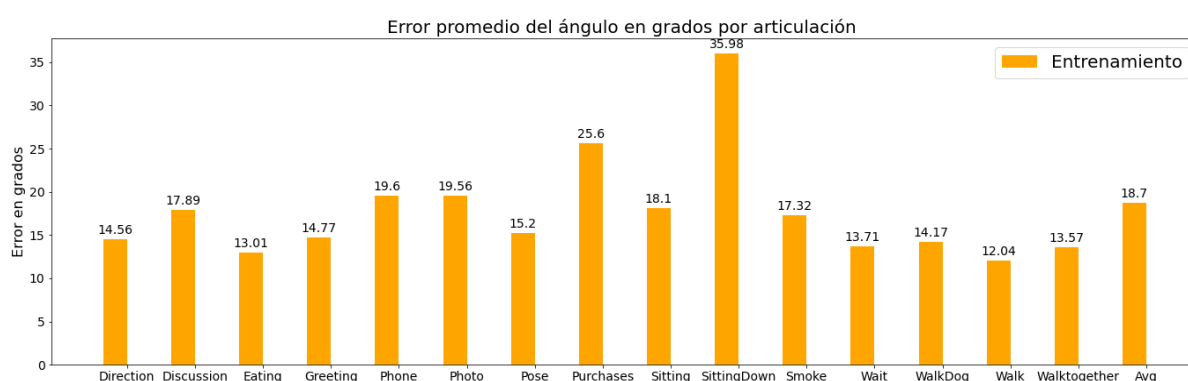


Figura 26. Gráfico de barra del error promedio angular por articulación en grados del entrenamiento realizado (en azul) por acción y su promedio.

5.2. Aplicar métricas del contexto clínico en la base de datos Human 3.6M

La Tabla 4 presenta los resultados del error calculado por plano de movimiento de cada articulación en grados, el promedio y la desviación estándar. El detalle de los resultados por plano de movimiento en cada acción evaluada se encuentra en el anexo (Anexo Tablas 1 - 9).

En las Figuras 27, 28, 29 y 30 se observan gráficos de error agrupados por plano de cada articulación. Se calculó el error de cada articulación derecha e izquierda de las extremidades superiores e inferiores y de la columna de la zona cervical y la zona toracolumbar.

A continuación se describirán las articulaciones que en al menos un plano de movimiento presentan en promedio un error menor a 5°.

Se observa que el error del ángulo de la articulación de la rodilla derecha es de $0,0004^{\circ} \pm 0,0$ en el plano sagital, $33,095^{\circ} \pm 23,3$ en el plano frontal y $5,140^{\circ} \pm 2,0$ en el plano transversal. En la articulación de la rodilla izquierda se obtiene que la predicción tiene un error de $0,0004^{\circ} \pm 0,0$ en el plano sagital, $32,303^{\circ} \pm 24,0$ en el plano frontal y $8,982^{\circ} \pm 1,4$ en el plano transversal.

En el caso de la articulación del codo derecho el error del ángulo predicho es de $0,0007^\circ \pm 0,0$ en el plano sagital, $35,833^\circ \pm 7,5$ en el plano frontal y $6,736^\circ \pm 2,6$ en el plano transversal. En la articulación del codo izquierdo el error del ángulo predicho es de $0,0006^\circ \pm 0,0$ en el plano sagital, $32,251^\circ \pm 8,0$ en el plano frontal y $5,429^\circ \pm 1,5$ en el plano transversal.

El error observado de la predicción del ángulo en la articulación de la muñeca es de $70,669 \pm 8,1$ en el plano sagital, $1,924 \pm 0,7$ en el plano frontal y $16,625 \pm 6$ en el plano transversal. En el caso de la articulación de la muñeca izquierda el error es de $67,367 \pm 7,0$ en el plano sagital, $1,320 \pm 0,8$ en el plano frontal y $20,510 \pm 8,8$ en el plano transversal.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo Derecho	Tobillo izquierdo	Hombro derecho
Plano							
Sagital	15,711 \pm 3,8	12,657 \pm 3,5	0,0004 \pm 0,0	0,0004 \pm 0,0	9,490 \pm 3,0	5,560 \pm 2,2	16,629 \pm 3,8
Frontal	17,079 \pm 11,2	18,128 \pm 10,0	33,095 \pm 23,3	32,303 \pm 24,0	7,967 \pm 1,8	5,774 \pm 2,4	19,463 \pm 8,3
Transversal	26,563 \pm 8,7	23,953 \pm 8,2	5,140 \pm 2,0	8,982 \pm 1,4	66,291 \pm 5,9	67,877 \pm 4,7	35,115 \pm 11,4
Articulación	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda	Cervical	Lumbar
Plano							
Sagital	15,458 \pm 5,5	0,0007 \pm 0,0	0,0006 \pm 0,0	70,669 \pm 8,1	67,367 \pm 7,0	8,158 \pm 3,0	12,084 \pm 9,3
Frontal	21,578 \pm 8,8	35,833 \pm 7,5	32,251 \pm 8,0	1,924 \pm 0,7	1,320 \pm 0,8	40,945 \pm 9,8	16,040 \pm 12,0
Transversal	32,349 \pm 8,1	6,736 \pm 2,6	5,429 \pm 1,5	16,625 \pm 6,7	20,510 \pm 8,8	47,642 \pm 12,6	16,177 \pm 4,3

Tabla 4. Resumen de resultados del error angular en grado en cada plano de movimiento por articulación. Promedio \pm Desviación estándar.

Las articulaciones de la cadera, tobillo, hombro, la zona craneo cervical y toracolumbar presentaron en promedio errores sobre los 5° en todos los planos de movimiento.

Existen articulaciones que presentan un error menor a 5 grados dependiendo de la acción evaluada (Anexo Tablas 1 - 9).

Las articulaciones que presentan un error menor a 5° en ciertas acciones en el plano sagital son: El tobillo en las acciones de dirección, discusión, comer, saludar, foto, y caminar (Tabla 1 en el anexo). La zona cervical en las acciones de discusión y comer (Tabla 3 en el anexo). La zona lumbar en las acciones de dirección, posar, caminar y caminar en compañía (Tabla 3 en el anexo).

Las articulaciones que presentan un error menor a 5° en ciertas acciones en el plano frontal son: La cadera en la acción de discutir (Tabla 4 en el anexo). El tobillo en las acciones de discutir, comer, saludar, hablar por teléfono, caminar y caminar en compañía (Tabla 4 en el anexo). En la zona lumbar en la acción de saludar (Tabla 6 en el anexo).

Las articulaciones que presentan un error menor a 5° en ciertas acciones en el plano frontal son: La rodilla en las acciones de discutir, saludar, hablar por teléfono, posar, hacer compras, caminar con el perro, caminar y caminar en compañía (Tabla 7 en el anexo). El codo en las acciones de dirección, discutir, saludar, hablar por teléfono, posar, hacer compras, caminar con el perro y caminar en compañía (Tabla 8 en el anexo).

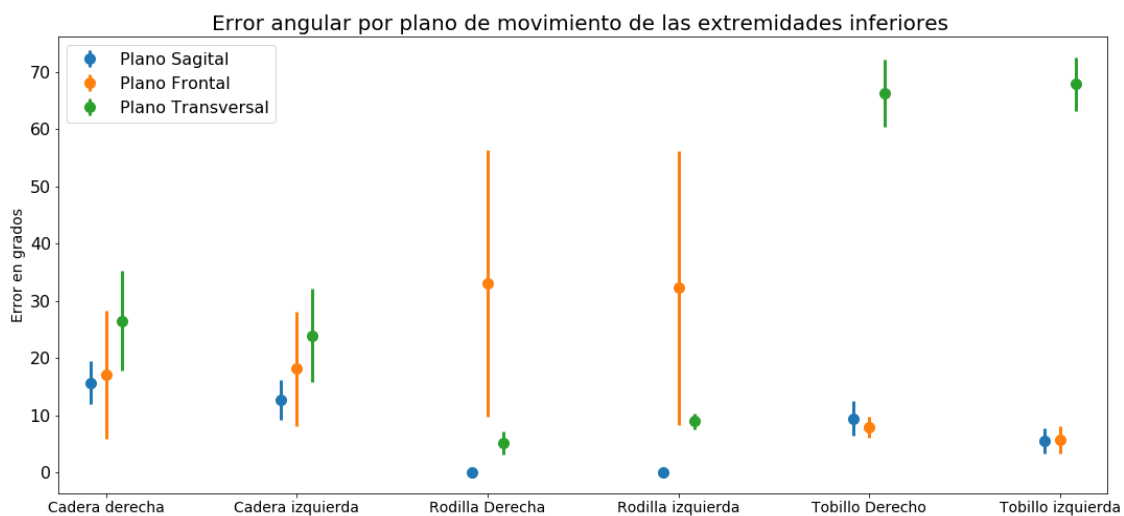


Figura 27. Gráfico del error angular por plano de movimiento de las extremidades inferiores derecha e izquierda. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

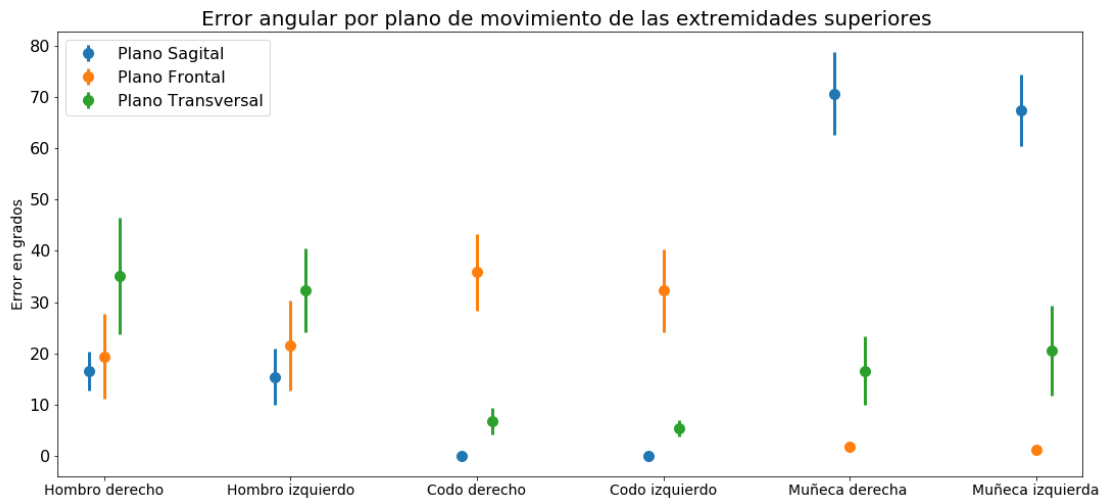


Figura 28. Gráfico del error angular por plano de movimiento de las extremidades superiores derecha e izquierda. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

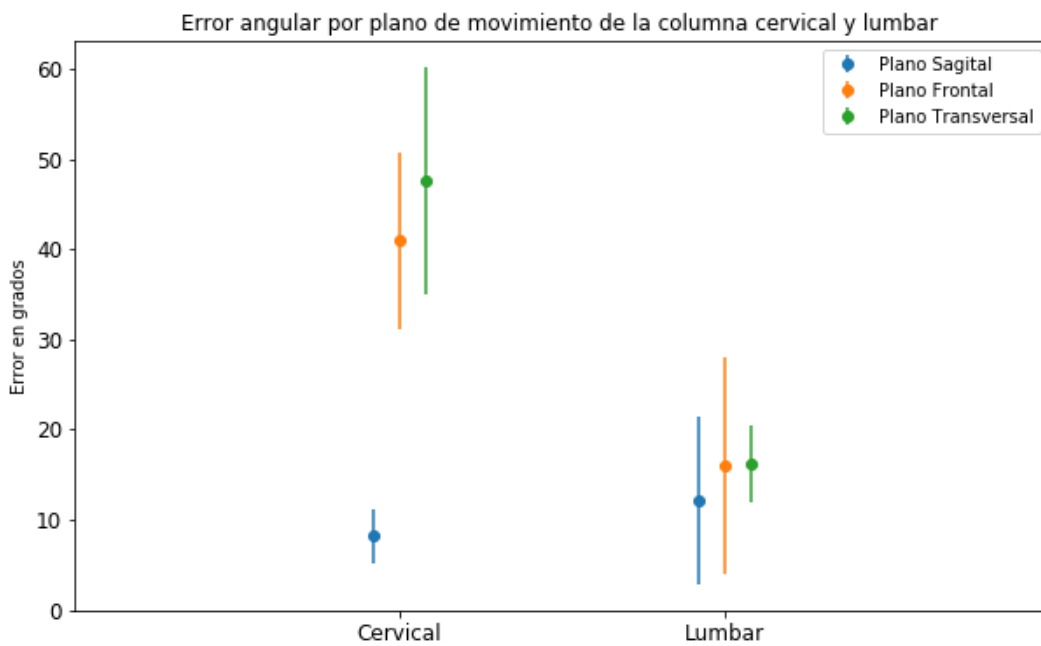


Figura 29. Gráfico del error angular por plano de movimiento de la columna cervical y lumbar. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

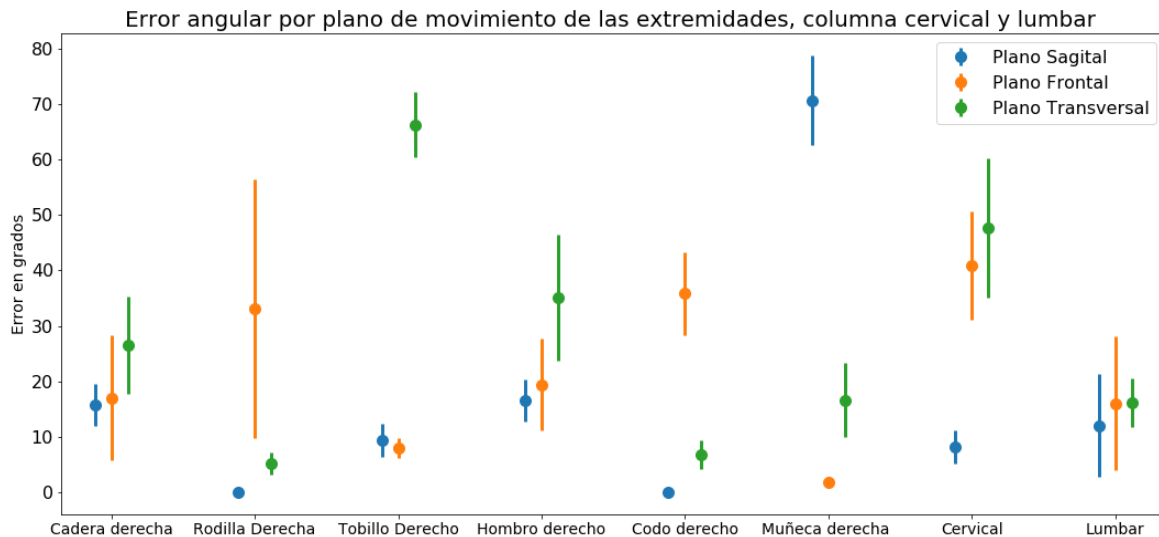


Figura 30. Gráfico del error angular por plano de movimiento de las extremidades inferiores, superiores derecha, columna cervical y lumbar. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

5.3 Determinar el desempeño del método de estimación de postura en 3D del estado del arte con respecto a su aplicabilidad clínica.

A continuación, se describe el resultado del error del ángulo predicho de cada articulación en base a las acciones seleccionadas por su comportamiento y naturaleza del movimiento.

En la columna lumbar se observa en la Figura 31 que el error promedio aumenta en las acciones de sentarse (Sagital $24,03^{\circ}$; Frontal $36,00^{\circ}$; Transversal $25,054^{\circ}$) y sentarse en el suelo (Sagital $35,98^{\circ}$; Frontal $45,21^{\circ}$; Transversal $18,881^{\circ}$) en todos los planos. Si se compara la acción de caminar (Sagital $2,34^{\circ}$; Frontal $16,836^{\circ}$; Transversal $16,141^{\circ}$) que involucra un desplazamiento con respecto a otras acciones como comer (Sagital $5,54^{\circ}$; Frontal $9,67^{\circ}$; Transversal $11,892^{\circ}$), posar (Sagital $3,98^{\circ}$; Frontal $6,32^{\circ}$; Transversal $11,892^{\circ}$) y esperar (Sagital $12,57^{\circ}$; Frontal $13,41^{\circ}$; Transversal $6,99^{\circ}$), el error del plano sagital disminuye y aumenta en el plano frontal y transversal.

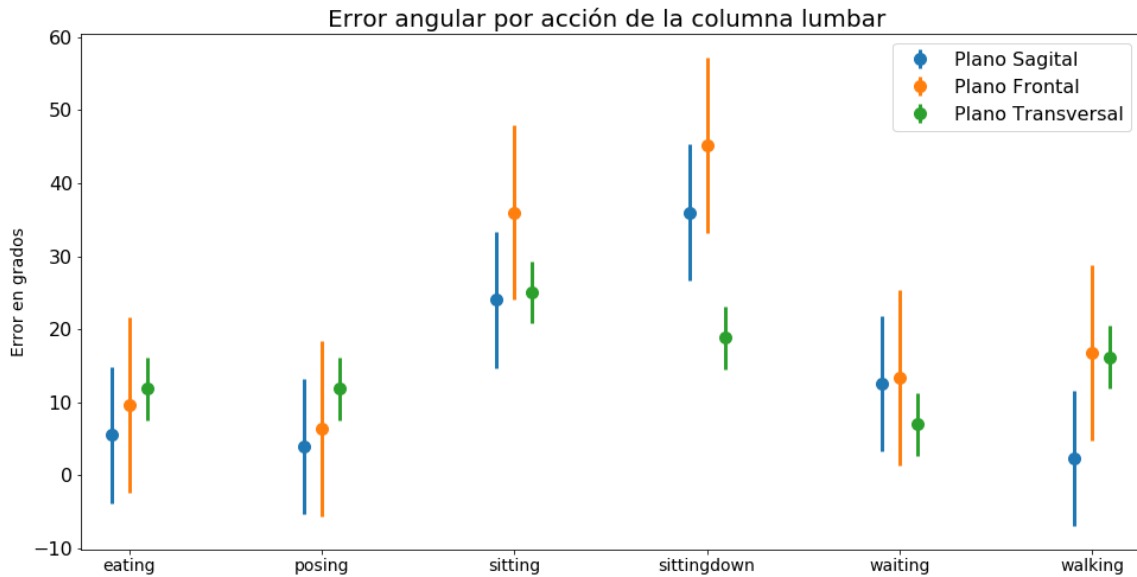


Figura 31. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la columna lumbar por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

En el caso de la columna cervical (figura 32) las actividades en bípedo como posar (Sagital 10,5°; Frontal 34,47°; Transversal 50,592°), esperar (Sagital 8,65° ; Frontal 51,44° ; Transversal 63,268°) y caminar (Sagital 6,31° ; Frontal 34,66° ; Transversal 66,599°), realizan un aumento del error de la predicción en el plano transversal. El error en el plano frontal aumenta en actividades de esperar y sentarse (Sagital 14,66° ; Frontal 50,02 ; Transversal 36,831°). El error en el plano sagital disminuye en la acción de comer (Sagital 3,74° ; Frontal 31,81° ; Transversal 44,231°) y aumenta en la acción de sentarse.

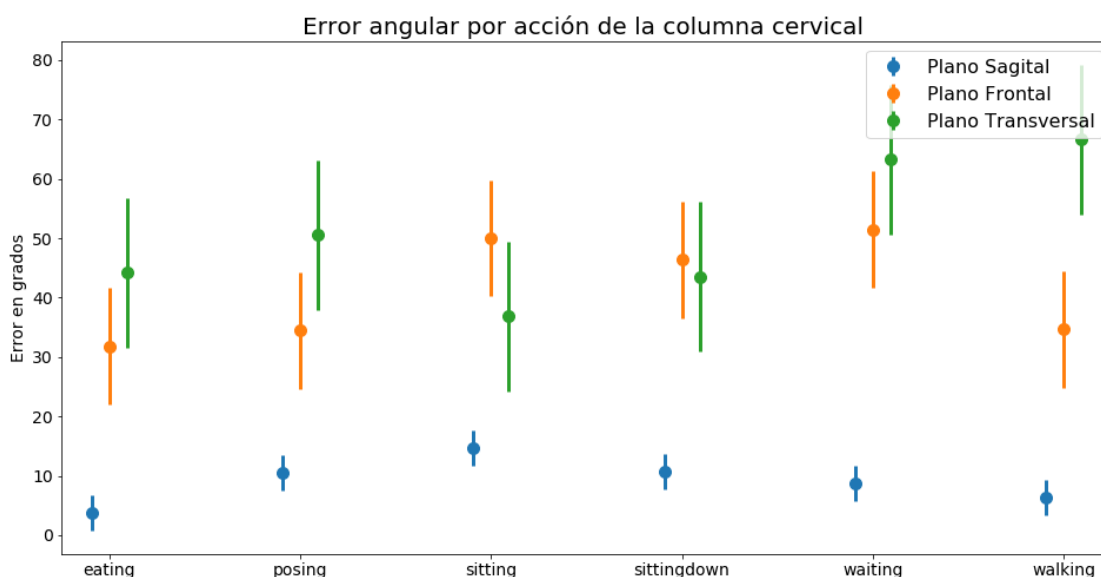


Figura 32. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la columna cervical por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

El resultado del error por plano en la articulación del hombro por actividad (Figura 33) en las acciones de comer (Sagital 11,62°; Frontal 9,53° ; Transversal 35,969°) y sentarse (Sagital 14,81° ; Frontal 15,10°; Transversal 45,654°) el error en el plano sagital y frontal son menores que en los casos de las acciones de posar (Sagital 19,43°; Frontal 28,21° ; Transversal 30,441°), esperar (Sagital 18,52° ; Frontal 24,19° ; Transversal 36,227°) y caminar (Sagital 16,50° ; Frontal 17,75° ; Transversal 27,18°). Siendo el sentarse en el suelo (Sagital 25,92° ; Frontal 42,51° ; Transversal 47,019°) el que más aumenta el error en el plano sagital, frontal y transversal.

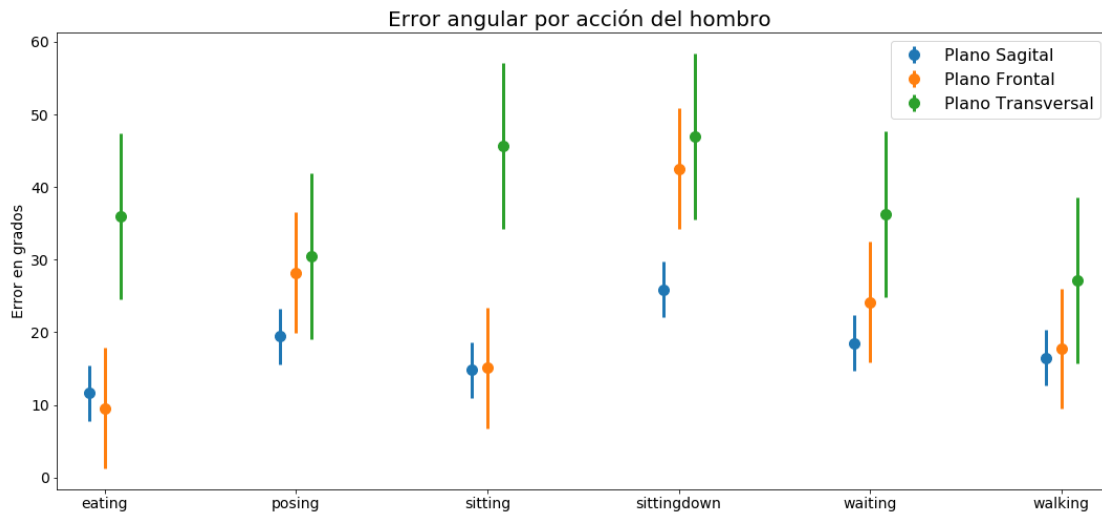


Figura 33. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación del hombro por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

Los resultados de la articulación del codo (Figura 34) en su error por plano de movimiento en las acciones descritas no presenta diferencias en el plano sagital y frontal, se observa un aumento del error en el plano frontal en la acción de comer (Sagital 0°; Frontal 34,09°; Transversal 10,058°) y sentarse (Sagital 0°; Frontal 40,58°; Transversal 9,04°). En la acción de sentarse, sentarse en el suelo (Sagital 0° ; Frontal 38,02° ; Transversal 6,414°), esperar (Sagital 0° ; Frontal 37,69° ; Transversal 7,482°) y caminar (Sagital 0° ; Frontal 46,19° ; Transversal 7,427°) el error en el plano transversal aumenta.

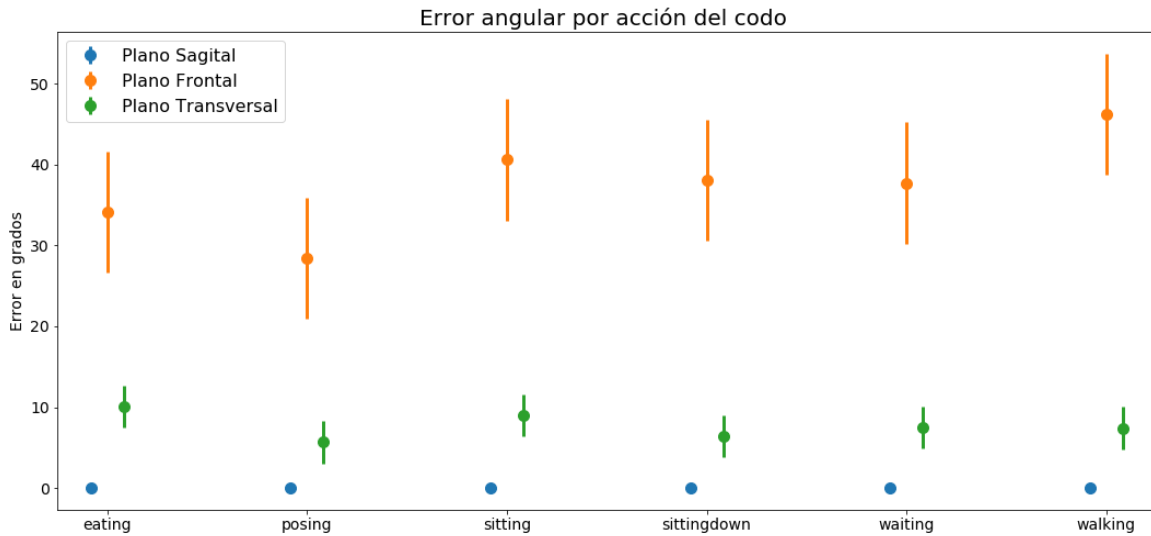


Figura 34. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación del codo por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

La articulación de la muñeca (figura 35) su error por acción presenta variaciones en el plano transversal en el cual en la acción de caminar (Sagital $79,74^\circ$; Frontal $2,40^\circ$; Transversal $36,622^\circ$) presenta un aumento del error. El error en el plano sagital se mantiene alto en todas las acciones evaluadas, en cambio el error de la predicción para el plano frontal se mantiene estable en todas las acciones realizadas.

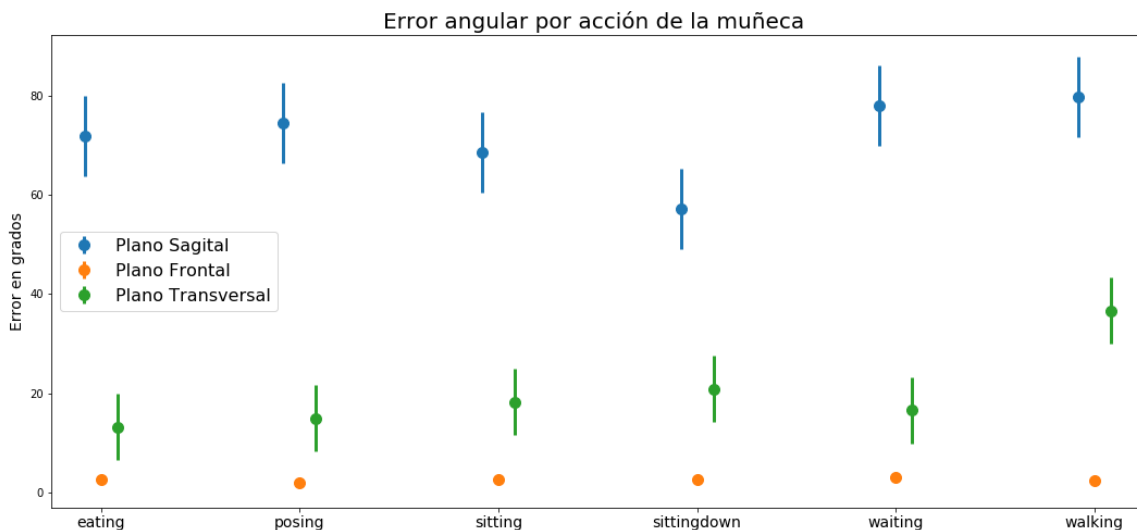


Figura 35. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación de la muñeca por acción. El punto representa al error promedio y la barra

representa la desviación estándar.

En la articulación de la cadera (Figura 36) en su error por plano de movimiento por acciones se observa que el error en el plano sagital aumenta en las acciones de sentarse (Sagital 18,66° ; Frontal 29,42°; Transversal 37,086°), sentarse en el suelo (Sagital 18,28° ; Frontal 48,9° ; Transversal 42,862°) y esperar (Sagital 23,17° ; Frontal 15,57°; Transversal 15,808°). En el plano frontal y sagital existe un aumento del error en las acciones de sentarse y sentarse en el suelo.

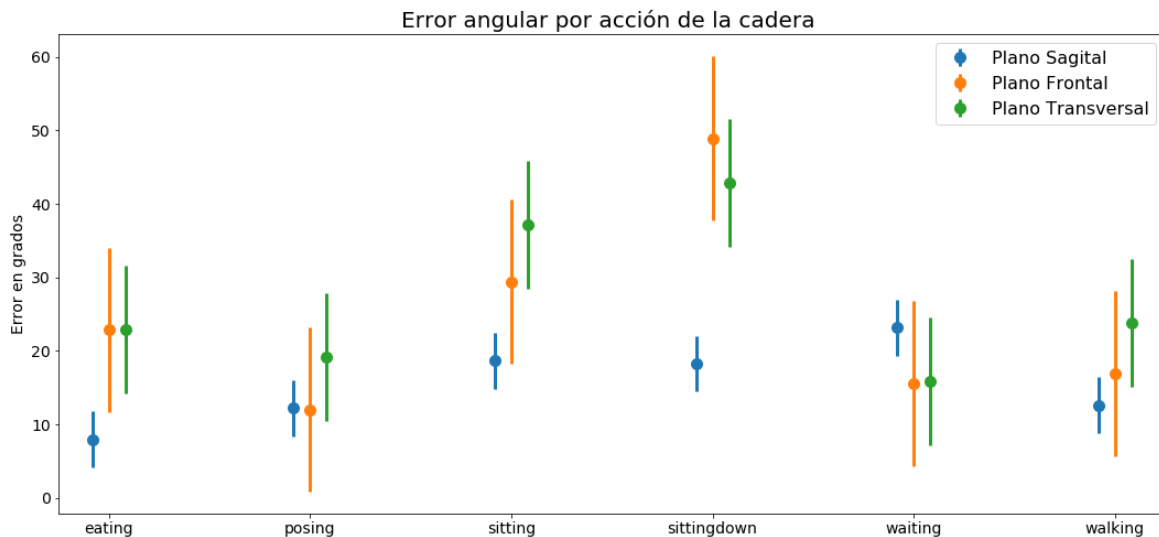


Figura 36. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación de la cadera por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

El error de la predicción del ángulo por plano de movimiento de la articulación de la rodilla (Figura 37) en el plano transversal y sagital se mantiene el error promedio. En cambio se observa un aumento del error en el plano frontal en la acción de comer (Sagital 0°; Frontal 60,49° ; Transversal 5,648°), sentarse (Sagital 0° ; Frontal 63,99° ; Transversal 6,42°) y sentarse en el suelo (Sagital 0° ; Frontal 88,49° ; Transversal 9,837°).



Figura 37. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación de la rodilla por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

Por último, en la articulación del tobillo (Figura 38) el error en el plano sagital aumenta en las acciones de posar (Sagital 10,57° ; Frontal 9,29° ; Transversal 63,123°), sentarse (Sagital 14,2° ; Frontal 7,53° ; Transversal 70,444°) y sentarse en el suelo (Sagital 16,15° ; Frontal 12,17° ; Transversal 65,879°). En el plano frontal el error aumenta en la acción de sentarse en el suelo. El error del plano transversal mantiene un alto error en todas las acciones.

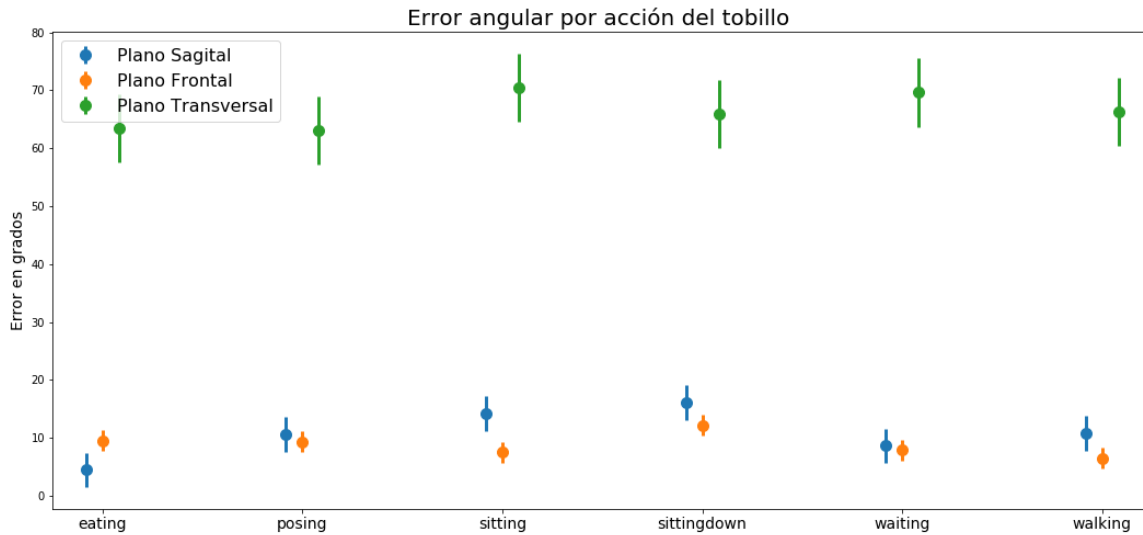


Figura 38. Gráfico del error de la predicción del ángulo por planos de movimiento de la articulación del tobillo por acción. El punto representa al error promedio y la barra representa la desviación estándar.

A continuación, se describe el error en cada *frame* de la acción evaluada. En la Figura 39 podemos observar la estimación de la postura en el sujeto, el ángulo real de rodilla en el plano sagital y el ángulo predicho en cada frame o imagen del video grabado de la acción de caminar del sujeto. El error promedio es de $0,000022864^\circ$ con una desviación estándar de $0,000015747^\circ$. El error mínimo es de $0,000000013548^\circ$ y el máximo es de $0,000051288^\circ$.

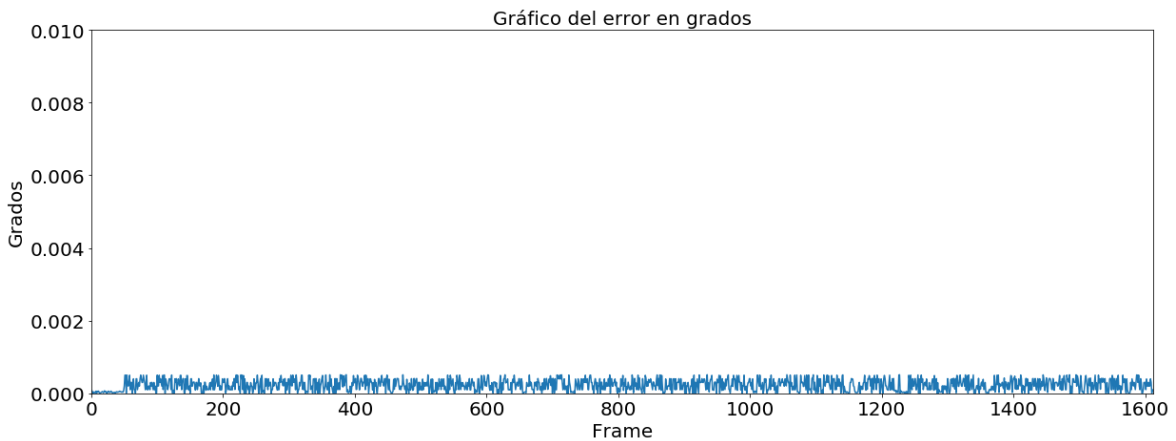
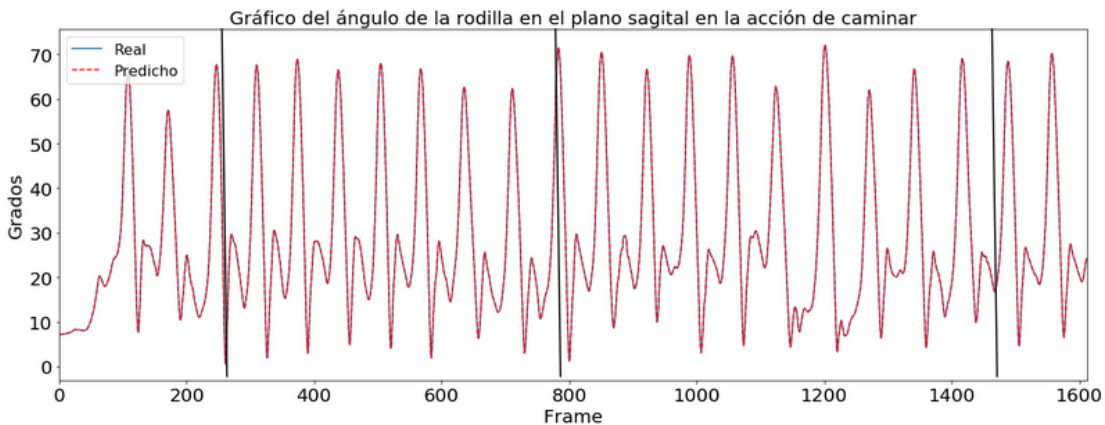
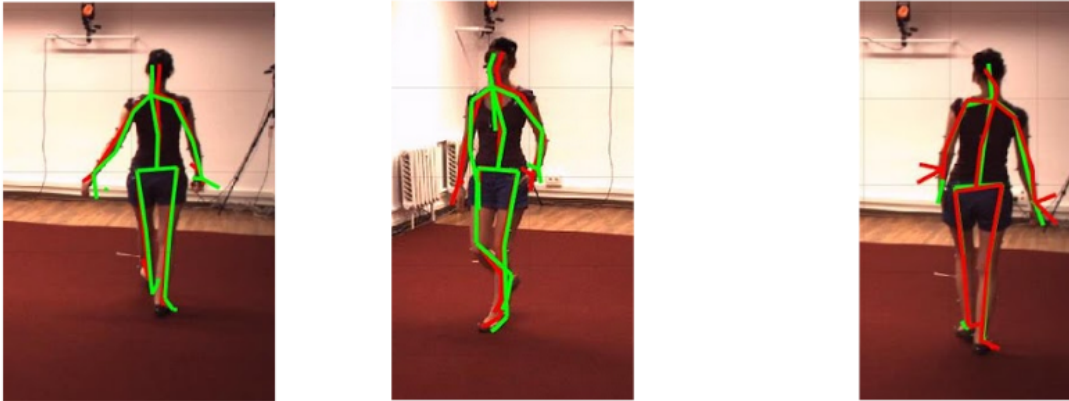


Figura 39. Gráfico del ángulo predicho y real de la rodilla en el plano sagital en el tiempo en la acción de caminar.

Podemos observar al mismo sujeto en la misma acción de caminar (Figura 40), en este caso es el ángulo real y el predicho en el plano transversal del tobillo. Es uno de los casos que mayor error presenta. en fases de oclusión del segmento. Figura 40. El error promedio $66,2618^\circ$ y desviación estándar de $9,0310$. Error mínimo $41,8046$. Error máximo $96,1822$.

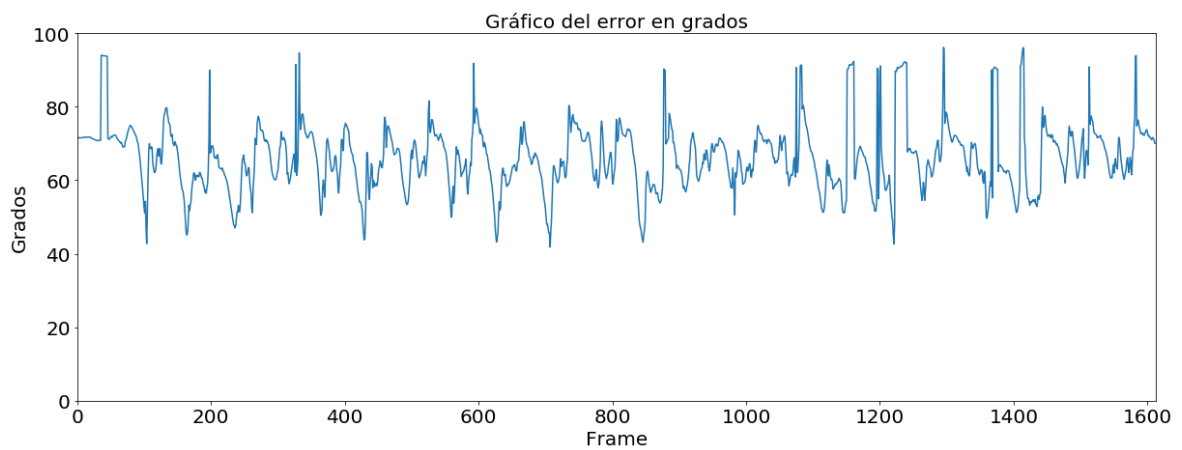
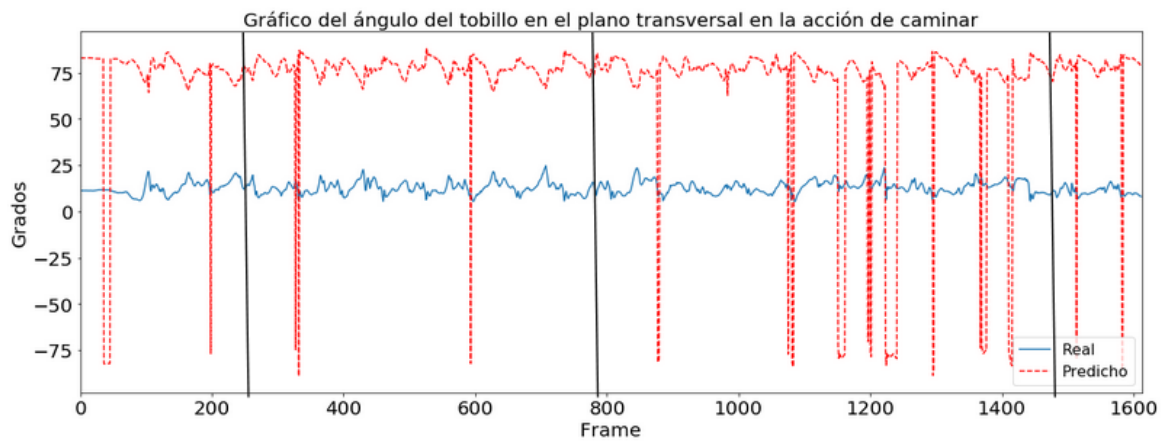
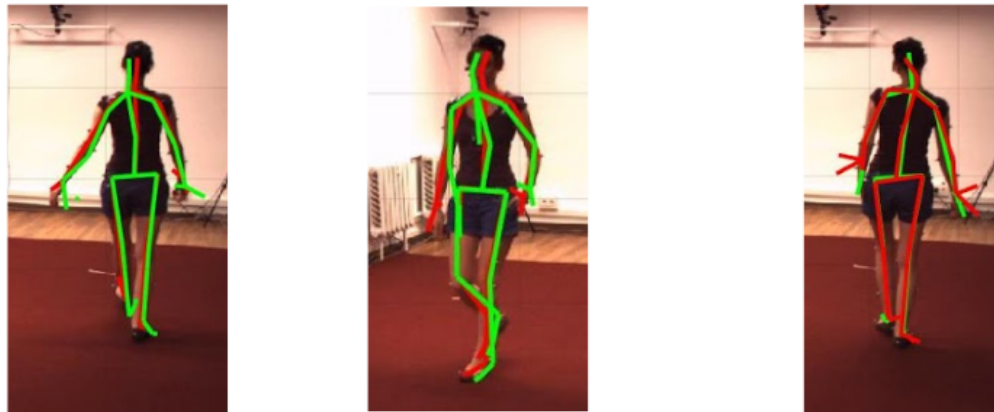


Figura 40. Gráfico del ángulo predicho y real del tobillo en el plano transversal en el tiempo en la acción de caminar.

En esta situación la cadera en la posición de sentarse en el suelo se presenta una oclusión del segmento de la pelvis con el muslo y la rodilla (Figura 41), lo que altera el cálculo del ángulo en el plano sagital de la cadera. El error promedio es de 18,2761 y desviación estándar 14,114°. El error mínimo es 0,0054°. El error máximo es de 59,0848°.

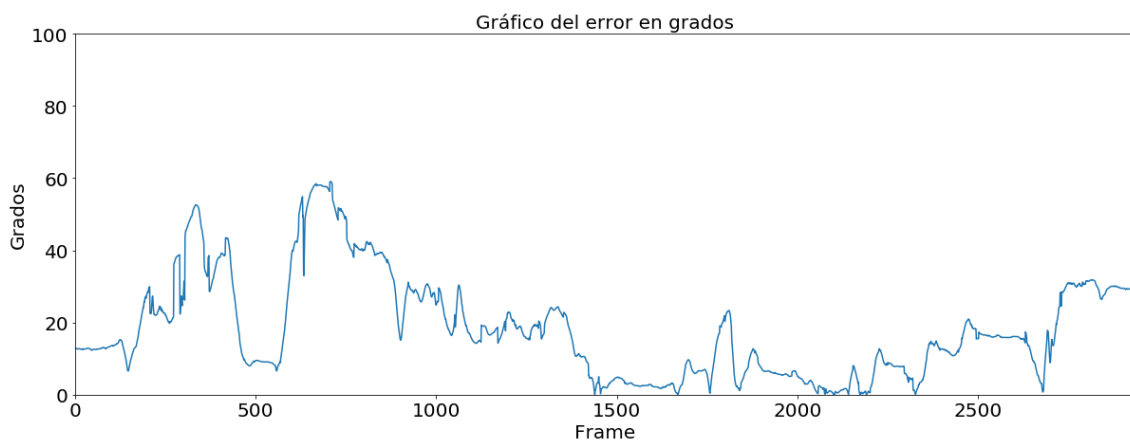
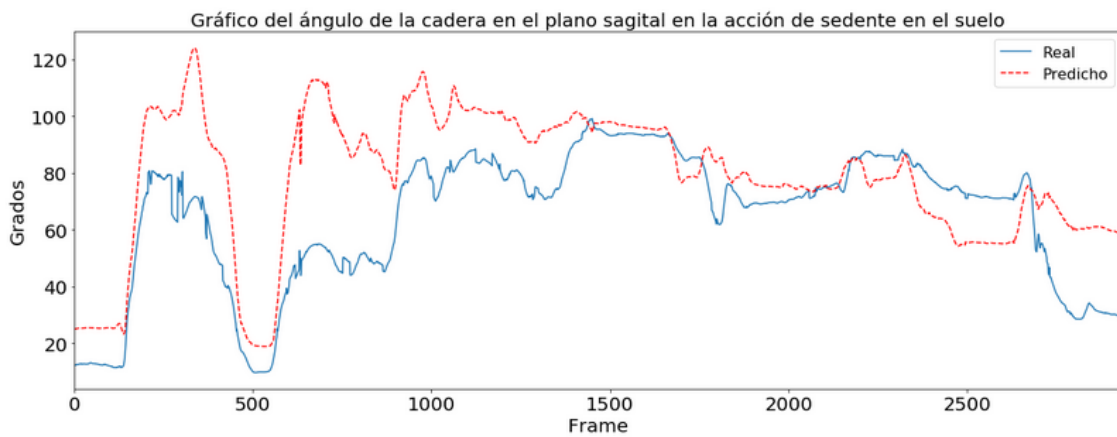
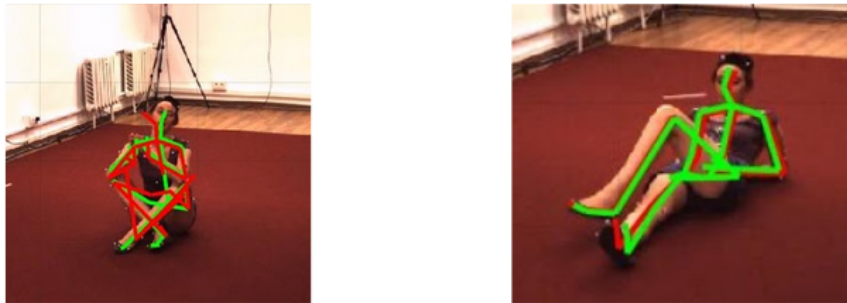


Figura 41. Gráfico del ángulo predicho y real de la cadera en el plano sagital en el tiempo en la acción de sentarse en el suelo.

Para mayor detalle de los resultados por acción y por articulación puede consultar en el anexo desde la tabla 10 hasta la 51, en el cual se describe el resumen de los resultados.

Finalmente, se compararon los resultados de la predicción de la estimación de postura en 3D con cámara monocular de una acción comparando su resultado en base a la cámara y su vista (Figura 42).

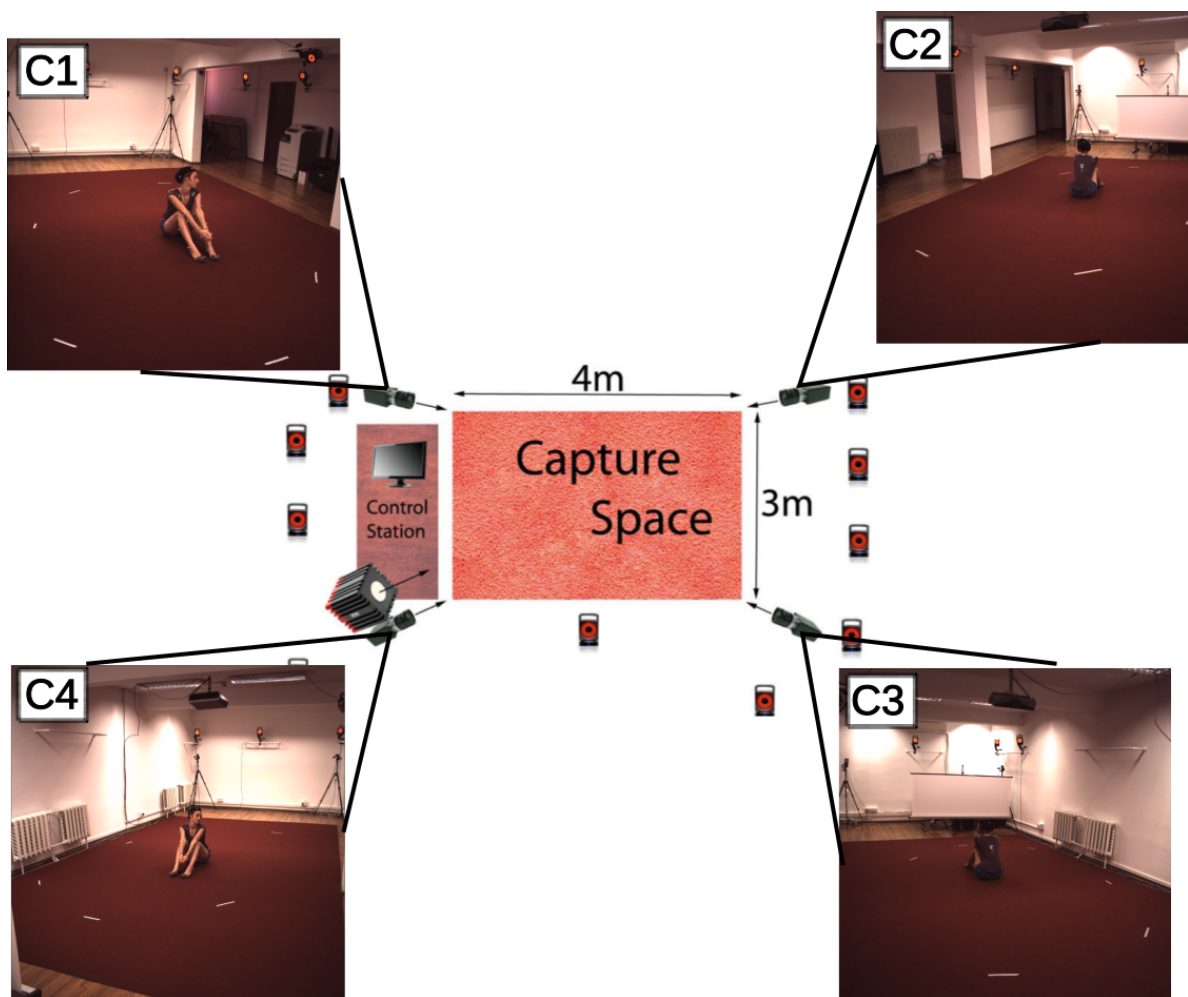


Figura 42. Imagen de las 4 cámaras grabando al sujeto 9 en la acción de sentado en el suelo. La cámara 1 está representada en la esquina superior izquierda. La cámara 2 está representada en la esquina superior derecha. La cámara 3 en la esquina inferior derecha y por último la cámara 4 en la esquina superior izquierda.

Se analiza la predicción realizada por el entrenamiento de toda la acción de sentarse en el suelo, se obtuvo una comparación para determinar los frames de

mayor error y se observan qué características aumentan el error. En la Figura 43 se grafica los resultados obtenidos de la cadera derecha en el plano sagital, quien obtiene un aumento del error en los primeros 230 a 931 frame.

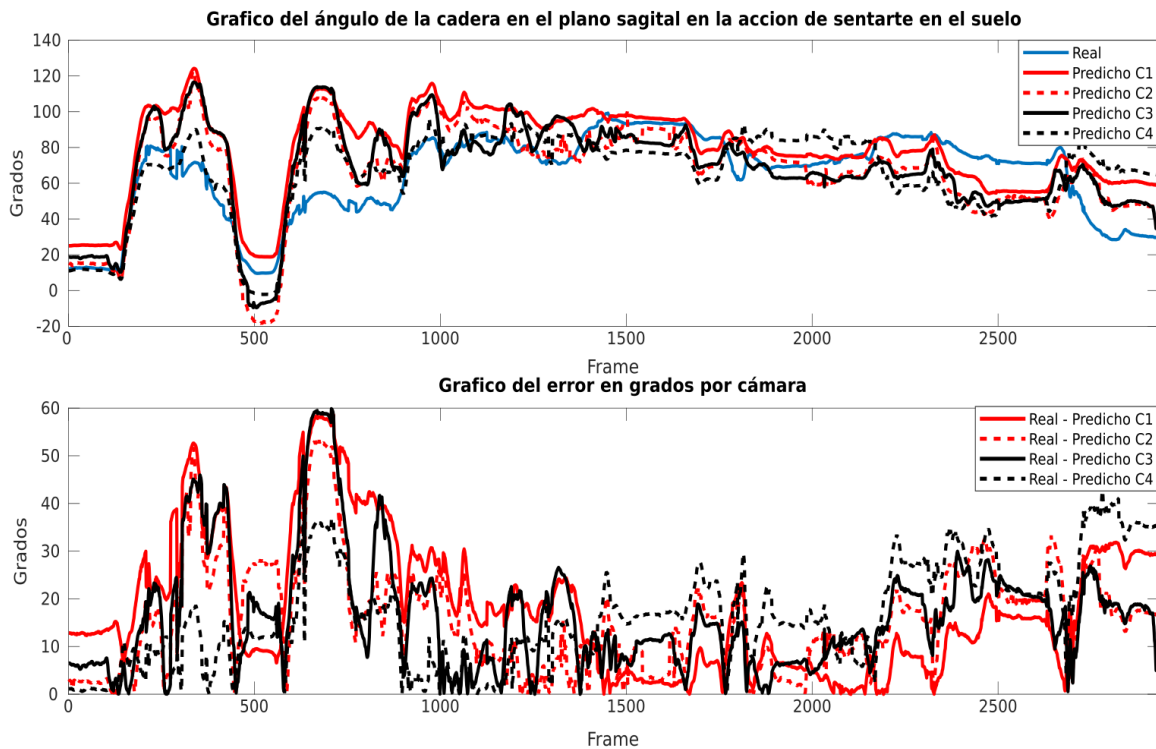


Figura 43. Imagen superior Gráfico del ángulo predicho por cámara y el ángulo real de la cadera en el plano sagital en el tiempo en la acción de sentarse en el suelo. Imagen inferior Gráfico del error de la predicción por cámara.

En el frame 250 (Figura 44) la estimación de postura en 3D en la imagen de la cámara 1, tiene un error de $47,3^\circ$, la cámara 2 su error es de $45,03^\circ$, la cámara 3 su error es de $46,88^\circ$ y la cámara 4 es de $18,08^\circ$ del ángulo de la cadera derecha en el plano sagital.

En el frame 500 (Figura 45) la estimación de postura en 3D en la imagen de la cámara 1 tiene un error de $10,57^\circ$, la cámara 2 su error es de $28,32^\circ$, la cámara 3 su error es de $21,81^\circ$ y la cámara 4 es de $13,1^\circ$ del ángulo de la cadera derecha en el plano sagital.

En el frame 600 (Figura 46) la estimación de postura en 3D en la imagen de la cámara 1 tiene un error de $58,9^\circ$, la cámara 2 su error es de $53,91^\circ$, la cámara 3 su

error es de $59,61^\circ$ y la cámara 4 es de $36,01^\circ$ del ángulo de la cadera derecha en el plano sagital.

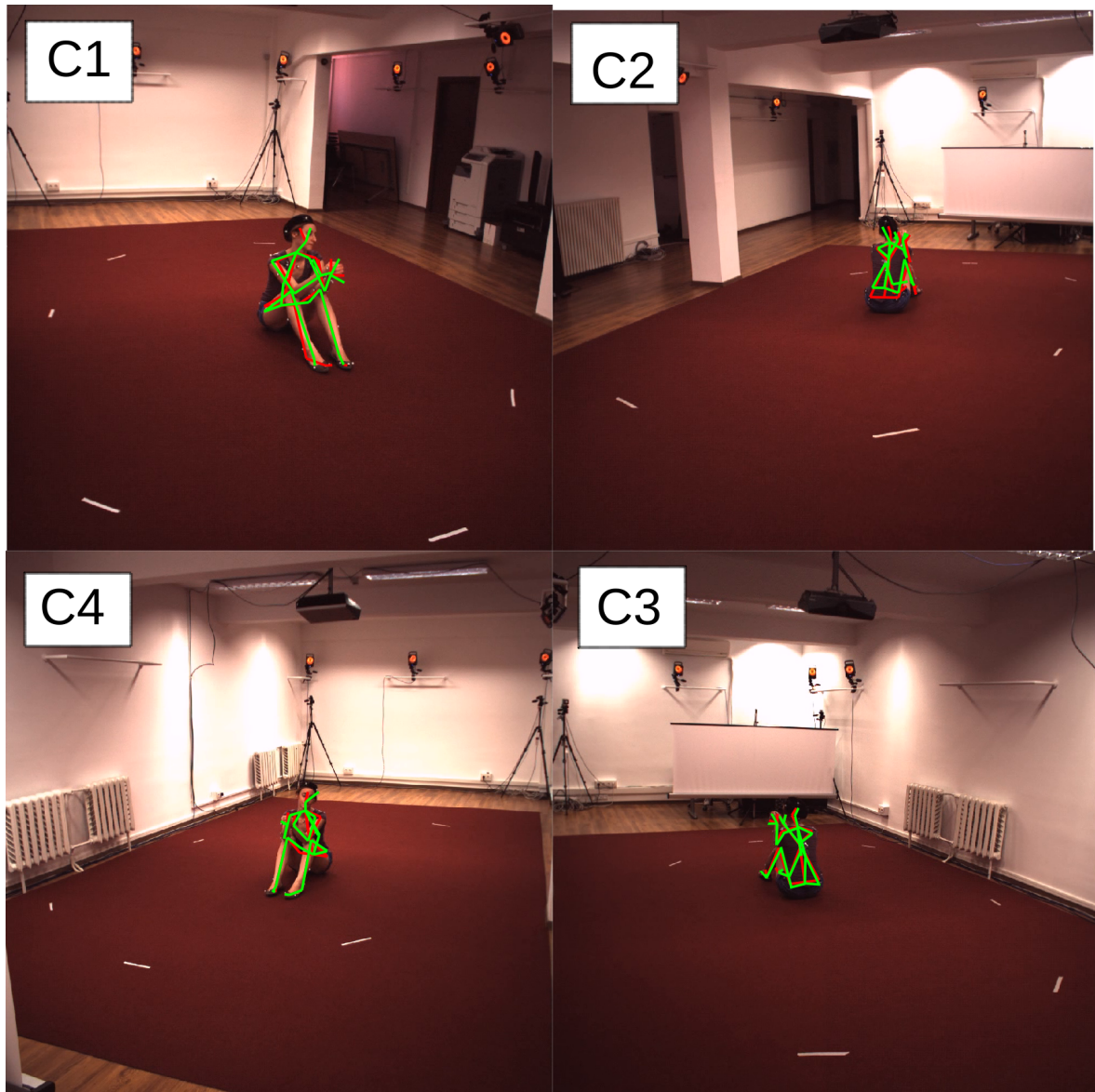


Figura 44. Imagen de la postura real y la estimación de postura en el sujeto 9 frame 250 en la acción de sentarse en el suelo.

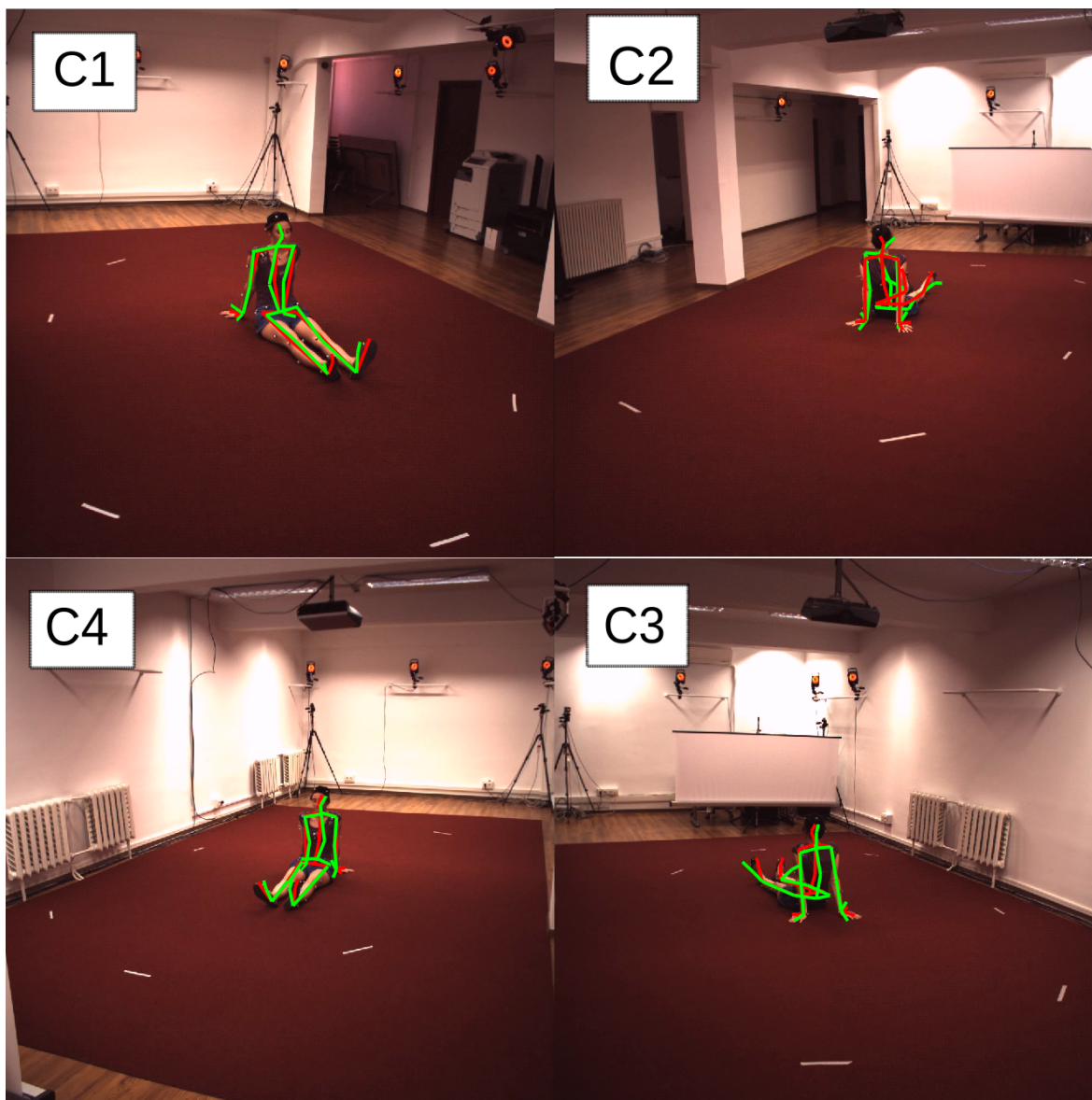


Figura 45 Imagen de la postura real y la estimación de postura en el sujeto 9 frame 500 en la acción de sentarse en el suelo.

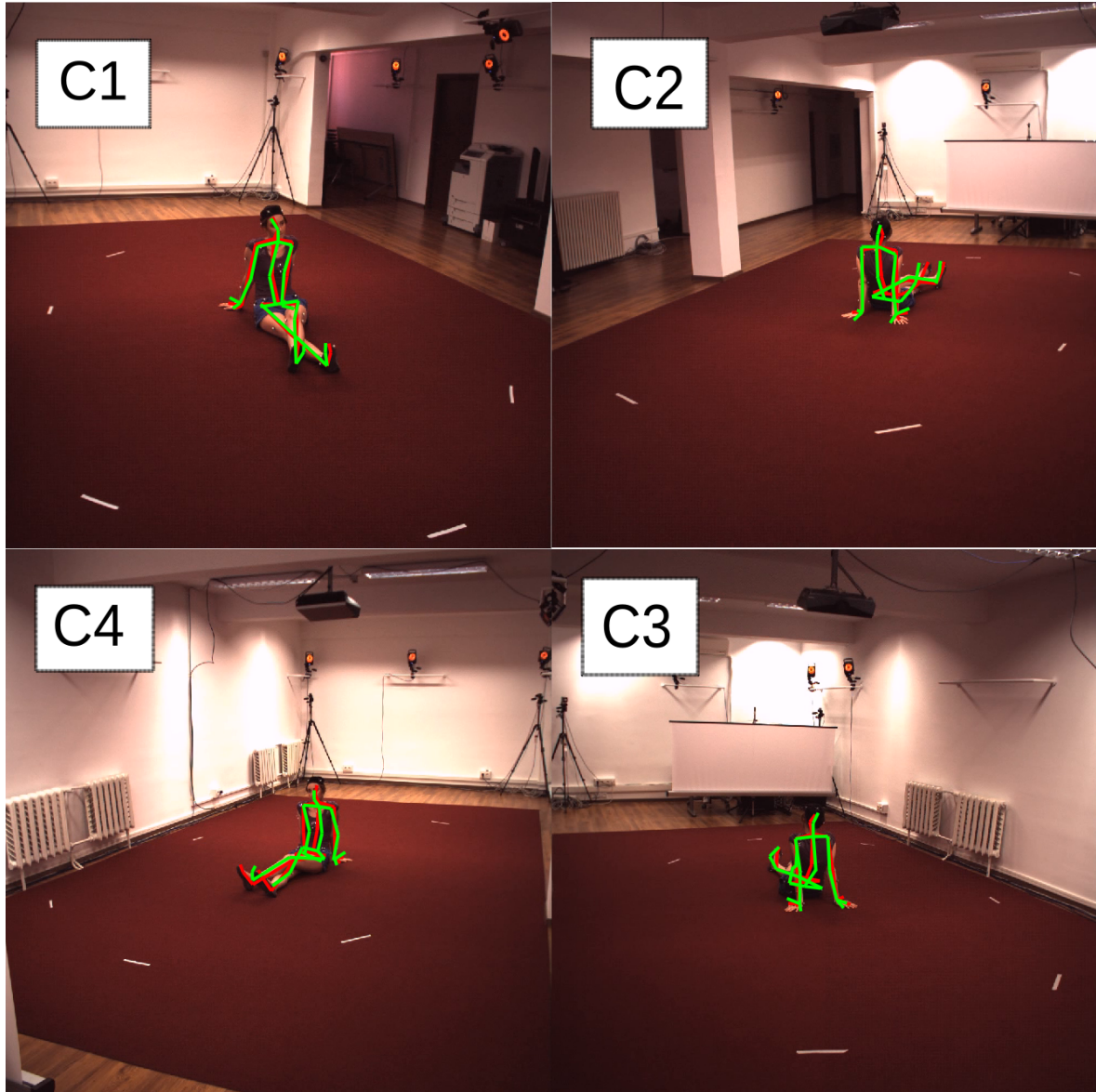


Figura 46. Imagen de la postura real y la estimación de postura en el sujeto 9 frame 700 en la acción de sentarse en el suelo.

6. Discusión

En el desarrollo del presente trabajo se observa una diferencia entre los resultados del error promedio por articulación por acción y en promedio de los resultados obtenidos por Martínez (Martínez et al., 2017) y los obtenidos por nosotros, aún replicando los parámetros explicitados por los autores. Una explicación frente a este resultado es la asignación azarosa de pesos y bias de la red, lo que produce diferentes resultados del entrenamiento de la red aún replicando los parámetros (Kinsley & Kukiela, 2020). Lo interesante es que aún frente a este aumento del error logramos obtener en la medición de los ángulos por planos articulaciones con una predicción bastante fiable y cercana al valor real en la articulación de la rodilla, el codo en el plano sagital y la muñeca en el plano frontal, como también en ciertas acciones articulaciones con un error bajo 5° como el tobillo, la zona craneo cervical y toracolumbar en el plano sagital, la cadera, el tobillo y la zona toracolumbar en el plano frontal y en el plano transversal las articulaciones de la rodilla y el codo. Como es descrito (Ji et al., 2020; Dang et al., 2019) un bajo error promedio de la posición de la articulación no siempre indica que la estimación de la postura sea más precisa. Esto es debido a que la estimación depende de la forma, la escala y el esqueleto humano. Esto es aún un problema abierto y en discusión en esta metodología. Esto último, puede explicar el motivo de obtener altos errores en la posición de la articulación y aún así obtener bajos errores del cálculo del ángulo por plano.

Los resultados del error promedio angular de la articulación por acción es una métrica que no estaba calculada con el método de estimación de postura de Martínez (Ji et al., 2020). Medir el desempeño del entrenamiento a través de lo anterior, no permite obtener información suficiente para un evaluador clínico que requiere por planos de movimientos para establecer el error de la medición con un estimador de postura en 3D con cámara monocular. El error promedio de la posición de la articulación es una de las métricas más usadas, sin embargo existen otras métricas sugeridas para medir la función de pérdida del entrenamiento que se podrían explorar para un futuro trabajo como el error reconstruido que es el mismo cálculo error promedio de la posición de la articulación posterior a una alineación rígida realizado por postprocesamiento entre la postura estimada y la posición real. Otra métrica es el error promedio de la posición de la articulación normalizado la

posición predicha en base a una escala de referencia. Una última métrica que se está empezando a utilizar como función de pérdida de métodos de estimación de postura en 3D es la versión 3D del porcentaje de puntos claves correctos el cual considera que una articulación fue predicha en su posición correcta con una distancia umbral de 150 mm (Ji et al., 2020).

Las articulaciones que obtuvieron un error menor a 5° son la rodilla y el codo en el plano sagital con un error del orden de los $0,0004^\circ$ a $0,0007^\circ$, y la muñeca en el plano frontal con un error del orden de $1,320^\circ$ a $1,924^\circ$. Estas articulaciones presentan movimientos en los tres planos, sin embargo el codo y la rodilla presentan una mayor amplitud de movimiento angular en el plano sagital lo cual puede ser fundamental y la causa de que el entrenamiento realizado encuentre mayor facilidad en calcular los ángulos en este plano (Neumann 2010). En el caso de la articulación de la muñeca, las acciones evaluadas son movimientos con un bajo rango de amplitud del plano frontal, este puede ser un motivo del bajo error de la estimación. La muñeca tiene movimientos de flexión de extensión que naturalmente se acompañan de movimientos osteokinemáticos de radialización y ulnarización de baja amplitud por el conocido patrón de lanzador de dardo. Este movimiento de radialización y ulnarización puede aumentar en casos de usar las manos en el desplazamiento de objetos con peso (Brigstocke et al., 2014). Como fue observado en este trabajo, existen articulaciones del cuerpo humano que no se logra predecir el ángulo o el error de la predicción es severamente alto. Lo cual condice con hallazgos de la dificultad de predecir la posición de la articulación de la zona del pie - tobillo, mano - muñeca y la zona cervical (Martinez et al., 2017).

El error por articulación por plano de movimiento puede aumentar o disminuir en base a la naturaleza o características del movimiento. Las tres variables principales que se observaron que generan cambios son: si el movimiento realizado por la persona conlleva un desplazamiento dentro del espacio de captura, si la postura o la articulación observada se encuentra en una posición estática y por último las oclusiones de los segmentos. Esto debe generar un cambio en la metodología de estimar el desempeño de los métodos de estimación de postura en 3D con cámara monocular, desde la generación de las bases de datos para entrenar estos modelos y los resultados reportados para poder distinguir y seleccionar un método de

estimación de postura en base a la naturaleza de los movimientos según la articulación que requiere estudiar o evaluar. En el trabajo de (Martinez et al., 2017) concluyen que el error en ciertas articulaciones en acciones como tomar fotos, hablar en el teléfono, sentarse y sentarse en el suelo es por la severa auto oclusión los cuales impiden observar la mano o las extremidades inferiores quedan alineadas con el tronco (Martinez et al., 2017).

En base a los resultados obtenidos, se acepta parcialmente la hipótesis planteada “El estado del arte para estimación de postura humana en 3D con cámara monocular entregan mediciones comparables estadísticamente con mediciones clínicas, para movimientos asociados a la evaluación de patologías musculoesqueléticas” en el plano sagital para la rodilla y el codo, y en el plano frontal para la articulación de la muñeca.

Para plantear una alternativa de medición clínica a través de este método de estimación de postura en 3D con una red neuronal con cámara monocular se debe sugerir que los movimientos sean aislados o específicos, que el sujeto evaluado no realice desplazamiento o evite desplazamiento en la zona de captura, solicitar movimientos que no involucre una rotación sobre su propio eje y evitar las oclusiones de sus segmentos. Los movimientos que recomendamos evaluar con este método son: i) De alcance con la extremidad superior sin interacción con objetos, ya que la base de datos con la que se entrenó el modelo de predicción no involucra oclusiones de las personas con objetos. ii) Posturas mantenidas de las extremidades superiores, extremidades inferiores y columna en las diferentes amplitudes de movimiento. iii) La evaluación de un movimiento repetitivo que involucra las articulaciones del codo, muñeca y rodilla y evaluar si cumple un rango determinado para considerar un conteo de un movimiento como lo es el caso de ejercicios sin interacción con objetos (sentadillas, estocadas, planchas).

A la luz de los resultados, se sugiere que al evaluar con estas mediciones, la calidad de un movimiento (variables como la velocidad y sus derivadas) con este método de estimación de postura en 3D con cámara monocular, se utilicen filtros por la variabilidad y dispersión que puede obtener en cada imagen del video. Si existe una amplia variabilidad en articulaciones una medición de la velocidad angular sería

sobreestimada por su ruido.

Cada año, se van publicando nuevos métodos de estimadores de postura en 3D con cámara monocular (Serafinos, 2016; Ji et al., 2020) los cuales presentan un menor error. Sugerimos en base a los resultados de esta tesis que se deben evaluar en base a esta metodología por plano de movimiento. Como no existen trabajos evaluando con estas métricas o similares, no podemos realizar una predicción si esto se puede utilizar como método fiable de estudiar el movimiento humano por plano en 3D. Los métodos de estimación de postura en 3D que podemos considerar deben involucran a los que realizan entrenamiento del modelo con redes neuronales como también los métodos generativos e híbridos, pues la literatura no ha descartado el desempeño de estos modelos. La posibilidad de agregar esta métrica a la medición del desempeño de los estimadores de postura en 3D con cámara monocular nos permitirá dar el siguiente paso para complementar su aplicación en el ámbito de la salud, rehabilitación física y deporte (Prima & Imabuchi, 2019). Incluso los futuros trabajos podrían considerar que la función de pérdida sea en base a orientaciones y no posiciones de las articulaciones.

Varios trabajos han concluido que una aplicación que tenga éxito de estimadores de postura en 3D con cámara monocular y multicámara debe ser capaz de obtener estos resultados en sitios cerrados y abiertos, donde la iluminación, las condiciones de fondo y el comportamiento humano no son controlados. Lo que obliga en un futuro seguir trabajando en bases de datos para entrenar un modelo de estimador de postura en estas condiciones (Serafinos, 2016).

7. Conclusión

Recuperar o medir el movimiento humano a través de la estimación de la postura humana desde imágenes RGB o videos ha atraído la atención de múltiples grupos de investigación. Esto debido a no requerir sensores que deban posicionarse en los segmentos y su aplicabilidad en diferentes áreas como la interfaz humano - computadora, robótica, análisis de videos y realidad aumentada. Existen extensos trabajos sobre esta área de la estimación de la postura con cámara monocular en 2D y 3D, pero pocos trabajos evalúan su uso clínico, y estos usan la posición articular y el ángulo relativo sin obtener el ángulo por plano de movimiento de cada articulación involucrada. Es el ángulo por plano de movimiento el de mayor interés clínico.

Este trabajo de investigación permitió explorar una nueva métrica para probar el desempeño de un estimador de postura con cámara monocular en 3D el cual busca la orientación de los segmentos y usar una medición que se puede extrapolar en un lenguaje clínico para la evaluación física del movimiento humano. Esta métrica se utilizó para evaluar el método de estimación de postura en 3d con cámara monocular de Martinez (Martinez et al., 2017) concluyendo que es posible utilizarlo para predecir el movimiento del codo y muñeca el cual se usan para tareas de alcance o manipulación de carga; y en el caso de la rodilla para analizar tareas que involucran desplazamientos como la marcha o transiciones en cadena cinemática cerrada como la transición de sentarse a pararse (transición sedente bípedo). Más específicamente, pudimos constatar que para disminuir el error de la predicción de la posición articular en los tres planos de movimiento se debe evitar las oclusiones de los segmentos de la persona, priorizar acciones de posturas estáticas y si realiza desplazamiento evitar los giros en su propio eje.

Futuros trabajos deben ir orientados en probar distintos métodos de estimación de postura en 3D para determinar su uso como alternativa de la cuantificación de la medición articular, determinar su desempeño para obtener menores errores en cada articulación por plano de movimiento. También observar y estudiar estos métodos como una oportunidad de retroalimentación para ejercicios, especialmente en un momento histórico donde la rehabilitación física ha tenido que transformarse de

forma abrupta de un formato presencial a telerehabilitación.

Además, a la luz de los resultados se debe considerar que el desarrollo de las siguientes bases de datos para la estimación de la postura humana en 2D y 3D debe estar compuesta de movimientos funcionales, relacionadas a actividades de la vida diaria como vestirse, desplazamientos, subir o bajar escaleras, correr, movimientos con distintas naturalezas de cadena cinética abierta o cerrada, interacción humano - objeto, carga de peso o interacción con objetos para acercar más la evaluación a la función de la persona no solo en un contexto clínico, abriendo la posibilidad de utilizar estos métodos en evaluaciones ergonómicas.

Bibliografia

- Agarwal, A., & Triggs, B. (2006). Recovering 3D human pose from monocular images. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 28(1), 44–58.
- Borenstein, G. (2012). *Making Things See: 3D vision with Kinect, Processing, Arduino, and MakerBot*. Maker Media, Inc.
- Brau, E., & Jiang, H. (2016). A Bayesian part-based approach to 3D human pose and camera estimation. In *2016 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*. <https://doi.org/10.1109/icpr.2016.7899891>
- Brigstocke, G. H. O., Hearnden, A., Holt, C., & Whatling, G. (2014). In-vivo confirmation of the use of the dart thrower's motion during activities of daily living. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 39(4), 373–378. <https://doi.org/10.1177/1753193412460149>
- Camomilla, V., Dumas, R., & Cappozzo, A. (2017). Human movement analysis: The soft tissue artefact issue. *Journal of Biomechanics*, 62, 1–4.
- Chen, C.-H., & Ramanan, D. (2017). 3D Human Pose Estimation = 2D Pose Estimation Matching. In *2017 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*. <https://doi.org/10.1109/cvpr.2017.610>
- Chèze, L. (2014). *Kinematic Analysis of Human Movement*. <https://doi.org/10.1002/9781119058144>
- Cleland, J., Koppenhaver, S., & Su, J. (2010). *Netter's Orthopaedic Clinical Examination E-Book: An Evidence-Based Approach*. Elsevier Health Sciences.
- Dang, Q., Yin, J., Wang, B., & Zheng, W. (2019). Deep learning based 2D human pose estimation: A survey. *Tsinghua Science and Technology*, 24(6), 663–676. <https://doi.org/10.26599/TST.2018.9010100>

- Goodman, C. C., & Kelly Snyder, T. E. (2000). *Differential Diagnosis in Physical Therapy*. W B Saunders Company.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2006). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hossain, M. R. I., & Little, J. J. (2018). Exploiting temporal information for 3D human pose estimation. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 11214 LNCS, 69–86. https://doi.org/10.1007/978-3-030-01249-6_5
- Ionescu, C., Papava, D., Olaru, V., & Sminchisescu, C. (2014). Human3.6M: Large scale datasets and predictive methods for 3D human sensing in natural environments. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 36(7), 1325–1339. <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2013.248>
- Ji, X., Fang, Q., Dong, J., Shuai, Q., Jiang, W., & Zhou, X. (2020). A survey on monocular 3D human pose estimation. *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, 2(6). <https://doi.org/10.1016/j.vrih.2020.04.005>
- Joshua Cleland, P. T., Shane Koppenhaver, P. T., & Jonathan Su, P. T. D. L. (2020). *Netter's Orthopaedic Clinical Examination E-Book: An Evidence-Based Approach*. Elsevier.
- Kim, H. Y., Kim, K. J., Yang, D. S., Jeung, S. W., Choi, H. G., & Choy, W. S. (2015). Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 7(3), 303–309.
- Kinsley, H., & Kukiela, D. (2020). *Neural Networks from Scratch in Python*.
- Li, S., & Chan, A. B. (2015). 3D Human Pose Estimation from Monocular Images with Deep Convolutional Neural Network. In *Computer Vision -- ACCV 2014* (pp. 332–347). https://doi.org/10.1007/978-3-319-16808-1_23

- McLean, S. G., Lucey, S. M., Rohrer, S., & Brandon, C. (2010). Knee joint anatomy predicts high-risk in vivo dynamic landing knee biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 25(8), 781–788.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.06.002>
- Martinez, J., Hossain, R., Romero, J., & Little, J. J. (2017). A Simple Yet Effective Baseline for 3d Human Pose Estimation. In *2017 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*. <https://doi.org/10.1109/iccv.2017.288>
- Moeslund, T. B., Hilton, A., Krüger, V., & Sigal, L. (2011). *Visual Analysis of Humans: Looking at People*. Springer Science & Business Media.
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Mosby.
- Ning, H., Xu, W., Gong, Y., & Huang, T. (2008). Discriminative learning of visual words for 3D human pose estimation. In *2008 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. <https://doi.org/10.1109/cvpr.2008.4587534>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Norkin, C. C., & Joyce White, D. (2016). *Measurement Of Joint Motion: A Guide To Goniometry*. F.A. Davis.
- Piriyaprasarth, P., & Morris, M. E. (2007). Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: a systematic review. *The Knee*, 14(1), 2–8.
- Prima, O. D. A., & Imabuchi, T. (2019). Single Camera 3D Human Pose Estimation for Tele-rehabilitation. *ETelemed 2019*, c, 13–18.
- Sánchez-Margallo, F. M., & Sánchez-Margallo, J. A. (2017). Ergonomics in Laparoscopic Surgery. *Laparoscopic Surgery*, March.

<https://doi.org/10.5772/66170>

Sarafianos, N., Boteanu, B., Ionescu, B., & Kakadiaris, I. A. (2016). 3D Human pose estimation: A review of the literature and analysis of covariates. In *Computer Vision and Image Understanding* (Vol. 152, pp. 1–20).

<https://doi.org/10.1016/j.cviu.2016.09.002>

Schmitz, A., Ye, M., Shapiro, R., Yang, R., & Noehren, B. (2014). Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 587–591.

Seidel, D. H., D'Souza, S. F., Alt, W. W., & Wachowsky, M. (2015). Comparison of an inertial sensor based motion measurement system with a 3D-reflex marker based motion capture system. In *Gait & Posture* (Vol. 42, p. S75).

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.139>

Shotton, J., Sharp, T., Kipman, A., Fitzgibbon, A., Finocchio, M., Blake, A., Cook, M., & Moore, R. (2013). Real-time human pose recognition in parts from single depth images. In *Communications of the ACM* (Vol. 56, Issue 1, p. 116).

<https://doi.org/10.1145/2398356.2398381>

Sun, X., Xiao, B., Wei, F., Liang, S., & Wei, Y. (2018). Integral Human Pose Regression. In *Computer Vision – ECCV 2018* (pp. 536–553).

https://doi.org/10.1007/978-3-030-01231-1_33

van Rijn, S. F., Zwerus, E. L., Koenraadt, K. L., Jacobs, W. C., van den Bekerom, M. P., & Eygendaal, D. (2018). The reliability and validity of goniometric elbow measurements in adults: A systematic review of the literature. *Shoulder & Elbow*, 10(4), 274–284.

Wei, S.-E., Ramakrishna, V., Kanade, T., & Sheikh, Y. (2016). Convolutional Pose Machines. In *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern*

Recognition (CVPR). <https://doi.org/10.1109/cvpr.2016.511>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*.

<https://doi.org/10.1002/9780470549148>

Zhao, X., & Liu, Y. (2007). Generative estimation of 3D human pose using shape contexts matching. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 4843 LNCS(PART 1), 419–429. https://doi.org/10.1007/978-3-540-76386-4_39

Zhou, X., Huang, Q., Sun, X., Xue, X., & Wei, Y. (2017). Towards 3D Human Pose Estimation in the Wild: A Weakly-Supervised Approach. In *2017 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*.

<https://doi.org/10.1109/iccv.2017.51>

Anexo

Tablas

Anexo Tabla 1. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades inferiores en el plano sagital en grados.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla Derecha	Rodilla izquierda	Tobillo Derecho	Tobillo izquierda
Acción						
direction	17,15	11,20	0,00	0,00	7,81	4,17
discussion	15,52	12,26	0,00	0,00	9,39	4,58
eating	7,99	6,21	0,00	0,00	4,48	3,92
greeting	16,36	11,82	0,00	0,00	6,78	2,72
phoning	15,07	16,20	0,00	0,00	11,02	6,47
photo	14,30	6,25	0,00	0,00	7,25	4,26
posing	12,20	11,58	0,00	0,00	10,57	5,38
purchases	20,45	12,91	0,00	0,00	7,36	3,99
sitting	18,66	16,41	0,00	0,00	14,20	6,74
sittingdown	18,28	17,55	0,00	0,00	16,15	11,75
waiting	23,17	17,40	0,00	0,00	8,63	7,10
walkdog	15,31	13,01	0,00	0,00	8,42	4,69
walking	12,60	11,76	0,00	0,00	10,82	6,09
walktogether	12,92	12,89	0,00	0,00	9,98	5,96
Overall	15,711	12,675	0,0004	0,0004	9,490	5,560

Anexo Tabla 2. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades superiores en el plano sagital en grados.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Acción						
direction	17,55	14,78	0,00	0,00	68,85	74,64
discussion	15,30	13,19	0,00	0,00	68,44	69,83
eating	11,62	11,45	0,00	0,00	71,90	70,47
greeting	15,54	19,49	0,00	0,00	59,47	55,21
phoning	16,84	16,62	0,00	0,00	76,37	62,52
photo	12,79	10,61	0,00	0,00	80,79	68,28
posing	19,43	17,56	0,00	0,00	74,56	75,29
purchases	14,58	12,17	0,00	0,00	62,72	57,47
sitting	14,81	11,71	0,00	0,00	68,52	71,85
sittingdown	25,92	30,85	0,00	0,00	57,22	56,20
waiting	18,52	19,34	0,00	0,00	77,97	75,17
walkdog	12,13	14,67	0,00	0,00	61,85	67,84
walking	16,50	15,87	0,00	0,00	79,74	71,97
walktogheter	21,27	8,12	0,00	0,00	80,96	66,38
Overall	16,629	15,458	0,0007	0,0006	70,669	67,367

Anexo Tabla 3. Resultados del error por acción y articulación de la columna en el plano sagital en grados.

Articulación	Cervical	Lumbar	Overall
Acción			
direction	6,08	4,99	16,231
discussion	4,98	13,48	16,211
eating	3,74	5,54	14,093
greeting	6,00	7,51	14,349
phoning	11,66	15,08	17,705
photo	5,75	9,59	15,704
posing	10,50	3,98	17,218
purchases	7,94	18,09	15,548
sitting	14,66	24,03	18,685
sittingdown	10,73	35,98	20,046
waiting	8,65	12,57	19,181
walkdog	7,05	13,38	15,595
walking	6,31	2,34	16,716
walktogheter	10,17	2,61	16,520
Overall	8,158	12,084	

Anexo Tabla 4. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades inferiores en el plano frontal en grados.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla Derecha	Rodilla izquierda	Tobillo Derecho	Tobillo izquierda
Acción						
direction	4,80	6,94	8,09	7,31	7,81	6,03
discussion	11,75	11,88	22,43	22,49	7,06	3,44
eating	22,88	16,24	60,49	56,74	9,57	4,88
greeting	5,65	7,11	9,58	11,08	8,95	4,41
phoning	15,37	29,79	46,70	33,91	5,47	3,83
photo	12,21	13,86	26,66	22,77	5,01	4,51
posing	12,05	15,32	16,31	21,99	9,29	5,33
purchases	9,26	10,28	22,00	19,59	8,35	6,25
sitting	29,42	24,18	63,99	71,69	7,53	9,66
sittingdown	48,90	45,42	88,49	90,29	12,17	11,39
waiting	15,57	16,93	22,35	31,69	7,94	8,20
walkdog	17,61	18,54	30,65	28,39	8,17	5,05
walking	16,90	18,81	22,49	17,41	6,52	3,95
walktogheter	16,73	18,49	23,11	16,88	7,69	3,90
Overall	17,079	18,128	33,095	32,303	7,967	5,774

Anexo Tabla 5. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades superiores en el plano frontal en grados.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Acción						
direction	20,23	13,16	32,01	28,58	1,73	0,43
discussion	13,98	14,13	31,37	33,04	1,78	0,82
eating	9,53	8,76	34,09	22,99	2,70	2,09
greeting	17,27	23,21	35,38	23,51	1,42	0,78
phoning	21,44	21,65	41,70	44,26	1,87	2,19
photo	21,10	30,88	32,16	32,74	1,91	0,26
posing	28,21	26,06	28,42	26,33	1,99	1,09
purchases	13,33	12,73	27,87	24,45	1,28	0,96
sitting	15,10	16,93	40,58	35,80	2,70	1,15
sittingdown	42,51	37,78	38,02	41,53	2,60	1,32
waiting	24,19	22,18	37,69	31,68	3,04	1,20
walkdog	15,57	18,86	24,48	43,85	1,29	1,36
walking	17,75	19,27	46,19	40,67	2,40	3,39
walktogheter	12,27	36,49	51,69	22,09	0,23	1,42
Overall	19,463	21,578	35,833	32,251	1,924	1,320

Anexo Tabla 6. Resultados del error por acción y articulación de la columna en el plano frontal en grados.

Articulación	Cervical	Lumbar	Overall
Acción			
direction	39,17	6,54	13,059
discussion	21,59	15,55	15,094
eating	31,81	9,67	20,889
greeting	38,00	3,82	13,585
phoning	60,33	20,79	24,951
photo	44,23	15,08	18,812
posing	34,47	6,32	16,657
purchases	40,44	21,55	15,596
sitting	50,02	36,00	28,911
sittingdown	46,39	45,21	39,429
waiting	51,44	13,41	20,535
walkdog	47,08	17,14	19,861
walking	34,66	6,99	18,385
walktogheter	33,60	6,50	17,935
Overall	40,945	16,040	

Anexo Tabla 7. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades inferiores en el plano transversal en grados.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla Derecha	Rodilla izquierda	Tobillo Derecho	Tobillo izquierda
Acción						
direction	12,675	17,019	8,085	9,745	82,914	69,297
discussion	28,925	27,800	3,733	8,742	64,037	63,621
eating	22,884	16,237	5,648	11,269	63,408	69,231
greeting	15,626	14,122	2,857	9,488	67,379	66,837
phoning	33,210	24,427	3,745	6,348	65,701	73,143
photo	31,877	40,878	5,043	9,952	66,857	60,589
posing	19,207	22,039	4,546	9,028	63,123	67,363
purchases	31,539	30,628	2,499	10,343	64,562	69,156
sitting	37,086	29,415	6,420	6,363	70,444	76,751
sittingdown	42,862	36,179	9,837	9,049	65,879	74,239
waiting	15,808	18,769	5,951	9,072	69,602	60,672
walkdog	29,520	24,488	4,742	9,998	60,431	65,870
walking	23,881	16,967	4,610	8,169	66,262	65,874
walktogether	26,777	16,372	4,248	8,182	57,478	67,637
Overall	26,563	23,953	5,140	8,982	66,291	67,877

Anexo Tabla 8. Resultados del error por acción y articulación de las extremidades superiores en el plano transversal en grados.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Acción						
direction	41,353	32,758	6,633	3,722	12,118	11,260
discussion	24,053	19,902	6,615	4,884	13,142	12,813
eating	35,969	34,761	10,058	7,837	13,252	15,101
greeting	27,891	23,837	4,139	3,334	14,700	19,121
phoning	40,929	43,038	7,905	4,818	13,689	24,735
photo	60,686	48,115	12,072	5,348	12,883	40,685
posing	30,441	29,611	5,685	4,815	15,018	14,219
purchases	28,546	24,436	4,379	3,462	14,061	12,907
sitting	45,654	33,795	9,040	7,836	18,248	23,837
sittingdown	47,019	42,694	6,414	6,296	20,848	24,696
waiting	36,227	35,079	7,482	7,882	16,625	24,880
walkdog	30,131	29,008	4,599	5,290	9,563	14,330
walking	27,180	25,659	7,427	5,232	36,622	34,412
walktogether	15,525	30,191	1,855	5,253	21,981	14,151
Overall	35,115	32,349	6,736	5,429	16,625	20,510

Anexo Tabla 9. Resultados del error por acción y articulación de la columna en el plano transversal.

Articulación	Cervical	Lumbar	Overall
Acción			
direction	46,220	12,169	26,141
discussion	16,959	7,422	21,618
eating	44,231	11,892	25,841
greeting	57,629	14,783	24,410
phoning	40,974	19,817	28,749
photo	52,515	17,866	33,240
posing	50,592	14,494	25,013
purchases	56,996	16,502	26,430
sitting	36,831	25,054	30,484
sittingdown	43,505	18,881	32,028
waiting	63,268	16,836	27,725
walkdog	52,067	20,635	25,762
walking	66,599	16,141	28,931
walktogheter	38,605	13,989	23,017
Overall	47,642	16,177	

Anexo Tabla 10. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	12.6043	11.7625	2.2864e-04	2.3205e-04	10.8223	6.0949
Desviación estándar	6.8067	8.9344	1.5747e-04	1.5406e-04	7.8661	3.7119
Error máximo	28.0509	35.4488	5.1288e-04	5.1918e-04	45.8748	21.5604
Error mínimo	0.0377	9.4236e-04	1.3548e-07	1.3165e-08	5.8494e-04	2.7698e-05
RMSE	14.3238	14.7692	2.7759e-04	2.7851e-04	13.3775	7.1356

Anexo Tabla 11. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	33.4939	27.4688	22.4868	17.4142	174.1544	179.3770
Desviación estándar	21.3690	14.6678	16.9580	18.5278	33.1824	31.7555
Error máximo	79.1783	58.7594	71.0118	73.3966	191.9066	196.9555
Error mínimo	0.0155	0.0830	0.0238	1.4872e-04	7.4761	6.6758
RMSE	39.7265	31.1376	28.1612	25.4229	177.2855	182.1645

Anexo Tabla 12. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	23.8813	16.9673	4.6100	8.1688	66.2618	65.8736
Desviación estándar	14.7704	11.7288	3.5920	3.7585	9.0310	8.7976
Error máximo	70.2971	46.5414	22.1076	17.0763	96.1822	107.3527
Error mínimo	0.0247	0.0229	0.0016	0.0019	41.8046	23.8055
RMSE	28.0775	20.6245	5.8434	8.9915	66.8740	66.4581

Anexo Tabla 13. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	16.5017	15.8669	2.4642e-04	2.4590e-04	79.7415	71.9741
Desviación estándar	10.1334	12.6637	1.4783e-04	1.4979e-04	9.2934	17.8657
Error máximo	32.2194	41.4806	5.2324e-04	5.3076e-04	90.0001	89.9999
Error mínimo	3.6456e-04	0.0188	2.2792e-08	3.2640e-07	0.0405	0.8945
RMSE	19.3631	20.2985	2.8734e-04	2.8791e-04	80.2808	74.1570

Anexo Tabla 14. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	17.7498	19.2732	46.1920	40.6726	2.3979	3.3857
Desviación estándar	8.6268	14.3182	36.7062	26.0012	4.0090	9.0289
Error máximo	34.5113	45.1084	148.1410	119.7685	25.1023	47.6733
Error mínimo	0.1035	2.5632e-04	2.5249	0.0222	5.8451e-06	3.5028e-05
RMSE	19.7341	24.0071	58.9933	48.2690	4.6703	9.6402

Anexo Tabla 15. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	27.1799	25.6594	7.4266	5.2324	36.6223	34.4115
Desviación estándar	15.8270	18.0973	8.4748	8.4839	38.6206	31.3074
Error máximo	64.9075	60.0799	58.0825	63.0553	130.0042	180.6432
Error mínimo	0.1190	6.5569e-04	0.0143	0.0021	0.3513	1.0883
RMSE	31.4497	31.3960	11.2664	9.9654	53.2149	46.5156

Anexo Tabla 16. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de caminar en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	6.3118	125.7376	66.5993	2.3382	71.4181	16.1406
Desviación estándar	1.8310	20.0865	10.0916	1.9792	13.9563	3.4348
Error máximo	11.3944	152.9007	91.2319	11.0051	120.9499	24.2503
Error mínimo	0.0074	1.4977	8.2472	0.0024	2.5351	7.9177
RMSE	6.5719	127.3309	67.3590	3.0630	72.7682	16.5018

Anexo Tabla 17. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	23.1664	17.4035	4.3014e-04	6.4016e-04	8.6346	7.1006
Desviación estándar	16.5959	17.1929	8.7844e-04	0.0011	6.5846	8.1434
Error máximo	66.5917	64.8827	0.0050	0.0050	49.4540	41.0671
Error mínimo	0.0182	0.0070	5.3005e-09	1.4124e-09	2.0768e-05	1.8982e-05
RMSE	28.4960	24.4620	9.7798e-04	0.0013	10.8582	10.8035

Anexo Tabla 18. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	30.1033	27.9834	22.3480	31.6866	166.4832	178.8815
Desviación estándar	28.0792	27.8171	27.9720	35.3313	50.5424	33.7233
Error máximo	119.2138	121.1512	95.3085	114.8312	199.4866	204.3925
Error mínimo	0.0285	5.2435e-04	3.4733e-04	3.6546e-04	6.4023	2.4855
RMSE	41.1632	39.4541	35.7999	47.4549	173.9840	182.0316

Anexo Tabla 19. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	15.8083	18.7694	5.9505	9.0722	69.6016	60.6724
Desviación estándar	11.9069	12.9831	7.1505	6.9228	10.3777	16.4303
Error máximo	59.8398	75.6576	24.9520	26.3762	107.7133	104.8232
Error mínimo	0.0016	0.0038	0.0015	5.7700e-04	22.6073	0.0449
RMSE	19.7897	22.8211	9.3018	11.4112	70.3708	62.8571

Anexo Tabla 20. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	18.5236	19.3379	0.0010	5.7968e-04	77.9746	75.1727
Desviación estándar	10.0621	14.4713	0.0014	9.7517e-04	13.0782	11.7302
Error máximo	40.9164	51.8073	0.0050	0.0050	90.0004	89.9999
Error mínimo	0.0492	0.0661	2.6306e-08	1.6656e-08	5.8160	29.3462
RMSE	21.0793	24.1518	0.0017	0.0011	79.0635	76.0822

Anexo Tabla 21. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	24.1916	22.1759	37.6926	31.6754	3.0385	1.1967
Desviación estándar	20.0799	18.4279	20.0537	21.5800	4.6031	1.5681
Error máximo	69.9816	69.7913	123.4472	82.3495	23.2652	13.7859
Error mínimo	0.0026	0.0193	0.0488	4.8206e-04	2.3316e-05	3.5262e-06
RMSE	31.4374	28.8315	42.6938	38.3261	5.5150	1.9724

Anexo Tabla 22. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	36.2274	35.0786	7.4819	7.8821	16.6247	24.8803
Desviación estándar	22.6850	22.1259	7.9362	6.7469	8.7935	14.6288
Error máximo	75.7099	84.9885	33.7479	25.5141	165.6785	63.5584
Error mínimo	0.0121	0.0290	0.0016	0.0042	1.8706e-04	0.0412
RMSE	42.7420	41.4719	10.9062	10.3748	18.8064	28.8611

Anexo Tabla 23. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de esperar en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	8.6541	95.6393	63.2679	12.5683	74.0866	16.8360
Desviación estándar	5.6364	29.2902	19.8918	20.8851	26.7014	5.1046
Error máximo	42.9994	150.2355	114.7514	80.2824	171.5933	42.3793
Error mínimo	0.0323	0.4050	0.5833	0.0017	0.1212	6.7208
RMSE	10.3272	100.0227	66.3204	24.3725	78.7500	17.5926

Anexo Tabla 24. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	18.2761	17.5521	0.0017	0.0016	16.1490	11.7539
Desviación estándar	14.1140	13.0598	0.0016	0.0016	16.9510	11.9092
Error máximo	59.0848	50.6578	0.0050	0.0050	59.2887	76.2930
Error mínimo	0.0054	0.0109	6.3862e-10	3.7031e-08	7.2808e-05	7.8648e-05
RMSE	23.0901	21.8764	0.0024	0.0022	23.4100	16.7313

Anexo Tabla 25. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	75.8874	81.0427	88.4859	90.2893	106.0488	125.8264
Desviación estándar	25.9666	27.3968	34.9813	37.8583	83.0750	78.6801
Error máximo	129.5998	133.2938	144.9967	149.0426	270.4901	326.4147
Error mínimo	0.1681	3.6879	1.3539	1.9658	0.5835	0.2861
RMSE	80.2056	85.5467	95.1474	97.9026	134.7051	148.3938

Anexo Tabla 26. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	42.8618	36.1787	9.8372	9.0488	65.8788	74.2389
Desviación estándar	19.8578	16.1633	7.4272	4.8675	28.9736	20.2187
Error máximo	73.6364	64.5810	29.0481	31.4241	143.4547	140.1257
Error mínimo	0.0173	0.0798	0.0064	3.3882e-04	0.1759	0.1486
RMSE	47.2370	39.6241	12.3254	10.2745	71.9667	76.9420

Anexo Tabla 27. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	25.9211	30.8480	5.2402e-04	5.0248e-04	57.2185	56.2031
Desviación estándar	22.7115	32.2037	9.0851e-04	9.4760e-04	20.5468	21.1932
Error máximo	101.6732	88.9713	0.0050	0.0116	90.0000	89.9996
Error mínimo	0.0035	0.0051	1.5247e-08	2.2333e-09	0.0713	0.3677
RMSE	34.4607	44.5906	0.0010	0.0011	60.7946	60.0648

Anexo Tabla 28. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	42.5099	37.7772	38.0246	41.5257	2.5965	1.3239
Desviación estándar	33.3612	32.6870	18.8337	21.2376	5.1762	2.3050
Error máximo	102.0903	101.4961	82.7938	89.5427	28.6616	16.8530
Error mínimo	0.0201	0.0028	0.0060	0.0064	4.3531e-05	1.1659e-05
RMSE	54.0341	49.9519	42.4318	46.6397	5.7901	2.6578

Anexo Tabla 29. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	47.0187	42.6942	6.4137	6.2959	20.8482	24.6956
Desviación estándar	29.1856	31.2670	4.6601	4.5627	21.6193	23.2678
Error máximo	102.6077	101.3818	23.3665	20.7707	85.3252	91.9887
Error mínimo	0.0320	0.0108	6.4198e-04	0.0039	0.0010	0.0023
RMSE	55.3378	52.9159	7.9275	7.7749	30.0314	33.9276

Anexo Tabla 30. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el suelo en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	10.7287	84.2975	43.5049	35.9823	34.6068	18.8808
Desviación estándar	9.6574	35.5610	22.5458	13.2767	23.0446	9.7424
Error máximo	58.2653	162.2318	103.4746	70.5418	90.5882	103.3487
Error mínimo	0.0025	0.0046	0.0196	0.0615	0.0414	2.1181
RMSE	14.4340	91.4889	48.9981	38.3528	41.5752	21.2454

Anexo Tabla 31. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sentarse en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	18.6561	16.4099	3.0125e-04	5.1518e-04	14.1981	6.7383
Desviación estándar	9.2001	6.8656	4.3145e-04	8.9886e-04	9.4679	8.5605
Error máximo	33.2302	35.9222	0.0050	0.0050	38.1275	33.5429
Error mínimo	3.5567	3.8889	1.0088e-08	2.9911e-08	1.6193e-04	6.0280e-07
RMSE	20.8006	17.7878	5.2616e-04	0.0010	17.0645	10.8932

Anexo Tabla 32. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sentarse en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	99.4607	104.8996	63.9901	71.6868	146.3853	113.2592
Desviación estándar	17.7812	20.0777	24.2878	24.1957	68.0675	82.3896
Error máximo	122.4602	139.9169	114.2403	114.5705	189.6176	197.1754
Error mínimo	0.2487	0.2124	0.1498	2.6793	0.8052	3.0642
RMSE	101.0371	106.8031	68.4429	75.6587	161.4319	140.0478

Anexo Tabla 33. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	37.0857	29.4153	6.4197	6.3630	70.4440	76.7512
Desviación estándar	16.6786	12.7403	4.5051	3.5270	15.5313	18.4646
Error máximo	69.8914	55.5969	16.8943	20.7921	103.4341	102.4174
Error mínimo	0.0196	0.0475	0.0045	0.0074	1.3127	20.1902
RMSE	40.6624	32.0549	7.8422	7.2749	72.1352	78.9404

Anexo Tabla 34. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sedente en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	14.8105	11.7119	9.9847e-04	7.2325e-04	68.5215	71.8531
Desviación estándar	14.5286	13.0821	0.0014	0.0012	22.2142	10.6272
Error máximo	52.9587	54.3921	0.0050	0.0050	90.0004	90.0001
Error mínimo	0.0089	5.2596e-05	1.2765e-08	1.3694e-08	0.1254	21.2686
RMSE	20.7452	17.5571	0.0017	0.0014	72.0312	72.6345

Anexo Tabla 35. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sentarse en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	15.0980	16.9280	40.5849	35.8014	2.7047	1.1537
Desviación estándar	13.0329	12.8365	24.7875	17.4067	2.8755	1.7057
Error máximo	75.9509	65.3780	98.4850	80.5953	20.2989	21.1248
Error mínimo	0.0053	0.0134	0.1949	0.0064	1.5577e-05	1.2104e-05
RMSE	19.9437	21.2433	47.5536	39.8074	3.9473	2.0590

Anexo Tabla 36. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sentarse en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	45.6539	33.7952	9.0400	7.8359	18.2476	23.8372
Desviación estándar	31.8157	22.8950	5.6712	6.1709	14.3107	17.3826
Error máximo	114.8168	94.1916	28.5331	31.1392	62.5728	73.7885
Error mínimo	0.0090	0.0302	0.0013	0.0031	0.0036	0.1183
RMSE	55.6433	40.8181	10.6712	9.9733	23.1884	29.5002

Anexo Tabla 37. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de sentarse en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	14.6561	86.6451	36.8311	24.0347	33.4802	25.0541
Desviación estándar	8.6283	28.3330	20.1650	6.3558	15.3407	8.9659
Error máximo	40.7547	144.9324	87.1076	43.4163	112.2961	51.1053
Error mínimo	0.0022	0.5710	0.0458	0.3033	0.0644	7.5383
RMSE	17.0065	91.1584	41.9883	24.8606	36.8264	26.6095

Anexo Tabla 38. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	12.1977	11.5807	1.9472e-04	2.3944e-04	10.5691	5.3799
Desviación estándar	8.0663	8.1277	1.6072e-04	1.5488e-04	7.6689	5.5451
Error máximo	31.4497	44.6527	5.0481e-04	5.0816e-04	55.2400	30.4760
Error mínimo	0.0038	0.0038	1.9166e-08	6.8808e-10	1.4585e-05	4.3943e-05
RMSE	14.6224	14.1470	2.5246e-04	2.8515e-04	13.0571	7.7250

Anexo Tabla 39. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción posar de en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	25.7214	23.8320	16.3110	21.9944	157.6471	166.6585
Desviación estándar	22.6736	18.4497	13.6949	22.7975	55.8828	51.0163
Error máximo	91.0250	92.9312	73.4888	82.1746	187.6903	194.7250
Error mínimo	0.0084	0.0017	0.0012	0.0177	12.9396	6.4553
RMSE	34.2844	30.1360	21.2956	31.6736	167.2540	174.2883

Anexo Tabla 40. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	19.2068	22.0391	4.5460	9.0283	63.1233	67.3626
Desviación estándar	14.1693	15.8940	3.8180	3.5135	16.3741	10.6484
Error máximo	69.9023	86.9580	16.4007	17.3518	101.2706	107.1775
Error mínimo	0.0115	0.0084	0.0016	0.0180	7.6713	19.2652
RMSE	23.8656	27.1701	5.9359	9.6875	65.2114	68.1986

Anexo Tabla 41. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	19.4336	17.5641	3.6250e-04	2.4868e-04	74.5562	75.2867
Desviación estándar	15.4949	12.0078	6.1061e-04	1.4860e-04	15.4634	12.7348
Error máximo	57.5502	48.5491	0.0050	9.9694e-04	89.9996	89.9933
Error mínimo	0.0449	0.0099	2.2089e-08	1.3583e-08	10.1671	30.4942
RMSE	24.8522	21.2747	7.0998e-04	2.8967e-04	76.1421	76.3556

Anexo Tabla 42. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	28.2093	26.0622	28.4205	26.3317	1.9883	1.0921
Desviación estándar	23.6220	16.8819	18.7302	20.8109	2.8377	1.6107
Error máximo	89.5171	63.6813	74.0217	82.1673	10.2350	9.5621
Error mínimo	0.0173	0.0015	0.0082	0.0226	1.1688e-06	3.0386e-05
RMSE	36.7897	31.0498	34.0348	33.5594	3.4643	1.9457

Anexo Tabla 43. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	30.4406	29.6105	5.6845	4.8154	15.0183	14.2186
Desviación estándar	25.4284	20.0444	6.0229	3.3802	9.7925	10.1031
Error máximo	95.5404	73.4202	27.6732	15.2966	44.4831	43.2917
Error mínimo	0.0030	0.0469	0.0086	0.0028	0.0036	0.0406
RMSE	39.6599	35.7541	8.2807	5.8828	17.9274	17.4410

Anexo Tabla 44. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de posar en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	10.4971	101.8460	50.5921	3.9797	79.1523	14.4943
Desviación estándar	10.0066	40.0620	26.5560	2.5781	29.0089	5.1093
Error máximo	47.2037	160.4328	110.4459	14.4892	166.6644	27.5503
Error mínimo	0.0130	0.1194	0.0106	8.9568e-04	0.4597	0.1182
RMSE	14.5007	109.4383	57.1351	4.7414	84.2981	15.3681

Anexo Tabla 45. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano sagital de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	7.9891	6.2098	2.4880e-04	2.5530e-04	4.4760	3.9202
Desviación estándar	7.4121	7.1698	1.5261e-04	2.1294e-04	5.9563	2.6233
Error máximo	31.3109	33.0597	5.1630e-04	0.0050	26.3555	15.5825
Error mínimo	0.0022	7.9600e-05	7.2567e-09	4.0937e-09	2.5511e-06	9.3027e-04
RMSE	10.8970	9.4841	2.9186e-04	3.3243e-04	7.4498	4.7167

Anexo Tabla 46. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano frontal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	82.0860	83.1775	60.4911	56.7354	179.3739	187.8006
Desviación estándar	44.6394	48.6270	36.1486	36.9813	17.0889	19.9149
Error máximo	126.7775	130.0450	95.4863	90.7100	186.3672	199.9332
Error mínimo	0.0823	0.0391	0.0194	0.0086	22.2409	4.0490
RMSE	93.4347	96.3442	70.4657	67.7201	180.1858	188.8531

Anexo Tabla 47. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano transversal de las extremidades inferiores.

Articulación	Cadera derecha	Cadera izquierda	Rodilla derecha	Rodilla izquierda	Tobillo derecho	Tobillo izquierdo
Error promedio	22.8842	16.2368	5.6484	11.2686	63.4083	69.2305
Desviación estándar	10.8865	9.8154	2.5641	5.0640	8.0801	4.8921
Error máximo	83.2453	53.9733	15.5460	19.4251	92.5328	103.1808
Error mínimo	0.0461	4.7001e-05	0.0130	0.0093	33.1094	49.1707
RMSE	25.3409	18.9720	6.2030	12.3538	63.9208	69.4031

Anexo Tabla 48. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano sagital de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	11.6181	11.4463	0.0013	6.4193e-04	71.9016	70.4652
Desviación estándar	6.5404	5.4097	0.0015	0.0011	15.1353	20.4158
Error máximo	33.6682	23.8081	0.0050	0.0050	89.9999	90.0043
Error mínimo	0.0237	0.0097	9.1376e-08	6.0882e-08	4.8564	0.2186
RMSE	13.3319	12.6599	0.0020	0.0012	73.4768	73.3621

Anexo Tabla 49. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano frontal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	9.5306	8.7626	34.0871	22.9899	2.6984	2.0920
Desviación estándar	7.7342	7.8911	23.5319	19.9666	2.3622	3.8551
Error máximo	48.3408	48.0296	154.7990	97.1002	22.4907	21.9136
Error mínimo	0.0104	0.0040	0.0130	0.0028	3.8059e-06	1.1102e-05
RMSE	12.2731	11.7911	41.4183	30.4475	3.5860	4.3855

Anexo Tabla 50. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano transversal de las extremidades superiores.

Articulación	Hombro derecho	Hombro izquierdo	Codo derecho	Codo izquierdo	Muñeca derecha	Muñeca izquierda
Error promedio	35.9688	34.7605	10.0576	7.8369	13.2515	15.1006
Desviación estándar	14.8975	13.5777	5.7434	5.3151	9.0685	14.3653
Error máximo	68.3157	64.8087	30.1198	30.5190	77.1933	55.9552
Error mínimo	0.0322	0.0762	0.0083	0.0043	0.0120	0.0050
RMSE	38.9308	37.3173	11.5814	9.4688	16.0565	20.8402

Anexo Tabla 51. Resultados del error promedio, desviación estándar, error máximo, error mínimo y RMSE en la acción de comer en el plano sagital, frontal y transversal de la columna.

Articulación	Cervical plano sagital	Cervical plano frontal	Cervical plano transversal	Lumbar plano sagital	Lumbar plano frontal	Lumbar plano transversal
Error promedio	3.7373	66.2720	44.2306	5.5401	78.6568	11.8915
Desviación estándar	3.7461	42.2887	26.8049	4.2809	51.8437	3.9475
Error máximo	16.6468	158.1922	109.2843	23.4678	168.3826	28.5766
Error mínimo	3.1279e-04	0.0095	0.0457	0.0020	0.0874	1.0092
RMSE	5.2910	78.6107	51.7164	7.0009	94.2001	12.5294