



**Universidad del
Rosario**

**Caracterización de movimientos a través de imágenes y sensores inerciales para la
prevención de lesiones de miembro superior durante actividades repetitivas**

Autor

Adriana Samira Jaspón Mutis

Directores

Oscar Julián Perdomo Charry, PhD.

Juan Alberto Castillo Martínez, PhD

Master en ingeniería biomédica

Facultad de ingeniería biomédica

Posgrado

Universidad del Rosario

Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito

Bogotá - Colombia

2023

Agradecimientos

Agradezco encarecidamente a todos los que me han impulsado llegar hasta este punto de mi carrera, a los profesores del programa que me brindaron asesorías, a los auxiliares de laboratorio que me brindaron soporte, y al programa de maestría en Ingeniería Biomédica que me ayudó a encauzar mi potencial.

Agradezco profundamente a mis tutores de tesis, los profesores Oscar Julián Perdomo y Juan Alberto Castillo, por su gran dedicación, confianza y paciencia; sin su apoyo no hubiera podido llegar a este punto tan importante en mi trayectoria profesional y académica. Gracias a su orientación logré aterrizar este proyecto que comenzó como una idea difusa.

También le agradezco a mi mamá, Adriana Mutis, quien, con su amor, confianza, apoyo incondicional y soporte a lo largo de toda mi vida, me ha ayudado más de lo que muchas madres habrían estado dispuestas a ayudar a sus hijos, permitiéndome realizar mi maestría y aconsejándome de la forma correcta.

Agradezco también a todos aquellos que han reconocido el valor de este trabajo, a aquellos que vieron potencial en mi desarrollo y pidieron mi soporte para el desarrollo de sus propios proyectos, abriendo ante mí nuevas oportunidades desde el punto de vista de la investigación. Agradezco a todos aquellos que como ángeles llegaron a mi vida, abriendo caminos y ayudándome a lo largo de este largo proceso.

Por último, me agradezco a mí misma por permitirme escuchar esa voz interior que me llevó a trabajar con dedicación y amor para materializar este proyecto.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	8
ABSTRACT	9
I. INTRODUCCIÓN	10
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
A. Antecedentes	13
Monitoreo de personas usando sensores inerciales.....	13
Monitoreo de personas usando imágenes de videos	14
III. JUSTIFICACIÓN.....	16
IV. OBJETIVOS	18
VII. MARCO TEÓRICO	19
Anatomía del miembro superior.....	19
Hombro.....	19
Codo	22
Muñeca	23
Tecnologías para el estudio del movimiento.....	24
Inteligencia artificial	25
Mediapipe	26
Mediapipe pose	26
VIII. METODOLOGÍA	28
Etapa 1: Revisión sobre métodos de programación y procesamiento de los datos por medio de los sensores.....	28
Etapa 2: Programación cámara para captura de movimiento y sensores inerciales:	28
Etapa 3: Adquisición de datos de postura por medio de los sensores inerciales.....	29
Etapa 4: Reconstrucción de postural y obtención de datos	29

Etapa 5: Desarrollo de un algoritmo que integre sensores inerciales e imágenes.....	30
Etapa 6: Estudio de movimiento con durante la realización de un movimiento:	30
Etapa 7: Análisis de datos	31
Etapa 8: Calibración del software	31
x. RESULTADOS	32
Software para estudio de movimiento de miembro superior.....	32
Toma de datos y simulaciones realizadas	33
Movimientos simples y gráficas.....	33
Movimiento de levantamiento.....	35
xI. Discusión.....	47
Comparación de datos aceleración obtenidos de sensores inerciales y software	47
Calibración sugerida del software desarrollado	48
Errores por estimación de postura en software	49
REFERENCIAS	52

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Tabla rangos de movilidad.....	21
Tabla 2 Tecnologías para estudio biomecanico.	24
Tabla 3 Aceleración plano XY.....	40
Tabla 4 Ángulos plano XY.....	41
Tabla 5 Aceleración plano XZ.....	41
Tabla 6 Ángulos plano XZ.....	41
Tabla 7 Aceleración plano ZY.....	42
Tabla 8 Ángulos plano ZY.....	42
Tabla 9 Descripción datos de aceleración RMS.....	43
Tabla 10 Descripción datos de angulos RMS.....	44
Tabla 11 Aceleración RMS sensores inerciales.....	45
Tabla 12 Ángulos RMS sensores inerciales.....	45
Tabla 13 Porcentaje de error en ángulos RMS de codo izquierdo y derecho.....	45
Tabla 14 Porcentaje de error en aceleración RMS de codo izquierdo y derecho.....	46

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 Enfermedades sistema musculo esquelético miembro superior.....	16
Fig. 2 Articulaciones y movimientos miembro superior.....	19
Fig. 3 Muñeca.....	23
Fig. 4 Puntos estimados por medio de Mediapipe pose	27
Fig. 5 Toma de datos	31
Fig. 8 Secuencia de movimiento de levantamiento de caja.....	35
Fig. 9 Secuencia de movimiento depositar y tomar nuevamente caja	36
Fig. 10 Secuencia de movimiento devolver caja a posición inicial.	36
Fig. 11 Ángulos vs tiempo plano XY	37
Fig. 12 Ángulos vs tiempo plano ZY	37
Fig. 13 Ángulos vs tiempo plano XZ	38
Fig. 14 Aceleración angular VS tiempo plano XY	39
Fig. 15 Aceleración angular VS tiempo plano XZ.....	39
Fig. 16 Aceleración angular VS tiempo plano ZY	40
Fig. 17 Diagramas de caja y bigote	43
Fig. 18 Diagramas de caja y bigote	44
Fig. 19 Vector cadera corregido.....	49

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 1 Velocidad angular.....	38
Ecuación 2 Aceleración angular.....	38
Ecuación 3 Error absoluto.....	45

RESUMEN

El miembro superior es una estructura de gran complejidad e importancia en la vida cotidiana debido a la variedad de movimientos y grados de libertad que este tiene. Así como la utilidad en numerosas tareas cotidianas. El miembro superior puede verse afectado por lesiones debido a las tareas que incluyan: esfuerzos, posturas inadecuadas, posturas fuera de rangos de movimiento, posturas sostenidas o repetitivas; durante periodos de tiempo largos, como actividades laborales, generando un impacto negativo en la vida cotidiana. Por este motivo surge la necesidad de estudios de la complejidad del movimiento del miembro superior para la prevención lesiones en miembro superior.

Este estudio se enfoca en el desarrollo de una herramienta de simulación de la cinemática del miembro superior utilizando captura de movimiento recursos en imágenes y señales de sensores inerciales. Se desarrolló un programa capaz de identificar patrones de movimiento usando datos capturados usando una cámara y sensores inerciales en miembro superior en personas en un entorno laboral, para el posterior estudio. Este proyecto tiene como objetivo diseñar un método para la identificación automática de patrones de movimientos.

Para lo cual, se plantea la revisión de métodos de programación y procesamiento de los datos obtenidos de imágenes y sensores inerciales, la programación de los mismos, la adquisición de datos relativos a la postura, el estudio de movimiento y calibración del programa.

Entre los resultados obtenidos se desarrolló un *software* portable para la captura de movimiento utilizando imágenes, el cual provee resultados de la raíz cuadrática media (RMS) de los ángulos en los planos XY, XZ y YZ, similares a los dados por los sensores inerciales tras estimar la RMS de los ángulos obtenidos por los mismos. Sin embargo, la aceleración presenta una mayor diferencia, esto debido a que la aceleración se ve afectaba por los instantes en los cuales las imágenes oscilan.

Como conclusión se encontró un gran potencial de los algoritmos de inteligencia artificial para la identificación, seguimiento y diferenciación de la de postura y el cálculo de variables de la cinemática tales como ángulo de movimiento articular y la aceleración angular.

Palabras clave — *Biomecánica, estudio de movimiento, gestos, Herramientas de Mediapipe, miembro superior, sensores inerciales.*

ABSTRACT

The upper limb is a structure of great complexity and importance in our daily lives due to the variety of movements and degrees of freedom it has. As well as its usefulness in numerous daily tasks. The upper limb can be affected by injuries due to tasks that include: efforts, inadequate postures, postures out of range of motion, and sustained or repetitive postures; during long periods, such as work activities, generating a negative impact on daily life. For this reason, there is a need for studies on the complexity of upper limb movement for the prevention of this type of injury.

This study focuses on the development of an upper limb kinematics simulation tool using resources such as images and inertial sensors for motion capture. For the development of a supporting tool or software capable of identifying movement patterns using sources of motion information in people, captured by sensors, in a work environment for further study. This project aims to design a method for the automatic identification of movement patterns associated with the upper limb by fusing information from video images and inertial markers.

To this end, a review of programming and data processing methods obtained from images and inertial sensors, their programming, the acquisition of data related to posture, the study of movement, and the calibration of the software are proposed.

Among the results obtained, a portable software for motion capture using images was created, which provides results of RMS angles similar to those given by the inertial sensors. However, the acceleration presents a greater difference, because the acceleration is affected by the moments in which the images oscillate.

In conclusion, it was found a great potential for artificial intelligence algorithms for the identification, tracking, and differentiation of posture and the calculation of kinematics variables such as joint movement angle and angular acceleration.

Keywords - *Biomechanics, motion study, gestures, Mediapipe framework, upper limb, inertial sensors.*

I. INTRODUCCIÓN

La importancia del miembro superior reside en llevar a cabo tareas de la vida cotidiana, tales como la alimentación, proceso de vestir, manipulación de objetos, entre otros. Este miembro está compuesto por articulaciones, las cuales proporcionan diferentes movimientos. Las articulaciones del miembro superior se dividen en complejo del hombro, codo, muñeca y mano.

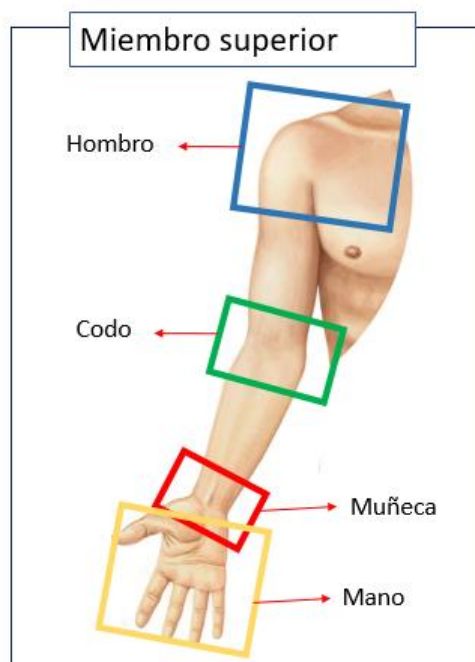


Fig. 1 Complejos articulares del miembro superior

Fuente: Elaboración propia

La articulación glenohumeral, también conocida como articulación del hombro, está formada por la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula. En general, tiene tres grados de libertad rotacional: flexión y extensión, abducción y aducción, y rotación interna y externa. Los ligamentos y los músculos mantienen la cabeza del húmero en su sitio, limitando idealmente el movimiento de traslación.

La articulación del codo se considera como una articulación de bisagra, que permite la flexión y extensión del codo. La libertad de movimiento en todas las demás direcciones puede despreciarse, ya que está suprimida por los ligamentos, los músculos y las estructuras óseas. Un poco más distal de la articulación del codo, se origina un segundo grado de libertad, la pronación y supinación del antemembro superior. Un equivalente mecánico para este tipo de articulación es pivotante. Por último, la flexión y extensión de la muñeca y su desviación se producen en el

extremo distal del antemembro superior, donde el cúbito y el radio se articulan con los huesos carpianos.

Desde el punto de vista del movimiento, el hombro es el complejo articular con mayor movilidad teniendo que este posee un total de 3 grados de libertad que incluyen flexión/extensión, abducción/aducción, traslación y rotación interna/externa. El hombro está compuesto por cuatro articulaciones diferentes: glenohumeral (GH), acromioclavicular, esternoclavicular y escapulotorácica.

La articulación del codo incorpora tres articulaciones dentro de su cápsula articular, estas son: cúbito-humeral, radiocapitelar y radiocubital proximal. Esta articulación permite los movimientos de flexo-extensión y rotación del miembro superior.

Finalmente, la articulación de la muñeca produce cambios posturales entre miembro superior y extremo de la mano de trabajo. Tiene una arquitectura multiarticulada que crea un rango de movimiento amplio en flexión, extensión, desviación radial, desviación cubital y circunducción.

Debido al uso del miembro superior en numerosas actividades estas incluyen tareas repetitivas con posturas incorrectas, tal y como se presenta en enfermedades laborales, contraídas debido a factores de riesgo inherentes a la actividad laboral [1].

Existe la posibilidad que se generen lesiones del sistema musculo esquelético por una diversidad de agentes y activadores externos e internos, los cuales pueden generar tensión. daño de las articulaciones y ligamentos a largo plazo, especialmente si los gestos y movimientos son llevadas a cabo durante actividades repetitivas, en las que se realiza un movimiento de forma cíclica durante una jornada laboral[2] [3]

Algunas de las enfermedades son: Tendinitis Bicipital, lesiones de manguito rotador, Bursitis del hombro, Epicondilitis lateral, Epicondilitis medial, Síndrome de Túnel carpiano, Enfermedad de Quervain. Cabe resaltar que a nivel de Colombia se determinó la prevalencia del síndrome del túnel del carpo, con un 20 % a 40 % de prevalencia para el hombro doloroso[4]. Además, entre el 3 % y el 7 % en Colombia, aumenta dicha prevalencia dependiendo del rango de edad, en el 70 % de los pacientes de hombro doloroso es debido a la lesión del manguito rotador[1], [3], [5].

Este tipo de enfermedades generan un impacto individual y social muy importante debido al papel del miembro superior en las actividades de la vida diaria y en el trabajo, estas patologías generan incapacidades laborales, con pérdidas económicas para la familia y baja productividad

laboral. Además, de costos generados para los sistemas de salud [9]. Por este motivo, surge la necesidad de generar protocolos y estudios de los movimientos del miembro superior para la prevención de enfermedades laborales por la realización de actividades repetitivas a nivel del sistema músculo esquelético [8-9].

Estos estudios de movimiento conllevan a la necesidad del uso de métodos de captura de movimiento basados en la estimación de la posición y orientación de los diferentes segmentos del cuerpo humano [9]. Lo cual, ha llevado a la necesidad de elaboración de varias tecnologías para la estimación de movimiento de cuerpo completo en tiempo real [10]. Actualmente existen diversos métodos para la captura de movimiento, entre ellos se encuentran los basados en la captura de movimiento utilizando cámaras de profundidad, marcadores, sensores inerciales entre otros.

El principio de funcionamiento de las cámaras es reconocer automáticamente los datos de movimiento en conjunto del esqueleto humano a través de rayos infrarrojos y capturar el esqueleto humano movimiento, tal y como es el caso de las cámaras de profundidad y algoritmos de inteligencia artificial [6].

Los sensores inerciales, basados el uso de sistemas en sensores IMU, para la captura de posiciones y aceleraciones en los ejes de movimiento, como es el caso de los sensores Metamotion o los sensores Vicon[11]. Los sensores Vicon son sensores inerciales que están compuesto por: un giroscopio, acelerómetro, magnetómetro, sensor de presión barométrica y luz ambiental, estos también presentan batería, por lo cual no necesitan estar conectados durante la toma de datos que pueden captar y enviar datos en tiempo real, estos son livianos por lo cual son fáciles cargar durante la realización de un movimiento [12][7]. Estos sensores tienen como una gran ventaja el hecho de que pueden ser utilizados en espacios abiertos[8] .

Debido a la importancia de la simulación de movimiento para la prevención de lesiones laborales en sistema músculo esquelético en miembro superior se pretende la elaboración de una herramienta de simulación para miembro superior utilizando imágenes y sensores inerciales, para el desarrollo de un software capaz de identificar patrones de movimiento por medio de las fuentes de información de movimiento de personas, dadas por los sensores, en un entorno laboral para su posterior estudio.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A. Antecedentes

Entre los estudios, se mencionan aquellos directamente relacionados a uso de sensores IMU, cómo comparar sus datos, comparación de cámaras de profundidad e imágenes RGB con algoritmos de inteligencia artificial, así como comparaciones entre algoritmos de inteligencia artificial y otros sensores. A continuación, se describe algunos de los documentos utilizados para la elaboración de este trabajo:

Monitoreo de personas usando sensores inerciales

En el trabajo reportado por Farahmand et al., se desarrolló un sistema de monitoreo de orientación del paciente abreviado como APOMS. Este método está basado en el uso de acelerómetros inalámbricos de alta precisión y no intrusivo para determinar el cambio de orientación en pacientes sometidos a tratamiento con radiación. En este trabajo los sensores se colocan en la piel de un paciente y transmite su orientación a la estación receptora conectada a un computador en el área de control. Aquí se mide la orientación de la cabeza del paciente y se genera alertas cuando viola el umbral de orientación definido por el usuario.[9]

Para el análisis de los resultados con el acelerómetro, utilizaron el error cuadrático medio *en los tres ejes* (del inglés Root Mean Square) también conocido como RMS. Lo interesante en este *estudio* es que cada valor de inclinación promedio, incluido el promedio RMS se compara con el valor anterior para detectar cualquier cambio en la orientación.

Así mismo, *Gökhan Güney et al*, realiza un estudio utilizando mediapipe con respecto a sensores inerciales para evaluar el movimiento de las manos en pacientes con Parkinson. Para este estudio se utilizaron las características de frecuencia y amplitud, utilizando la transformada rápida de Fourier. Es relevante la comparación entre los sensores inerciales y mediapipe, así como los métodos de comparación utilizados para los datos obtenidos, tales como el error cuadrático medio (RMSE) y el error absoluto[10].

Otro ejemplo del uso de sensores inerciales y Mediapipe es el presentado por Ahmad et al, en el cual se presenta el software de *Mediapipe BlazePose*, en este se utiliza el conjunto de datos de *PoseNet*, para identificar o detectar los movimientos relacionados específicamente a las lesiones durante actividades laborales. Como un resultado de este trabajo se obtuvo una diferencia del 10% entre los sensores inerciales y los obtenidos mediante el software[11].

De este trabajo cabe resaltar la relación obtenida entre los sensores inerciales, que es de solo un 10%, así como el uso del software para el monitoreo de actividades laborales para la posible prevención de lesiones. En este trabajo se utilizaron las variables de ángulos de movilidad articular y de velocidad, dejando de lado la variable de aceleración que se conoce que tiene un gran efecto en las articulaciones, dados por los cambios repentinos de movimiento. Por lo cual se planteó realizar una comparación de la aceleración para este estudio.

Monitoreo de personas usando imágenes de videos

En el trabajo realizado por Gusmão se reportó un estudio en el que se compara el uso de las cámaras de profundidad RGB-D y cámaras RGB. En este estudio se deja un referente al seguimiento y estimación de postura, así como sus ventajas referentes a otras técnicas de estimación de movimiento. Adicionalmente, se compara el uso de *Google MediaPipe*, un algoritmo de inteligencia artificial que utiliza cámaras RGB convencionales, para la estimación de la postura, que fue entrenado con un conjunto de imágenes obtenidas con cámaras inerciales específicamente el Kinect V2.[12]

Para la comparación estos métodos de medición, el autor realiza la medición de la variación angular del sensor RGB-D y RGB datos contra el estándar de oro de *Qualisys Tracking Manager*. Como resultado de esta investigación, el autor encontró que *MediaPipe* obtuvo resultados cercanos a los de *Qualisys Tracking Manager* en comparación con el sensor *Kinect V2* en el aspecto 14 inherentes de error absoluto, RMS y correlación, presentando menores valores de dispersión y métricas de error, es decir, más positivas. Así mismo, *Qualisys Tracking Manager* presentó una menor correlación en comparación con *Kinect V2*. Con respecto al equipo común, *Mediapipe* tenía un error dentro del rango de error de los goniómetros de miembro superior corto y largo. Porque es una técnica que utiliza solo una cámara RGB convencional [12]

Este trabajo es relevante para tomar la decisión de los equipos y herramientas de programación a utilizar puesto que provee un análisis comparativo de las cámaras de profundidad y *Mediapipe*, así como en lo referente a la comparación de los datos.

Por otro lado, Latreche et al., presentaron la aplicación de *Mediapipe* en el teletrabajo, los autores presentan una aplicación web creado con *Mediapipe* para estudio de ángulos de movimiento, así como comparar los ángulos capturados por *Mediapipe* y los obtenidos por medio de un goniómetro de tipo regla de ángulo digital.[13]

Este estudio presentó datos positivos con respecto al potencial de *Mediapipe* para lo referente a la medición de ángulos, así como su uso para el teletrabajo, que es una aplicación similar a la que se planteó como posibles resultados y uso del software llevado a cabo en esta tesis de maestría. Por lo cual, brinda un soporte en lo referente a la fiabilidad de *Mediapipe* para la medición de ángulos; sin embargo, en este trabajo no utilizan variables de aceleración y otras variables cinemáticas por lo cual su alcance es limitado.

Otro punto importante de este artículo fue la descripción de desventajas del uso de goniómetros convencionales con respecto al uso de *Mediapipe*, el cual no solo recae al fácil manejo del programa para obtener los datos de forma instantánea, sino también a la práctica del profesional de la salud a la hora de tomar datos, puesto que esto pueden generar errores si no están lo suficientemente capacitados o poseen la experiencia adecuada para su uso.

Finalmente, en el artículo de Stenum et al. muestran unos análisis cuantitativos de la marcha en múltiples poblaciones clínicas utilizando solo videos simples grabados con cámaras regulares. Para este estudio utilizaron *OpenPose*, el cuál es un algoritmo de estimación de postura humana de código abierto y se utilizan múltiples cámaras para grabar videos desde múltiples perspectivas diferentes (frontal, sagital). Utilizan relaciones trigonométricas para calcular la profundidad de la imagen, lo cual es relevante ya que están evaluando el movimiento durante la marcha y así es posible estimar la distancia recorrida, entre otros.[14]

El uso de la profundidad para el estudio de movimiento es una característica de interés, puesto que este método puede dar un gran potencial para desarrollos más complejos de la herramienta, como el estudio de un movimiento que implique desplazamiento de objetos. Así mismo, se resaltan las ventajas de este tipo de algoritmos de inteligencia artificial por sus bajos costos, fácil uso y eficiencia a la hora de llevar a cabo estudios de movimiento.

III. JUSTIFICACIÓN

Las actividades básicas de la Vida Diaria (ABVD) son actividades que se realizan de manera cotidiana, estas abarcan la capacidad de vestirse, aseo personal, comer, tener hábitos saludables de alimentación, controlar esfínteres, tener hábitos adecuados del sueño, entre otros. Las ABVD son importantes porque conllevan al ser humano a tener buen desempeño en la sociedad.

Existen numerosas enfermedades que afectan el miembro superior, entre ellas se encuentran Tendinitis Bicipital, Manguito rotador, Bursitis del hombro, Epicondilitis lateral, Epicondilitis medial, Síndrome de Túnel carpiano, Enfermedad de Quervain. Estas enfermedades limitan la movilidad del miembro superior en las diferentes articulaciones. A continuación, se puede observar un diagrama con las enfermedades y las articulaciones que estas afectan.

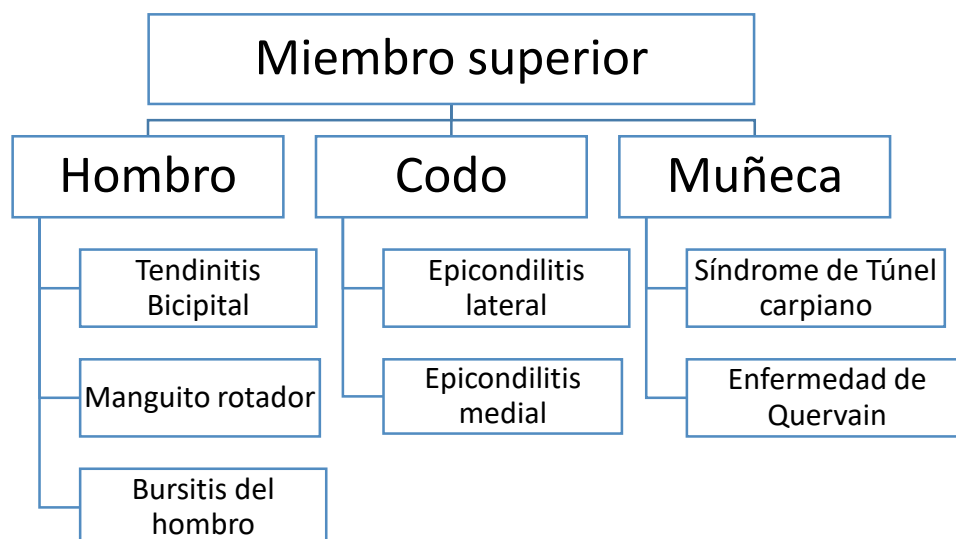


Fig. 2 Enfermedades sistema musculoesquelético miembro superior.

Fuente: Elaboración propia

En Colombia se estima que la prevalencia de hombro doloroso se encuentra entre el 3 % y el 7 % [1]. Dicha prevalencia aumenta con la edad y sus causas pueden ser múltiples, aunque se plantea que la mayoría de los casos de hombro doloroso se deben a lesiones degenerativas de alguna estructura peri articular, debiéndose sólo en el 5 % a una afección del hombro de otra naturaleza, como artritis reumatoide, enfermedad gotosa, entre otros.

En el 70 % de los pacientes el hombro doloroso es debido a la lesión del manguito rotador, lo que provoca gran impacto a nivel social, incapacidades laborales, pérdidas económicas para la familia y baja productividad laboral, además de los costos generados para los sistemas de salud.

Una de las causas más comunes de este tipo de lesiones son las enfermedades laborales, que según el artículo 4 de la Ley 1562 de 2012, son contraídas como resultado de la exposición a factores de riesgo inherentes a la actividad laboral o del medio en el que el trabajador se ha visto obligado a trabajar[3]. Esto incluye posturas incorrectas hechas durante actividades repetitivas, lo cual genera tensión y daño de las articulaciones y ligamentos a largo plazo, especialmente si estas son realizadas durante actividades repetitivas, en las que se llevan a cabo un movimiento de forma cíclica durante una jornada laboral.

IV. OBJETIVOS

A. Objetivo general

Diseñar un método para la identificación automática de patrones de movimientos asociados miembro superior mediante la fusión de información de imágenes de video y marcadores inerciales.

B. Objetivos específicos

- Sincronizar información proveniente de cámara de profundidad y sensores inerciales para adquirir movimientos para posterior reconocimiento de patrones en miembro superior
- Analizar individualmente las fuentes de información de movimiento de personas en un entorno laboral para su posterior estudio y uso en la simulación del modelo utilizando sensores inerciales
- Fusionar fuentes de información para la identificación automática de patrones de movimientos asociados miembro superior
- Validar sistemáticamente el reconocimiento de patrones repetitivos en los movimientos realizados en entorno de laboratorio

VII. MARCO TEÓRICO

Anatomía del miembro superior.

El miembro superior está compuesto por diferentes grupos de articulaciones que proporcionan la libertad de movimiento necesaria para llevar a cabo tareas de la vida cotidiana. Estos grupos se dividen en hombro, codo, muñeca y mano. A continuación, se encuentra un diagrama en el que se muestran las partes del miembro superior con sus respectivas articulaciones y movimientos.

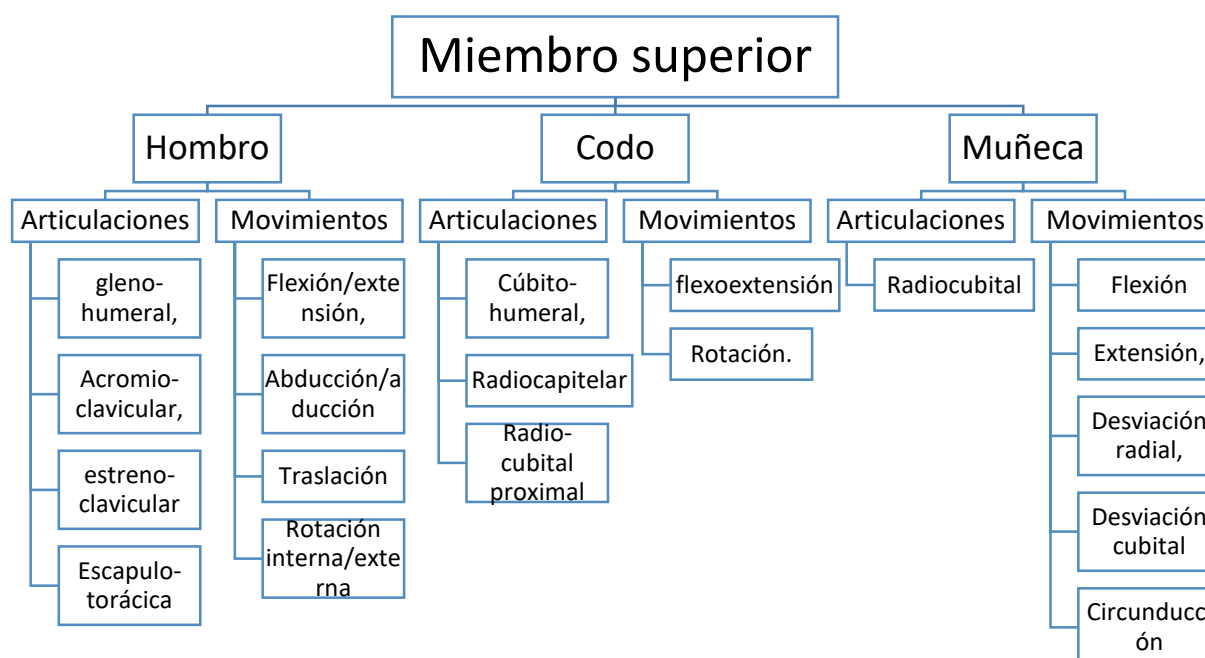


Fig. 3 Articulaciones y movimientos miembro superior

Fuente: Elaboración propia.

Hombro

El hombro es la articulación con mayor movilidad teniendo un total de 3 grados de libertad. La cintura escapular está compuesta por la clavícula y la escápula, que se articula con el húmero proximal del miembro superior. El hombro está compuesto por cuatro articulaciones diferentes: glenohumeral (GH), acromioclavicular (AC), esternoclavicular (SC) y escapulotorácica. Juntas, las cuatro articulaciones permiten que el hombro funcione normalmente en el espacio[15].

En la siguiente Fig. 4 Hombro y articulaciones Fig. 4 Hombro y articulaciones se puede observar los huesos del hombro y la ubicación de sus respectivas articulaciones

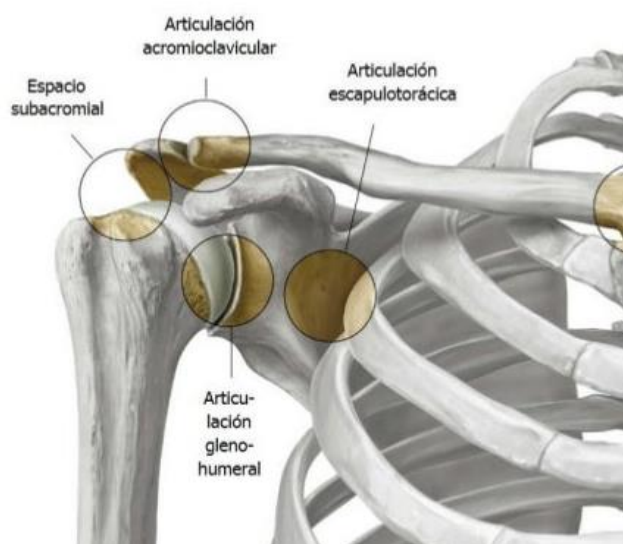


Fig. 4 Hombro y articulaciones
Fuente: [16]

La articulación esternoclavicular es una articulación sinovial en silla de montar que consta del extremo proximal de la clavícula y la parte superior del esternón, esta es la única articulación que conecta la extremidad superior con el esqueleto axial, se estabiliza con el ligamento costoclavicular. [15]

La articulación acromioclavicular es una articulación sinovial plana que conecta el extremo lateral convexo de la clavícula y el acromion cóncavo de la escápula. Recibe estabilización principalmente del ligamento coracoclavicular y los estabilizadores secundarios son los ligamentos acromioclavicular superior e inferior. [15]

La articulación escapulotorácica es una unidad colectiva compuesta por la articulación acromioclavicular, la articulación esternoclavicular y los espacios fasciales entre la superficie anterior de la escápula y el tórax. Esta no es una verdadera articulación, sino la articulación de la escápula que se desliza sobre la caja torácica posterior. Esta funciona como un sitio de inserción importante para varios músculos estabilizadores y contribuye en gran medida al movimiento escapular. [15]

La articulación glenohumeral es una articulación esferoideal multiaxial, esta articulación tiene una estabilidad inherente mínima y es la que posee el rango de movimiento más grande del

cuerpo humano, lo cual le da una gran complejidad como articulación. Sus múltiples grados de libertad que incluyen flexión/extensión, abducción/aducción, traslación y rotación interna/externa. Estos movimientos consisten en: [15]

Tabla 1 Tabla rangos de movilidad

Movimiento	Descripción del movimiento	Grados de movimiento
Abducción	Movimiento lateral hacia arriba del húmero hacia un lado, alejándose del cuerpo, en el plano de la escápula.	0 a 180 grados
Abducción horizontal (extensión transversal)	el movimiento del húmero en un plano horizontal o transversal alejándose del tórax	
Aducción	Movimiento descendente del húmero medialmente hacia el cuerpo desde la abducción, en el plano de la escápula.	0 a 45 grados
Aducción horizontal (flexión transversal)	El movimiento del húmero en un plano horizontal o transversal hacia y a través del tórax	
Flexión	El movimiento del húmero recto anteriormente	0 a 180 grados
Extensión	El movimiento del húmero recto hacia atrás.	0 a 60 grados
Rotación externa	El movimiento del húmero lateralmente alrededor de su eje largo alejándose de la línea media	0 a 90 grados.
Rotación interna	El movimiento del húmero medialmente alrededor de su eje largo hacia la línea media.	0 a 90 grados.

Fuente: Elaboración propia

La estabilidad de la articulación glenohumeral depende en gran medida de la proporcionada por los músculos y ligamentos que la rodean. Estos pueden proveer estabilidad estática o dinámica. Entre los estabilizadores estáticos de la articulación glenohumeral encuentran sus superficies articulares, el labrum glenoidale, la cápsula articular, el ligamento coracohumeral y los ligamentos glenohumerales. Los estabilizadores dinámicos incluyen el músculo deltoides, los músculos del manguito rotador y la cabeza larga del bíceps. [15]

Como un efecto secundario de la gran cantidad de movimientos que recaen sobre la articulación glenohumeral, esta puede presentar lesiones por la realización puede presentar afecciones degenerativas e inflamatorias, a las cuales se les llama por el nombre de Hombro Doloroso. La causa más frecuente de estas lesiones es la inflamación músculo-tendinosa alrededor de la articulación glenohumeral. [17]

Codo

El codo es una articulación compuesta por tres huesos, el húmero y el cúbito y el radio. El codo se compone de tres articulaciones dentro de su cápsula articular, las cuales son: la articulación cúbito-humeral, la articulación radiocapitelar y la articulación radiocubital proximal.

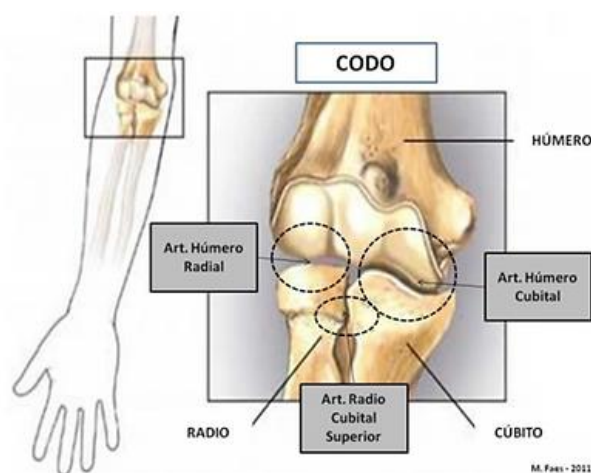


Figure 1 Articulaciones del codo

Fuente: [18]

La articulación humerocubital permite los movimientos de extensión y flexión del codo, aunque las articulaciones humeroradial o capitulorradial también participan en este movimiento, estas se encuentran especializadas en el movimiento de rotación del antebrazo superior en el plano coronal, debido a que cuentan con un mayor arco de movimiento.[15][19]

Los rangos de movimientos de codo en condiciones normales son:

- Flexión de 0 a 140 grados de flexión
- Arco de pronación/supinación de 180 grados,
- Arco de movimiento funcional del codo es de 30 a 130 grados de flexión
- 50 grados de pronación y 50 grados de supinación.

Muñeca

La muñeca permite transferir las fuerzas y movimientos de la mano al antemembro superior y la porción proximal de la extremidad superior. La articulación de la muñeca produce los principales cambios posturales entre el miembro superior y el extremo de la mano de trabajo. [20]

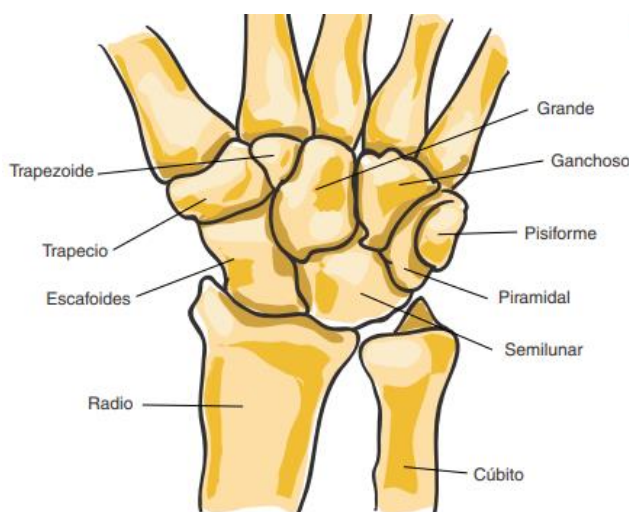


Fig. 5 Muñeca

Fuente:[20]

Tiene una estructura multiarticulada que permite los movimientos de flexión, extensión, desviación radial, desviación cubital y circunducción. La muñeca está compuesta por las articulaciones:

- La articulación radiocubital distal permite la pronación y supinación de la mano a medida que el radio gira alrededor de la cabeza del cúbito. [20]
- La articulación radiocarpiana que incluye el radiodistal y la fila proximal de huesos del carpo (escafoides, semilunar, piramidal, pisiforme) y el cúbito, esta articulación proporciona la capacidad de flexionar y extender la mano y realizar la desviación radial y cubital. [20]
- La articulación cubitocarpiana, que incluye el cúbito distal y el cartílago fibroelástico triangular, cuya función es conectar el cúbito distal con el semilunar y el piramidal. [20]
- Las articulaciones carpianas próximas, que conectan el escafoides, el semilunar y el piramidal a través de los ligamentos dorsal, palmar e interóseos. [20]

- Las articulaciones carpianas medias, que incluyen los huesos grande, ganchoso, trapecio y trapecoide [20]

Tecnologías para el estudio del movimiento

Existen múltiples tecnologías para el estudio de la postura y movimiento del cuerpo humano, las cuales permiten realizar el diagnóstico o evaluación de patologías neuro-músculo-esqueléticas. Desde la ergonomía, el uso fundamental de estos es la prevención de estas patologías, esto por medio del conocimiento del comportamiento o posturas para llevar a cabo una evaluación de riesgo en actividades físicas o el estudio de la biomecánica de estas. En la Tabla 2 Tecnologías para estudio biomecánico. se observan algunas tecnologías existentes para llevar a cabo estudios de movimiento:

Tabla 2 Tecnologías para estudio biomecánico.

Tecnología	Descripción	Ventajas	Desventajas
Goniómetros	Es un instrumento de medición que permite la medición de ángulos.	-Mide ángulos de movilidad articular. -Muy económico.	-No puede ser utilizado para calcular variables tales como aceleración angular o estudiar el movimiento durante una acción
Laboratorio de análisis de movimiento	Usa de múltiples cámaras infrarrojas y marcadores reflectantes ubicados en puntos anatómicos específicos.	-Reconstruye postura de la persona dependiendo de la los marcadores utilizados.	-Preparación para proceso de toma de datos. -Costos elevados. -Preparación de espacio especializado.
Sensores inerciales	Pequeños sensores de tipo inercial que pueden ser posicionados en una extremidad para ver características tales como velocidad angular, orientación, ángulos, entre otros.	-Pequeños. - Costo económico. -No necesita de adecuaciones especiales para su uso en un lugar.	-Los datos que obtenidos son simples. -No se reconstruye completamente la pose.
Cámaras de profundidad	El principio de funcionamiento de las cámaras es reconocer automáticamente los datos de movimiento	-Reconstruye la pose con facilidad. -Costo económico.	-Durante las tomas los datos pueden oscilar y distorsionarse

	conjunto del esqueleto humano a través de rayos infrarrojos y capturar el esqueleto de humano movimiento	-La cámara puede ser trasladada a otro lugar.	
Inteligencia artificial	Usar algoritmos de inteligencia artificial y cámaras regulares para la estimación de pose y toma de datos.	-No se necesita de la adquisición de equipo especializado. -Reconstruye pose humana. -Costo muy económico. -Muy portable y de fácil uso	-Durante las tomas los datos pueden oscilar y distorsionarse.

Fuente: Elaboración propia

Tras una comparación de las diferentes tecnologías y su implementación, se decidió utilizar algoritmos de inteligencia artificial para identificar postura debido a su bajo costo y fácil implementación; y puede ser implementado fácilmente en entornos laborales sin ser invasivo para los usuarios.

Inteligencia artificial

la inteligencia artificial, comúnmente representada por la sigla IA, se define por la capacidad de las máquinas para aprender de los datos y utilizar lo aprendido en la toma de decisiones por medio de algoritmos, con la finalidad de que estas desarrollen actividades determinadas como la identificación de patrones y fenómenos, para que así las maquinas puedan “aprender” a desarrollar tareas que los humanos pueden realizar. Las aplicaciones o algoritmos de inteligencia artificial abarcan numerosas aplicaciones desde predicción de datos, identificación de objetos, diagnostico, creación de imágenes, entre otros[21].

Un ejemplo de esto sería la capacidad de una inteligencia artificial para reconocer los segmentos que compone el cuerpo humano, como miembro superior y rastrear el movimiento de los mismos por medio de una acción. Esta actividad en sí misma es una tarea que los humanos y animales pueden realizar. Sin embargo, se diferencia en la medida de que se le puede pedir a la IA actividades de mayor complejidad como la estimación de ángulos y variables físicas, tales como la aceleración angular, lo cual brinda especial relevancia a la inteligencia artificial para tareas tales como el estudio de movimiento y la convierte en un posible soporte para profesionales de la salud.

Así mismo, en el amplio campo de la inteligencia artificial se encuentran categorías tales como Machine Learning y Deep Learning que permiten entrenar sistemas para la predicción y o toma de decisiones.

Machine Learning se enfoca en el desarrollo de algoritmos y modelos que permiten a las máquinas o programas aprender de los datos y hacer predicciones o decisiones sin programación explícita. Esto por medio de técnicas estadísticas para aprender patrones y relaciones en los datos, como pueden ser la comparación de medias, regresiones lineales, entre sus muchos métodos podemos encontrar Deep learning.

Deep Learning es un método de entrenamiento en el cual se utilizan redes neuronales profundas para aprender representaciones jerárquicas de datos. Está inspirado en la estructura y función de las neuronas y sus conexiones. Este método utiliza perceptores, o neuronas artificiales, que en sí realizan operaciones de acuerdo a sus valores de entrada y se activan si el valor obtenido supera un umbral. Los pesos y funcionamiento interno se ajustan por medio del entrenamiento de la red. Es comúnmente utilizado para reconocimiento de imágenes y voz, procesamiento de lenguaje natural y más.

En la actualidad existen varios programas y *softwares* basados en algoritmos de IA para la identificación de posturas, rostros, objetos, entre otros; por medio de imágenes capturadas por una cámara RGB, tales como: *OpenPose*, *MediaPipe*, *AlphaPose*, *Detectron2*, entre otros.

Mediapipe

Es un *framework* multiplataforma que aplica *Machine Learning* para diversas tareas tales como: reconocimiento de rostro, pose, objetos, manos, entre otros. Este puede utilizarse desde distintos lenguajes de programación, tales como Android, IOS, C++ y Python.

Mediapipe pose

MediaPipe Pose Landmarker permite detectar puntos de referencia de cuerpos humanos en una imagen o video. Mediante esta herramienta es posible identificar las ubicaciones clave del cuerpo, para así poder analizar la postura, y por consiguiente los movimientos.

Para esta tarea utiliza modelos de aprendizaje automático que funcionan con imágenes o videos individuales. Como resultado se generan puntos de referencia de la postura del cuerpo en coordenadas de imagen y en coordenadas tridimensionales para su posible uso. En la Fig. 6 Puntos estimados por medio de *Mediapipe pose* imagen se puede observar los puntos generados y sus respectivas ubicaciones y nombres[22].

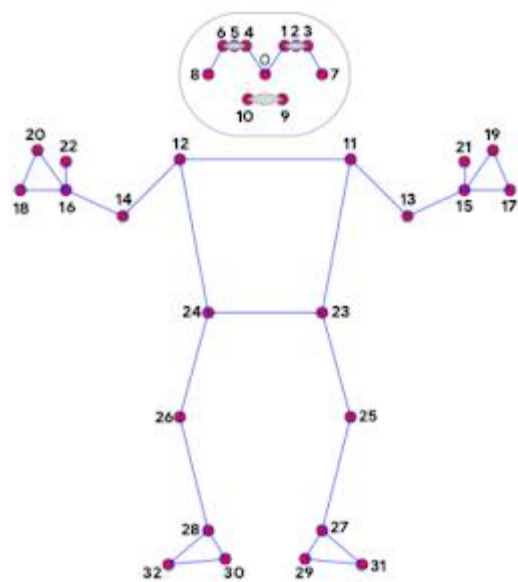


Fig. 6 Puntos estimados por medio de Mediapipe pose
Fuente:[22]

VIII. METODOLOGÍA

En La metodología de este proyecto está subdividida en ocho etapas o paquetes de trabajo como se observa a continuación en la Fig. 7 Fases de la metodología para la elaboración del proyecto.:

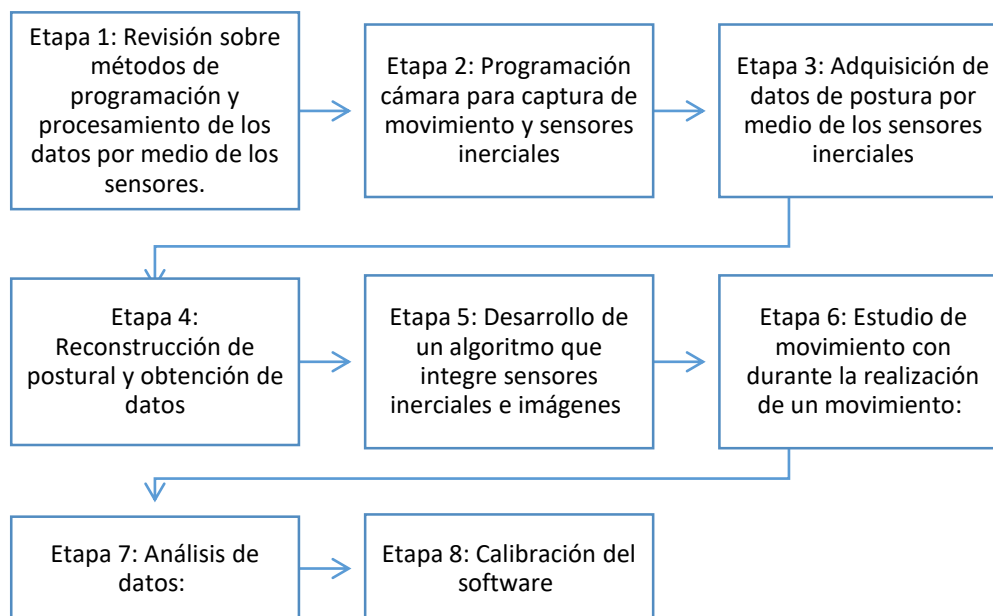


Fig. 7 Fases de la metodología para la elaboración del proyecto.

A continuación, se encuentran explicadas en detalle las tareas a realizar por cada una de las etapas trabajo del proyecto:

Etapa 1: Revisión sobre métodos de programación y procesamiento de los datos por medio de los sensores.

En esta etapa se llevó a cabo la búsqueda de información necesaria para la realización del algoritmo y se dividió en las tareas de:

- Revisión biomecánica del miembro superior.
- Revisión sobre artículos relacionados con imágenes y sensores inerciales
- Revisión sobre características, conexión y programación de equipos *Kinect One* y sensores inerciales.
- Revisión software para identificación de postura

Etapa 2: Programación cámara para captura de movimiento y sensores inerciales:

Para esta etapa se elaboró la adecuación y programación de los sensores para una posible toma y manejo de datos, esta se divide en los sensores inerciales *Vicon* y *Metamotion* y el algoritmo de mediapipe para la identificación de las posturas, para esto se identificaron los softwares

especializados para recolección de información de los metamotion y la primera etapa de programación para el algoritmo realizado para procesamiento de imágenes. Para esto llevaron a cabo las siguientes tareas:

Programación básica de la cámara para obtención de información:

1. Conexión de una cámara al computador.
2. Instalar la librería *OpenCV* de Python.
3. Identificación de la cámara.
4. Obtención de imagen.
5. Programar comando para dejar de tomar datos y apagar cámara.
6. Programación de condicional para solamente leer imágenes obtenidas

Preparación para toma de datos con sensores inerciales:

1. Identificar posiciones anatómicas para ubicación de sensores inerciales.
2. Descargar aplicaciones a utilizar para toma de datos.

Etapa 3: Adquisición de datos de postura por medio de los sensores inerciales.

En esta fase se procede a emplear los sensores para la captura de datos y su uso para lo referente a la posterior programación de los mismos.

1. Identificar lugares para posicionamiento de sensores.
2. Descargar aplicación *Vicon* y *Metabase*.
3. Conexión *Bluetooth* con los sensores a utilizar.
4. Configuración de sesión con sensores a utilizar y datos a calcular.
5. Adherir con cinta sensores a cuerpo de la persona a la que se le tomaran datos
6. Toma de datos durante la realización de un movimiento.
7. Finalizar toma de datos.
8. Descargar datos en formato CSV
9. Análisis de datos

Etapa 4: Reconstrucción de postural y obtención de datos

Se realiza la reconstrucción postural de los movimientos empleando los datos obtenidos por la cámara. En este caso se utilizó una simple cámara web y la librería de *Mediapipe*.

1. Conexión de cámara.
2. Obtención de imagen.
3. Obtención de segmentos por medio de *Mediapipe* y obtención de Landmarks.
4. Graficar en la imagen los Landmarks obtenidos.
5. Identificación de Landmarks segmentos de miembro superior obtenidos por *Mediapipe* y sus respectivos

Para este paso se decidió utilizar los Landmarks asociados a hombro derecho e izquierdo, codo derecho e izquierdo, cadera derecha e izquierda, muñeca derecha e izquierda y meñique derecho e izquierdo.

6. Estimación de ángulos entre los segmentos del miembro superior en el plano xy mediante una función utilizando 3 puntos.

Para esto se toman diferentes grupos, para la obtención del ángulo del hombro, se toma el landmark asociado a cadera, el landmark de hombro y el de codo, para obtener el ángulo del hombro por medio de una función. Para la obtención del ángulo del codo se utiliza los landmark de hombro, codo y muñeca; y finalmente para muñeca se utilizan los Landmarks de codo, muñeca y meñique. De los Landmarks anteriormente mencionados se extraen los valores de las posiciones X y Y, para de esta forma estimar el ángulo en este plano. Para estimar ángulos en otros planos se utilizaron los valores X y Z o Z y Y.

7. Se grafican los datos de ángulos en la imagen y los datos se almacenan en una variable.
8. Se guardan los datos de ángulos en un archivo.

Etapas 5: Desarrollo de un algoritmo que integre sensores inerciales e imágenes

Para esta etapa se realizó lo referente al análisis de los datos obtenidos por ambos sensores por separado y se identificaron variables para así poder compararlos, tales como datos de aceleración angular y ángulos. Y se elaboran aplicaciones y métodos para comparar los datos. Para esta etapa se realiza las siguientes tareas:

1. Realización de algoritmo para graficar datos obtenidos por medio de cámara y sensores inerciales.
2. Estimación de aceleración angular para los datos de ángulos obtenidos en el *software*.

Para la obtención de los datos de aceleración angular se agregó al *software* para reconstrucción de postura un contador de tiempo el cual nos permite saber el tiempo transcurrido al momento de tomar las muestras y por medio de las derivadas de tiempo y ángulos se obtiene el valor de aceleración.

Etapas 6: Estudio de movimiento con durante la realización de un movimiento:

Esta etapa se realizó un estudio de movimiento utilizando los sensores inerciales y el algoritmo elaborado en simultaneo para el posible análisis de un movimiento determinado. Para esta:

1. Preparación de los sensores y cámara para posible toma de datos.
2. Toma de datos durante el movimiento de levantamiento de una caja.
3. Obtención de datos.

A continuación, se observa un diagrama general de lo referente a la toma de datos realizada:

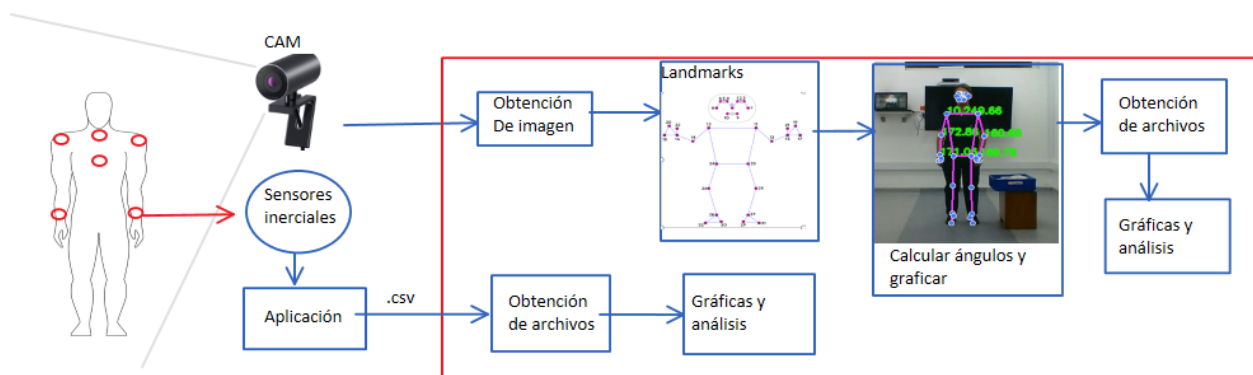


Fig. 8 Toma de datos
Fuente: Elaboración propia

En la Fig. 8 Toma de datos, se observa al sujeto de prueba utilizando los sensores, los cuales están adheridos a su piel en muñecas, hombros, C7 y T11. Una cámara externa en una posición en la que es posible tomar la imagen de cuerpo completo del sujeto, para este estudio se utilizó una cámara web. En el diagrama de flujo que comienza con la cámara, esta envía la información visual al computador, donde este obtiene la imagen, y una vez se obtiene la imagen se grafican los Landmarks y se procede a estimar los ángulos y crear las gráficas y archivos de la misma para su posterior análisis. Por otro lado, para lo referente a los sensores inerciales, los datos son obtenidos por medio de una aplicación y descargados para su análisis.

Etapa 7: Análisis de datos

En esta etapa se obtienen los datos dados por los sensores y *software*, se procede a hacer un análisis de los mismos para el desarrollo de posibles adecuaciones en la etapa de calibración del *software*.

1. Observar el comportamiento de los datos.
2. Comparación entre los resultados obtenidos.
3. Obtención de resultados por medio del *software*.

Etapa 8: Calibración del software

Finalmente se llevó a cabo la calibración del *software* por medio de los datos obtenidos previamente para el desarrollo de posibles mejoras y se procede a analizar nuevamente los datos una vez corregidos los errores encontrados. Se tomaron muestras de los movimientos de abducción, aducción, extensión y flexión de hombro, y los movimientos de flexión, extensión y rotación de codo. Se recolectaron más de 50 muestras por movimiento.

X. RESULTADOS

Software para estudio de movimiento de miembro superior

Para la realización de este estudio se desarrolló un *software* para la toma de datos y su respectivo análisis. Este software fue programado por medio de Python y cuenta con una interfaz de usuario desarrollada por medio de la librería de *Tkinter*, así mismo se usan las librerías de *OpenCV* para capturar video y la de *Mediapipe* para llevar a cabo a identificación de los puntos del esqueleto.

Este software cuenta con diferentes funciones y botones para lo relacionado con la ubicación de la cámara, la toma de videos, opciones para cargar un video y realizar un estudio de movimiento en los planos XY, XZ y ZY, así como funciones para realizar cálculos para comparaciones y para cargar los datos obtenidos por medio de los sensores inerciales para una posible comparación. En la Fig. 9 Interfaz de usuario software elaborado para este estudio., se puede observar la interfaz de usuario.

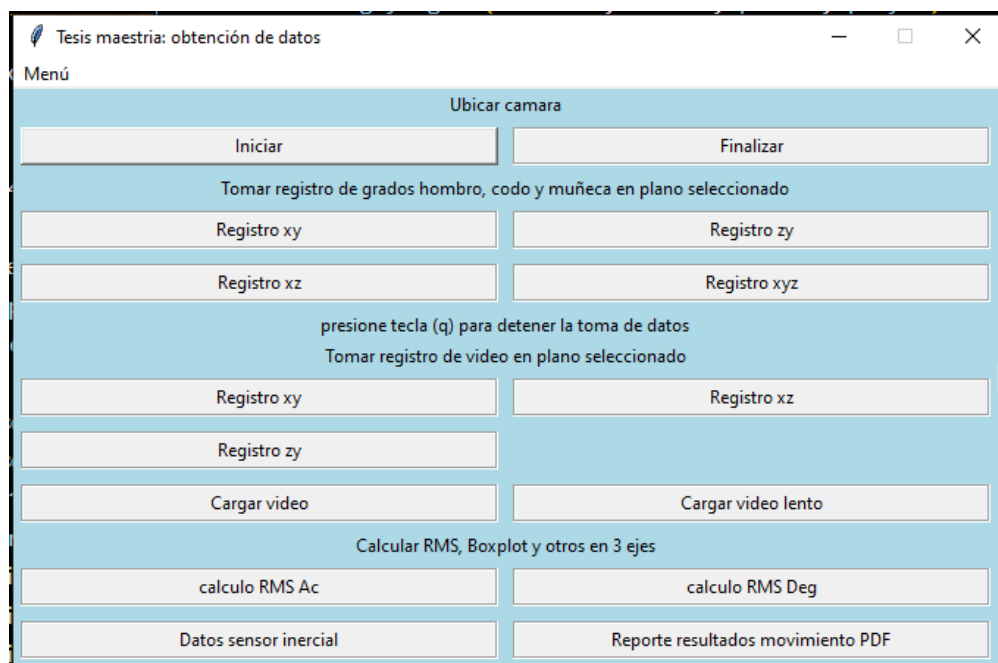


Fig. 9 Interfaz de usuario software elaborado para este estudio.

Fuente: Elaboración propia

Como se observa en Fig. 9 Interfaz de usuario software elaborado para este estudio., esta cuenta con botones para cargar videos de distintas duraciones, por lo cual, es posible comparar los videos a la velocidad normal a la que estos fueron tomados o con una velocidad más lenta que puede brindar una mayor numero de datos. Así mismo es posible comprimir los videos o guardando

los mismos con su tamaño original, por lo cual esta función es útil también para la lectura de datos en el mismo.

Así mismo, por medio del software, es posible administrar los datos capturados, cuando se carga un video, automáticamente se generan todas las gráficas y tablas necesarias para un estudio de movimiento en miembro superior y los organiza en carpetas. Estas tablas y registros se pueden enviar a diferentes carpetas o eliminar al utilizar el menú del software.

Cabe resaltar que todas las imágenes de gráficas y las tablas utilizadas en la sección de resultados fueron generadas por medio del *software*.

Toma de datos y simulaciones realizadas

A continuación, se presentan los resultados obtenidos por medio del software en los planos XY, XZ y YZ. Entre los resultados obtenidos se encuentran gráficas de ángulos vs tiempo, aceleración angular vs tiempo, tablas con descripción estadística de las gráficas.

Para lo referente a las primeras pruebas por medio del *software*, se realizó un estudio de movimientos simples del hombro y codo, entre los cuales se encuentran abducción, aducción, flexión y extensión de hombro, y flexión, extensión, rotación interna y rotación externa de codo. Se recolectó un total de 50 muestras por cada movimiento. Por medio de esto fue posible llevar a cabo la calibración de los ángulos, sin embargo, las mediciones solo incluyen los datos tomados por Mediapipe, sin uso de sensores inerciales.

Movimientos simples y gráficas.

Para poder comprender las simulaciones y llevar a cabo un estudio de movimiento, es necesaria la comprensión de un movimiento simple que implique directamente a una articulación específica tal y como es el caso del hombro. Entre los movimientos básicos y en los cuales es más fácil la comprensión del movimiento a realizar puesto se realiza un movimiento completo desde la posición 0 hasta un valor cercano a 180°, se encuentra, se encuentra el movimiento de abducción de hombro que consiste en elevar los miembros superiores a cada lado del cuerpo. Este movimiento se puede observar en la figura Fig. 10 Secuencia movimiento de abducción

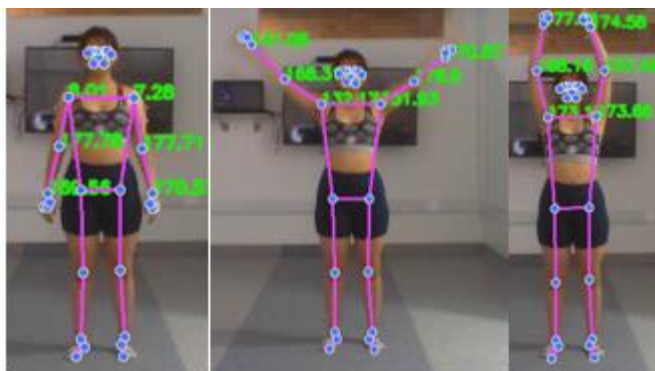


Fig. 10 Secuencia movimiento de abducción
Fuente: Elaboración propia

El movimiento se realizó un total de 5 veces durante la toma de datos, la toma tuvo una duración total de 30 segundos. A partir del video, fue posible realizar un estudio del movimiento por medio del software.

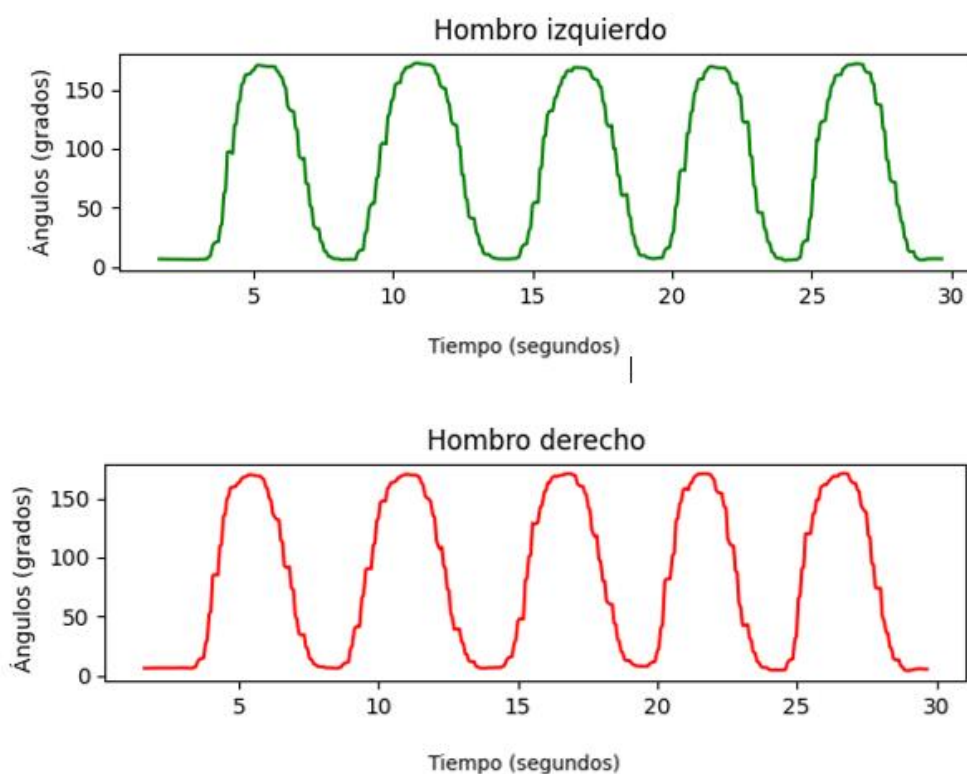


Fig. 11 Graficas desplazamiento angular vs tiempo en hombro durante movimiento abducción-aducción en plano XY
Fuente: Elaboración propia

De la Fig. 11 Graficas desplazamiento angular vs tiempo en hombro durante movimiento abducción-aducción en plano XY se puede concluir que el movimiento comienza en una posición

base cercana o cero, y esta llega hasta un punto máximo dado por el valor al cual se levantan los brazos, tras llegar a tal valor que puede encontrarse alrededor de los 170° o 175° , la curva decrece hasta alcanzar un valor cercano a cero, por lo cual es posible decir que los brazos regresan a la posición base. Dado que el movimiento se repite 5 veces, es posible decir que este movimiento se realizó un total de 5 veces, que concuerda con el número de repeticiones del movimiento descritas por el protocolo para este movimiento.

Movimiento de levantamiento

Los datos obtenidos que se presentan en la Fig. 12 Secuencia de movimiento de levantamiento de caja, pertenecen a un video de una duración de 24,55 segundos en las que se lleva a cabo el levantamiento y posicionalmente de una caja. El video comienza en una postura base, a continuación, el sujeto se inclina para tomar la caja, la levanta y deposita sobre un banco, el sujeto vuelve a su posición base y a continuación levanta nuevamente la caja y la deposita nuevamente en el punto inicial. En la siguiente imagen se observan las etapas descritas del movimiento a evaluar.

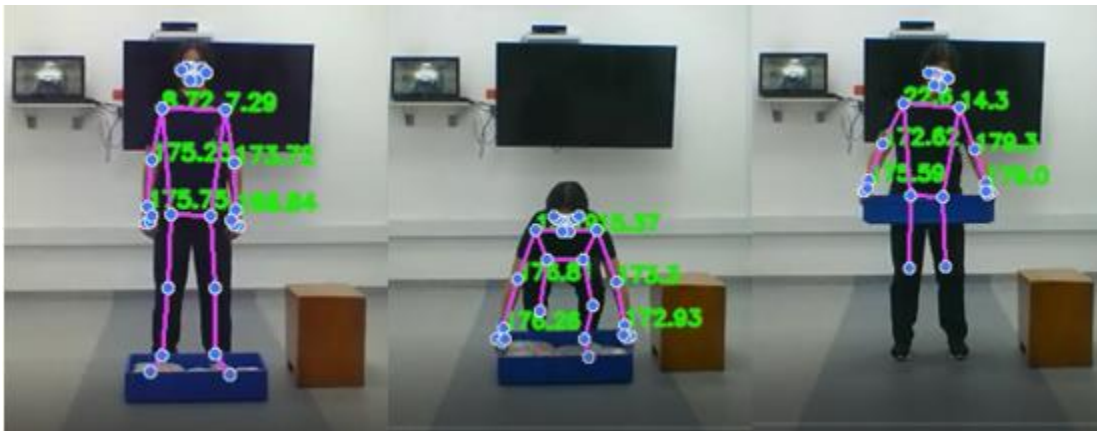


Fig. 12 Secuencia de movimiento de levantamiento de caja

Fuente: Elaboración propia

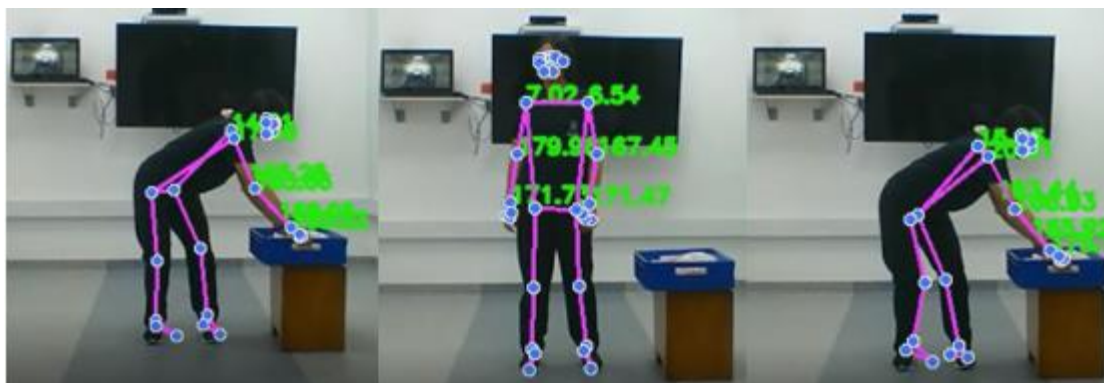


Fig. 13 Secuencia de movimiento depositar y tomar nuevamente caja
Fuente: Elaboración propia

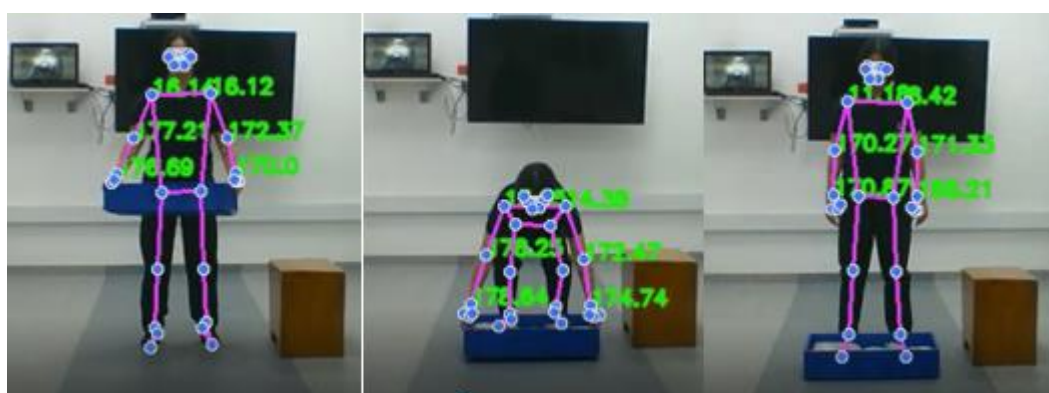


Fig. 14 Secuencia de movimiento devolver caja a posición inicial.
Fuente: Elaboración propia

El sujeto lleva a cabo el movimiento un total de dos veces durante la duración del video. Se obtuvieron un total de 20 muestras de este movimiento utilizando sensores inerciales y el *software* desarrollado.

El software realizado capturó los ángulos en las *frames* del video durante diferentes instantes de tiempo, se grafican en verde los resultados para lado izquierdo y en rojo los resultados asociados a lado derecho. A continuación, se presentan gráficas de ángulos de movimiento de las articulaciones de hombro, codo y muñeca en los planos XY, XZ y YZ con respecto al tiempo.

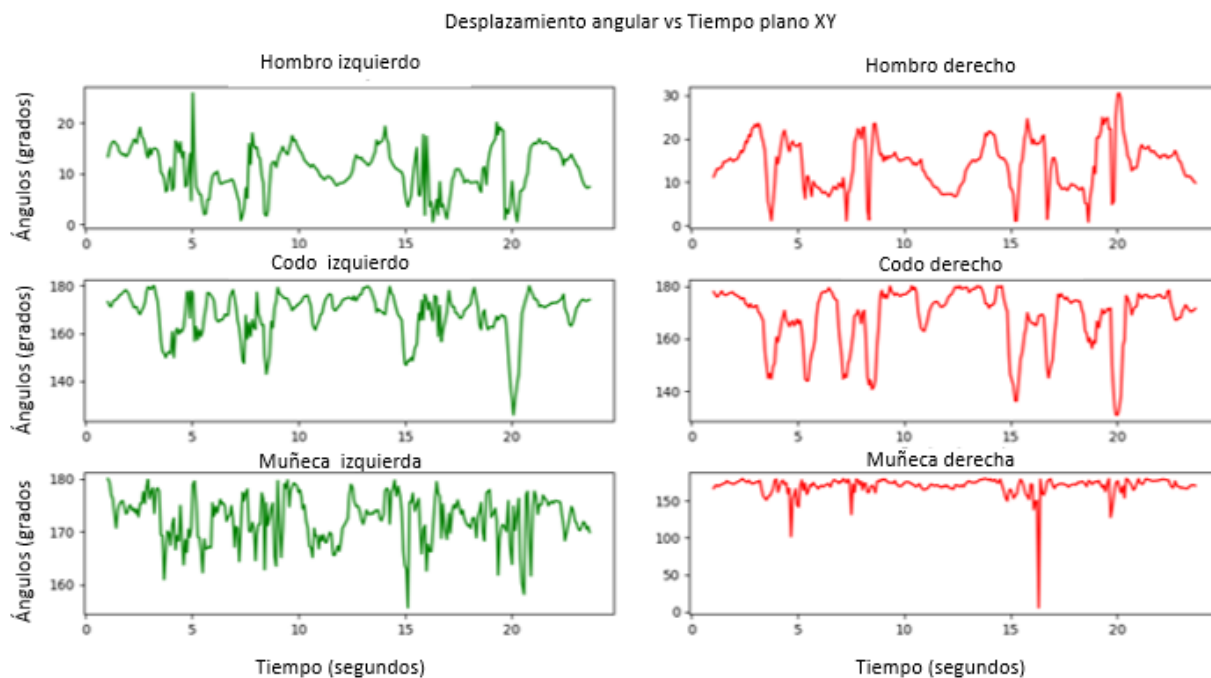


Fig. 15 Ángulos vs tiempo de articulaciones en el plano XY
Fuente: Elaboración propia

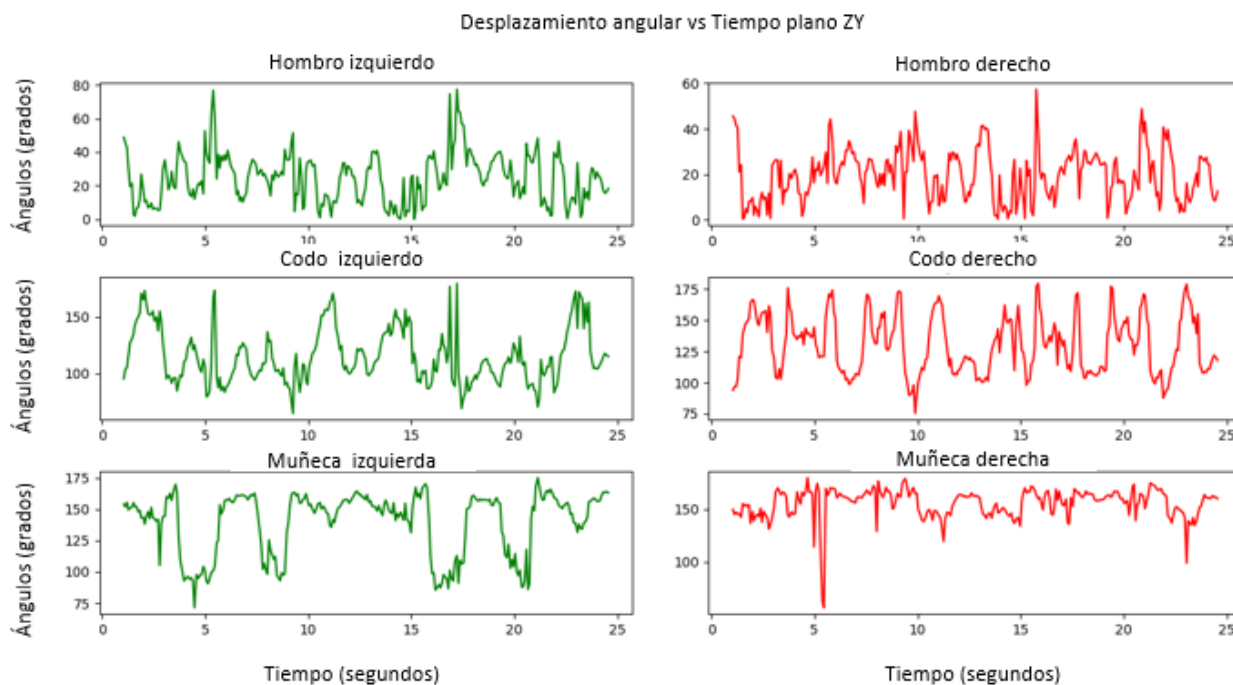


Fig. 16 Ángulos vs tiempo de articulaciones en el plano ZY
Fuente: Elaboración propia

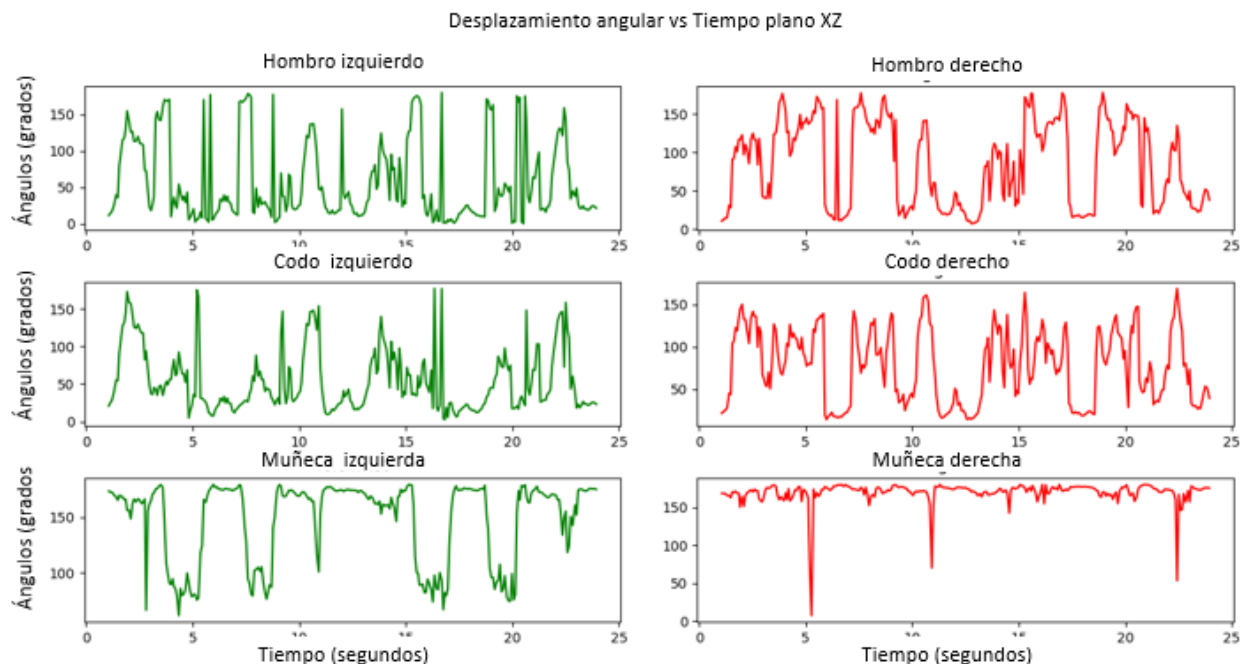


Fig. 17 Ángulos vs tiempo de articulaciones en el plano XZ

Fuente: Elaboración propia

Para el cálculo de aceleración, se utilizaron los datos de ángulos capturados y se procedió a calcular la velocidad angular por medio de la derivada del tiempo y el desplazamiento angular, aplicando la Ecuación 1 Velocidad angular. Una vez obtenida la velocidad angular, se procedió a calcular la aceleración angular, derivando la velocidad angular y el tiempo, aplicando la Ecuación 2 Aceleración angular las dos ecuaciones se definen a continuación.

Ecuación 1 Velocidad angular

$$\omega = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}$$

Ecuación 2 Aceleración angular

$$\alpha = \frac{\Delta\omega}{\Delta t}$$

A continuación, de la Fig. 18 Aceleración angular VS tiempo de articulaciones en el plano XY-Fig. 20 Aceleración angular VS tiempo de articulaciones en el plano ZY, se presentan gráficas

de aceleración angular de las articulaciones de hombro, codo y muñeca en los planos XY, XZ y YZ con respecto al tiempo.

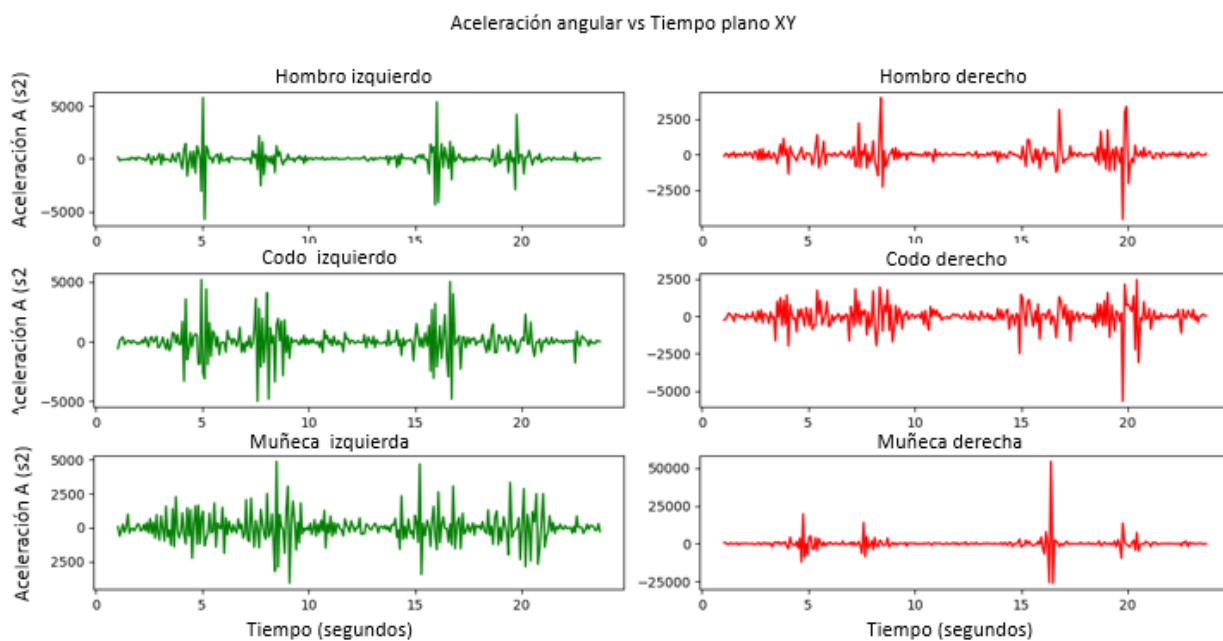


Fig. 18 Aceleración angular VS tiempo de articulaciones en el plano XY

Fuente: Elaboración propia

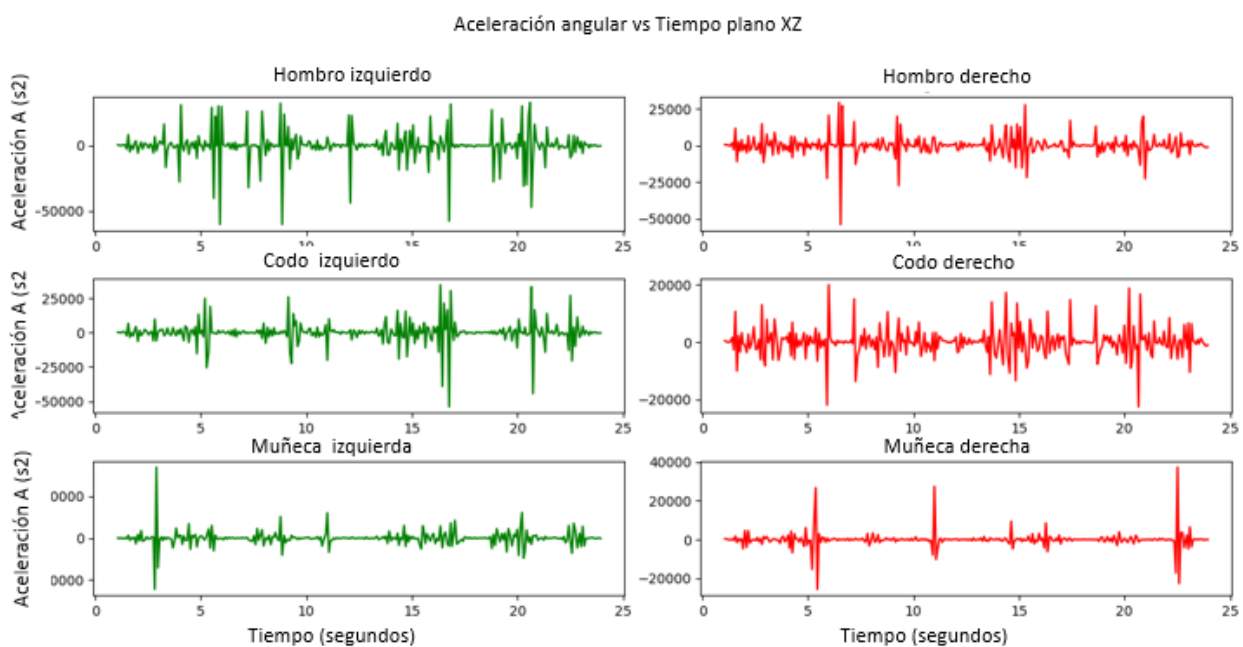


Fig. 19 Aceleración angular VS tiempo de articulaciones en el plano XZ

Fuente: Elaboración propia

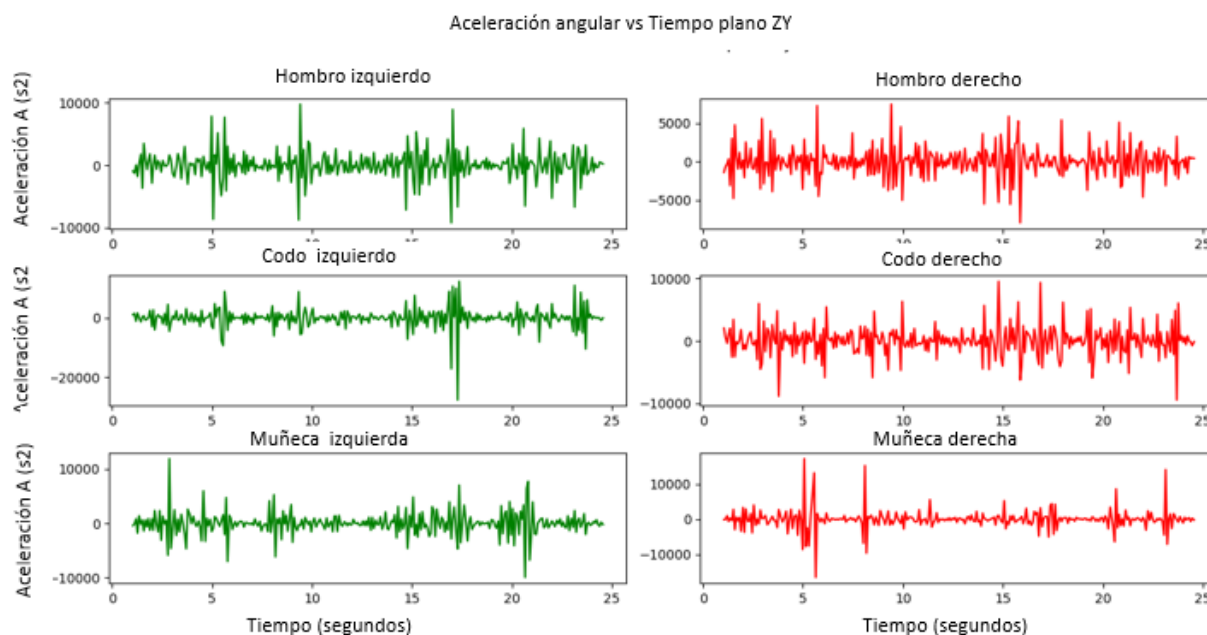


Fig. 20 Aceleración angular VS tiempo de articulaciones en el plano ZY

Fuente: Elaboración propia

En las gráficas de aceleración se observan los intervalos en los que hubo un mayor movimiento o picos de movimiento, los planos y momentos en los que las aceleraciones se generan pueden variar debido al movimiento y a plano que se esté realizando.

Partiendo de los datos de posición angular y aceleración obtenidos anteriormente, se calcularon la media, desviación estándar, valor mínimo, valor máximo y los cuartiles 0.25, 0.5 y 0.75. A continuación, en las Tabla 3-Tabla 8 se pueden observar las variables anteriormente mencionadas para la aceleración y posición angular en los planos XY, XZ, ZY.

Tabla 3 Medidas estadísticas de la aceleración en el plano XY

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	0.37	905.05	-5728.15	-123.73	3.50	142.93	5771.86
Hombro derecho	0.58	671.05	-4534.82	-183.07	4.83	133.95	3987.44
Codo izquierdo	3.71	1209.00	-4990.01	-284.65	-3.89	346.43	5201.86
Codo derecho	-4.68	761.48	-5691.30	-229.91	22.25	290.11	2466.42

Muñeca izquierda	-7.98	1101.26	-4088.35	-458.21	-40.55	366.90	4873.45
Muñeca derecha	13.71	4608.10	-26117.57	-521.78	-16.97	482.54	54331.57

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4 Medidas estadísticas de ángulos en el plano XY

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	10.94	4.50	0.49	8.10	11.26	14.53	25.88
Hombro derecho	14.21	5.59	0.84	9.36	15.00	18.23	30.52
Codo izquierdo	168.32	9.05	125.96	164.94	170.87	174.55	179.90
Codo derecho	168.17	11.14	131.05	164.44	171.96	176.39	180.00
Muñeca izquierda	172.38	4.41	155.59	169.68	173.02	175.56	180.00
Muñeca derecha	169.83	13.21	5.28	168.27	172.11	176.00	179.97

Fuente: Elaboración propia

Tabla 5 Medidas estadísticas de aceleración en el plano XZ

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	-59.18	12127.22	-60496.69	-1798.79	174.29	2021.63	33092.14
Hombro derecho	42.06	7219.96	-53694.41	-2572.51	29.85	1770.45	29205.81
Codo izquierdo	67.55	8504.02	-53981.02	-1589.77	67.34	1920.59	34752.64
Codo derecho	37.65	5183.98	-22549.71	-2229.19	50.80	1979.44	19983.00
Muñeca izquierda	-6.71	3710.53	-24452.16	-758.85	-26.95	614.40	33943.29
Muñeca derecha	-25.94	4391.11	-25633.49	-607.83	-64.45	439.48	37322.42

Fuente: Elaboración propia

Tabla 6 Medidas estadísticas de ángulos en el plano XZ

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	58.45	55.51	0.46	17.05	33.39	95.83	179.89
Hombro derecho	86.68	55.28	7.58	28.72	95.94	139.03	178.21

Codo izquierdo	53.85	41.43	2.61	23.02	38.88	73.05	176.98
Codo derecho	77.52	42.79	13.98	35.11	78.48	115.83	168.97
Muñeca izquierda	147.39	36.66	61.39	109.79	167.84	174.32	179.44
Muñeca derecha	169.47	15.89	7.25	168.06	172.68	175.82	179.86

Fuente: Elaboración propia

Tabla 7 Medidas estadísticas de aceleración en el plano ZY

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	-1,55	2336,49	-9212,70	-1081,46	21,25	1061,74	9780,85
Hombro derecho	-21,56	2034,47	-7934,10	-1048,16	5,78	872,98	7449,65
Codo izquierdo	24,11	3463,11	-27755,50	-1077,26	119,72	1300,21	12403,15
Codo derecho	16,82	2449,86	-9493,94	-1042,90	-24,71	1232,83	9550,95
Muñeca izquierda	3,81	2131,84	-9922,97	-818,78	-32,78	816,53	11878,97
Muñeca derecha	-7,13	2850,88	-16536,86	-670,83	3,09	563,76	17233,00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 8 Medidas estadísticas de ángulos en el plano ZY

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	24.48	14.48	0.09	13.15	24.96	34.17	77.45
Hombro derecho	19.72	11.14	0.29	10.90	19.94	26.45	57.39
Codo izquierdo	115.15	24.10	64.58	97.85	109.62	128.22	179.80
Codo derecho	130.54	23.18	75.30	110.22	129.48	148.26	179.68
Muñeca izquierda	139.50	24.96	71.47	122.63	150.96	157.50	175.16
Muñeca derecha	155.48	14.20	56.83	147.03	159.73	164.77	179.63

Fuente: Elaboración propia

Para comparar los valores obtenidos en los tres planos, se calculó la aceleración *RMS*, en la cual se utilizan las aceleraciones obtenidas en los planos XY, XZ y ZY; para así poder comparar los

con los datos de aceleración RMS calculada por medio de los sensores inerciales.

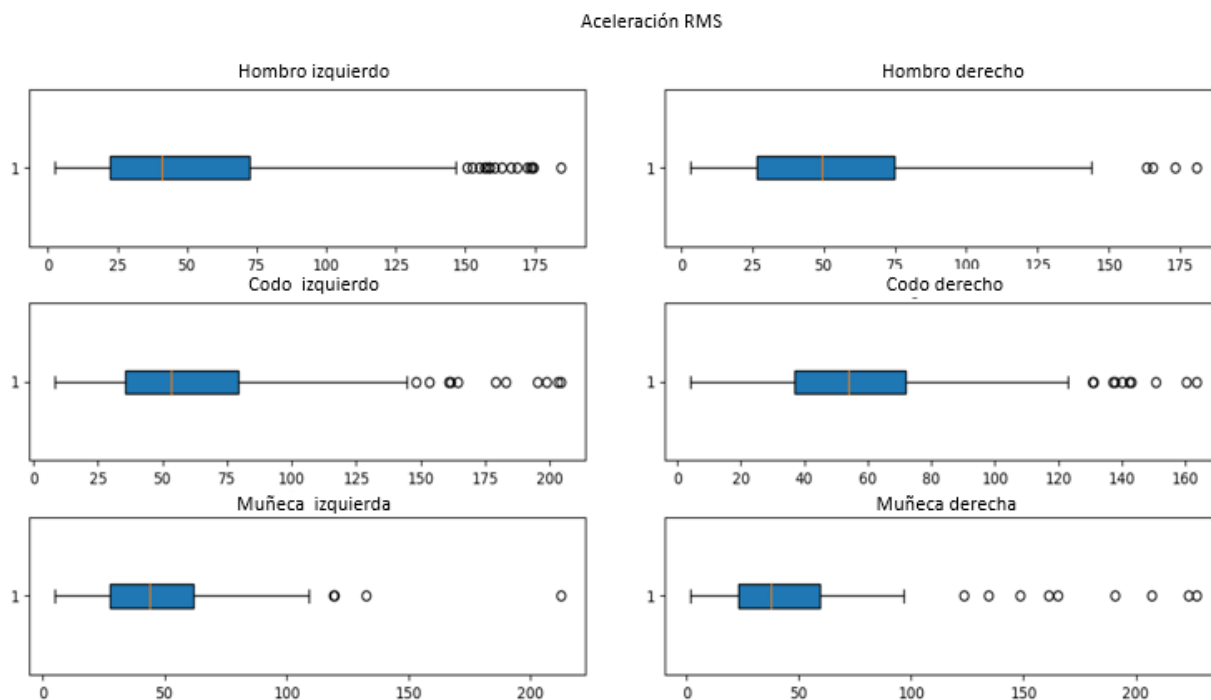


Fig. 21 . Diagramas de cajas o bigotes con los datos de aceleración obtenidos

Fuente: Elaboración propia

A partir de los valores RMS calculados, se obtuvieron las variables de media, desviación estándar, valor mínimo, valor máximo y cuartiles, para así poder comparar los valores de aceleración RMS con los sensores inerciales.

Tabla 9 Estadística descriptiva de los datos de aceleración RMS obtenidos

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	56.80	47.20	2.52	22.09	40.88	72.30	184.23
Hombro derecho	55.04	37.10	3.24	26.58	49.40	74.84	180.61
Codo izquierdo	63.84	42.16	8.34	35.67	53.12	79.57	204.19
Codo derecho	60.16	34.51	4.22	36.81	53.90	71.98	163.36
Muñeca izquierda	49.17	30.12	5.00	27.28	43.90	61.94	212.27
Muñeca derecha	48.46	41.38	1.86	23.04	37.85	59.63	226.80

Fuente: Elaboración propia

Para comparar los valores referentes a ángulos en los tres planos, se calculó los ángulos RMS, los cuales permiten integrar los valores de ángulos en los tres para así poder compararlos con los sensores inerciales.

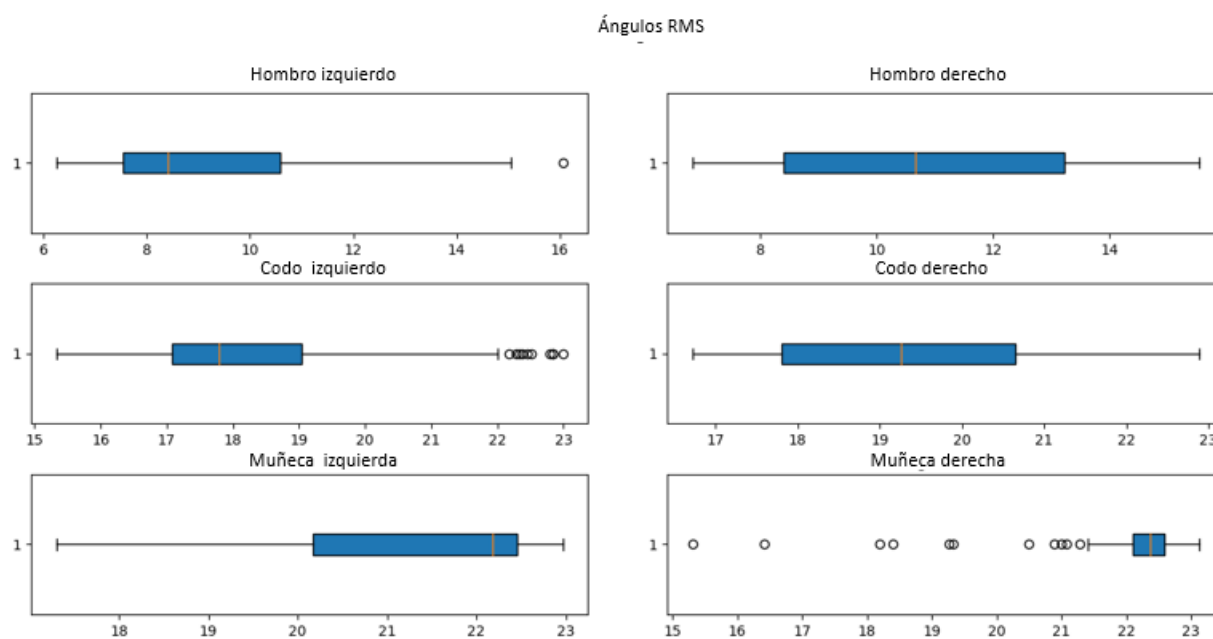


Fig. 22 . Diagramas de cajas o bigotes con los datos de aceleración obtenidos
Fuente: Elaboración propia

Por medio de los valores de ángulos RMS calculados, se obtuvieron las variables de media, desviación estándar, valor mínimo, valor máximo y cuartiles, para así poder comparar los valores de aceleración RMS con los sensores inerciales.

Tabla 10 Estadística descriptiva de los datos de ángulos RMS

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Hombro izquierdo	9.36	2.49	6.26	7.54	8.42	10.59	16.06
Hombro derecho	10.68	2.55	6.84	8.39	10.66	13.24	15.54
Codo izquierdo	18.29	1.70	15.34	17.08	17.79	19.05	22.99
Codo derecho	19.33	1.57	16.73	17.81	19.26	20.65	22.88
Muñeca izquierda	21.38	1.50	17.30	20.17	22.18	22.45	22.97
Muñeca derecha	22.23	0.78	15.31	22.10	22.37	22.59	23.12

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, se encuentran los resultados obtenidos por medio de los sensores inerciales, para esto se utilizaron sensores inerciales *Vicon*. Los sensores se colocaron en las muñecas de los participantes, por lo cual la aceleración y valores de ángulos coinciden con los datos obtenidos en codo.

Para poder comparar los valores obtenidos en los tres planos, se calculó la aceleración rms, en la cual se utilizan las aceleraciones obtenidas en los planos XY, XZ y ZY; para así poder compararlos con los datos de aceleración RMS y ángulos RMS, obtenidos por medio de los sensores inerciales. obtenidos en utilizó el valor RMS.

Tabla 11 Métricas estadísticas de aceleración RMS obtenida con sensores inerciales

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
sensor izquierdo	6.69	3.91	0.00	3.72	5.78	9.45	17.84
sensor derecho	5.50	3.14	0.00	3.21	4.95	7.02	1.,98

Fuente: Elaboración propia

Tabla 12 Métricas estadísticas de ángulos RMS obtenida con sensores inerciales

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
sensor izquierdo	16.09	0.48	14.66	16.00	16.31	16.40	16.73
sensor derecho	9.61	2.69	0.09	7.54	10.77	11.58	14.43

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, se midió el error del *software* con respecto a los sensores inerciales *Vicon*, usando la siguiente ecuación.

Ecuación 3 Error absoluto

$$Error\ absoluto = valor\ real - valor\ medido$$

A continuación, se presentan tablas de error comparando los sensores inerciales y el *software*, usando como valor real los datos obtenidos por medio de los sensores inerciales.

Tabla 13 Porcentaje de error en ángulos RMS de codo izquierdo y derecho

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Error Left Elbow	-2,20	-1,22	-0,68	-1,08	-1,48	-2,65	-6,26
Error Right Elbow	-9,72	1,12	-16,64	-10,27	-8,49	-9,07	-8,45

Fuente: Elaboración propia

Tabla 14 Porcentaje de error en aceleración RMS de codo izquierdo y derecho

	mean	std	min	25%	50%	75%	max
Error Left Elbow	-57,15	-38,25	-8,34	-31,95	-47,34	-70,12	-186,35
Error Left Elbow	-54,66	-31,37	-4,22	-33,60	-48,95	-64,96	-147,38

Fuente: Elaboración propia

XI. DISCUSIÓN

Por medio de los resultados obtenidos se identificó que el movimiento es simétrico si se comparan los movimientos del brazo derecho con el brazo izquierdo. Observándose valores similares en las articulaciones homologas de cada brazo, un ejemplo de esto son los rangos de movimiento. En el hombro izquierdo se presenta un rango de 0.49° a 25.88° en el plano XY, mientras que el hombro derecho tiene un rango de movimiento de 0.84° a 30.52° , que son valores similares. Esto se debe a la lateralidad del movimiento realizado.

Se observa que durante la realización del movimiento el hombro izquierdo presenta un rango de movimiento de 0.49° a 25.88 y media 10.94° , mientras que el hombro derecho presenta 0.84° a 30.52° , con una media de 14.25° . Esto se debe a que durante el movimiento no se realiza una abducción activa, ya que los brazos se encuentran lo más pegados posibles al cuerpo para así poder levantar la carga de la caja. Así mismo, en hombro se presentan arcos de movimiento similares, como en el plano ZY, en el cual se encuentra un arco de movimiento de 0.09 a 77.24, con una media de 24.48 brazo izquierdo, observándose el mayor ángulo del arco de movimiento al levantar. Finalmente, en el plano XZ se presenta la mayor oscilación del movimiento, así como un arco de movimiento mayor durante el posicionamiento de la caja en el banco, obteniéndose un arco de movimiento de 0.46 a 179.89.

En general, hombro presenta sus principales picos de aceleración al momento de recoger la caja del suelo y soltarla, este también presenta micro desaceleraciones, que arrojan valores negativos. Presentando su aceleración máxima a los 33092.14, esto debido al giro realizado para dejar la caja en el banquillo. Este tipo de micro aceleraciones, obtenidas principalmente por la respuesta del software a cambios repentinos, genera la presencia de errores con respecto a los sensores inerciales.

Comparación de datos aceleración obtenidos de sensores inerciales y software

Entre los resultados, se obtienen errores menores en los ángulos RMS del software con respecto a los sensores inerciales, con un error máximo de -16.64, correspondiente al valor mínimo del codo derecho, y un error mínimo de -0.68, correspondiente al valor mínimo del codo izquierdo. Es posible que este error se deba a errores del software durante la medición del movimiento, ya que hay momentos en los cuales hay rotación y, debido a la postura del sujeto, el software arroja errores mientras trata de calibrarse nuevamente. Sin embargo, pese a los errores, los valores presentan un comportamiento similar.

Contrario al comportamiento de la comparación de los ángulos RMS, con respecto a los sensores inerciales, los valores de aceleración RMS presentan un error mayor. Obteniéndose un error máximo de -186.35, correspondiente al valor máximo y un error mínimo de -4.22. Por medio de estos resultados se evidencia la presencia de valores extremos que incrementan el valor máximo, por otro lado, el filtro RMS aplicado, eliminó los valores extremos de aceleraciones negativas. Esto puede deberse a errores por la oscilación del software en algunos instantes de tiempo, lo cual puede generar valores extremos de aceleración por los cambios repentinos.

Por medio de los sensores inerciales es posible calcular un mayor número de muestras con respecto al software desarrollado, motivo por el cual los sensores inerciales son más precisos, además de ser un dispositivo especializado para la medición de aceleración en comparación con el software que depende en gran medida de los cálculos obtenidos por el uso de fórmulas para la medición de las variables cinemáticas, tales como la aceleración. Por este motivo este es un gran soporte para el uso del software.

Calibración sugerida del software desarrollado

Un análisis inicial de los datos referente a los ángulos durante la realización de los movimientos de extensión, flexión, abducción y aducción de hombro, y extensión, flexión, rotación interna y rotación externa de codo fue realizado. Por un lado, fue posible la corrección de desfases de ángulos del software. Se obtuvo la presencia de un error aproximado de 10 o 12 grados en el hombro, el cual se evidenció en el movimiento de abducción. Generando que el movimiento comenzara en un ángulo variable, incluso cuando el hombro se encontraba en lo que debería ser la posición para 0° . Se identificó que la causa de este error eran las coordenadas de la cadera para la estimación del ángulo en el hombro.

Por otro lado, para poder resolver este error se procedió a evaluar la forma en la que Mediapipe estaba estimando los valores de postura. Se identificaron dos posibles soluciones entre las cuales estaban el uso de las coordenadas del hombro contrario para la estimación del ángulo, y la corrección de las coordenadas de la cadera.

Además, se empleó el hombro contrario para la estimación del ángulo, aunque servía para la eliminación de los grados adicionales, también se identificó que causa interferencia debido a la posible inclinación del hombro contrario para la realización del movimiento como tal, lo cual la hacía una solución deficiente y propensa a errores por compensación o dominancia.

XII. CONCLUSIONES

La elaboración de esta tesis de maestría permitió el desarrollo de algoritmos basados en aprendizaje profundo que usa imágenes adquiridas con cámaras web o celular convencionales para el reconocimiento automático de postura y la integración con sensores inerciales. Por un lado, se desarrolló un software intuitivo y de fácil uso para el reconocimiento de postura y se probó en paralelo con sensores inerciales. Adicionalmente, por medio de este proyecto se obtuvo que, es posible llevar a cabo estudios de cinemática aplicados al miembro superior durante la realización de movimientos que puedan ser fácilmente implementados en ambientes residenciales o laborales.

El estudio de movimiento se realiza al tomar datos de forma simultánea por medio de los sensores inerciales y el video por medio del cual se estima la postura por medio del software. Los datos al ser tomados durante la realización de un movimiento, pueden ser procesados y analizados tanto en conjunto como por separado, por medio de métodos estadísticos, tales como la media, los cuartiles y la desviación estándar, así como gráficas que describen el movimiento relacionado.

Para poder fusionar las fuentes de información por medio de comparaciones de los datos al momento de realizar un movimiento, esto fue posible por medio los valores de RMS y error absoluto, que también fue utilizado para la validación de los datos. Cabe resaltar que como referencia para la validación se utilizaron los valores obtenidos por medio de los sensores inerciales.

Para este estudio, se realizó el movimiento de levantamiento de una caja con peso, que es comúnmente empleado durante tareas repetitivas a nivel laboral en un entorno, por trabajadores de varios sectores. Así mismo se determinó que es posible su uso en entornos abiertos, por lo cual es posible su implementación en diferentes lugares fuera de laboratorio. Debido a que el software usa materiales de fácil acceso, tales como cámaras RGB, es posible su fácil implementación para el estudio de movimiento de trabajadores en un entorno abierto al posicionar una o múltiples cámaras con en una instalación y utilizar el software para monitorear a los trabajadores.

Sin embargo, el software desarrollado se ve afectado por los intervalos en los cuales no puede capturar adecuadamente la postura por un erróneo cálculo de ángulos y la automática calibración del software. Si bien los ángulos RMS, que son los comparados con los sensores inerciales, presentan un error bajo pese a dichos extremos, las repentinas oscilaciones de los ángulos en cortos periodos de tiempo afectan en mayor medida a los datos de aceleración, por lo cual los datos de aceleración RMS presentan un mayor error con respecto a los sensores inerciales.

Como trabajo futuro para este trabajo se propone la caracterización de movimientos por medio del software, para así agregar alertas cuando se considere que se está realizando una postura inadecuada. Esto puede ayudar en gran medida a lo referente a la prevención de enfermedades laborales, así como la realización de diagnósticos por parte de profesionales de la salud. Uno de los métodos para realizar dicha tarea sería el uso de algoritmos de inteligencia artificial para el reconocimiento de una postura inadecuada, o establecer rangos de movimiento que puedan representar un mayor riesgo para la realización de una determinada postura.

Finalmente, como una última mejora se encuentra el uso de mediapipe para reconocimiento de rostros y algoritmos de inteligencia artificial para reconocer al sujeto que realiza el movimiento a estudiar, para así poder monitorear únicamente al sujeto objetivo. Esto puede aplicarse para el monitoreo de múltiples trabajadores en un entorno, para que cada uno de ellos pueda tener un seguimiento para la posible prevención de enfermedades laboral.

REFERENCIAS

- [1] “¿Sufre alguna? Estas son las principales enfermedades laborales en Colombia | EL UNIVERSAL - Cartagena”. <https://www.eluniversal.com.co/colombia/sufre-alguna-estason-las-principales-enfermedades-laborales-en-colombia-DI1028261> (consultado el 12 de mayo de 2023).
- [2] J. M. V. Pardo, “Hombro doloroso e incapacidad temporal. El retorno al trabajo tras larga baja por hombro doloroso. Causalidad del trabajo en el hombro doloroso”, 2016.
- [3] “Decreto 1477 de 2014 (actualizado) - Nueva tabla de enfermedades”. <https://safetya.co/normatividad/decreto-1477-de-2014/> (consultado el 12 de mayo de 2023).
- [4] B. C. Anderson, *Guide to Arthrocentesis and Soft Tissue Injection*. Elsevier Health Sciences, 2005.
- [5] Liliana Artieda Pellejero, Sagrario Cilveti Gubia, y Victor Idoate García, “Movimientos repetitivos de miembro superior”. Ministerio de sanidad y consumo. Consultado: el 12 de mayo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.sanidad.gob.es/ciudadanos/saludAmbLaboral/docs/movimientos.pdf>
- [6] W. Supanich, S. Kulkarineetham, P. Sukphokha, y P. Wisarnsart, “Machine Learning-Based Exercise Posture Recognition System Using MediaPipe Pose Estimation Framework”, en *2023 9th International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS)*, mar. 2023, pp. 2003–2007. doi: 10.1109/ICACCS57279.2023.10112726.
- [7] I. Weygers, M. Kok, M. Konings, H. Hallez, H. De Vroey, y K. Claeys, “Inertial Sensor-Based Lower Limb Joint Kinematics: A Methodological Systematic Review”, *Sensors*, vol. 20, núm. 3, Art. núm. 3, ene. 2020, doi: 10.3390/s20030673.
- [8] F. Farahmand, K. O. Khadivi, y J. J. P. C. Rodrigues, “Detecting intra-fraction motion in patients undergoing radiation treatment using a low-cost wireless accelerometer”, *Sensors*, vol. 9, núm. 9, pp. 6715–6729, 2009, doi: 10.3390/s90906715.
- [9] F. Farahmand, K. Khadivi, y J. Rodrigues, “Detecting Intra-Fraction Motion in Patients Undergoing Radiation Treatment Using a Low-Cost Wireless Accelerometer”, *Sensors*, vol. 9, pp. 6715–29, sep. 2009, doi: 10.3390/s90906715.
- [10] G. Güney *et al.*, “Video-Based Hand Movement Analysis of Parkinson Patients before and after Medication Using High-Frame-Rate Videos and MediaPipe”, *Sensors*, vol. 22, núm. 20, Art. núm. 20, ene. 2022, doi: 10.3390/s22207992.
- [11] Ahmad Mwfaq Bataineh *et al.*, “Movement Estimation Using Mediapipe BlazePose”, ene. 2021.
- [12] T. B. de G. Lafayette, “Validação de estimativa angular baseada em dados de rastreo corporal de câmeras RGB-D e RGB para avaliação biomecânica”, el 23 de septiembre de 2022. <https://repositorio.ufpe.br/handle/123456789/48537> (consultado el 12 de mayo de 2023).
- [13] A. Latreche, R. Kelaiaia, A. Chemori, y A. Kerboua, “Reliability and validity analysis of MediaPipe-based measurement system for some human rehabilitation motions”, *Measurement*, vol. 214, p. 112826, jun. 2023, doi: 10.1016/j.measurement.2023.112826.
- [14] J. Stenum, M. M. Hsu, A. Y. Pantelyat, y R. T. Roemmich, “Clinical gait analysis using video-based pose estimation: multiple perspectives, clinical populations, and measuring change”. medRxiv, p. 2023.01.26.23285007, el 30 de enero de 2023. doi: 10.1101/2023.01.26.23285007.
- [15] F. D. Shuler, *Ortopedia y traumatología. Revisión sistemática*, 5a ed. España: Elsevier España, S.L., 2009.

- [16] bulevip, “Lesiones más frecuentes en el hombro del deportista. - bulevip.com”, *El Blog de la Tienda Bulevip, amantes del deporte*, el 22 de marzo de 2015. <https://bulevip.com/blog/lesiones-mas-frecuentes-en-el-hombro-del-deportista/> (consultado el 8 de mayo de 2023).
- [17] D. Oliveira, “Biomecánica del hombro y sus lesiones”, *JA*, vol. 4, 2007.
- [18] “Articulaciones del codo”, *mirandafisioterapia*, el 17 de abril de 2017. <https://www.mirandafisioterapia.com/post/2017/04/17/articulaciones-codo> (consultado el 4 de mayo de 2023).
- [19] Pablo Villaseñor-Ovies, *et al.*, *Reumatología clínica*, vol. 8. Elsevier España, 2012.
- [20] S. D. Waldman, “Anatomía funcional de la muñeca”, en *Atlas diagnóstico del dolor*, S. D. Waldman, Ed., Madrid: Elsevier España, 2007, pp. 154–156. doi: 10.1016/B978-84-8174-938-0.50071-9.
- [21] A. S. Ahuja, “The impact of artificial intelligence in medicine on the future role of the physician”, *PeerJ*, vol. 7, p. e7702, oct. 2019, doi: 10.7717/peerj.7702.
- [22] “Pose landmark detection guide | MediaPipe”, *Google Developers*. https://developers.google.com/mediapipe/solutions/vision/pose_landmarker (consultado el 12 de mayo de 2023).