



# **Análisis de parámetros cinemáticos y de activación eléctrica muscular del salto vertical en hombres y mujeres utilizando OpenPose y registros EMG**

**María Alejandra Villa Martínez**

10561627810

**María Fernanda Villalobos Villalobos**

10561715609

Universidad Antonio Nariño

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá D.C., Colombia

2023

# **Análisis de parámetros cinemáticos y de activación eléctrica muscular del salto vertical en hombres y mujeres utilizando OpenPose y registros EMG**

**María Alejandra Villa Martínez**

**María Fernanda Villalobos Villalobos**

Proyecto de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:

**Ingeniero Biomédico**

Director:

Ph.D. Cesar Augusto Quinayas Burgos

Línea de Investigación:

Biomecánica, rehabilitación, bioinstrumentación.

Grupo de Investigación:

Bioingeniería

**Universidad Antonio Nariño**

Programa Ingeniería Biomédica

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica

Bogotá D.C., Colombia

2023

**NOTA DE ACEPTACIÓN**

El trabajo de grado titulado Análisis de parámetros cinemáticos y de activación eléctrica muscular del salto vertical en hombres y mujeres utilizando OpenPose y registros EMG, Cumple con los requisitos para optar El título de Ingeniero Biomédico.

---

Firma del Tutor

---

Firma Jurado

---

Firma Jurado

Bogotá, 25 de enero 2023

## Resumen

En este proyecto se evidencian los resultados de un análisis de parámetros cinemáticos y de activación eléctrica muscular del salto vertical de hombres y mujeres, presentando como resultado de estudios a través de OpenPose y registros EMG, para comparar y establecer si existen diferencias significativas entre los datos obtenidos. La propuesta radica, por un lado, la adquisición de datos cinemáticos, la cual se realiza con tecnología *markerless* tipo *OpenPose*. Por otro lado, que de forma simultánea y sincronizada se registran los datos de activación muscular, por medio del registro de electromiografía (EMG). En el mismo estudio se evidenciará que los resultados son utilizados para comprender y validar el funcionamiento de herramientas tipo *markerless*, así como para entender los mecanismos de funcionamiento y activación del sistema músculo esquelético de hombres y mujeres durante la realización de movimientos tipo salto vertical. Se obtuvieron resultados de datos cinemáticos (amplitud articular de rodilla y tobillo derechos, velocidad lineal, aceleración lineal, altura y alineamiento del salto) y de activación eléctrica muscular del bíceps femoral, vasto lateral, recto femoral y gastrocnemio interno entre hombre y mujeres. Se evaluó la precisión de estimación de pose del sistema *markerless* respecto a Kinovea en base a los ángulos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo derechos obteniendo estos sistemas tienen una diferencia de detección de pose con un error de más de 10% para el ángulo de la rodilla derecha y menos del 5% para el ángulo del tobillo derecho.

### **Palabras clave:**

Salto Vertical, Variables Cinemáticas, Activación Muscular, OpenPose, EMG.

## **Abstract**

In this project the results of an analysis of kinematic parameters and electrical activation of the vertical jump of men and women are evidenced, presenting because of studies through OpenPose and EMG records, to compare and establish whether there are significant differences between the data obtained. The proposal lies, on the one hand, the acquisition of kinematic data, which is done with markerless technology type OpenPose. On the other hand, that simultaneously and synchronized muscle activation data are recorded, through the electromyography registry (EMG). The same study will show that the results are used to understand and validate the operation of markerless tools, as well as to understand the mechanisms of functioning and activation of the skeletal muscle system of men and women during the performance of vertical jumping movements. Results were obtained from kinematic data (right knee and ankle joint amplitude, linear velocity, linear acceleration, jump height and alignment) and from femoral biceps muscle electrical activation, vast lateral, femoral rectum and internal gastrocnemium between men and women. We evaluated the accuracy of markerless system pose estimation with respect to Kinovea based on the angles of the knee joints and right ankle obtaining these systems have a pose detection difference with an error of more than 10% for the angle of the right knee and less than 5% for right ankle angle.

### **Keywords:**

Vertical Jump, Kinematic Variables, Muscle Activation, OpenPose, EMG.

## Tabla de contenido

<b>Resumen.....</b>	<b>2</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>3</b>
<b>Lista de figuras.....</b>	<b>6</b>
<b>Lista de tablas.....</b>	<b>6</b>
<b>Lista de Ecuaciones y Abreviaturas .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Estado del arte .....</b>	<b>10</b>
<i>1.1.1 Método Máxima Contracción Voluntaria MCV .....</i>	<i>10</i>
<i>1.1.2 Método Pico Dinámico (MPD) .....</i>	<i>11</i>
<b>1.2 Planteamiento del problema.....</b>	<b>15</b>
<b>1.3 Objetivos .....</b>	<b>15</b>
1.3.1 Objetivo general .....	17
1.3.2 Objetivos específicos.....	17
<b>1.4 Justificación .....</b>	<b>18</b>
<b>2.1 Biomecánica del salto vertical.....</b>	<b>19</b>
2.1.1 Fases del salto vertical.....	20
2.1.2 Altura del salto .....	21
<b>2.2 Cinemática articular .....</b>	<b>21</b>
2.2.1 Rango de movimiento.....	22
2.2.2 Cinemática lineal .....	23
2.2.3 Cinemática angular .....	23
<b>2.3 Registros EMG .....</b>	<b>23</b>
2.3.1 Principios de la técnica.....	23
2.3.2 Electroodos .....	24
2.3.3 Características de la señal EMG.....	25
<b>2.4 Procesamiento de la señal EMG .....</b>	<b>26</b>
<b>2.5 Métodos de normalización EMG.....</b>	<b>26</b>
2.5.1 Máxima Contracción Voluntaria (MCV) .....	26
2.5.2 Método del Pico Dinámico.....	26
2.5.3 Raíz Media Cuadrática (RMC).....	26
<b>2.6 Sistemas de captura de movimiento .....</b>	<b>27</b>
2.6.1 Sistemas basados en video.....	27
2.6.2 Tecnología markerless.....	28
<b>2.7 Funciones de programación utilizadas en MATLAB .....</b>	<b>30</b>
<b>Marco legal y normativo .....</b>	<b>30</b>
<b>2.8 La resolución 8430 de 1993 .....</b>	<b>30</b>
<b>2.9 La declaración de Helsinki.....</b>	<b>31</b>
<b>2.10 Consentimiento informado.....</b>	<b>31</b>
<b>Desarrollo Metodológico .....</b>	<b>33</b>
<b>Etapas de desarrollo del sistema markerless .....</b>	<b>33</b>
<b>Etapas de desarrollo del sistema markerless.....</b>	<b>34</b>
<b>Etapas de desarrollo del sistema markerless.....</b>	<b>36</b>
3.3.1 Protocolo para adquisición de parámetros cinemáticos.....	41

<b>3.4 Etapa 4: Adquisición de datos de cinemáticos y EMG .....</b>	<b>43</b>
<b>3.5 Etapa 5: Procesamiento y análisis de datos .....</b>	<b>46</b>
<b>3.6 Etapa 6: Comparación de resultados .....</b>	<b>49</b>
<b>3.7 Etapa 7: Análisis comparativo entre OpenPose y KINOVEA .....</b>	<b>49</b>
<b>Resultados Y Análisis De Resultados .....</b>	<b>51</b>
<b>4.1 Parámetros cinemáticos del salto vertical estimados con Openpose.....</b>	<b>51</b>
4.1.1 Amplitud articular de la rodilla y del tobillo .....	51
4.1.2 Altura máxima del salto. ....	54
4.1.3 Velocidad y aceleración lineal.....	56
<b>Fuente propia .....</b>	<b>62</b>
<b>Fuene propia.....</b>	<b>63</b>
<b>4.1 Hipótesis 1.....</b>	<b>65</b>
<b>4.2 Hipótesis 2.....</b>	<b>68</b>
4.2.1 Prueba de Chi Cuadrado .....	68
<b>4.3 Comparación entre OpenPose y Kinovea .....</b>	<b>69</b>
4.3.1 Incertidumbres .....	71
4.3.2 Prueba Chi Cuadrado .....	71
<b>Conclusiones .....</b>	<b>73</b>
<b>Referencias Bibliográficas.....</b>	<b>75</b>
<b>Anexos .....</b>	<b>80</b>

## Lista de figuras

Fig. 1 Movimiento elíptico .....	10
Fig. 2 Ubicación conjunta y sistemas de coordenadas para el Kinect .....	12
Fig. 3 Capturas de <i>OpenPose</i> .....	13
Fig. 4 Movimiento sin marcadores .....	14
Fig. 5 Tipos de salto.....	19
Fig. 6 Rango de movimiento de la rodilla.....	23
Fig. 7 Electrodo de superficie.....	25
Fig. 8 Señal electromiografía.....	25
Fig. 9 Modelo de estimación de la pose con OpenPose.....	29
Fig. 10 Captura de movimiento modelado con Kinect.....	29
Fig. 11 Palpación para la localización del vasto lateral.....	37
Fig. 12 Palpación para la localización del recto femoral.....	37
Fig. 13 Palpación para la localización del bíceps femoral.....	38
Fig. 14 Palpación para la localización del gastrocnemio interno.....	39
Fig. 15 Circuito mouse acondicionado.....	42
Fig. 16 Esquema del montaje de los equipos para el protocolo de adquisición.....	44
Fig. 17 Montaje de los equipos para el protocolo de adquisición.....	45
Fig. 18 Ángulo de la rodilla derecha de los géneros respecto al porcentaje del ciclo del salto.....	52
Fig. 19 Vista video capturado desde el plano diagonal.....	53
Fig. 20 Ángulo del tobillo derecho de los sujetos respecto al porcentaje del ciclo del salto.....	54
Fig. 21 Representación de la altura máxima del salto.....	55
Fig. 22 Velocidad lineal en relación porcentaje del ciclo del salto vertical.....	56
Fig. 23 Aceleración lineal en relación porcentaje del ciclo del salto vertical.....	57
Fig. 24 MCV del músculo bíceps en relación con el porcentaje del movimiento.....	59
Fig. 25 RMC de la actividad eléctrica del musculo bíceps respecto al porcentaje del tiempo.....	59
Fig. 26 MPD de la actividad eléctrica del musculo bíceps respecto al porcentaje del tiempo.....	60
Fig. 27 MCV del músculo vasto lateral en relación con el porcentaje del movimiento.....	61
Fig. 28 RMC de la actividad eléctrica del musculo vasto lateral respecto al porcentaje del tiempo.....	61
Fig. 29 MPD dinámico de la actividad eléctrica del musculo vasto lateral respecto al porcentaje del tiempo.....	62
Fig. 30 MCV del músculo recto femoral en relación con el porcentaje del movimiento... ..	62
Fig. 31 RMC de la actividad eléctrica del musculo recto femoral respecto al porcentaje del tiempo.....	63



Fig. 32 MPD de la actividad eléctrica del musculo recto femoral respecto al porcentaje del tiempo. ....	63
Fig. 33 MCV del músculo gastrocnemio interno en relación con el porcentaje del movimiento. ....	64
Fig. 34 Raíz media cuadrática de la actividad eléctrica del musculo gastrocnemio interno respecto al porcentaje del tiempo.....	64
Fig. 35 Método del pico dinámico de la actividad eléctrica del musculo gastrocnemio interno respecto al porcentaje del tiempo. ....	65
Fig. 36 Correlación lineal entre la velocidad lineal, el ángulo de la rodilla derecha y la activación muscular del bíceps femoral Mujer 1 .....	66
Fig. 37 Correlación lineal entre la velocidad lineal, el ángulo de la rodilla derecha y la activación muscular del bíceps femoral H1 .....	67
Fig. 38 Representación ángulo de la rodilla derecha de un sujeto con Openpose y Kinovea .....	69
Fig. 39 Representación ángulo del tobillo derecho de un sujeto con Openpose y Kinovea	70

## Lista de tablas

Tabla 1 Abreviaturas.....	8
Tabla 2 Funciones de MATLAB utilizadas dentro del algoritmo de procesamiento de los datos.....	30
Tabla 3 Altura máxima del salto vertical estimada para cada participante.....	55
Tabla 4 Chi cuadrado del alineamiento del salto para la cadera entre hombres y mujeres	68
Tabla 5 Activación electro muscular del Bíceps Femoral .....	69
Tabla 6 Calculo de incertidumbre entre Openpose y Kinovea respecto al ángulo de la rodilla derecha estimado .....	71
Tabla 7 Calculo de incertidumbre entre Openpose y Kinovea respecto al ángulo del tobillo derecho estimado .....	71

## Lista de Ecuaciones y Abreviaturas

### Ecuaciones

(1) Convertir de pixeles a metros.

$$s = \frac{\text{distancia (m)}}{\text{longitud del pixel}} \quad [8]$$

(2) Velocidad lineal

$$v = \frac{ds}{dt} \quad [39]$$

ds = derivada del desplazamiento lineal (m)

dt = derivada del tiempo transcurrido (s)

(3) Velocidad angular

$$a = \frac{dv}{dt} \quad [39]$$

dv = derivada de la velocidad lineal (m/s)

dt = derivada del tiempo transcurrido (s)

### Abreviaturas

Tabla 1 Abreviaturas

Abreviatura	Definicion
<b>EMG</b>	Medio de registro de electromiografía
<b>ROM</b>	Rango de movimiento
<b>MCV</b>	Máxima Contracción Voluntaria
<b>RMC</b>	Raíz Media Cuadrática
<b>MPD</b>	Método Pico Dinámico

Fuente propia

## CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

Actualmente se considera que existe gran cantidad de estudios en la literatura que examinan los diferentes cambios en el comportamiento neuromuscular que ocurren cuando se realizan saltos verticales, es considerable analizar los distintos protocolos o aspectos a considerar dentro del estudio que se pretende efectuar motivados a que dentro del contexto se expondrán por separadas las distintas características del comportamiento de estudio en ambos sexos tanto hombres como mujeres, son inclusive sin dejar atrás su importancia poco los estudios sobre el rol que se manifiesta cuando se salta con *Openpose* y EMG. Por lo tanto, se recomienda analizar los estudios para determinar de forma óptima el rendimiento del salto vertical mediante el estudio de parámetros cinemáticos y electromiográficos (EMG) [1], [2].

Considerando lo anterior, este trabajo comparó datos cinemáticos y de activación eléctrica muscular de hombres y mujeres realizando saltos verticales, basados en tecnologías *markerless* y registros EMG, con el objetivo de demostrar que pueden existir diferencias significativas en la precisión de los datos cinemáticos entre *Openpose* y *kinovea* [3].

Dentro de la finalidad del proyecto, se realizó una comparación de las características cinemáticas y de activación muscular del salto vertical. Todo lo anterior, con base en datos masculinos y femeninos adquiridos con tecnología emergente tipo *markerless* (*OpenPose*) y registros EMG. La comparación está comprendida entre las diferencias estadísticas que se

encuentre en la cinemática y activación eléctrica muscular del salto entre los géneros de estudio a partir de datos no paramétricos, utilizando la prueba de chi-cuadrado.

## 1.1 Estado de la técnica

### 1.1.1 Método Máxima Contracción Voluntaria (MCV)

La Máxima Contracción Voluntaria, es la amplitud que tiene un músculo o conjunto de músculos para producir la mayor fuerza posible, así mismo, permite que se pueda definir el valor de la actividad muscular de un sujeto. Entre las ventajas del MCV, tenemos que es conveniente a la hora de comparar las distintas características físicas de un músculo sin importar su tamaño. Por consiguiente, el método MCV requiere mucho tiempo para la normalización, pero se estima que es uno de los métodos más precisos a la hora de realizar una comparación para un registro de datos EMG. Este método se realiza por separado, para cada uno de los músculos estudiados, dicho esto, lo primero que se hace es identificar un ejercicio que permita una inervación máxima efectiva, dependiendo la coordinación del sujeto de prueba, se puede producir un mayor valor MCV [4].

Fig. 1 Movimiento elíptico



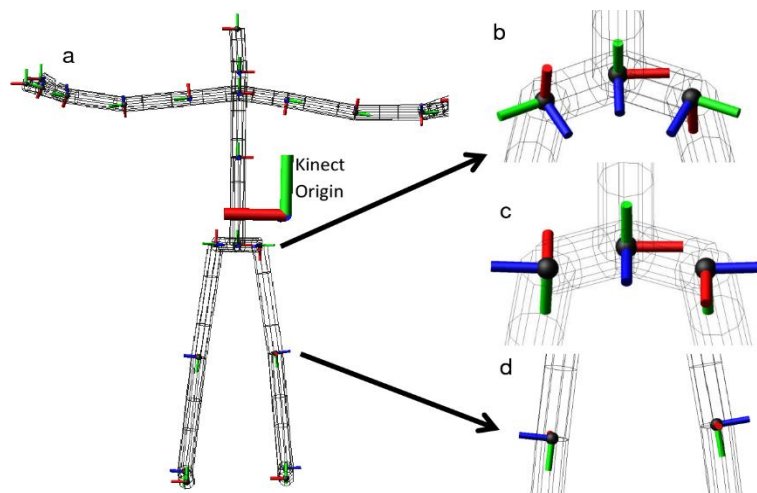
Fuente [5].

### ***1.1.2 Método Pico Dinámico (MPD)***

El método del pico dinámico disminuye la variación entre sujetos en cuanto a otros métodos de normalización, este método es apropiado para personas que no pueden realizar esfuerzos máximos. Sin embargo, el MPD no está proyectado para realizar un promedio con respecto al porcentaje necesario para la capacidad de activación máxima de un músculo estimado para la realización de contracciones isotónicas. Por consiguiente, no será extraño obtener resultados de la normalización dinámica media, ya que singularmente, los métodos de normalización dinámica media de estas señales no logran evidenciar un aumento en la electromiografía que se desarrolla en consecuencia al aumento de una fuerza.

Acorde con lo reportado por T. M. Guess, S. Razu, A. Jahandar, M. Skubic, Z. Huo [6], se encontró un estudio que comparó los ángulos de la cadera y la rodilla usando tecnología *markerless* (Kinect 2.0), con un sistema de captura acerca del movimiento basado en marcadores que demuestra una consistencia entre los resultados. Los autores obtuvieron un coeficiente de correlación = 0,96 para la rodilla y coeficiente de correlación = 0,97 para la cadera entre el sistema Kinect y el sistema basado en marcadores. Por ende, se demuestra una buena concordancia entre los sistemas de captura para movimiento.

Fig. 2 Ubicación conjunta y sistemas de coordenadas para el Kinect



Fuente [6]

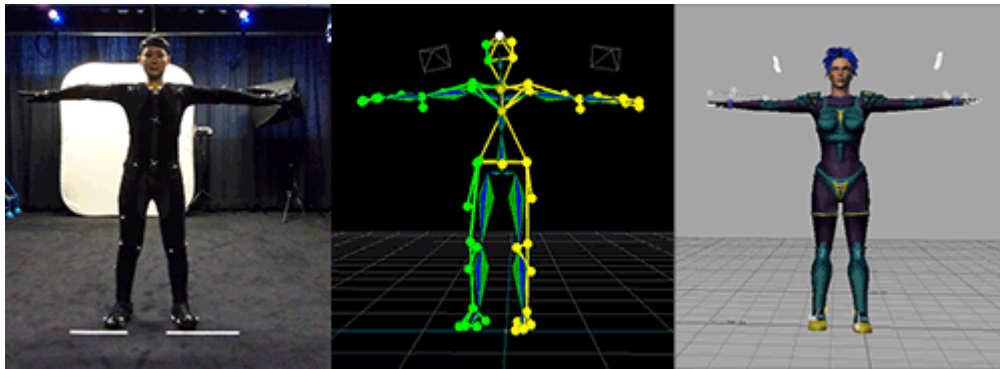
En la literatura se encuentra que relacionan variables cinemáticas con la activación muscular. El estudio de Nakano et al. 2020, cuantificó la activación muscular en un sistema basado en *OpenPose*, demostrando que la estimación de poses 3D utilizando tecnologías para la captura del movimiento sin marcadores puede reproducir correctamente los movimientos en los participantes. Cuantitativamente, la media para todos los errores absolutos calculados en *OpenPose* fue aproximadamente 47 % <20 mm, 80 % <30 mm, y 10 % > 40 mm para las articulaciones estudiadas (hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla y tobillo), esto quiere decir, que en los movimientos capturados en posición 3D de estas articulaciones, presentan un mayor error absoluto de 30 mm en las tres posiciones (x,y,z). En conclusión, este estudio demuestra que, la captura de movimiento sin marcadores basada en *OpenPose* se puede usar para la ciencia del movimiento humano con una precisión de 30 mm o menos. [7].

Fig. 3 Capturas de *OpenPose*

Fuente [7]

En ese mismo artículo se evalúa la precisión en la captura de movimiento sin marcadores 3D, los autores demuestran la necesidad científica del movimiento humano. El estudio muestra que la captura para el movimiento sin marcadores es fácil de usar y tiende a ser precisa al evaluar el rendimiento del movimiento. Se usa *OpenPose* con varias cámaras sincronizadas para comprobar su precisión en comparación con la captura del movimiento basada en marcadores ópticos. Se realizan pruebas de aprendizaje como caminar, saltar y movimientos inversos. Como resultado, demostraron la precisión del sistema con un error mínimo de 30 mm aproximadamente o en ciertos casos hasta una mínima incidencia de error de 40 mm, pero señalaron que *OpenPose* no podía rastrear la pose para un sujeto en 2D debido a fallas, como el reconocimiento de objetos o partes del cuerpo [7].

Fig. 4 Movimiento sin marcadores



Fuente [8]

Mediante el uso de registros EMG y la tecnología markerless OpenPose, se busca realizar un análisis sobre la cinemática y la activación muscular del salto vertical para comparar los datos obtenidos en hombres y mujeres, de tal manera que se pueda determinar si existen diferencias significativas en los parámetros de estudio. Se ha podido demostrar que la cinemática del salto vertical puede diferir en hombres y mujeres debido a las características anatómicas de las extremidades inferiores. Se cree que estas características en las mujeres dan como resultado un aumento de la carga articular debido al movimiento realizado en deportes como el salto [9].

En vista de lo anterior, se puede decir que las mujeres tenían una menor flexión de la rodilla y la cadera, también presentan mayor rango de movimiento en el ángulo del valgo de la rodilla, mayor rotación femoral interna y tibial externa y mayores fuerzas de reacción del suelo. Los factores antes mencionados pueden interferir con el colapso o lesión articular a causa de la cinemática tibiofemoral alterada, esto debido a los altos niveles de carga dinámica en la extremidad inferior [9], [10].



## 1.2 Planteamiento del problema

La cinemática de las extremidades inferiores de las mujeres varía en ciertos aspectos a la presentada en los hombres. Esta variación se debe a que las mujeres presentan un ángulo valgo de rodilla mayor, producto de la separación de cadera que se manifiesta en su anatomía. La incidencia de sufrir lesiones en la rodilla es de 0.71 por 1000 horas de exposición en mujeres y de 0.31 en hombres, donde la mayoría de estos deportistas requieren de intervenciones quirúrgicas [7].

Las observaciones cinemáticas de tareas como el salto se realizan por medio de sensores que captan el movimiento de la persona la cual requiere de marcadores en sus miembros inferiores para llevar a cabo su respectivo análisis, el cual se puede ver afectado por una mala colocación de dichos marcadores en el sujeto de estudio. Para ello, se busca utilizar tecnologías que no requieren una colocación de marcadores en el cuerpo para la realización de un análisis que requiera de menos tiempo.

El uso de tecnologías markerless (sin marcadores) hasta ahora se está incorporando en estudios cinemáticos, al ser una tecnología reciente en el mercado, aún no se ha masificado su uso y se requieren de estudios y evidencias que demuestren su precisión con respecto a otros métodos denominados convencionales [7].

Por el momento, no se han realizado estudios cinemáticos del salto vertical de hombres y mujeres con OpenPose. Por lo tanto, lo que se busca precisamente es explorar esta herramienta demostrando que tan confiable puede ser para este tipo de estudios cinemáticos.

Acorde a lo encontrado con la literatura, se recomienda acompañar la tecnología markerless de comparaciones con sistemas basados en marcadores con el propósito de comprobar la precisión y su aplicabilidad para el análisis de movimiento. Por ello, se plantea realizar una comparación de los resultados obtenidos por el sistema tradicional por captura de video usando el software kinovea frente al sistema OpenPose.

Referente al análisis de características de activación muscular, hay estudios que informan las diferencias que pueden existir en la actividad muscular del tren inferior de hombres y mujeres al realizar tareas como el salto. Para llegar a esta conclusión se basaron en los datos obtenidos de registros EMG de algunos músculos del tren inferior [9].

Debido a las características del movimiento de salto vertical, este análisis no se puede hacer usando el método convencional de MVC, sino que se deben emplear otras metodologías de análisis.

En razón a lo anterior, el propósito del estudio se centra en responder las siguientes preguntas.

Pregunta 1

Responsable: María Fernanda Villalobos

¿Existen diferencias entre los parámetros cinemáticos y de activación muscular de hombres y mujeres sin acondicionamiento físico en movimientos tipo salto vertical utilizando tecnología markerless y registros EMG?

## Pregunta 2

Responsable: María Alejandra Villa.

¿Cuál es la diferencia en la precisión para el cálculo de variables cinemáticas de sistemas de captura de movimiento con y sin marcadores en movimiento tipo salto vertical?

### 1.3 Objetivos

#### *1.3.1 Objetivo general*

Comparar las características cinemáticas y de activación muscular del salto vertical de datos masculinos y femeninos usando registro EMG y tecnología emergente tipo markerless (OpenPose), además, de calcular la aproximación de adquisición datos cinemáticos que presenta esta tecnología en contraste a Kinovea.

#### *1.3.2 Objetivos específicos*

- Analizar datos cinemáticos del salto vertical determinados con la aplicación de la herramienta OpenPose.
- Identificar las características de activación muscular presentes en la ejecución del salto vertical empleando registros EMG.
- Cuantificar diferencias estadísticas en la cinemática y activación muscular del salto entre los géneros de estudio utilizando el método estadístico chi-cuadrado.
- Definir posibles diferencias en la precisión del cálculo de variables cinemáticas entre OpenPose, kinovea y la literatura.

## 1.4 Justificación

El propósito de este estudio es, por un lado, demostrar la diferencia de las características cinemáticas del miembro inferior de hombres y mujeres sin acondicionamiento físico que ejecutan el salto vertical. Además de ello, se busca establecer la variación en los parámetros de activación muscular de los músculos bíceps femoral, vasto lateral, recto femoral, gastrocnemio interno del tren inferior que intervienen durante este tipo de movimiento.

Por otro lado, se pretende cuantificar la aproximación entre los datos cinemáticos calculados con *Openpose* y Kinovea. Debido a ello, se pretende reforzar la información que se encuentra hasta el momento, haciendo énfasis en la implementación de tecnologías markerless como OpenPose, que aporta en la manera de desarrollar el análisis de la cinemática del miembro inferior.

La recopilación de información sobre parámetros cinemáticos y de activación muscular, tiene como objetivo ayudar a las personas involucradas en posturas deportivas mediante la identificación de las variables que se encuentran implicadas en el salto vertical. De tal forma que puedan manipular estas variables y mejorar el rendimiento deportivo. Por otro lado, es posible reducir los factores de riesgo que influyen en lesiones de los miembros inferiores, ya que se puede reconocer los tipos de variables que pueden alterar la cinemática de los deportistas.

El tipo de variables a analizar con las tecnologías de detección de pose son la amplitud articular de la rodilla y del tobillo, altura máxima, velocidad lineal, aceleración lineal y el alineamiento del salto vertical.

## CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO

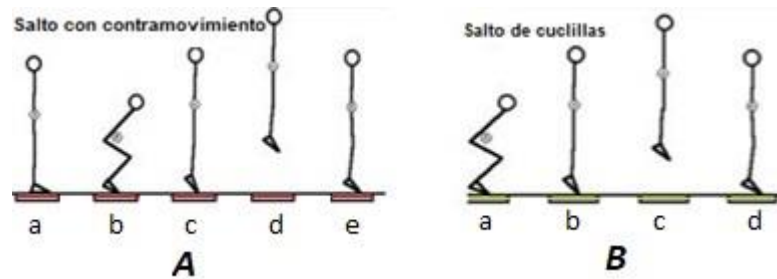
En esta sección se abordan los conceptos tratados en la realización del estudio tales como la definición del salto vertical, sus fases y cinemática. también se menciona los principios, características y técnicas de procesamiento de las señales EMG. Adicional, se define los sistemas de captura de movimiento OpenPose, y Kinovea.

### 2.1 Biomecánica del salto vertical

El salto vertical es un movimiento humano que requiere una coordinación motora compleja entre los segmentos de la parte superior e inferior del cuerpo [11]. El salto vertical, está basado en variables específicas, como velocidad, aceleración, fuerza donde cada una de las cuales puede afectar o favorecer en el rendimiento final del salto [12]. La velocidad de despegue es considerada como una variable para evaluar el rendimiento del salto vertical, ya que está relacionada de forma directa y proporcional a la altura del salto [13].

Existen diferentes tipos de salto vertical, entre los más realizados se encuentra el salto de contramovimiento y Squat Jump, ilustrados en la figura 5. En el primero el sujeto desde una posición inicial de bipedestación con las manos en la cintura, seguido se realiza una flexión de rodillas, la cual genera un parámetro de fuerza en las piernas causando la extensión rápida de las rodillas haciendo que la persona salte. En el segundo salto, se parte desde una posición con las rodillas flexionadas en un ángulo de  $90^\circ$  para luego realizar el salto [14].

Fig. 5 Tipos de salto.



Fuente [40]

### 2.1.1 Fases del salto vertical

#### Fase de preparación (abajo):

La fase de preparación para el salto vertical que se evidencia en las imágenes A-a y A-b de la figura 4, la cual se produce mediante la energía potencial descendente y decreciente del cuerpo. Durante esta fase, los tobillos se flexionan hacia atrás, las rodillas y las caderas se flexionan y los hombros se extienden en un estado hipertensivo. La fase preparatoria trabaja junto con la fase de propulsión mientras los pies aún están en el suelo [15].

#### Fase de propulsión (arriba):

La fase de prepropulsión con salto vertical es cuando el cuerpo empuja hacia el suelo para aumentar la energía potencial de todas las partes del cuerpo. Durante esta fase, los tobillos, las rodillas y las caderas se extienden y los hombros se flexionan como se muestra en la figura 4 desde la imagen A-b hasta la imagen A-c. Lo contrario de lo que ocurre en la fase preparatoria ocurre en la fase de empuje [15].

De igual manera, la acción propulsora de las extremidades inferiores durante un salto vertical ha sido considerada para evaluar características explosivas (velocidad y fuerza) de individuos sedentarios y deportistas de élite. Para examinar estas características involucradas en el salto vertical es necesario realizar el protocolo de evaluación, donde el más utilizado es la prueba del salto desde una posición de pie usando un despegue con las dos piernas [15].

### **Fase de vuelo (despegue)**

La fase de salto vertical del vuelo ocurre cuando el cuerpo está en el aire. El cuerpo permanece en un estado inestable durante este período hasta la maduración y el contacto con el suelo [15], lo cual se representa en la imagen A-d hasta A-e de la figura 4.

#### ***2.1.2 Altura del salto***

La altura del salto de vertical se alcanza por la acción de la fuerza vertical generada por la actuación de los músculos del abdomen y de los miembros inferiores. Por tal razón, la altura se considera como un indicador de la potencia que presentan los músculos implicados en la ejecución del movimiento principalmente involucrados son los del tren inferior, como glúteos, bíceps y recto femoral, vasto lateral y medial. De esta manera, la altura se contempla como una de las cualidades importantes para el rendimiento del salto en el deporte además de la velocidad resultante. [15].

### **2.2 Cinemática articular**

La cinemática articular hace referencia al estudio de variables relacionadas con el movimiento sin tener en cuenta las fuerzas que las generan. Entre ellas se encuentran el

desplazamiento, la posición, la trayectoria, la velocidad, la aceleración, entre otras [16]. Si bien, se sabe que las actividades diarias se relacionan con el movimiento y con la trayectoria cinemática y es partir de esta última que se logra identificar el ángulo de elevación, marcadores de articulación y centro de masa [16].

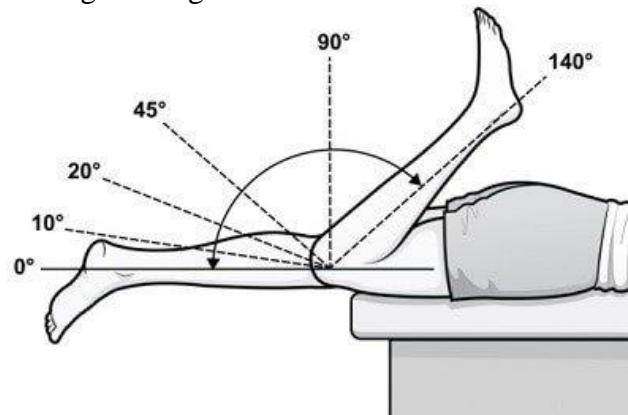
La cinemática se abarca principalmente en dos temas: el primero es la artrocinemática, que es una parte de la biomecánica encargada de los movimientos intrínsecos que se desarrollan dentro de las articulaciones, hay tres tipos de movimientos; rodamiento, deslizamiento y rotación. El segundo es la osteocinematica, esta parte lo que hace es analizar el desplazamiento de los huesos, los cuales se exponen a un giro y balanceo, es decir, el giro se encarga de la rotación mientras que el balanceo hace referencia a la flexion-extension, abduccion-aduccion, que se realizan de manera perpendicular al movimiento [16].

### ***2.2.1 Rango de movimiento***

El rango de movimiento (ROM por sus siglas en inglés Range Of Motion) se define como la capacidad que tiene una articulación o parte del cuerpo de moverse en diferentes direcciones dentro de su margen de movimiento. Un ROM activo se logra cuando los músculos que rodean la articulación se contraen y se relajan generando el movimiento [17]. En la figura 6 se muestra el Rango de Movimiento que presenta la rodilla.



Fig. 6 Rango de movimiento de la rodilla.



Fuente [41]

### ***2.2.2 Cinemática lineal***

La cinemática lineal involucra la manera, el modelo y el seguimiento del movimiento lineal a través del tiempo, sin una relación particular a las fuerzas que se presentan o surgen del movimiento [18].

### ***2.2.3 Cinemática angular***

La cinemática angular es el análisis del movimiento de rotación en carencia de fuerzas. Por tal razón, es importante el estudio del movimiento humano, ya la mayoría de los movimientos humanos volitivos comprenden la rotación de una o más partes del cuerpo cerca de las articulaciones en las que se acoplan [19].

## **2.3 Registros EMG**

### ***2.3.1 Principios de la técnica***

En el cuerpo existen diferentes manifestaciones eléctricas (señales o biopotenciales) que se producen durante la activación de los diferentes sistemas fisiológicos. En el caso de

los músculos, esta señal representa la corriente generada por el flujo iónico a través de la membrana de las fibras musculares, que se extienden a través de los tejidos y que se producen principalmente durante la contracción muscular. El estudio de estas manifestaciones eléctricas en los músculos es denominado como Electromiografía (EMG) [20].

La electromiografía (EMG) radica fundamentalmente en la adquisición de registros de datos y análisis de la actividad eléctrica producida en los nervios y músculos mediante la utilización de electrodos (superficiales, de aguja, implantados). Las medidas (Amplitud [mV]) que se extraen de las señales EMG pueden suministrar información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular. Estas investigaciones reflejan las fuerzas que son producidas por los músculos y la sincronización de comandos motores [21].

### ***2.3.2 Electrodo***

Para los estudios de EMG se pueden utilizar electrodos de superficie o electrodos intramusculares (de aguja). Cuando se trata de estudiar las señales musculares superficiales, los electrodos por lo común van por pares sobre la piel de la zona muscular de interés. Generalmente estos electrodos presentan una forma circular o cuadrada con un diámetro de 10 mm preferiblemente (figura 7) según especificaciones expuestas por el SENIAM. [22], [23].

Fig. 7 Electrodo de superficie.

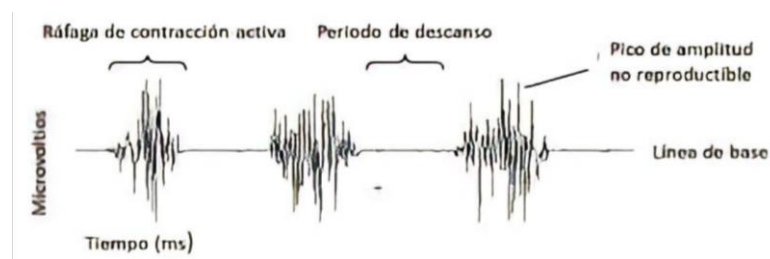


Fuente [42]

### 2.3.3 Características de la señal EMG

La amplitud de las señales EMG se caracteriza por ser de un bajo rango, la cual cambia desde los microvoltios ( $\mu\text{V}$ ) hasta un valor inferior a 10 milivoltios (mV) como se muestra en la figura 8. La amplitud y las propiedades de las señales EMG tanto en el dominio del tiempo como en la frecuencia dependen de factores tales como: el tiempo y la intensidad de la contracción muscular, la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular, las propiedades de la piel (por ejemplo, el espesor de la piel y tejido adiposo), las propiedades del electrodo y el amplificador y la calidad del contacto entre la piel y el electrodo [24].

Fig. 8 Señal electromiografía.



Fuente [43]

## 2.4 Procesamiento de la señal EMG

El procesamiento de señales EMG suministra métodos adecuados para la estimación, interpretación y precepción de variaciones de tiempo que influyen en la señal durante las contracciones sostenidas voluntarias. Las variaciones también tienen relación con las variables de amplitud, variables espectrales.

## 2.5 Métodos de normalización EMG

Para las señales EMG requiere el análisis de dos importantes métodos:

### 2.5.1 *Máxima Contracción Voluntaria (MCV)*

Contracción voluntaria que reconoce cuál es el valor que se utiliza para permitir la máxima actividad muscular que presente un músculo determinado. La MCV sirve para disminuir la variabilidad de la señal y para que el valor que se representa de una señal sea 100% confiable a la hora de estandarizar las mediciones [25].

### 2.5.2 *Método del Pico Dinámico*

Este método de normalización expresa a la señal EMG del músculo como una relación del valor máximo adquirido del mismo músculo durante el movimiento como se relaciona en la ecuación 4. De esta manera, se puede distinguir los períodos en que el músculo está más activo durante el movimiento [26].

$$MPD = \frac{Señal}{V_{maxseñal}} \quad (4)$$

### 2.5.3 *Raíz Media Cuadrática (RMC)*

Medida estadística que sirve como estimador de la máxima amplitud pico a pico de una señal en el dominio del tiempo. La RMC muestra indicación de lo que es la magnitud de la energía de una señal, también analiza que tanto se relaciona la actividad de electromiografía con la máxima contracción muscular [27].

La RMC se expresa como la raíz cuadrada del promedio de los elementos al cuadrado demostrado en la ecuación 5.

$$RMC = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (5)$$

Los principales músculos involucrados en el salto vertical son principalmente los del tren inferior y seguido, los músculos de la parte superior del cuerpo. Los músculos del tren inferior que participan son: cuádriceps, isquiotibiales, glúteos y gemelos. Otros músculos que intervienen son los del core, como el abdomen que se contrae para ayudar en el ejercicio [28].

## 2.6 Sistemas de captura de movimiento

### 2.6.1 Sistemas basados en video

Para realizar un análisis cinemático se utilizan sistemas de captura de movimiento, dentro de los más adaptados son los sistemas ópticos (cámaras) que pueden hacer uso de marcadores en el sujeto de prueba o sin marcadores [29]. Los más utilizados hasta ahora son los sistemas que implementan marcadores, ya que proporcionan datos cinemáticos válidos pero la configuración y el procesamiento de los datos es extenso [30], lo que limita la realización de estudios con grupos de sujetos de prueba amplio. Otra limitación que se

presenta es la oclusión, que se muestra cuando los marcadores no aparecen en varias tomas de la cámara, debido a la obstrucción de los objetos del entorno o por otras partes del cuerpo del sujeto [29]. Adicional a esto, los precios de estos sistemas tienden a ser elevados, por lo que se limita su acceso.

### ***2.6.2 Tecnología markerless***

La tecnología markerless (sin marcadores) destinada para la captura y análisis de movimiento de forma bidimensional (2D) o tridimensional (3D) es cada vez más avanzada y fiable debido a la velocidad de detección de movimiento por fotograma permitiendo realizar el estudio de forma directa durante la ejecución del movimiento sin que el sujeto requiera un tiempo previo de preparación para la colocación de marcadores. Debido al enfoque que se ha trazado para la identificación espontánea de puntos de la estructura esquelética humana que permita la descripción del movimiento capturado, ha surgido OpenPose [31].

#### **2.6.2.1 OpenPose**

OpenPose es una de las tecnologías de estimación de pose de código abierto más populares, lanzada por un grupo de investigación de la Universidad Carnegie Mellon [32]. Esta herramienta es accesible y de uso más comprensible para el usuario frente a otras tecnologías ya existentes como AlphaPose, donde el usuario debe poner en marcha más instrucciones para que el software funcione. Además, requiere de comandos para combinar en una sola visualización los puntos corporales y faciales, caso que no es necesario con

OpenPose. Otra ventaja que se presenta con esta tecnología es la versatilidad para ser ejecutada en diferentes plataformas, incluidas Ubuntu, Windows, Mac OSX [33].

La estimación de la pose humana que ofrece OpenPose se basa en la superposición en tiempo real de un esqueleto virtual sobre el cuerpo de la persona identificada en la imagen del video, donde quedan resaltadas las articulaciones. Este modelo proporciona un conjunto de datos de imagen con 18 puntos clave o partes anatómicas del cuerpo humano, de las manos, los pies y la cara, evidenciado en la figura 9 Para la detección de estos puntos se requiere de un sensor RGB-D que visualiza en forma de esqueleto la estimación de la pose humana en el espacio de trabajo [34].

Fig. 9 Modelo de estimación de la pose con OpenPose.

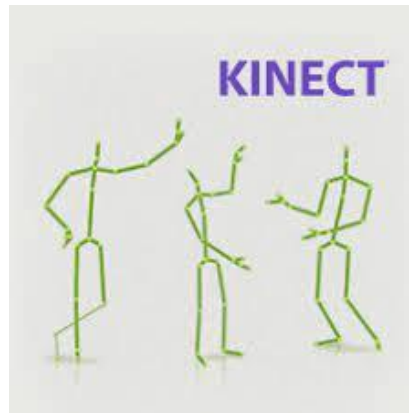


Fuente [43]

### 2.6.2.1 Microsoft Kinect

Kinect tiene la capacidad de detectar el rostro de un sujeto y también puede realizar una variedad de tareas aparentemente simples, como cambiar de posición o hacer gestos, independientemente de la calidad de la luz, la proximidad o la distancia de la lente [35].

Fig. 10 Captura de movimiento modelado con Kinect.



Fuente [45]

## 2.7 Funciones de programación utilizadas en MATLAB

Tabla 2 Funciones de MATLAB utilizadas dentro del algoritmo de procesamiento de los datos.

FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN
Jsondecode	Decodificar archivo formato JSON en texto
Vidoreader	Usa un objeto para leer archivos que contengan datos de video.
Fileread	Devuelve el contenido de un archivo como un vector de caracteres.
Isnan	Determine los valores NaN que están dentro de una matriz
interp1	Devuelve valores interpolados de una función 1-D en puntos de consulta específicos mediante interpolación lineal
Butter	Permite el diseño y aplicación de un filtro Butterworth
atand2d	Tangente inversa de cuatro cuadrantes en grados

Fuente propia

## Marco legal y normativo

### 2.8 La resolución 8430 de 1993

La validación de los principios éticos de la realización de investigación en salud es legítima por su funcionamiento en la sociedad, la resolución permite la solución de dilemas



éticos relacionados con preocupaciones y métodos de investigación. En Colombia, la Resolución No. 8430 de 1993 es uno de los principales lineamientos éticos para la investigación en salud. Dado que la resolución no ha sido validada ni ha entrado en vigor desde su aceptación, también es necesario evaluar la vigencia y exhaustividad de la resolución para abordar los dilemas éticos que se presentan en la investigación para la salud del país en la actualidad. En este entorno surgen ciertos vacíos e inconsistencias, así como diferentes miradas que deben ser investigadas desde una perspectiva amplia del campo y estándares de la investigación en salud [36].

## **2.9 La declaración de Helsinki**

La Asociación Médica Mundial (AMM) adoptó por primera vez en 1964 la Declaración de Helsinki, la cual declara los principios éticos para la investigación médica que se realiza con seres humanos. Desde el año en que se estableció y hasta el año 2000 ha tenido seis de revisiones que provocaron modificaciones en los principios establecidos [37].

Esta declaración detalla que el proceso y los métodos investigativos que se usan para obtener conocimiento valioso que permita una mejor comprensión de las causas y los efectos de patologías, no deben sobrepasar los derechos de los participantes de dicha investigación [37].

## **2.10 Consentimiento informado**

El consentimiento informado debe ser claro, donde se esclarezca que el sujeto tendrá una participación exenta de coacción, intimidación o de alguna forma que atente contra su bienestar. Por ello, una participación voluntaria y será así, como se asegura que la

participación sea informada, esto en relación con la investigación en que participan seres humanos [38].

El consentimiento informado que se entregó a los participantes de este estudio se encuentra en el anexo A.

## CAPÍTULO 3

### Desarrollo Metodológico

El proyecto se lleva a cabo mediante las siguientes fases metodológicas con el fin de llegar al objetivo esperado. Teniendo en cuenta, la cantidad de actividades que se plantean para el estudio, el proyecto permite la participación de dos personas, donde de manera conjunta se van a desarrollar las fases metodológicas del mismo.

#### **Etapas 1 Revisión bibliográfica y vigilancia tecnológica**

En esta fase se profundizó sobre los conceptos relacionados con el objeto de estudio, con base a variables medidas en el análisis cinemático como la velocidad, aceleración respecto al tiempo y la trayectoria invariante en el tiempo. Distinguir las formas en que se captura el movimiento y los elementos que se requieren para la adquisición de datos, profundizando sobre la herramienta de captura que se utilizó, en este caso OpenPose.

Por otro lado, se indaga sobre los registros EMG para conocer en qué consiste la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica de los músculos. Identificando de esta manera, la función de los electrodos y su interacción con la piel (espesor y tejido adiposo) del sujeto de prueba.

En el documento se revisaron rigurosamente todos los conceptos, antecedentes y progresos recientes asociados al uso de la tecnología markerless y su aplicación en el análisis biomecánico. Así como los parámetros reportados en la literatura y que sirven para las comparaciones con los resultados obtenidos en el proyecto.

OpenPose se destaca por ser un sistema de código abierto que dispone de licencia gratuita frente a otros sistemas markerless lo que permite su libre aplicación en estudios con enfoque en investigación. Como se menciona en el estado del arte, es un tema de interés conocer la eficiencia que tiene este sistema markerless emergente sobre los sistemas de estimación de la pose humana que utiliza marcadores. Para este estudio se busca observar la diferencia de precisión en la detección de pose entre OpenPose y Kinovea, este último es un reconocido software libre de análisis de videos utilizado para análisis biomecánicos.

La electromiografía (EMG) hoy en día es una técnica que puede capturar señales eléctricas del cuerpo que antes no podían ser percibidas, estas señales son producidas por cambios filológicos en el filamento muscular, también permiten identificar el estado del músculo al realizar contracciones voluntarias máximas en el momento de evaluar actividades físicas, puesto que la EMG se centra en estudiar la respuesta del músculo debido a un estímulo externo.

Teniendo en cuenta lo observado en la revisión bibliográfica, para este estudio se adquiere la máxima contracción voluntaria de cada musculo establecido a evaluar para aplicar un método de análisis de las señales EMG del movimiento tipo salto vertical.

### **Etapas 2: Puesta en desarrollo del sistema markerless**

Dentro de lo indagado, se ha encontrado que es posible ejecutar los comandos de OpenPose en Google Colaboraty, permitiendo trabajar desde esta plataforma sin requerir la instalación de un programa. Se trabajó con un código tutorial alojado en la plataforma GitHub, el cual permite cargar las librerías de instalación de Openpose y las cuales, permite

desde su ejecución aplicar la pose de Openpose y el seguimiento del movimiento desde la grabación (video) del salto vertical.

La ventaja de aplicar este sistema consiste en que se reduce el tiempo de preparación del sujeto, ya que no es necesario el uso de marcadores en la silueta del individuo porque OpenPose al estar soportada por inteligencia artificial detecta los puntos clave del cuerpo humano que se encuentra presente en una imagen en tiempo real.

Para la puesta en marcha de este sistema es necesario utilizar cámaras convencionales de video (de teléfono móvil) y trípodes para capturar el movimiento del salto vertical. Adicionalmente se acondiciona el espacio donde se realiza la captura de los participantes, es decir que se acomodan las cámaras a una distancia determinada de  $\pm 2$  metros que permite ver a los sujetos dentro los planos frontal, lateral y diagonal, principalmente se tiene en cuenta que, al realizar la ejecución del salto cada participante se localice dentro de estos planos sin que su cuerpo sobrepase el espacio que captura la cámara. Para la ejecución del salto el sujeto en un primer momento debe estar en posición vertical con las manos sobre la cintura y de allí, llevar a cabo las fases descritas en el marco teórico. La finalización del registro se da cuando el participante culmine con las fases del salto, esto es, cuando sus pies toquen de nuevo el suelo.

Por otro lado, se estudia las variables cinemáticas de amplitud articular de la rodilla, altura máxima, velocidad, aceleración y el alineamiento del salto vertical, este estudio se realiza con la detección de pose que se obtiene de la aplicación de OpenPose en los videos capturados.

Se realizó una única captura del salto vertical ejecutado por cada participante, son grabaciones de videos verticales, las cuales permitan enfocar todo el cuerpo del sujeto y que este no quede por fuera durante la ejecución del salto, puesto que, al momento del saltar el cuerpo gana altura y posible que termine fuera del plano de captura.

Como resultado de esta etapa, se explota la capacidad de las herramientas de cálculo de variables cinemáticas que ofrece OpenPose. De igual manera, se integra las ecuaciones 1,2 y3 de cálculo de las variables propias del proyecto a los algoritmos de procesamiento de datos con OpenPose, todo esto se explica detalladamente en los capítulos de resultados y conclusiones.

### **Etapa 3: Construcción de protocolo de adquisición**

Criterios de inclusión y exclusión de los participantes:

- Sujetos sin acondicionamiento físico, es decir, que realicen actividad física entre 0 y 4 veces al mes.
- Adultos jóvenes, preferiblemente en un rango de edad entre 20 a 25 años. Fueron en un total de siete participantes. Cuatro hombres y tres mujeres.
- Sin alteraciones o enfermedades osteomioarticulares u otra patología que pueda afectar eventualmente el resultado de este estudio.

El protocolo de adquisición construido para este estudio es el siguiente:

- Informar a los participantes el objetivo del estudio, para esto se les hizo entrega de un informe detallado de las implicaciones de su participación.
- Entregar el consentimiento informado para su lectura y aceptación de lo propuesto.

- Se le comunica al participante que se cambie el vestuario, por el apropiado para dicha adquisición.
- Después se procede a tomar medidas de estatura(m) y peso (kg).

Seguido a esto se prepara al participante para hacer los registros de la señal EMG, para ello se siguen las instrucciones del SINEAM, tales como:

- Para la comodidad del participante y el debido cumplimiento de las instrucciones, este debe estar ubicado en una camilla.
- Se localizan los músculos en la pierna dominante del participante, tal como observa en las figuras 11, 12, 13 y 14.

### **Vasto lateral**

Fig. 11 Palpación para la localización del vasto lateral.



Fuente [46]

Para la ubicación de este músculo se debe realizar lo siguiente:

- El participante debe extender la rodilla sin girar el muslo mientras se le aplica presión contra la pierna por encima del tobillo en la dirección de flexión.

### **Recto femoral**

Fig. 12 Palpación para la localización del recto femoral.



Fuente [46]

Para la ubicación de este músculo se debe realizar lo siguiente:

- El participante debe extender la rodilla sin girar el muslo mientras se le aplica presión contra la pierna por encima del tobillo en la dirección de flexión.

### **Bíceps femoral**

Fig. 13 Palpación para la localización del bíceps femoral.



Fuente [46]

Para la ubicación de este músculo se debe realizar lo siguiente:

- Se debe presionar contra la pierna proximal al tobillo del participante en la dirección de la extensión de la rodilla.



### Gastrocnemio interno

Fig. 14 Palpación para la localización del gastrocnemio interno.



Fuente [46]

El participante debe hacer flexión plantar del pie con énfasis en tirar del talón hacia arriba más que empujar el antepié hacia abajo. Para obtener la máxima presión en esta posición, es necesario aplicar presión tanto contra el antepié como contra el calcáneo.

- Por cada músculo ubicado, se procede a limpiar la piel sobre la que se lleva a cabo el proceso de la medición
- Luego se espera hasta que la piel se haya secado y se ubica el par de electrodos a 2mm de distancia entre ellos y uno de referencia (rodilla/tobillo). Para la ubicación del par de electrodo sobre la zona de medición se tiene en cuenta según la localización descrita por SENIAM, lo siguiente:
  - Músculo vasto lateral, los electrodos deben colocarse a  $2/3$  de la línea desde la espina iliaca anterior superior al lado lateral de la rótula.
  - Músculo recto femoral, los electrodos deben colocarse al 50% en la línea desde la espina iliaca anterior superior a la parte superior de la rótula.

- Músculo bíceps femoral, los electrodos deben colocarse al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
- Músculo gastrocnemio interno, los electrodos deben colocarse en la protuberancia más prominente del músculo.

Ya con la ubicación de los electrodos, el participante va a realizar un ejercicio isométrico específico por cada músculo, para así registrar la máxima contracción voluntaria (MCV). Para este registro se utilizó un electromiógrafo de ocho canales, de los cuales solo se emplearon los canales dos, tres, cuatro y cinco de la siguiente forma:

- Canal dos, se registró la MCV del músculo bíceps femoral activado con un ejercicio isométrico que consistía en que, el participante sentado en una silla debía estirar hacia atrás una banda elástica con el pie.
- Canal tres, se registró la MCV del músculo vasto lateral activado con un ejercicio isométrico que consistía en que, el participante debía realizar tijeras con pesa de 5kg.
- Canal cuatro, se registró la MCV del músculo recto femoral activado con un ejercicio isométrico que consistía en que, el participante sentado en una camilla debía estirar hacia delante una banda elástica con el pie.
- Canal cinco, se registró la MCV del músculo gastrocnemio interno activado con un ejercicio isométrico que consistía en que, el participante con una pesa (5kg) en cada mano y apoyado en un solo pie (dominante) debía estar en punta.
- Para cada uno de los ejercicios isométricos, el participante debía realizar tres repeticiones consecutivas y para cada repetición el participante debía contraer el musculo lo máximo que pudiera y por el tiempo que resistiera.

- Las señales EMG de los músculos se graban a través del software LabChart y los datos se almacenan en archivos .mat, los cuales luego se exportan para ser cargados en Matlab.

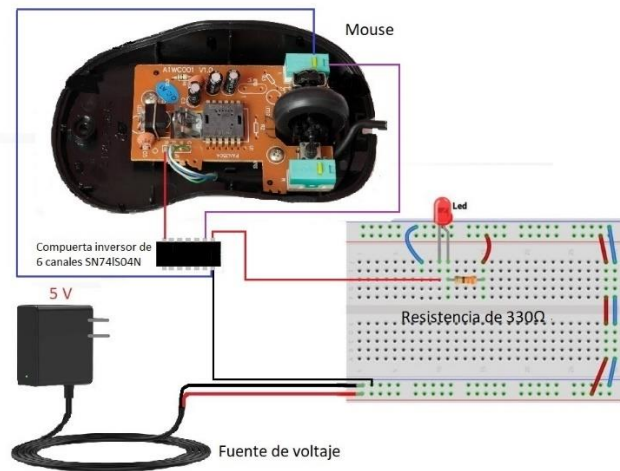
### ***3.3.1 Protocolo para adquisición de parámetros cinemáticos***

Al finalizar el registro de datos de la MCV de cada músculo, se procede a la adquisición de parámetros cinemáticos y de señales EMG. En este orden de ideas, se va a capturar el movimiento del salto vertical junto a las señales de activación muscular de los cuatro músculos ya mencionados.

Para la captura del movimiento se cuenta con 3 cámaras de teléfono móvil, cada una de estas se colocan de forma vertical en trípodes situados en diferentes puntos, de tal manera que se capture el movimiento en los planos frontal, lateral y diagonal como se muestra en el esquema de la figura 16. Estos movimientos implican dos momentos de registros, impulso y despegue. El primero consiste en que el participante con sus manos ubicadas en la cintura debe hacer un squat sin despegar los pies del piso, ya para el segundo momento el participante nuevamente coloca sus manos en la cintura y ejecuta un salto vertical. Para cada uno de estos momentos se realizaron tres repeticiones consecutivas.

Para diferenciar el momento en que inicia el registro EMG y la grabación de los videos, se tiene acondicionado un mouse con un circuito que enciende un led en el momento de dar clic derecho para indicar el inicio del registro.

Fig. 15 Circuito mouse acondicionado.



### Fuente propia

En la figura 15 se muestra el circuito acondicionado que se compone de un led, una resistencia  $220 \Omega$ , la compuerta 74LS04, el mouse y un cargador de celular de 5 V como fuente. El 74LS04 es una compuerta lógica inversora que al recibir el impulso del mouse al dar clic derecho hace que se alimente el led y este se enciende dando aviso que se inicia el registro de los datos EMG y la captura del movimiento del salto.

Es importante resaltar que, para la construcción del protocolo se siguieron algunas de las recomendaciones de la resolución 8430 de 1993 y de la declaración de Helsinki, en relación con estudios de investigación en seres humanos.

Adicionalmente los voluntarios firmaron un consentimiento informado, donde se especificaron las particularidades del protocolo de adquisición de datos que sirve para verificar que los voluntarios cumplen con los criterios de inclusión. Teniendo en cuenta los protocolos anteriormente mencionados, lo que se espera es adecuar las mediciones de las variables de tal manera que se puedan obtener datos confiables y de forma segura.

### 3.4 Etapa 4: Adquisición de datos de cinemáticos y EMG

De acuerdo con los objetivos específicos 1 y 2, se realiza la adquisición de datos con una población de cuatro hombres y tres mujeres entre los 20 y 25 años, a los cuales se les tomarán datos como: peso (kg), altura y el índice de masa corporal para continuar con la adquisición de características cinemáticas y activación muscular cuando ejecutan el salto vertical. El motivo por el cual solo se trabajará con 7 participantes, se debe a la situación actual de pandemia que limita la agrupación de personas en un entorno cerrado (laboratorio).

Para la adquisición cinemática, el sujeto de prueba se ubica dentro de un lugar de captura, donde debe llevar puesto ropa oscura ajustada. De esta manera, se busca capturar la silueta bidimensional de la forma esquelética del participante. Las variables cinemáticas por analizar tales como: amplitud articular de la rodilla y el tobillo, velocidad lineal, aceleración lineal y altura máxima del salto, que se obtiene con las cámaras de video serán enviados a un sistema de cómputo para ser analizados.

Para el registro de activación muscular, el sujeto debe utilizar prendas que dejen al descubierto los miembros inferiores que permitan la ubicación de los electrodos en la piel, la cual debe estar depilada para evitar algún tipo de interferencia en la señal EMG. Para identificar el inicio de esta medición, se implementa un sistema de señal fotoelectrónica, es decir, un led que se encienda cuando se inicie el registro electromiográfico grabado por la acción de una de las autoras del proyecto.

El electrofisiografo, se calibra por medio de una máxima contracción voluntaria. Por otro lado, OpenPose no presenta un método de calibración conocido.

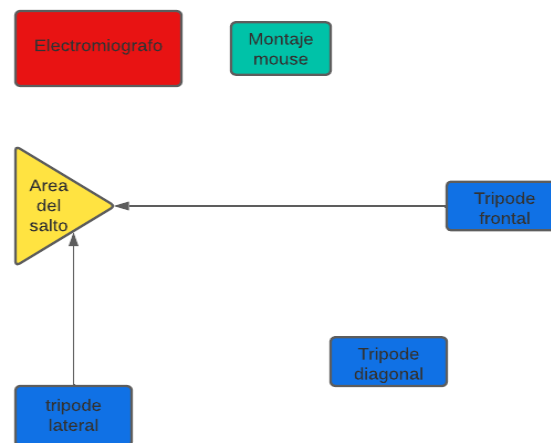
Los músculos por analizar son:

- Miembro inferior: Recto femoral, bíceps femoral, vasto lateral y gastrocnemio interno.

Para obtener una mayor amplitud en la señal es necesario colocar un amplificador que permite eliminar el ruido al que se ve expuesto el registro de la señal. Ya luego la EMG obtenida de la activación de los músculos anteriormente mencionados se analiza por el método de la raíz media cuadrática.

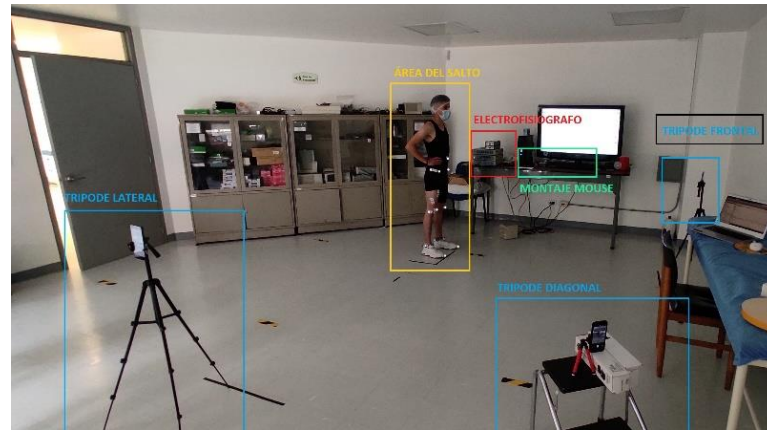
En base a los equipos requeridos para el registro de los datos, se acondiciona el ambiente del laboratorio como se mencionó en el protocolo descrito en la anterior etapa con las cámaras, trípodes y electromiografo.

Fig. 16 Esquema del montaje de los equipos para el protocolo de adquisición.



Fuente propia

Fig. 17 Montaje de los equipos para el protocolo de adquisición.



Fuente propia

Los 7 participantes cumplen los criterios de inclusión y exclusión, de esta manera se logra obtener los datos cinemáticos y de activación muscular pertinentes al estudio que será realizado al aplicar los protocolos de adquisición propuestos en la etapa 3.

Teniendo en cuenta lo dicho en la etapa 3, para llevar a cabo la adquisición de datos fue necesario dividir por grupos a los 7 participantes. Con las primeras adquisiciones se evidenció que los ejercicios isométricos no fueron lo suficientemente adecuado para obtener la MCV de los músculos, ya que para normalizar las señales EMG correspondientes al salto vertical, es necesario que los valores de amplitudes de la MCV sean mayores.

En razón a lo antes expuesto, se buscó la manera de generar una mayor activación en los músculos, con otros ejercicios isométricos (descritos en la etapa 3), debido a que los ejercicios que se realizaron en un primer momento no dieron los resultados esperados. Sin embargo, al final se evidencio que la activación muscular que generaban los ejercicios isométricos no cumple los requisitos para hacer la normalización. Por tal motivo, se requirió utilizar el método del pico dinámico (MPD) para normalizar las señales EMG, ya que este

sirve para relacionar la variabilidad entre sujetos e interpretación de la actividad muscular. Este método describe los datos EMG del máximo esfuerzo generado por un músculo al momento de realizar el salto vertical, el MPD, permite una buena fiabilidad entre sujetos [47].

### **3.5 Etapa 5: Procesamiento y análisis de datos**

Para concluir con los dos primeros objetivos específicos se realiza lo siguiente:

Las señales de activación muscular registradas con el software LabChart se cargan a la herramienta Matlab para realizar su procesamiento. Del registro se obtiene un paquete de datos contenido en un archivo mat por cada movimiento, impulso y salto vertical. Las señales de los cuatro músculos se presentan una señal conjunta, por lo que desde un principio se debe segmentar esta señal para extraer lo registrado por cada uno de los músculos.

La forma de identificar la parte de la señal que corresponde a cada músculo se tuvo en cuenta los vectores `datastart` y `dataend` contenidos en el archivo mat exportados LabChart, los cuales relacionan los puntos en que inician y finalizan los datos del músculo dentro de la señal. Seguido de la segmentación, se rectifica y se suavizan las cuatro señales resultantes para hacer más entendible la información EMG registrada, en este caso se aplica el estimador de la amplitud de la raíz cuadrática RMC. Para este proceso se debe segmentar la señal en una ventana de datos de 300 milisegundos y con un traslapado del 50%, es decir, 150 milisegundos.

Para cuantificar la participación muscular que interviene en el salto vertical se requiere normalizar la señal suavizada. Para ello, el método utilizado es el pico dinámico, el cual consiste en dividir las amplitudes de la señal por el valor máximo (pico) en amplitud



dentro de la misma. Lo anterior se realiza con las señales obtenidas de cada uno de los músculos y así se concluye el procesamiento de las señales EMG del estudio.

Con esto lo que se pretende es dar el uso adecuado a Matlab para el estudio de la activación muscular del miembro inferior durante el salto vertical y así, obtener datos que permitan hacer el análisis propuesto para el proyecto.

Para la parte de OpenPose, se toman las grabaciones de video del movimiento, con el objetivo de analizar el movimiento del miembro inferior utilizando un modelo de puntos claves que permite el rastreo de cadera, rodilla y tobillo. Todo esto, se ejecuta mediante Google Colaboratory y MATLAB.

La idea principal implementar los conocimientos adquiridos en la etapa 2 de la metodología, adecuando el algoritmo en Google Colab y MATLAB para el análisis del movimiento capturado con las cámaras convencionales.

Para el análisis cinemático, se seleccionan los vídeos grabados desde la posición diagonal ya que es posible visualizar de una mejor forma el seguimiento en tiempo real del movimiento que ofrece OpenPose. Estos vídeos son las entradas al código de Python compilado desde Google Colab. Las salidas obtenidas de la compilación del código son coordenadas x,y de cada uno de los 25 puntos clave del tracking además de un tercer dato que corresponde a la confianza con que se obtienen las coordenadas. Con estos puntos se procede a calcular las variables elegidas para este estudio, ángulo de la rodilla y del tobillo, altura, velocidad y aceleración del salto.

En Matlab, se leen los videos con la función `videoreader` y los archivos JSON obtenidos del procesamiento con Google Colab con la función `jsondecode`. Seguido se filtran e interpolan la matriz de datos para llenar discontinuidades y datos faltantes que se presenten en el procesamiento. Para eliminar los ruidos se aplica un filtro digital Butterworth de paso bajo con la función `butter` y para llenar los vacíos por datos faltantes se utiliza la interpolación lineal con la función `interp1`.

Con este preprocesamiento se procede a calcular los ángulos respectivos para la rodilla y tobillo derechos del sujeto con la función `atan2d`, se determina que se utilizan los datos del miembro inferior derecho porque tiene una mejor visualización y posición en el plano del video respecto al miembro izquierdo. De la matriz de datos se toman las coordenadas correspondientes a los puntos clave 10, 11, 12 y 24 del tracking para formar los ángulos de las articulaciones de la rodilla y del tobillo.

Para calcular la altura del salto se tiene en cuenta el desplazamiento que alcanza el sujeto desde la fase de preparación hasta la fase de vuelo donde es sujeto se encuentra en su punto máximo de altura. Para este cálculo, se utilizó el desplazamiento en eje y del punto clave de la cadera que obtuvo el sujeto desde que inicio el movimiento hasta que flexiona las rodillas, pero primero es necesario convertir los valores de la trayectoria a metros porque se encuentran en pixeles. Para ello, se utiliza la ecuación 1 donde se calcula el factor entre la altura en metros del sujeto por la longitud de la distancia que recorre hasta el vuelo del salto para luego multiplicar este resultado con la diferencia que existe entre la trayectoria inicial y el valor de la trayectoria en el momento en que el sujeto salta.

Con las ecuaciones 2 y 3 se calcula la velocidad y la aceleración lineales, del movimiento utilizando los valores de las trayectorias del tobillo derecho y el tiempo en que transcurre entre los fotogramas del video.

**Responsable:** María Fernanda Villalobos.

### **3.6 Etapa 6: Comparación de resultados**

Conforme al tercer objetivo específico de estudio trazado, la comparación de datos masculinos y femeninos se realizará con la aplicación del método no paramétrico (Chi-cuadrado). Este método, se utiliza para determinar si existe una relación entre cada variable en una muestra del mismo tipo (hombres y mujeres) [48]. Este análisis se utiliza para probar una hipótesis establecida, en este caso se planea ver el rango en que se considera la relación de las medias de distribución de hombres y mujeres. Se estima que con la realización de esta etapa se dé respuesta a la primera pregunta formulada en este proyecto para que los resultados aporten a los estudios disponibles en la literatura.

### **3.7 Etapa 7: Análisis comparativo entre OpenPose y KINOVEA**

Respecto al cuarto objetivo específico de estudio trazado, se realiza un respectivo análisis comparativo de la herramienta OpenPose frente a la herramienta de análisis de video KINOVEA para verificar su correspondiente funcionamiento y resultados, con el fin de demostrar si la tecnología markerless (OpenPose) brinda una mayor confiabilidad en la captura y estudio del salto vertical, asegurando su rendimiento en base al porcentaje de error de las mediciones en las comparaciones de las herramientas.

- Protocolo

Para el análisis cinemático comparativo entre las tecnologías mocap, se estudia las variables de amplitud articular de la rodilla, altura máxima, velocidad, aceleración y el alineamiento del salto vertical.

Se piensa demostrar la confiabilidad y precisión de los resultados obtenidos con el sistema OpenPose, para que futuros estudios relacionados con este proyecto tengan en cuenta la implementación de esta herramienta.

## CAPITULO 4

### Resultados Y Análisis De Resultados

A continuación, se presentan los parámetros cinemáticos del salto vertical obtenidos con Openpose y las características de activación muscular presentes en la ejecución del movimiento, las cuales se registraron con la técnica de EMG. Adicional, se muestran las diferencias en la precisión del cálculo de variables cinemáticas entre Openpose y Kinovea.

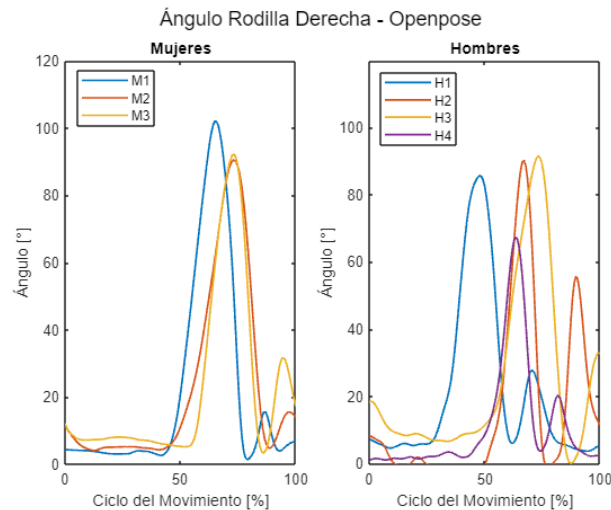
#### **4.1 Parámetros cinemáticos del salto vertical estimados con Openpose.**

Dentro de los resultados obtenidos en esta sección están la estimación de las variables de amplitud articular de la rodilla y el tobillo, la altura del salto, la velocidad y la aceleración lineal como angular.

##### ***4.1.1 Amplitud articular de la rodilla y del tobillo***

En la figura 18, se muestra el ángulo de la rodilla derecha de las tres mujeres y cuatros de los hombres que participaron en el estudio. Con Openpose se calcula esta variable con las coordenadas de la articulación derecha de los sujetos, ya que es la dominante entre estos y porque en cuestión de visibilidad y posición del segmento en el plano de captura del movimiento es la que mejor se visualiza de las dos extremidades inferiores como se evidencia en la figura 19.

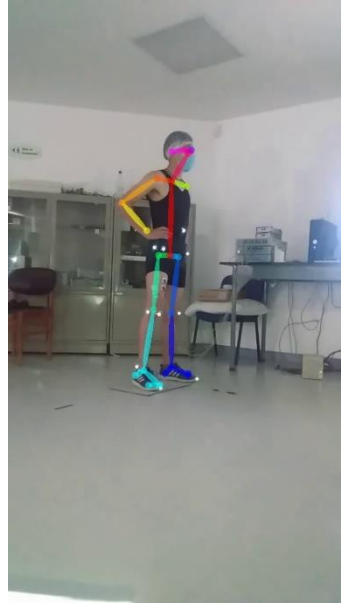
Fig. 18 Ángulo de la rodilla derecha de los géneros respecto al porcentaje del ciclo del salto.



Fuente propia

Analizando las gráficas de la figura 18, se puede apreciar que las mujeres presentan un mayor ángulo de rodilla que los hombres al estar todas las participantes por encima de los  $90^\circ$  aproximadamente a comparación del género contrario, de los cuales la mayoría presentan ángulos con valores que oscilan entre los valores  $60^\circ$  y  $90^\circ$ . Por otro lado, se observa que las señales muestran diferencias respecto a la duración de las señales, esto debido a que los participantes tomaron tiempos diferentes durante las fases de preparación y propulsión del salto mostrando variabilidad de duración en la ejecución del movimiento.

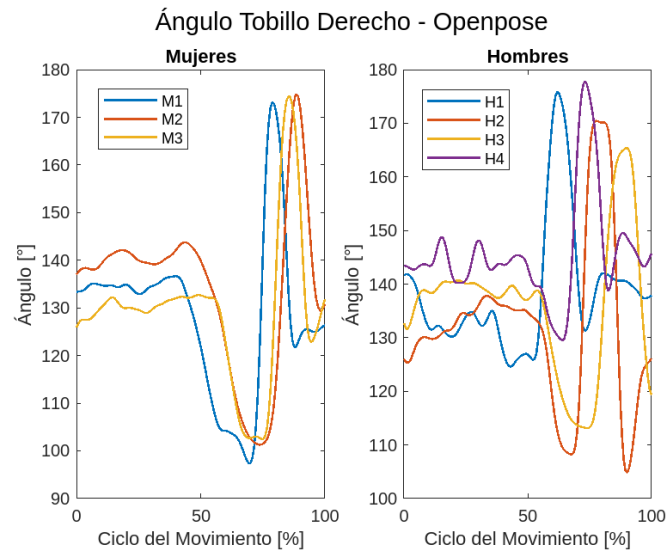
Fig. 19 Vista video capturado desde el plano diagonal.



Fuente propia

En la figura 20, se observan los ángulos del tobillo derecho de los sujetos. Para este caso, la mayoría de los participantes tienen valores similares en el ángulo de esta articulación, pero cabe rescatar que las señales de las mujeres se aproximan más entre en cuanto al comportamiento que estas presentan.

Fig. 20 Ángulo del tobillo derecho de los sujetos respecto al porcentaje del ciclo del salto.



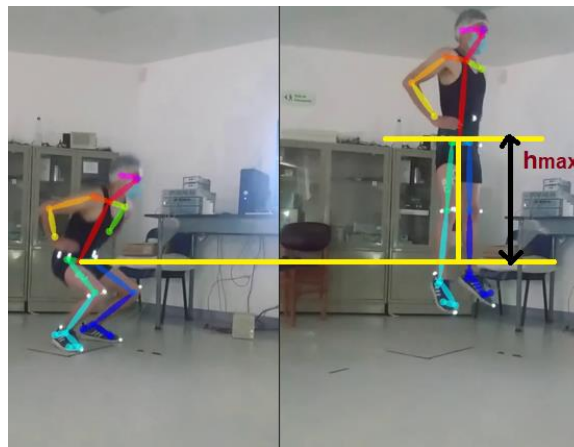
Fuente propia

#### 4.1.2 Altura máxima del salto.

Esta variable se calcula a partir del desplazamiento vertical que presenta el sujeto desde que toma la posición de propulsión hasta el punto máximo de vuelo que alcanza tal como se muestra en la figura 21. De esta manera se obtiene lo siguiente:



Fig. 21 Representación de la altura máxima del salto.



Fuente propia

Tabla 3 Altura máxima del salto vertical estimada para cada participante.

Participante	Altura máxima (m)
Mujer 1	0.23
Mujer 2	0.17
Mujer 3	0.17
Hombre 1	0.26
Hombre 2	0.27
Hombre 3	0.25
Hombre 4	0.22

Fuente propia

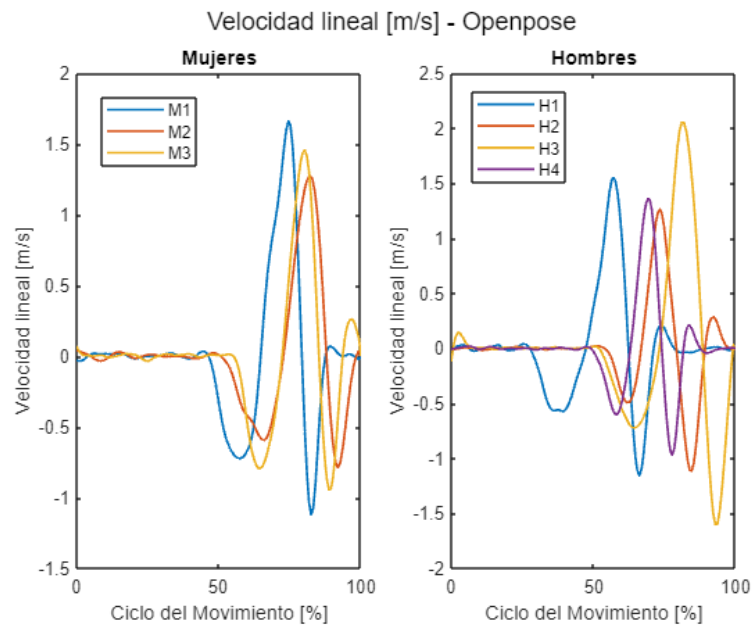
A partir de la tabla se observa que los hombres registraron una altura máxima superior en comparación con las mujeres. Entre los géneros existe una diferencia de 0.1 metros de

altura alcanzada, aludiendo que las diferencias presentadas se deben posiblemente a factores cinemáticos y de activación muscular entre los sujetos.

#### 4.1.3 Velocidad y aceleración lineal

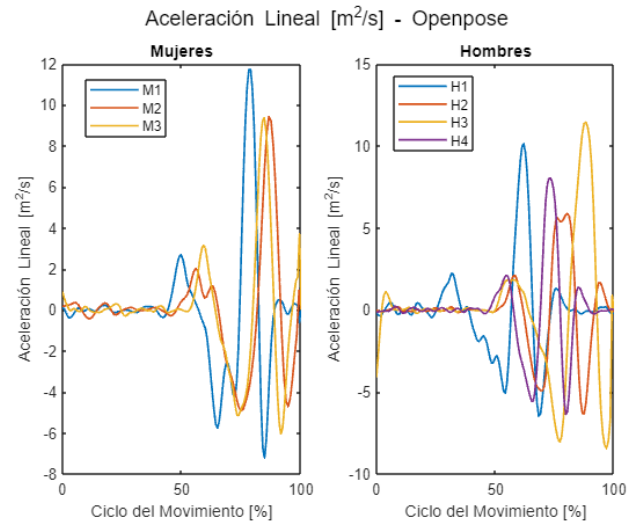
Estos parámetros cinemáticos se calculan en base a la variación de la posición vertical del cuerpo respecto al tiempo, entre la posición final y la posición inicial del movimiento. La velocidad se determina a partir de la derivada del desplazamiento en relación con el tiempo y la aceleración se calcula aplicando la derivada a la velocidad, las cuales se representan en la figura 22 y 23 respectivamente.

Fig. 22 Velocidad lineal en relación porcentaje del ciclo del salto vertical.



Fuente propia

Fig. 23 Aceleración lineal en relación porcentaje del ciclo del salto vertical.



Fuente propia

En la gráfica 22, se observa la velocidad lineal del salto vertical entre hombre y mujeres, donde la velocidad lineal con mas valor para el género masculino es de más de 2 m/s con el hombre 3 y en el caso del género femenino la mayor velocidad la obtuvo la mujer 1 con 1,6 m/s. Los menores valores de velocidad alcanzadas por los dos géneros es 1,25 m/s mujer 2 y 1,26 m/s hombre 2.

Promedio de velocidad lineal de hombre y mujeres:

1,45 m/s mujeres

1,54 m/s hombres

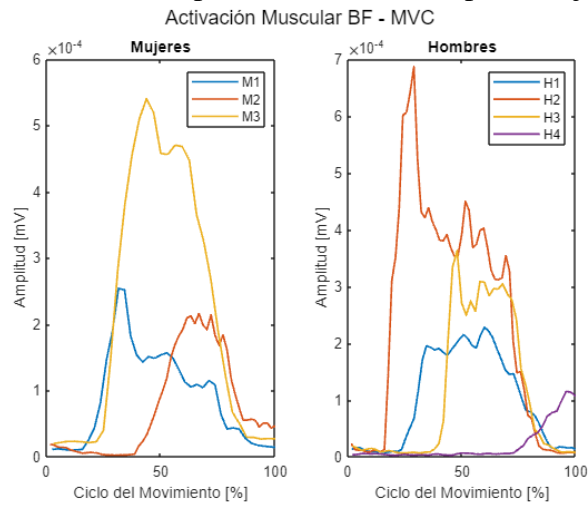
De esta manera, se evidencia que los hombres presentan mayor velocidad lineal durante la ejecución del salto.

#### 4.2 Activación eléctrico muscular

Se utilizaron los métodos de MCV, RMC y MPD para identificar las señales de los cuatros músculos (bíceps femoral, vasto lateral, recto femoral y gastrocnemio interno). El MDP es el método referente para este estudio ya que, permite visualizar de mejor forma las amplitudes de los músculos durante el movimiento a comparación del método MCV.

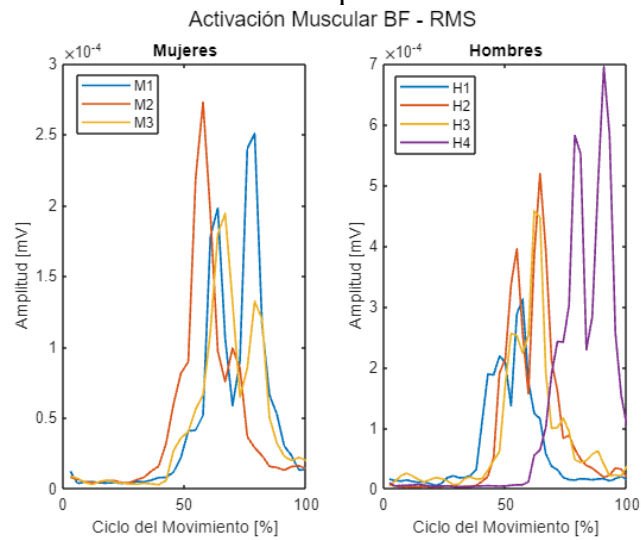
El primer procesamiento que se realizó con las señales fue la extracción de la máxima contracción voluntaria de los cuatro músculos de estudio, pero de este análisis no se pudo inferir con claridad el comportamiento de los músculos, debido a que la naturaleza del salto vertical resulta ser de un movimiento explosivo es necesario observar los puntos en que el músculo presenta mayor actividad durante la ejecución del salto. De esta manera, se opta utilizar el método de normalización pico dinámico, el cual se utiliza en estudios con movimientos de acciones musculares dinámicas.

Fig. 24 MCV del músculo bíceps en relación con el porcentaje del movimiento.



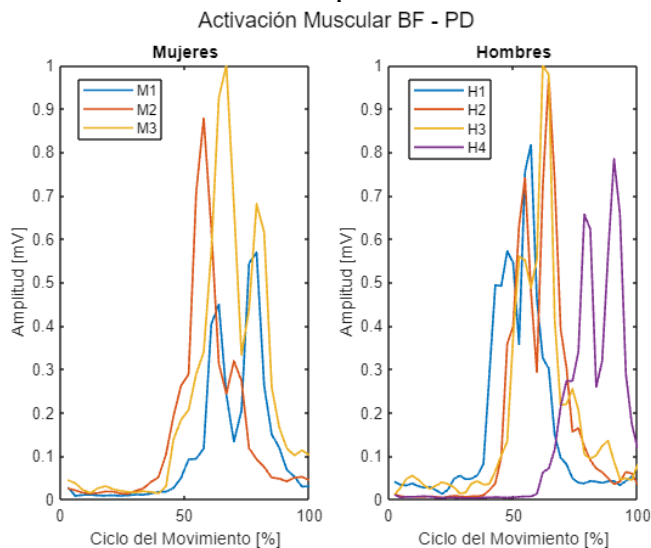
Fuente propia

Fig. 25 RMC de la actividad eléctrica del músculo bíceps respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

Fig. 26 MPD de la actividad eléctrica del musculo bíceps respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

Como el método referencia del procesamiento de las señales EMG de los músculos es el método del pico dinámico se realiza el análisis de la gráfica 26, del cual se evidencia que la mujer 1 y el hombre 4 presentan menor amplitud (mV) de activación eléctrica muscular del bíceps femoral. En promedio los hombres obtuvieron una activación eléctrica de 0,9 mV y las mujeres de 0,82 mV. Por lo que se infiere, que las mujeres presentan menor activación eléctrica muscular del bíceps femoral respecto a los hombres.

Fig. 27 MCV del músculo vasto lateral en relación con el porcentaje del movimiento.

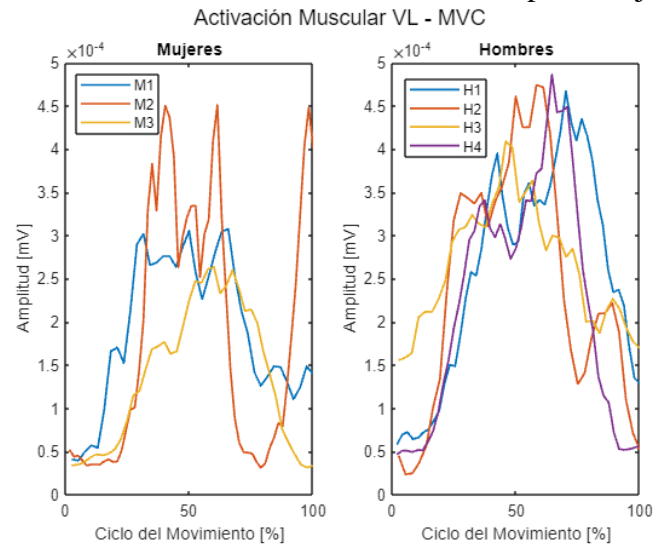


Fig. 28 RMC de la actividad eléctrica del músculo vasto lateral respecto al porcentaje del tiempo.

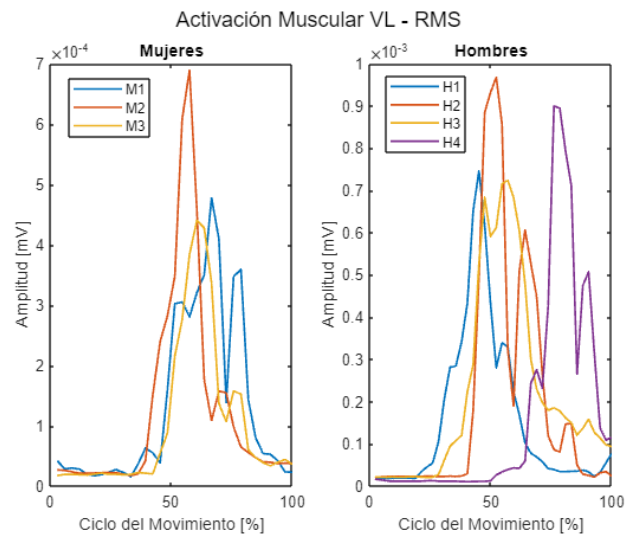
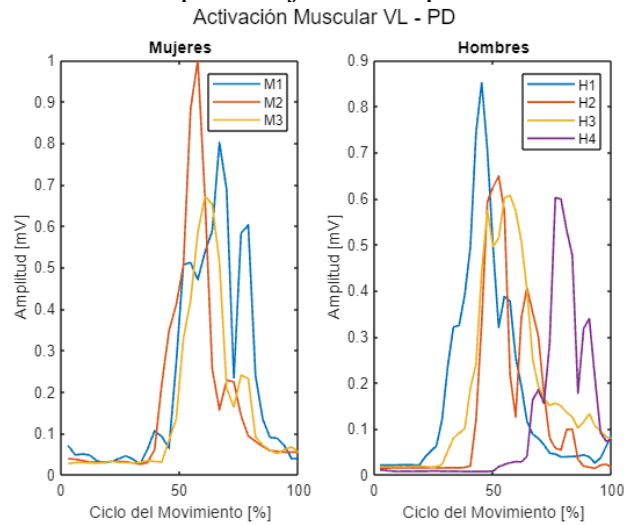


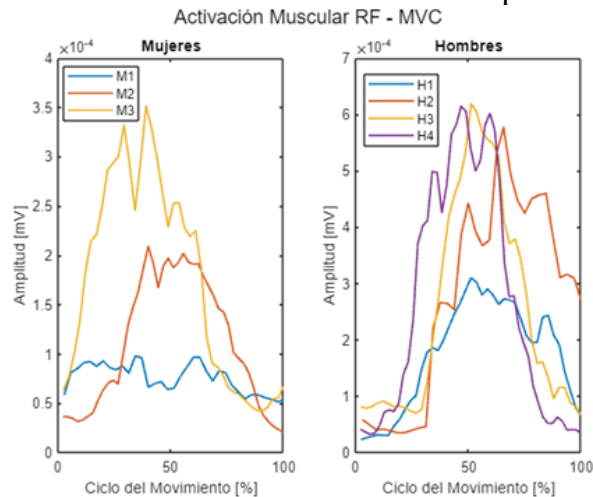
Fig. 29 MPD dinámico de la actividad eléctrica del musculo vasto lateral respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

De la gráfica 29, se observa que la mujer 3 y el hombre 4 presentan menor amplitud (mV) de activación eléctrica muscular del vasto lateral. En promedio los hombres obtuvieron una activación eléctrica de 0,69 mV y las mujeres de 0,82 mV. Por lo que se infiere, que los hombres presentan menor activación eléctrica muscular del vasto lateral que las mujeres.

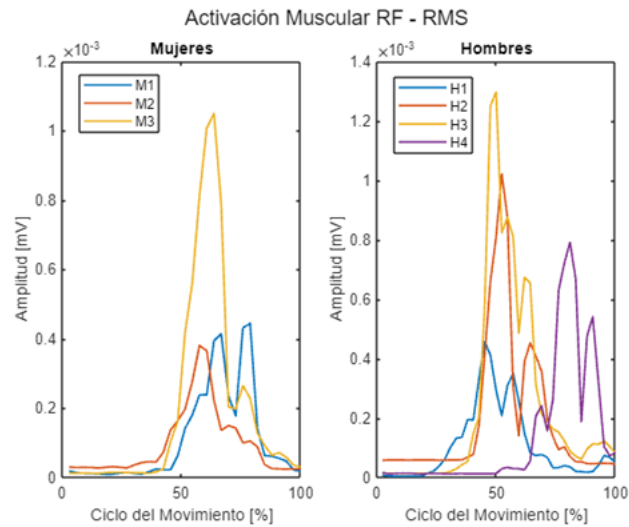
Fig. 30 MCV del músculo recto femoral en relación con el porcentaje del movimiento.



Fuente propia

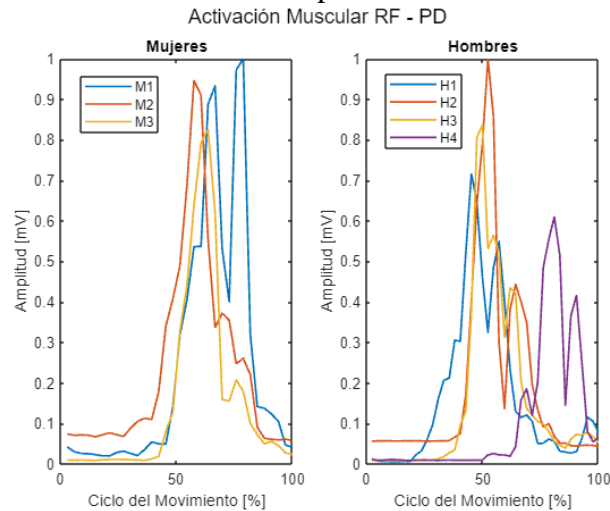


Fig. 31 RMC de la actividad eléctrica del musculo recto femoral respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

Fig. 32 MPD de la actividad eléctrica del musculo recto femoral respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

De la gráfica 32, se observa que la mujer 3 y el hombre 4 presentan menor amplitud (mV) de activación eléctrica muscular del Recto femoral. En promedio los hombres obtuvieron una activación eléctrica de 0,79 mV y las mujeres de 0,92 mV. Por lo que se

infiere, que los hombres presentan menor activación eléctrica muscular del RF que las mujeres.

Fig. 33 MCV del músculo gastrocnemio interno en relación con el porcentaje del movimiento.

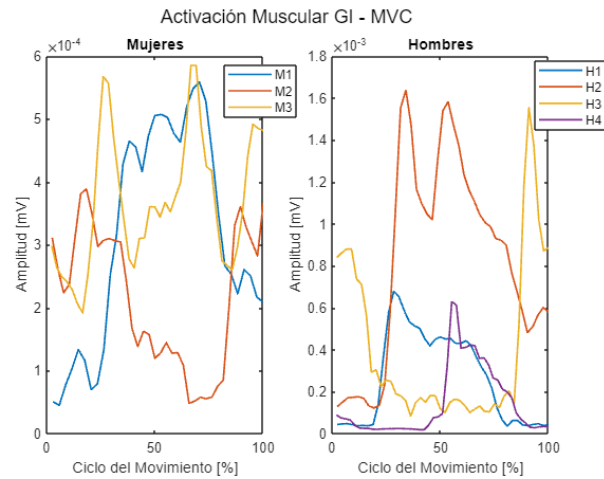


Fig. 34 Raíz media cuadrática de la actividad eléctrica del músculo gastrocnemio interno respecto al porcentaje del tiempo.

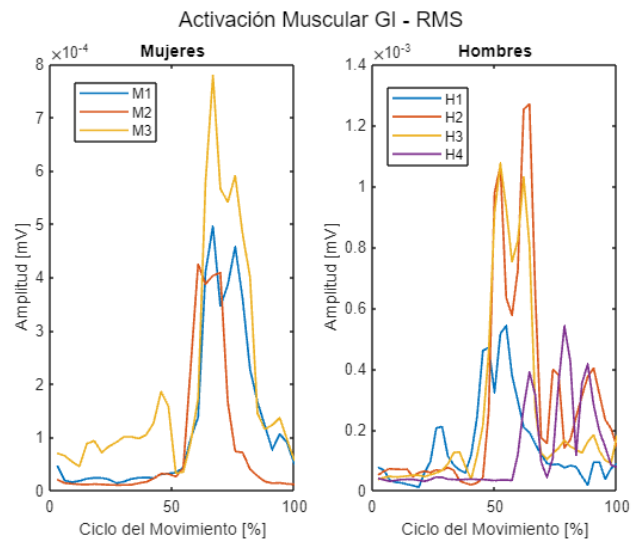
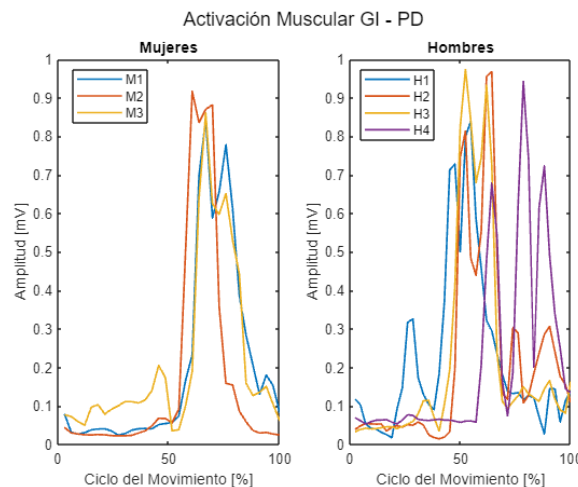


Fig. 35 Método del pico dinámico de la actividad eléctrica del musculo gastrocnemio interno respecto al porcentaje del tiempo.



Fuente propia

De la gráfica 35, se observa que la mujer 1 y el hombre 2 presentan menor amplitud (mV) de activación eléctrica muscular del gastrocnemio interno. En promedio los hombres obtuvieron una activación eléctrica de 0,93 mV y las mujeres de 0,87 mV. Por lo que se infiere, que las mujeres presentan menor activación eléctrica muscular del GI que los hombres.

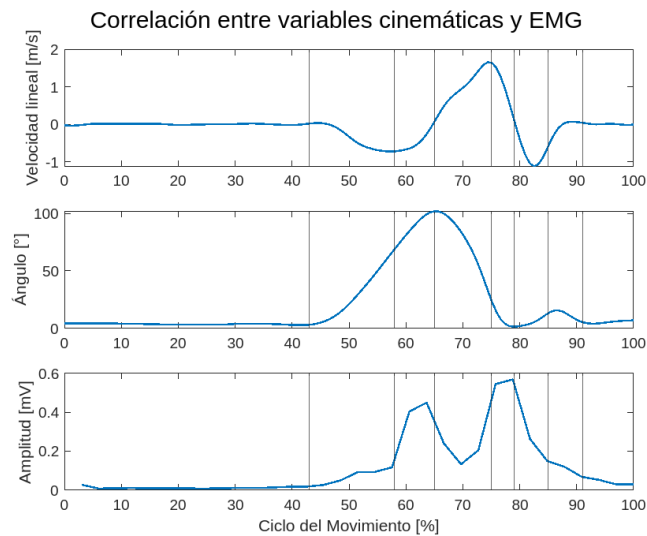
#### 4.1 Hipótesis 1

La primera hipótesis comprende de la suposición que hombres y mujeres presentan diferencias morfo-fisiológicas en sus estructuras anatómicas. Por ejemplo, mientras las mujeres tienen mayor porcentaje de fibras musculares de contracción lenta, los hombres tienen muchas más fibras musculares de contracción rápida. Por estas características musculares, se puede afirmar que los hombres pueden presentar mayor velocidad en la ejecución del salto vertical que las mujeres debido a que los hombres poseen una mayor

cantidad de fibras de contracción rápida y esto contribuye a la respuesta rápida y ejecución explosiva del movimiento.

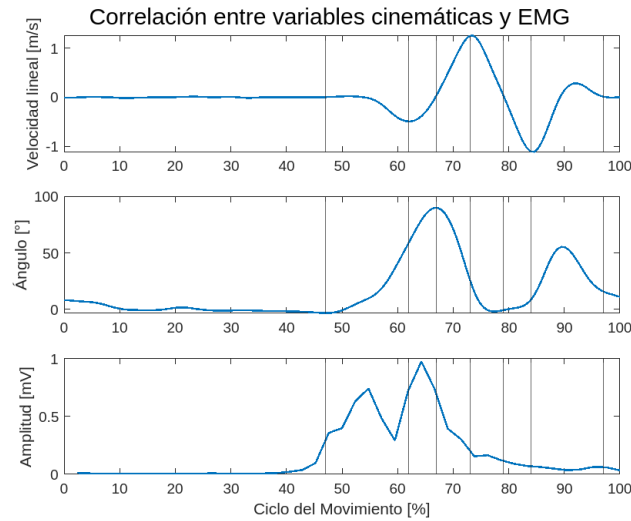
Para comprobar lo anterior dicho, se realiza la correlación lineal entre las variables de activación eléctrica muscular de cada uno de los músculos estudiados y la máxima velocidad ascendente del salto vertical entre los géneros. De esta manera, se obtiene los siguiente:

Fig. 36 Correlación lineal entre la velocidad lineal, el ángulo de la rodilla derecha y la activación muscular del bíceps femoral Mujer 1



Fuente propia

Fig. 37 Correlación lineal entre la velocidad lineal, el ángulo de la rodilla derecha y la activación muscular del bíceps femoral H1



En la figura 36 se observa la representación de la velocidad lineal, ángulo de la rodilla derecha y la activación eléctrica muscular del bíceps femoral de la mujer 1. Desde el 0% hasta el 43% del ciclo del movimiento se evidencia que la participante se encuentra en reposo. Seguido a ello, se presenta la fase de preparación, momento en el cual, la mujer 1 flexiona la rodilla como se observa en la segunda gráfica, donde el ángulo comienza a aumentar de forma creciente (desde 0° hasta los 100° aproximadamente) al punto que la rodilla llega a su flexión máxima. Por otro lado, en esta misma fase el musculo bíceps (BF) femoral produce el movimiento de flexión articular de la rodilla, para ello se contraen sus fibras musculares representado en el aumento de la amplitud (mV) de la tercera señal.

La fase preparatoria del salto vertical culmina cuando la rodilla presenta una flexión alrededor de 90° y la velocidad del movimiento llega a cero como se evidencia en 65% del ciclo. A partir de ello, se da la fase de propulsión cuando el cuerpo empuja hacia el suelo para aumentar la energía potencial, acción por la cual, la rodilla se extiende y la participante

alcanza la máxima velocidad hacia arriba, igual aumenta la activación del músculo BF. De lo anterior, se genera el despegue de los pies del suelo, el cuerpo alcanza la altura máxima del salto vertical con una velocidad lineal cero (0) y un ángulo de flexión de la rodilla en  $0^\circ$  como se muestra en el 79% del ciclo aproximadamente. Por ende, la energía potencial disminuye haciendo que el cuerpo de la mujer 1 empiece a descender hasta tocar de nuevo el piso con los pies, disminuyendo a su vez la activación eléctrico muscular del BF.

## 4.2 Hipótesis 2

Respecto a la segunda hipótesis que se plantea para este estudio, se encuentra lo siguiente:

Es bien sabido que los hombres y mujeres presentan diferencias en la composición corporal. Esto debido a que los hombres regularmente tienen más masa muscular magra absoluta y relativa y menos masa y grasa que las mujeres. Estas desigualdades afectan directamente parámetros como el índice de masa corporal. Teniendo en cuenta esto, se puede afirmar que el índice de masa corporal está directamente relacionado con la altura que se alcanza durante la ejecución del salto vertical.

### 4.2.1 Prueba de Chi Cuadrado

Tabla 4 Chi cuadrado del alineamiento del salto para la cadera entre hombres y mujeres

Mujeres	% Distancia de separación	Hombres	% Distancia de separación	
mujer 1	3,0E-01	hombre 1	2,0E-01	
mujer 2	1,0E+00	hombre 2	7,0E-01	
mujer 3	3,0E-01	hombre 3	2,0E-01	Total
		hombre 4	7,0E+00	Xi - Cuadrado
Total	2,0E+00		8,0E+00	9,0E+00

**Nota:** Fuente propia

Tabla 5 Activación electro muscular del Bíceps Femoral

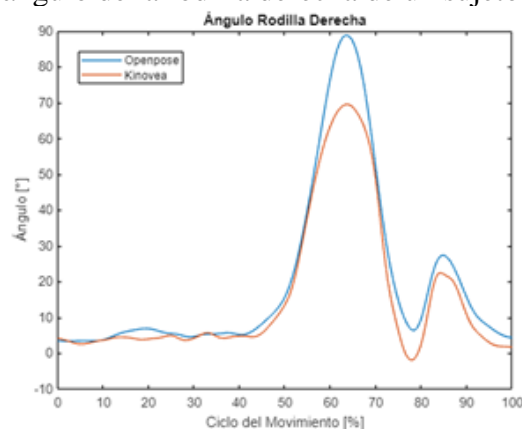
Mujeres	Activación Muscular (mV)	Hombres	Activación Muscular (mV)	
mujer 1	1,0E-05	hombre 1	7,0E-06	
mujer 2	1,0E-04	hombre 2	5,0E-05	
mujer 3	8,0E-06	hombre 3	4,0E-06	Total
		hombre 4	6,0E-05	Xi - Cuadrado
Total	1,0E-04		1,0E-04	2,0E-04

**Nota:** Fuente propia

En las tablas 5 y 6, se presenta la sumatoria del distanciamiento de la separación de la articulación de la cadera y de la activación eléctrico muscular del BF respectivamente. En la tabla 5, se evidencia que efectivamente las mujeres presentan una menor separación de cadera respecto al hombre, ya que el total del Chi-cuadrado entre los géneros se obtuvo un 2% para las mujeres y 8% para los hombres. Para el caso del bíceps femoral, se demuestra que tanto hombres como mujeres presentaron un mismo promedio en la activación eléctrico muscular.

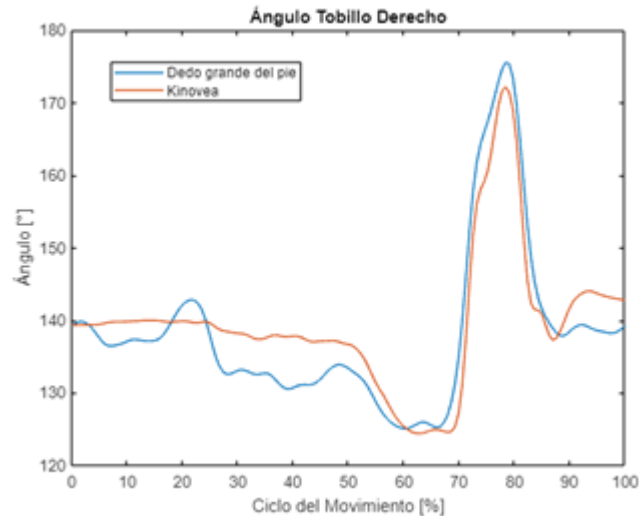
### 4.3 Comparación entre OpenPose y Kinovea

Fig. 38 Representación ángulo de la rodilla derecha de un sujeto con Openpose y Kinovea



Fuente propia

Fig. 39 Representación ángulo del tobillo derecho de un sujeto con Openpose y Kinovea



Fuente propia

Las gráficas 38 y 39, representan el ángulo de la rodilla derecha y el ángulo del tobillo derecho en base a los que se obtuvo del procesamiento de la captura de movimiento con Openpose y con Kinovea de uno de los participantes. Donde se puede apreciar, diferencia entre los datos calculados con los dos sistemas de detección de pose de las articulaciones ya mencionadas

En la siguiente sección se calcula los errores e incertidumbre que presenta Openpose respecto al cálculo de estas variables cinemáticas respecto a sistema de referencia Kinovea.



### 4.3.1 Incertidumbres

Tabla 6 Calculo de incertidumbre entre Openpose y Kinovea respecto al ángulo de la rodilla derecha estimado

Ángulo Rodilla Derecha					
	Openpose [°]	Kinovea [°]	Error Absoluto	Error Relativo	% incertidumbre
Mujer 1	101,90	92,88	-9,02	-0,10	-9,71
Mujer 2	90,49	69,57	-20,92	-0,30	-30,07
Mujer 3	92,16	84,44	-7,72	-0,09	-9,14
Hombre 1	85,54	68,41	-17,13	-0,25	-25,04
Hombre 2	90,03	79,87	-10,16	-0,13	-12,72
Hombre 3	91,40	84,9	-6,50	-0,08	-7,66
Hombre 4	67,94	66,87	-1,07	-0,02	-1,60

**Nota:** Fuente propia

Tabla 7 Calculo de incertidumbre entre Openpose y Kinovea respecto al ángulo del tobillo derecho estimado

Ángulo Tobillo Derecho					
	Openpose	Kinovea	Error Absoluto	Error Relativo	% incertidumbre
Mujer 1	172,87	168,62	-4,25	-0,03	-2,52
Mujer 2	174,87	171,89	-2,98	-0,02	-1,73
Mujer 3	173,28	152,25	-21,03	-0,14	-13,81
Hombre 1	175,85	169,85	-6,00	-0,04	-3,53
Hombre 2	170,13	163,04	-7,09	-0,04	-4,35
Hombre 3	165,16	164,7	-0,46	0,00	-0,28
Hombre 4	177,33	166,68	-10,65	-0,06	-6,39

**Nota:** Fuente propia

La comparación de los dos softwares de estimación de pose se realiza a partir del cálculo de los errores relativos y absolutos. Para lo cual, se toma como referencia los valores del ángulo de la rodilla derecha y el tobillo derecho obtenidos con Kinovea para calcular la diferencia que existe entre estos valores respecto a los datos adquiridos con Openpose. De esta manera, se observa en las tablas 6 y 7 que el sistema markeless presenta un error de

detección de pose más alto en el ángulo de la rodilla derecha. Se evidencia, que tiene una imprecisión de más del 10% de estimación que el software de referencia Kinovea.

En el caso del ángulo del tobillo derecho Openpose cuenta con una incertidumbre de estimación de aproximadamente 5%, siendo este un error de precisión menor al presentado en el ángulo de la rodilla derecha.

## CAPÍTULO 5

### Conclusiones

- Se realizó el procedimiento necesario para la adquisición de datos cinemáticos (amplitud articular de rodilla y tobillo derechos, velocidad lineal, aceleración lineal, altura y alineamiento del salto) y de activación eléctrica muscular del bíceps femoral, vasto lateral, recto femoral y gastrocnemio interno. Del cual, el modo de proceder es conocer en primer momento la técnica EMG desde la palpación de los músculos a estudiar, la ubicación de los electrodos y el funcionamiento básico del electrofisiografo para registrar la activación muscular. Por otro lado, para obtener los parámetros cinemáticos se revisó las técnicas y herramientas para la captura y estimación de pose, desde la inquisición de los marcadores, acondicionar el área de trabajo y la ubicación de las cámaras que capturan el movimiento.
- Se estudió los resultados obtenidos de las variables cinemáticas entre los géneros, arrojando que el ángulo de la rodilla derecha de las mujeres es mayor respecto al ángulo de los hombres. En el caso de la velocidad lineal, los hombres alcanzan una velocidad máxima mayor que las mujeres y presentan una altura superior de 0,1 metros del salto. Para el alineamiento del salto, se evidenció que los hombres presentan una distancia normalizada de la rodilla, el tobillo y la cadera superior a la mujer en el momento de aterrizar.
- En la correlación, se muestran las gráficas de las variables velocidad lineal, el ángulo de la rodilla derecha y la activación eléctrica del musculo bíceps femoral procesada con el método del pico dinámico. Donde se muestra que la sincronización de adquisición datos entre EMG y parámetros cinemáticos fue posible, asegurando que

se pueda comparar estos datos, evidenciando su comportamiento durante la ejecución del salto vertical.

- Se evalúa la precisión de estimación de pose del sistema markerless respecto a Kinovea en base a los ángulos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo derechos obteniendo estos sistemas tienen una diferencia de detección de pose con un error de más de 10% para el ángulo de la rodilla derecha y menos del 5% para el ángulo del tobillo derecho.

## Referencias Bibliográficas

[1] C. García Rodríguez, O. Mosquera Dussán, D. Guzmán Pérez, J. Zamudio Palacios and J. García Torres, "Análisis de necesidades e implementación de tecnología de realidad virtual para entrenamiento y educación militar en Colombia", *Revista Logos, Ciencia & Tecnología*, vol. 13, no. 1, 2020.

[2] A. Badiola Zabala, "Análisis del comportamiento neuromuscular de la rodilla durante el salto en población no deportista: Estudio comparativo según sexo y actividad física", *Hdl.handle.net*, 2022. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10803/669237>.

[3] C. F. Blanco-Díaz; C. D. Guerrero-Méndez; M. E. Duarte-González; S. Jaramillo-Isaza, "Implementación de métodos computacionales para estimar las amplitudes angulares de los miembros inferiores durante el squat", *TecnoLógicas*, vol. 25, nro. 53, e2164, 2022. [Online]. Available: <https://doi.org/10.22430/22565337.2164>

[4] Takarada, Y. N. (2021). Shouting strengthens maximal voluntary force and is associated with augmented pupillary dilation. *Scientific Reports*, 11-18419.

[5] F. Rosique, F. Losilla and P. Navarro, "Using Artificial Vision for Measuring the Range of Motion", *IEEE Latin America Transactions*, vol. 19, no. 7, pp. 1129-1136, 2021. Available: 10.1109/tla.2021.9461841.

[6] T. M. Guess, S. Razu, A. Jahandar, M. Skubic, Z. Huo. Comparison of 3D Joint Angles Measured With the Kinect 2.0 Skeletal Tracker Versus a Marker-Based Motion Capture System. *J Appl Biomech*. Apr;33(2):176-181, 2017.

[7] N. Nakano et al., "Evaluation of 3D Markerless Motion Capture Accuracy Using OpenPose With Multiple Video Cameras", *Frontiers in Sports and Active Living*, vol. 2, 2020. Available: 10.3389/fspor.2020.00050

[8] Stenum, C. Rossi and R. Roemmich, "Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation", *PLOS Computational Biology*, vol. 17, no. 4, p. e1008935, 2021. Available: 10.1371/journal.pcbi.1008935 [Accessed 19 April 2022]. [9] A. Gómez Rodas, «ALTERACIONES DEL CONTROL MOTOR EN MIEMBRO INFERIOR EN FÉMINAS ADOLESCENTES: ROL DEL ENTRENAMIENTO NEUROMUSCULAR PREVENTIVO», *Expo*, sep. 2018.

[10] B. Dai, W. E. Garrett, M. T. Gross, D. A. Padua, R. M. Queen, and B. Yu, "The effects of 2 landing techniques on knee kinematics, kinetics, and performance during stop-jump and side-cutting tasks," *Am. J. Sports Med.*, vol. 43, no. 2, pp. 466–474, Feb. 2015

- [11] G. Markovic, D. Dizdar, I. Jukic, and M. Cardinale, "Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests," *J. Strength Cond. Res.*, vol. 18, no. 3, pp. 551–555, 2004
- [12] "Universidad De Guayaquil Escuela De Graduados Título : ‘ Validación Del Salto Vertical Mediante Técnicas De Laboratorio En Deportistas De Alto Rendimiento ’ Tesis Presentada Como Requisito Para Optar El Autor Md . José Miguel Zúñiga Rodríguez Tutor : Dr .," 2014.
- [13] J. J. González-Badillo, P. Jiménez-Reyes, and J. Ramírez-Lechuga, "Determinant Factors of the Squat Jump in Sprinting and Jumping Athletes," *J. Hum. Kinet.*, vol. 58, no. 1, pp. 15–22, 2017.
- [14] "Variables determinantes en el salto vertical", *Efdeportes.com*, 2004. [Online]. Available: <https://www.efdeportes.com/efd70/salto.htm>. [Accessed: 15- Aug- 2021].
- [15] K. Ford, G. Myer, R. Smith, R. Byrnes, S. Dopirak and T. Hewett, "Use of an Overhead Goal Alters Vertical Jump Performance and Biomechanics", *The Journal of Strength and Conditioning Research*, vol. 19, no. 2, p. 394, 2005. Available: 10.1519/15834.1.
- [16] J. Kraska et al., "Relationship Between Strength Characteristics and Unweighted and Weighted Vertical Jump Height", *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 4, no. 4, pp. 461-473, 2009. Available: 10.1123/ijsp.4.4.461.
- [17] "Range of Motion", *Physiopedia*, 2022. [Online]. Available: [https://www.physiopedia.com/Range\\_of\\_Motion](https://www.physiopedia.com/Range_of_Motion). [Accessed: 26- Aug- 2021].
- [18] "Linear Kinematics of Human Movement." *Basic Biomechanics*, 8e Ed. Susan J. Hall. McGraw Hill, 2019, <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2433&sectionid=191510911>.
- [19] "Angular Kinematics of Human Movement." *Basic Biomechanics*, 7e Ed. Susan J. Hall. McGraw Hill, 2015, <https://accessphysiotherapy.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1586&sectionid=99983013>.
- [20] D. C. T. C. Alexis Meneses Arévalo, "Electromiografía (EMG)", "DALCAME:Grupo de investigación biomédica", 2010.
- [21] L William, M Dali, C Azevedo Coste, D Guiraud, A method based on wavelets to analyse overlapped and dependant M-Waves, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10.1016/j.jelekin.2022.102646, 63, (102646), (2022).

- [22] "Welcome to SENIAM", Seniam.org, 2022. [Online]. Available: <http://www.seniam.org/>. [Accessed: 06- Sep- 2021].
- [23] Cano, A. Electromiografía (EMG) - dalcame. Dalcame.com, 2022. [Online]. Available: <https://www.dalcame.com/emg.html#.Ynhh8-jMLIU>. [Accessed: 07- May- 2022].
- [24] N. Nazmi, M. Abdul Rahman, S. Yamamoto, S. Ahmad, H. Zamzuri and S. Mazlan, "A Review of Classification Techniques of EMG Signals during Isotonic and Isometric Contractions", *Sensors*, vol. 16, no. 8, p. 1304, 2016. Available: 10.3390/s16081304.
- [25] M. d. V. J. R. G. R. M. P. d. T. B. A. M. S. Ignacio Díaz, "¿Qué es la Máxima Contracción Voluntaria?," *imdurance*, 2017.
- [26] Einstein, A., B. Podolsky, and N. Rosen, 1935, "Can quantum-mechanical description of physical reality be considered complete?," *Phys. Rev.* 47, 777-780.
- [27] J. I. G. Angarita, "la electromiografía: un acercamiento al concepto fisiológico, la," *pereira*, 2009.
- [28] R. L. Scarfó, "Activación de los músculos isquiotibiales, cuádriceps y glúteos durante 4 ejercicios de fuerza de tren inferior," *g-se*, 2014.
- [29] M. A. Perrott, T. Pizzari, J. Cook, and J. A. McClelland, "Comparison of lower limb and trunk kinematics between markerless and marker-based motion capture systems," *Gait Posture*, vol. 52, pp. 57–61, 2017
- [30] S. G. McLean, K. Walker, K. R. Ford, G. D. Myer, T. E. Hewett, and A. J. Van Den Bogert, "Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury," *Br. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 6, pp. 355–362, 2005.
- [31] M. Zago, M. Luzzago, T. Marangoni, M. De Cecco, M. Tarabini, and M. Galli, "3D Tracking of Human Motion Using Visual Skeletonization and Stereoscopic.
- [32] Z. Cao, G. Hidalgo, T. Simon, S. E. Wei, and Y. Sheikh, "OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation Using Part Affinity Fields," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 43, no. 1, pp. 172–186, 2021.
- [33] G. Hidalgo Martinez, *Ri.cmu.edu*, 2019. [Online]. Available: [https://www.ri.cmu.edu/wp-content/uploads/2019/05/MS\\_Thesis\\_\\_\\_Gines\\_Hidalgo\\_\\_\\_latest\\_compressed.pdf](https://www.ri.cmu.edu/wp-content/uploads/2019/05/MS_Thesis___Gines_Hidalgo___latest_compressed.pdf). [Accessed: 18- Sep- 2021].

- [34] "A Comprehensive Guide on Human Pose Estimation - Analytics Vidhya", Analytics Vidhya, 2022. [Online]. Available: <https://www.analyticsvidhya.com/blog/2022/01/a-comprehensive-guide-on-human-pose-estimation/>. [Accessed: 03- Feb- 2022].
- [35] "Introducción a Kinect - Hacedores.com | Maker Community", Hacedores.com | Maker Community, 2022. [Online]. Available: <https://hacedores.com/introduccion-a-kinect/>. [Accessed: 19- Apr- 2022].
- [36] Minsalud.gov.co, RESOLUCION NUMERO 8430 DE 1993. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/RESOLUCION-8430-DE-1993.PDF>. [Accessed: 19- Apr- 2022].
- [37] "WMA - The World Medical Association-Declaración de Helsinki de la AMM – Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos", Wma.net, 2017. [Online]. Available: <https://www.wma.net/es/policias-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>. [Accessed: 19- Apr- 2022].
- [38] Gupta, U. Chandra. "Informed consent in clinical research: Revisiting few concepts and areas." *Perspectives in clinical research* vol. 4,1 (2013): 26-32. doi:10.4103/2229-3485.106373
- [39]"The Derivative", Hyperphysics.phy-astr.gsu.edu, 2012. [Online]. Available: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/deriv.html>.
- [40] SALTO VERTICAL: TODO LO QUE NECESITAS SABER | Power Explosive. Power Explosive, 2022. [Online]. Available: <https://powerexplosive.com/salto-vertical-todo-lo-que-necesitas-saber/>. [Accessed: 07- May- 2022].
- [41] Artrofibrose do joelho - Dr. Pedro Giglio. Dr. Pedro Giglio.com, 2022. [Online]. Available: <https://pedrogiglio.com/artrofibrose-do-joelho/>. [Accessed: 07- May- 2022].
- [42] . de J. Salgado P., L. T. Córdoba M., and M. J. Dussan M., "Medidor de actividad eléctrica muscular cuatro canales electromiógrafo (EMG) inalámbrico," *Ing. y Región*, vol. 13, no. 1, p. 210, 2015, doi: 10.25054/22161325.721.
- [43] A. Córdoba, I. Nuin, D. Fernández-Lázaro, I. Latasa, and J. Rodríguez-Falces, "Actividad electromiográfica (EMG) durante el pedaleo, su utilidad en el diagnóstico de la fatiga en ciclistas," *Arch. Med. del Deport.*, vol. 34, no. 4, pp. 217–223, 2017.
- [44] Duran, Cristhian & Jaimes-Mogollón, Aylen. (2013). Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones. ITECKNE. 10.10.15332/iteckne.v10i1.181.



[45] Okugawa, Yohei & Kubo, Masao & Sato, Hiroshi & Bui, Viet. (2019). Evaluation for the Synchronization of the Parade with OpenPose. Proceedings of International Conference on Artificial Life and Robotics. 24. 443-446. 10.5954/ICAROB.2019.OS17-2.

[46] "Kinect: las posibilidades de una nueva forma de interacción | 4R Soluciones | Diseño, Desarrollo y Programación Web & Mobile", 4R Soluciones | Diseño, Desarrollo y Programación Web & Mobile, 2013. [Online]. Available: <https://www.4rsoluciones.com/blog/kinect-las-posibilidades-de-una-nueva-forma-de-interaccion/>.

[47] Durán Acevedo, C. M. (2013). Optimización y clasificación de señales EMG a través de métodos de reconocimiento de patrones. *scielo*, 67-76.

[48] "Surface EMG: A how-to guide for practitioners | Lower Extremity Review Magazine", Lower Extremity Review Magazine | Rehabilitation • Trauma • Diabetes • Biomechanics • Sports Medicine, 2015. [Online]. Available: <https://lermagazine.com/article/surface-emg-a-how-to-guide-for-practitioners>.

# Anexos

(Anexo A)

## CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA RECOLECCIÓN DE DATOS DE TRABAJO INTEGRAL DE GRADO

ANÁLISIS DE PARÁMETROS CINEMÁTICOS Y DE ACTIVACIÓN ELÉCTRICA MUSCULAR DEL SALTO VERTICAL EN HOMBRES Y MUJERES UTILIZANDO OPENPOSE Y REGISTROS EMG

CIUDAD: BOGOTÁ D.C.

Fecha: \_\_\_\_\_

Yo \_\_\_\_\_ Identificado (a) con el número de cédula C.C. \_\_\_\_\_, actuando a mi nombre en calidad de (participante voluntario), acepto participar de manera voluntaria en el proceso de adquisición de datos para el trabajo integral de grado en mención, realizado por las estudiantes: María Alejandra Villa Martínez y María Fernanda Villalobos Villalobos y dirigido por el docente Sebastián Jaramillo pertenecientes a la Universidad Antonio Nariño de Bogotá.

Accedo y me comprometo a participar en las actividades propias del proceso. Autorizo a que lo realizado durante sesiones de trabajo sea grabado en video o en audio, así como también autorizo a que los datos que se obtengan del proceso de recolección sean utilizados, para efectos de sistematización y publicación del resultado final del trabajo integral de grado.

Expreso que las estudiantes me han explicado con antelación el objetivo y alcances de dicho proceso, además he sido informado(a) de que puedo hacer preguntas del proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin tener que dar explicaciones ni sufrir consecuencia alguna por tal decisión. Asimismo, las estudiantes no se hagan responsables de cualquier daño físico que llegue a ocurrir.

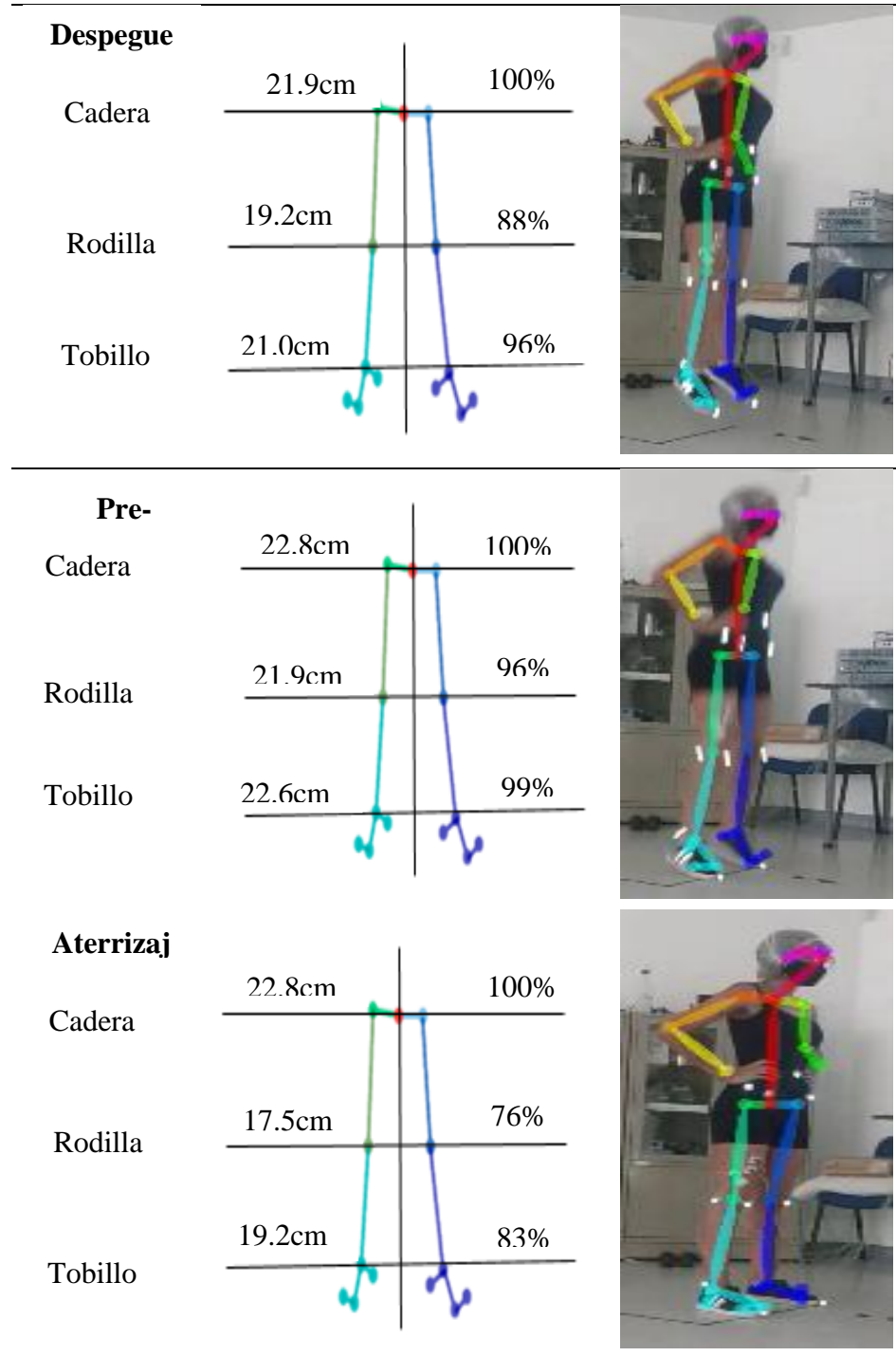
Adicionalmente, he sido informado y estoy de acuerdo que todos los datos obtenidos en este estudio son con intereses científicos, que la identidad del voluntario(a) será confidencial y la información obtenida no será utilizada con fines comerciales o como elemento que pueda generar algún tipo de discriminación a los participantes.

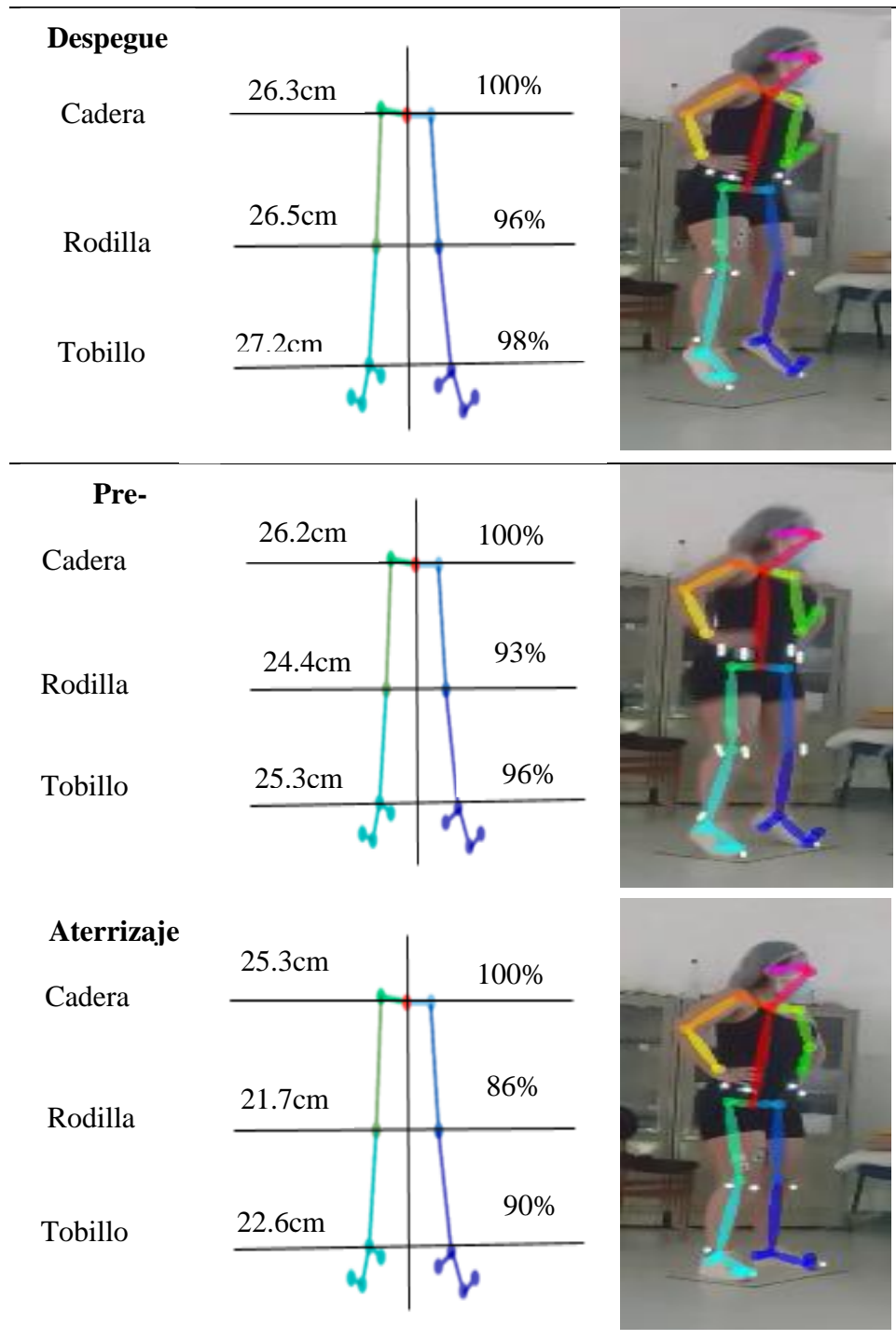
De tener preguntas sobre mi participación en este estudio, o si deseo conocer los resultados de mi participación en este estudio, puedo contactar a las estudiantes a cargo del trabajo integral de grado ([mvilla35@uan.edu.co](mailto:mvilla35@uan.edu.co), [mwillalobos37@uan.edu.co](mailto:mwillalobos37@uan.edu.co)).

FIRMA PARTICIPANTE:

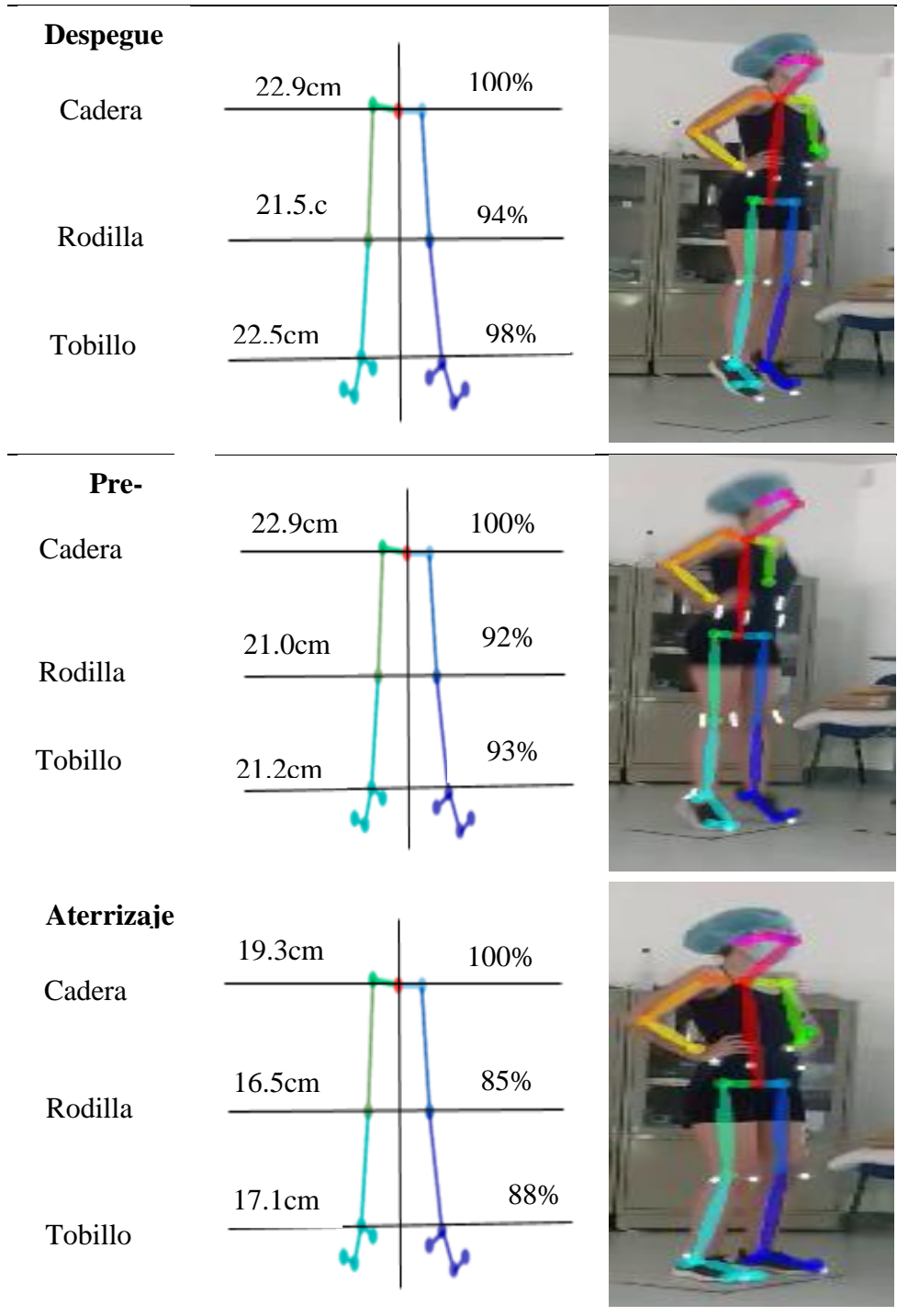
\_\_\_\_\_

## (Anexo B)

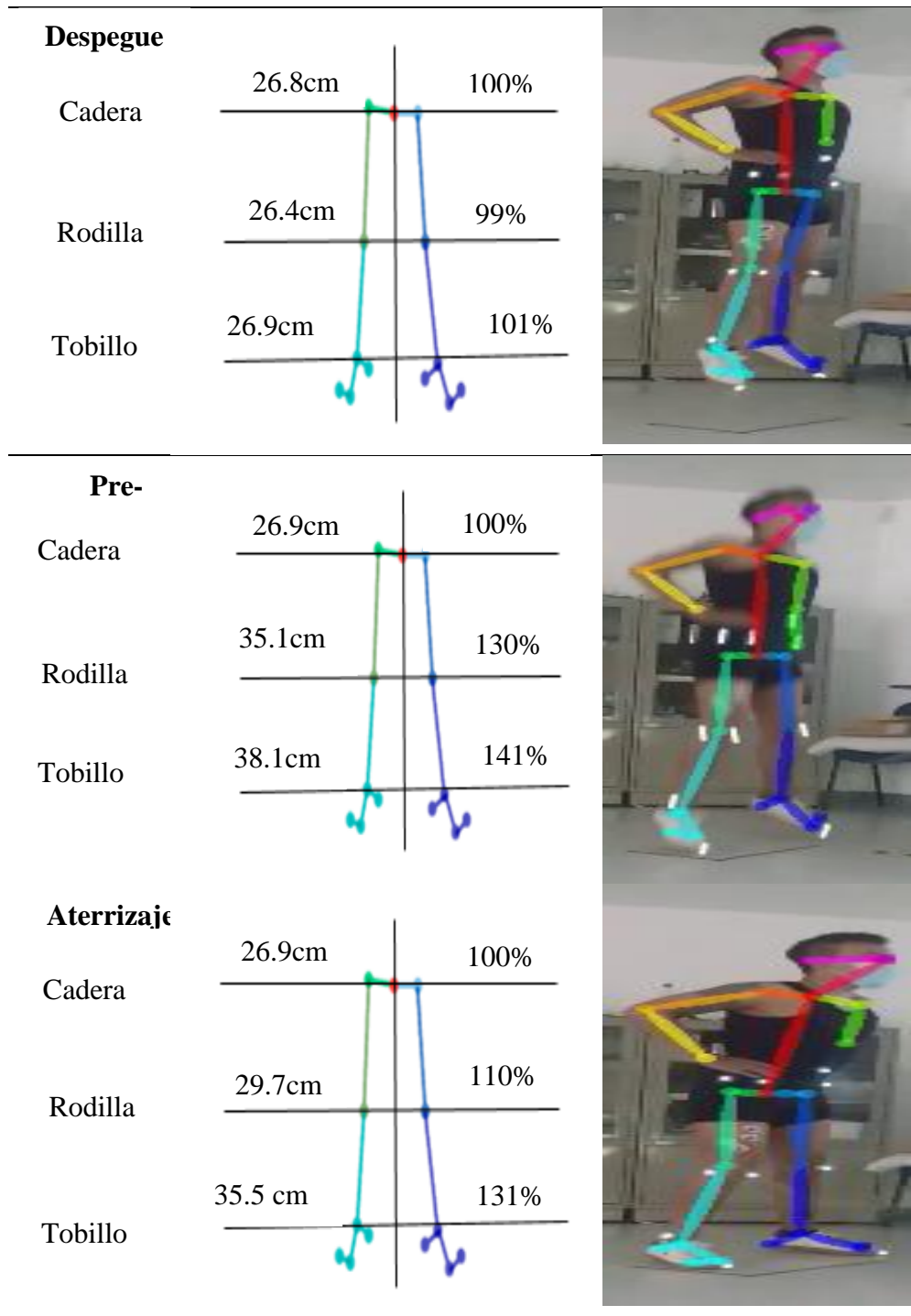




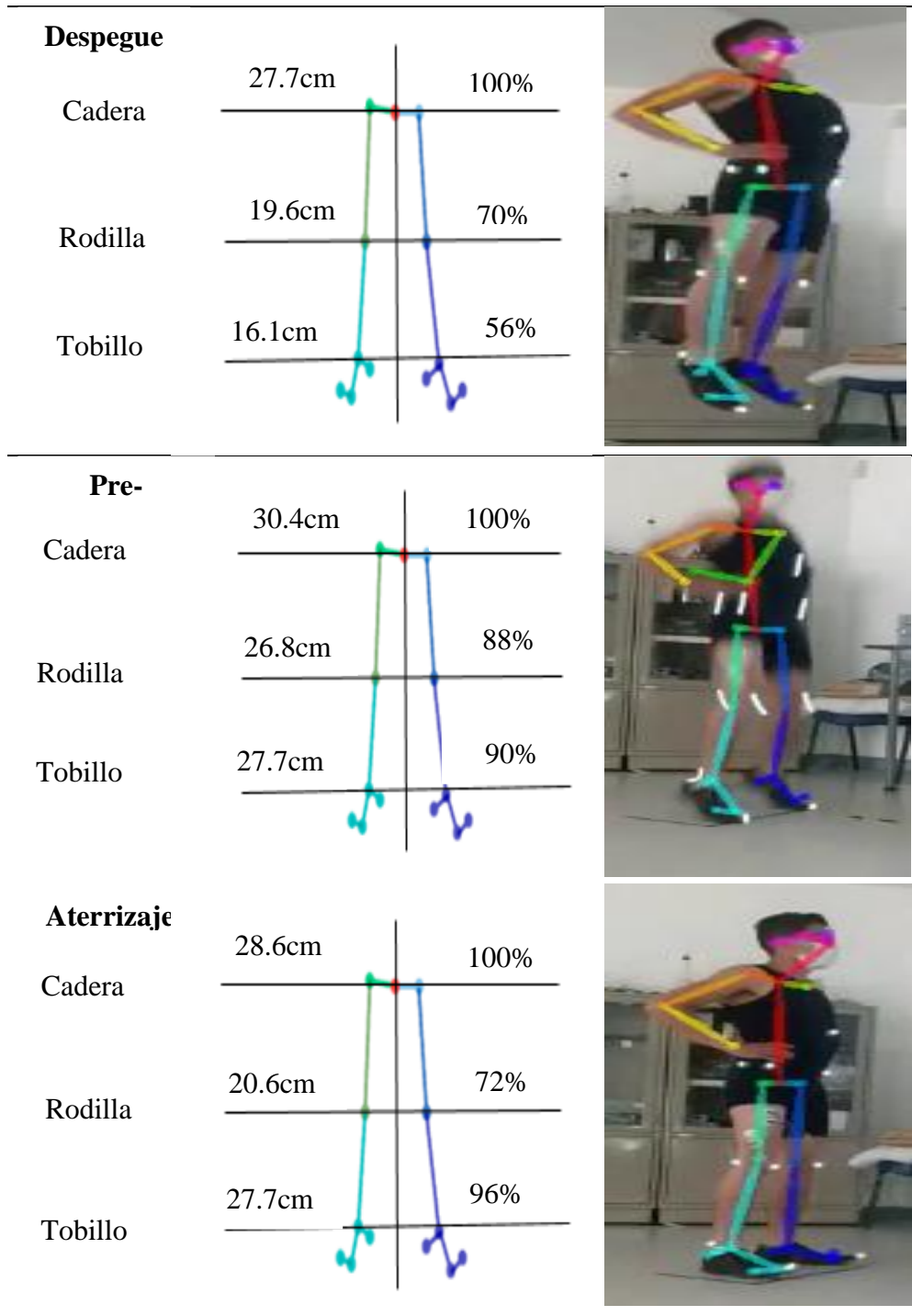
Fuente propia






Fuente propia



Fuente propia



Fuente propia

<b>Despegue</b>			
Cadera	28.5cm	100%	
Rodilla	25.4cm	89%	
Tobillo	28.0cm	98%	
<b>Pre-</b>			
Cadera	30.7cm	100%	
Rodilla	28.0cm	91%	
Tobillo	29.8cm	97%	
<b>Aterrizaj</b>			
Cadera	29.8cm	100%	
Rodilla	26.4cm	89%	
Tobillo	26.3cm	89%	

Fuente propia



