

**EVALUACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO PARA LA ESTIMACIÓN DE  
LA MEJOR POSE ESTÁTICA EN CAPTURAS REALIZADAS CON UNIDADES  
DE MEDICIÓN MAGNETICO-INERCIAL (M-IMU)**

**Laura Alejandra Alfonso Botia**

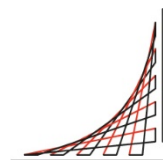
**Práctica de investigación**

**Tutores**

**MSc. Wilson Alexander Sierra Arévalo  
Dr. Luis Eduardo Rodríguez Cheu**



**Universidad del  
Rosario**



**ESCUELA  
COLOMBIANA  
DE INGENIERÍA  
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO  
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
BOGOTÁ D.C  
2023**

## **AGRADECIMIENTOS**

En primer lugar, agradezco a Dios y a mi familia por acompañarme y apoyarme en este largo camino, especialmente a mi madre por apoyarme y motivarme en cada una de mis decisiones, por ser mi ejemplo para seguir y mi inspiración. También quiero agradecer a mi tutor, el ingeniero Wilson Alexander Sierra por ser un guía invaluable durante el desarrollo de este proyecto, gracias por su paciencia, dedicación, sabiduría y confianza.

Asimismo, quiero expresar mi gratitud al decano de ingeniería biomédica el ingeniero Luis Eduardo Rodríguez por su confianza y apoyo. A Juan Esteban Herrera, con quien recorrimos juntos este largo camino gracias por ser mi más grande apoyo cuando me sentía desorientada tanto en la carrera como en el desarrollo de este proyecto. Esta investigación ha sido una experiencia enriquecedora, estoy profundamente agradecida con todas aquellas personas que me han apoyado en el proceso, con quienes espero seguir contando y trabajando en investigaciones futuras.

¡Gracias a todos!

## TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	7
1.1. Motivación.....	7
2. OBJETIVOS .....	9
2.1. General.....	9
2.2. Específicos.....	9
3. METODOLOGÍA.....	10
3.1. Unidades de medición magnético-inercial.....	10
3.1.1. Representación de las rotaciones de un objeto.....	11
3.2. Medición ángulo articular con M-IMU.....	13
3.2.1. Alineación marco de referencia global y marco de referencia del cuerpo .....	13
3.2.2. Postura estática .....	15
3.2.2.1. Promedio de matrices de rotación .....	16
3.3. Fases del proyecto ( <i>para visualizar el diagrama de Gantt consulte el anexo 1</i> )..	17
3.3.1. Revisión bibliográfica.....	17
3.3.2. Implementación algoritmo para estimar mejor postura estática .....	18
3.3.3. Prueba de concepto (Captura de prueba para visualización de parámetros de movimiento).....	18
3.3.3.1. Preparación del sujeto .....	19
3.3.3.2. Ubicación de las unidades magnético-inerciales .....	19
3.3.3.3. Realización postura estática .....	20
3.3.3.4. Desarrollo actividad dinámica .....	20
3.3.3.5. Registro de las capturas estática y dinámica.....	20
3.3.4. Simulación de capturas a través de OpenSim.....	21
3.3.4.1. Unificación de la información en un archivo. STO .....	21
3.3.4.2. Calibración con captura estática .....	21
3.3.4.3. Cálculo de la cinemática inversa.....	22
4. RESULTADOS .....	23
5. DISCUSIÓN.....	30
6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	32
7. CONCLUSIONES.....	33
REFERENCIAS .....	34
ANEXO 1 .....	36

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Revisión métodos de calibración.....	14
---	----

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Coordenadas globales del sensor .....	10
Figura 2. Ejes de rotación (Roll-Pitch-Yaw) en el eje X .....	11
Figura 3. Rotación del marco de referencia en el eje X .....	12
Figura 4. Matrices de rotación dentro del grupo de Lie .....	16
Figura 5. Representación mapeo exponencial 1 a 1 y sobre .....	17
Figura 6. Diagrama de flujo algoritmo cálculo del promedio de matrices de rotación .....	18
Figura 7. Diagrama de flujo procedimiento para la realización de pruebas .....	19
Figura 8. Disposición de las unidades inerciales en el cuerpo.....	20
Figura 9. Diagrama de flujo procedimiento para la simulación del movimiento el OpenSim .....	21
Figura 10. Configuración requerida para el posicionamiento y alineación de los sensores.....	22
Figura 11. Configuración para la simulación del movimiento y cálculo de la cinemática inversa .....	22
Figura 12. Estimación del promedio en matrices construidas digitalmente con una rotación total de 90° .....	23
Figura 13. Estimación del promedio en matrices obtenidas por la rotación del torso con una unidad inercial .....	24
Figura 14. Disposición de los sensores en prueba de concepto .....	24
Figura 15. Captura estática y dinámica prueba de concepto .....	25
Figura 16. Rotaciones y rotación promedio de cada uno de los sensores en la captura estática .....	25
Figura 17. Paralelo actividad dinámica y su respectiva simulación en OpenSim .....	26
Figura 18. Ángulos estimados durante la simulación .....	27
Figura 19. Ángulo de la rodilla izquierda y el tobillo en captura que inicia en posición de reposo con la pierna estirada. Ángulo máximo de flexión de rodilla señalado .....	27
Figura 20. Ángulos movimientos registrados por la cadera en captura que inicia en posición de reposo con la pierna estirada. Ángulos máximo y mínimo de flexión/extensión de la cadera señalados. ....	28
Figura 21. Ángulos de la rodilla izquierda y el tobillo en captura con inicio aleatorio. Ángulo máximo de flexión de rodilla señalado.....	28
Figura 22. Ángulos movimientos registrados por la cadera en captura con inicio aleatorio. Ángulos máximo y mínimo de flexión/extensión de la cadera señalados (descartando el primer ciclo por evidencia de comportamiento anormal). ....	29
Figura 23. Comparación cinemática inversa calculada con calibración estandar (con un fotograma) y calibración a través del promedio de rotaciones obtenido con el algoritmo desarrollado .....	29

**LISTA DE ANEXOS.**

Anexo 1. Fases proyecto (diagrama de gantt).....37

# 1. INTRODUCCIÓN

La Universidad Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito es una institución de educación superior fundada en el año 1972 bajo el principio de formar profesionales de la más alta calidad técnica y humana. Guiada por este principio la universidad cuenta con un amplio número de laboratorios para fomentar la investigación. Entre ellos se encuentra el laboratorio de análisis de movimiento perteneciente al programa de ingeniería biomédica; allí se cuenta con diferentes sistemas para la captura de movimiento y se busca trabajar en el desarrollo de técnicas para mejorar la caracterización, evaluación y diagnóstico de las articulaciones en el movimiento [1].

## 1.1. Motivación

El análisis de movimiento es una herramienta que proporciona información valiosa sobre la estructura y función del sistema musculoesquelético durante una tarea específica [2]. En la actualidad, el análisis de movimiento es ampliamente utilizado en campos como el de la medicina donde aporta información en el diagnóstico de trastornos o enfermedades del sistema óseo, muscular o nervioso, así como para la rehabilitación y seguimiento de la evolución de pacientes con condiciones que afecten su movilidad. Por otra parte, el análisis de movimiento también puede usarse en personas sanas para la evaluación de actividades de la vida diaria como en el deporte o el ámbito laboral. Concomitante con lo anterior, se menciona el análisis cinemático durante la práctica deportiva, toda vez que, la recopilación de estos datos resulta determinante para identificar los puntos fuertes, debilidades técnicas de los deportistas [3] y de esta manera mejorar su rendimiento y prevenir lesiones.

Ahora bien, contextualizando la importancia del análisis cuantitativo del movimiento se han desarrollado complejos sistemas de captura de movimiento de las trayectorias de puntos anatómicos (landmarks) en tres dimensiones (3D), entre los que se encuentran cámaras especializadas, sistemas de fotogrametría, entre otros; sin embargo, el acceso a estos equipos se encuentra limitado a clínicas y laboratorios de investigación, además, no existe una garantía de que el desempeño en la actividad desarrollada sea igual en condiciones controladas (laboratorio) y en un entorno cotidiano [4]. Por tanto, es necesario explorar alternativas que proporcionen una evaluación más accesible a entornos y situaciones de la vida cotidiana.

En ese sentido, una de las soluciones planteadas consiste en una alternativa vestible, que permite llevar los estudios de patrones de movimiento fuera del laboratorio [5]. Esta alternativa es conocida como unidad de medición magnético-inercial (M-IMU) la cual tiene la capacidad de medir la aceleración, velocidad angular y vector de campo magnético utilizando su propio sistema tridimensional de coordenadas [6]. A partir de estas mediciones, se pueden estimar la orientación del sensor con respecto al sistema de coordenadas de referencia. De esta manera, mediante el uso de varias M-IMUs, es posible recolectar la información necesaria para obtener la cinemática del movimiento en una persona. Sin embargo, esta clase de sensores presenta varios problemas relacionados con la estimación de la pose estática y la calibración, los cuales serán abordados a lo largo de esta investigación.

En concordancia con lo anterior, dadas las ventajas que ofrece el uso de unidades de medición magnético-inercial es indispensable garantizar el procesamiento adecuado de la información suministrada por la M-IMU, y a partir de esta proveer a los profesionales de la salud, rehabilitación o deporte los parámetros de movimiento de forma pertinente y clara. En virtud de la anterior necesidad, surge el trabajo de investigación en cuestión cuyo propósito principal es evaluar e implementar un algoritmo para la correcta estimación de la pose estática a fin de realizar una correcta calibración en la orientación de cada uno de los sensores y así obtener una cuantificación más precisa de los parámetros de movimiento de capturas realizadas con M-IMUs para analizar el gesto deportivo en ciclistas y así proporcionar una evaluación más accesible a entornos y situaciones de la vida cotidiana.

Sumado a lo anterior, para que la información capturada y procesada en esta investigación sea relevante se requiere el cálculo de la cinemática inversa del gesto deportivo del ciclista. Para tal fin, se usará la herramienta OpenSim que es un software de uso libre que permite la construcción y manipulación de modelos musculoesqueléticos para realizar la simulación dinámica de la cinemática de movimiento [7]. El uso de la herramienta en cuestión obedece a que además de proporcionar la animación del movimiento en el modelo musculoesquelético proporciona las gráficas de la cinemática inversa es decir de la cuantificación de los rangos de movimiento articular y otros parámetros de interés. Asimismo, la herramienta permite una fácil integración con las capturas realizadas con unidades inerciales ya que integra un complemento llamado OpenSense que permite el procesamiento de datos provenientes de sensores inerciales M-IMUs.



## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. General**

1. Evaluar e implementar un algoritmo para la correcta estimación de la pose estática a fin de realizar una correcta orientación de cada uno de los sensores y así obtener una cuantificación más precisa de los parámetros de movimiento de capturas realizadas con unidades de medición magnético-inercial (M-IMU) para analizar el gesto deportivo en ciclistas y así proporcionar una evaluación más accesible a entornos y situaciones de la vida cotidiana.

### **2.2. Específicos**

1. Contextualizar el funcionamiento del sistema de referencia empleado por los sensores inerciales para su orientación en la medición.
2. Evaluar e implementar un algoritmo para la estimación de la mejor pose estática obtenida de la captura realizada.
3. Implementar un método de calibración que permita establecer un sistema de referencia común entre las articulaciones evaluadas y los sensores inerciales.
4. Analizar la correspondencia entre el sistema de referencia implementado en la captura del movimiento y el sistema de referencia empleado por OpenSim para la visualización.

### 3. METODOLOGÍA

#### 3.1. Unidades de medición magnético-inercial

Las unidades de medición inercial son dispositivos que a partir de los cambios en la aceleración y velocidad angular de un objeto proporciona información acerca de la orientación relativa de este. Para ello, incorpora un acelerómetro y un giroscopio. Ahora bien, para entender cómo funcionan las unidades de medición inercial se debe tener en cuenta que para realizar cualquier medición asociada a la geometría de puntos incluyendo movimiento de algún punto en el espacio se requiere establecer un sistema de coordenadas de referencia respecto al cual se registra el movimiento del objeto; usualmente se emplea el sistema de referencia euclideo, compuesto por tres planos perpendiculares entre sí [8]. En consecuencia, las M-IMU además del acelerómetro y el giroscopio adicionan un magnetómetro para estimar el norte magnético de la tierra y establecer su sistema de coordenadas global o de referencia respecto a dicha estimación.

Una vez contextualizado el funcionamiento de las M-IMU, es importante mencionar que, para la investigación en cuestión, se emplearán las M-IMU de Xsens, las cuales construyen su propio sistema de referencia euclideo alineando el eje X del sensor con el norte magnético local, el eje Z con la gravedad siendo positivo cuando el sensor apunta hacia arriba y el Y se establece perpendicular a X y Z tal como se muestra en la figura 1 [9]. Adicionalmente, con el objetivo de proporcionar información más precisa sobre el movimiento de la M-IMU, Xsens incorpora en sus dispositivos un barómetro que es utilizado para obtener información sobre la presión atmosférica y así establecer el vector de gravedad con mayor precisión para alineación del sensor con el sistema de coordenadas global [9].



*Figura 1. Coordenadas globales del sensor [9].*

De esta manera, teniendo establecido su sistema de referencia la información proporcionada por el acelerómetro contiene información tanto de la aceleración del objeto como de la gravedad. Es así, como empleando técnicas matemáticas es posible obtener las orientaciones del objeto respecto al vector de gravedad (eje Z del sistema de referencia) a partir de la información del acelerómetro. Asimismo, el giroscopio mide la velocidad angular del objeto, de esta manera, al integrar la velocidad angular se tiene información sobre la orientación del objeto respecto al sistema de referencia [9]. En consecuencia, el

sistema empleado por las unidades inerciales plasma el movimiento del objeto a través de los cambios en la orientación y rotación de estas.

### 3.1.1. Representación de las rotaciones de un objeto

En concomitancia con lo anterior, y a fin de ampliar la información sobre las M-IMU, es importante mencionar que la información entregada por el software de captura de estas no proporciona información sobre el movimiento del objeto en forma de coordenadas espaciales, sino que, emplea formatos específicos para la representación de rotaciones. De otra parte, dentro de los formatos empleados por el software de Xsens (MT manager) se encuentran las matrices de rotación, los ángulos de Euler y los cuaterniones.

Por lo anterior, es necesario aclarar en qué consiste cada uno de estos elementos algebraicos así: los ángulos de Euler describen la orientación de un cuerpo rígido a través de máximo tres rotaciones sucesivas llamadas ángulos de Euler, partiendo del teorema de Euler quien plantea que cualquier orientación de un cuerpo rígido se puede calcular a través de una única rotación sobre un eje elemental estos ejes se conocen como alabeo o balanceo (roll), elevación (pitch) y guiñada (yaw) y hacen referencia a rotaciones sobre el eje x, y, z respectivamente [10], cómo se muestra en la figura 2; por comodidad en este documento se usarán los términos Roll, pitch, yaw:

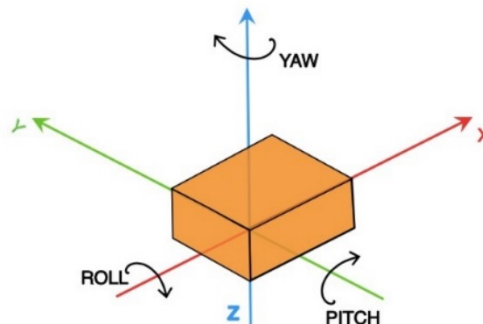


Figura 2. Ejes de rotación (Roll-Pitch-Yaw) en el sistema euclídeo

Ahora bien, las matrices de rotación son arreglos matriciales de  $n \times n$  donde  $n$  depende del número de dimensiones del sistema de coordenadas descrito, estos arreglos representan las rotaciones en un ángulo  $\theta$  alrededor de un eje en términos de senos y cosenos; como se muestra en las ecuaciones 3.1 – 3.4 [11], donde la ecuación 3.1 corresponde a la matriz de rotación de un sistema de 2 dimensiones y las matrices 3.3 – 3.4 corresponden a las matrices de rotación básicas del sistema de 3 dimensiones.

Así mismo, para calcular la matriz de rotación de un punto existen dos alternativas, la primera es mantener el vector que se forma entre el origen del sistema de coordenadas y el vector y rotar el sistema de coordenadas un ángulo  $\theta$ , o la otra alternativa es mantener el sistema de coordenadas y rotar el vector un ángulo  $\theta$ ; para citar un ejemplo, en la figura 3 se muestra la rotación de un sistema de dos dimensiones alrededor del origen en un ángulo  $\theta$  que da como resultado la matriz de rotación 3.1.

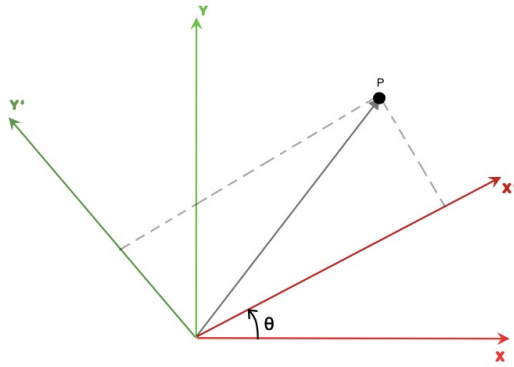


Figura 3. Rotación del marco de referencia vista en el eje X

$$R_{X2D}(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Rotación alrededor del eje X en 3D:

$$R_X(\theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Rotación alrededor del eje Y en 3D:

$$R_Y(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Rotación alrededor del eje Z en 3D:

$$R_Z(\theta) = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

A su vez, las rotaciones sucesivas descritas por varias matrices de rotación se pueden representar como la multiplicación de estas. Es decir, si se realiza la rotación  $R_X$  y  $R_Y$  sobre un mismo cuerpo estarán descritas por la matriz de rotación  $R = R_X R_Y$  [11].

Finalmente, los cuaterniones se usan para representar las rotaciones en  $\mathbb{R}^3$  un espacio de cuatro dimensiones, esto con el objetivo de simplificar el procedimiento para realizar operaciones algebraicas. Estos, se definen como números complejos en 4D representados por una combinación de un número escalar y un número complejo vectorial; donde la parte vectorial es un número complejo 3D cuando se utiliza su relación de multiplicación dada por [10]:

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \quad (3.5)$$

Sumado a lo anterior, un cuaternion se puede escribir como [10]:

$$q = q_0 + iq_1 + jq_2 + kq_3 = (q_0, q_1, q_2, q_3) \quad (3.6)$$

Donde  $q_0$  representa la parte real mientras  $iq_1, jq_2, kq_3$  la parte imaginaria.

Ahora bien, una vez entendida y contextualizada la forma en que se obtiene e interpreta la información proporcionada por las M-IMU se puede establecer que la forma computacionalmente más eficiente para manipular la información es a través de cuaterniones, sin embargo, para esta investigación se decidió trabajar con matrices de rotación, toda vez que su manipulación algebraica es más sencilla. También, es imprescindible considerar que existen diversos problemas al momento de trabajar con sensores inerciales para el análisis de movimiento humano, estos son:

- La orientación de las M-IMU se calcula respecto a su propio marco de referencia; mientras no exista un marco de referencia común con el cuerpo no es posible realizar el seguimiento del movimiento de las articulaciones [12].
- Los sensores son altamente sensibles a perturbaciones magnéticas [12].

Por este motivo, para hacer uso de sensores inerciales en el análisis de movimiento humano es indispensable abordar los problemas anteriormente descritos. En efecto, a lo largo de este trabajo se profundizará en la fundamentación de los problemas anteriormente mencionados y se buscará proponer una alternativa para darle solución a estos.

### **3.2. Medición ángulo articular con M-IMU**

En el entendido que, el análisis de movimiento busca cuantificar los parámetros que describen el desplazamiento articular realizado durante una actividad dinámica, y que para determinar los ángulos de las articulaciones se debe tener una referencia de cómo son las articulaciones en su posición neutral, en el análisis de movimiento se requiere el uso de capturas estáticas con posturas neutras para medir los ángulos de las articulaciones en relación con la postura en cuestión [13]. En este sentido, es posible afirmar que la calidad de la información suministrada depende en gran medida de la postura estática.

Adicionalmente, se debe tener en cuenta que la cinemática de una articulación se define como la orientación relativa entre dos segmentos óseos [14]. No obstante, hay que recordar que al trabajar con sensores inerciales las capturas representan el movimiento del sensor respecto a su propio sistema de referencia el cual es diferente al sistema de referencia del cuerpo humano, por tal razón se requiere la alineación de los dos sistemas a fin de conocer las orientaciones de la IMU respecto al sistema de referencia anatómico.

De esta manera, previo al análisis dinámico de la información de los sensores inerciales se debe garantizar la captura de la mejor postura estática posible y la alineación del eje de los sensores inerciales con el marco de referencia global del cuerpo.

#### **3.2.1. Alineación marco de referencia global y marco de referencia del cuerpo**

Con el objetivo de alinear los marcos de referencia de la M-IMU y del cuerpo se han desarrollado múltiples alternativas para la calibración de las M-IMU. Algunas de ellas se mencionarán en la tabla 1, que se muestra a continuación:

*Tabla 1.  
Revisión métodos de calibración*

<b>Artículo</b>	<b>Nombre del método</b>	<b>Método de calibración</b>
"IMU-Based Joint Angle Measurement for gait Analysis" [6]	"Identification of the joint Axis and Position"	En este método no se asume coincidencia entre alguno de los ejes locales del sensor y los ejes de algún segmento del cuerpo. Sin embargo, se estima la dirección de los dos segmentos de la articulación a partir del análisis de movimientos arbitrarios; posteriormente se usan las aceleraciones y velocidades angulares registradas para determinar las coordenadas de la articulación y se alinea con el sistema de coordenadas del sensor.
"Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors" [12]	"Functional calibration"	En este artículo se citan dos métodos, el primero consiste en la cuidadosa ubicación de los sensores inerciales en el cuerpo para asumir que los segmentos se encuentran alineados con el eje longitudinal de la IMU. El segundo método consiste en realizar dos movimientos definidos de la tibia mientras se está sentado para el registro de las velocidades angulares y basados en estas mediciones estimar el sistema de referencia del segmento corporal relativo al sistema de referencia de la IMU. Finalmente se usa esta correspondencia para realizar la alineación durante la postura estática.
"Upper limb joint kinematics using wearable magnetic and inertial measurement units: an anatomical calibration procedure based on bony landmark identification" [14]	"Anatomical calibration"	Considerando que la orientación del sensor está descrita por una matriz de 3x3 con respecto a un sistema de coordenadas común se ubica una MIMU para recolectar los datos del movimiento y una adicional en un dispositivo similar a un calibrador ajustable para que el eje X de la MIMU pueda alinearse con el eje de las puntas del calibrador. Conociendo como se define la orientación del eje de los dos puntos que coinciden con las puntas del calibrador y el sistema de coordenadas de las IMU se aplica la transformación necesaria para alinear los dos sistemas.
"Sensor to segment calibrations for magnetic and inertial sensor based motion capture system" [15]	"Hand-eye calibration"	En este método se requiere la cuidadosa ubicación de los sensores con el objetivo de asumir que estos se encuentran alineados con el eje longitudinal del segmento anatómico. Posteriormente, se realizan tres posturas estáticas predefinidas con ángulos articulares conocidos donde en cada una los brazos se alinean con cada uno de los ejes de la IMU situada en el tórax. Con la información capturada

		se realiza la segmentación de cada una de las posturas estáticas y se computa la matriz de rotación requerida para alinear los sensores de los brazos respecto al sensor del tórax; los sensores de la extremidad inferior se asumen alineados desde su posicionamiento.
"Ambulatory measurement of 3D knee joint angle" [16]		En este artículo se menciona un método de calibración anatómica ya descrito y otro que consiste en la estimación del valor medio del ángulo medido en la rodilla para alinear los sensores del muslo y la pierna. Esto podría replicarse para alinear los dos segmentos adjuntos a cualquier articulación del cuerpo. Dado que la alineación en cuestión requiere la estimación de los ángulos calculados por la IMU se asume que los sensores se ubicaron alineados con uno de los ejes anatómicos.

### 3.2.2. Postura estática

Considerando la importancia de la postura estática para la medición del rango articular, la identificación de las coordenadas del sistema de referencia para la alineación de los ejes del sensor y del cuerpo existen posturas estáticas ya definidas que surgen de la posición anatómica estándar que consiste en capturar un fotograma de la persona de pie, con los pies apuntando hacia adelante y su cabeza completamente recta hacia el frente además, las manos deben apuntar hacia adelante, es decir, con los pulgares apuntado hacia afuera del cuerpo para evitar el cruce de los huesos [13]. Sin embargo, en algunas posturas de calibración la posición de los brazos puede variar dependiendo de las necesidades existentes al momento de hallar y alinear los ejes del cuerpo.

Es así, como para la captura se le pide al sujeto realizar la pose estándar y quedarse completamente quieto durante un par de segundos mientras se captura la información. Sin embargo, al seguir el procedimiento anterior se genera una imprecisión en la pose estática, pues si bien se requiere un solo fotograma para la calibración es imposible capturar solo una imagen debido a la frecuencia de los sistemas de captura y al tiempo que tarda la persona en iniciar y detener la captura. Esto da origen a uno de los problemas que se resolverá a lo largo de este trabajo debido a que la información contenida en la captura presenta leves fluctuaciones ocasionadas por:

- Movimientos involuntarios e imperceptibles tales como (actividad muscular, estabilización del cuerpo, respiración, entre otros) [15].
- Alteraciones en la medición de los sensores inerciales debido a alteraciones en el campo magnético [12].

En consecuencia, dado que la calibración requiere una única imagen, es decir, un solo instante de la captura, existen dos alternativas para obtenerla: en primer lugar, se puede tomar un solo fotograma de forma aleatoria en la captura (usualmente se toma el primero, el último o el de la mitad), sin embargo, no existe forma de comprobar que la información contenida en el fotograma seleccionado sea la mejor postura estática, es así, como se opta por una segunda alternativa que consiste en calcular el promedio de la

captura completa; de esta manera, se construye un solo fotograma considerando la totalidad de la información.

### 3.2.2.1. Promedio de matrices de rotación

Debido a las fluctuaciones presentes durante la captura estática, la información estará oscilando alrededor de valores similares generando una nube de puntos formada por todos los vectores de norma uno alrededor del rango en el que oscila la orientación del sensor. En consecuencia, al calcular la matriz promedio de todos los puntos se encontraría una única matriz equidistante a ellos.

Para continuar con el proceso, es necesario profundizar un poco más sobre algunas características especiales de las matrices de rotación. Matemáticamente hablando, existen diversas formas de organizar los números o arreglos según sus características y propiedades; este es el caso de las matrices de rotación que hacen parte de un grupo llamado “Grupo de Lie”. Los grupos de Lie a su vez contienen varios subgrupos entre los que se encuentra el grupo general lineal que contiene todas las matrices cuadradas con entradas reales, invertibles y con determinante diferente a cero. El grupo especial contiene un subgrupo para las matrices con determinante  $\pm 1$  llamado grupo especial lineal. Además, aquellas matrices que se encuentran en el grupo especial lineal y se encuentren equipadas con el producto interno euclidiano (3.7), la norma euclidiana (3.8) y son ortogonales se encuentran dentro del grupo ortogonal y ortogonal especial ( $SO^n$ ) [17].

$$x \cdot y = \sum_{i=1}^n x_i \cdot y_i \quad (3.7)$$

$$\|x\| = (x \cdot x)^{1/2} \quad (3.8)$$

Las matrices de rotación hacen parte del grupo ortogonal espacial ( $SO^n$ ) donde  $n$  representa tamaño de la matriz y a su vez, para el caso de las matrices de rotación las dimensiones en las que se esté viendo la rotación (2D o 3D). Sin embargo, para que la información contenida en la matriz sea considerada una rotación el determinante debe ser +1 [17].

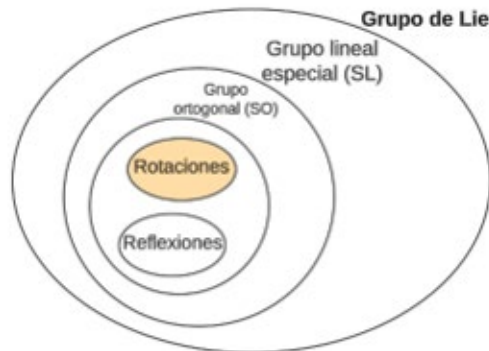


Fig. 4 Matrices de rotación dentro del grupo de Lie

Ahora bien, retomando el procedimiento para estimar el promedio de las matrices, para calcular la distancia mencionada no se puede tener en cuenta la norma de los vectores



ya que la norma de los vectores columna de una matriz de rotación siempre es uno. En este punto se encuentra el primer problema a solucionar, ¿Cómo se mide la distancia si las trayectorias no son lineales?

**Solución:**

Para calcular la distancia se utilizará el parámetro de la distancia de Riemann (3.9) que hace referencia a la distancia geodésica mínima entre dos puntos [15]. Este parámetro soluciona el problema dado a que busca la distancia mínima entre dos puntos considerando trayectorias no lineales así:

$$d_R(R_1, R_2) = \frac{1}{\sqrt{2}} \|\log(R_1^T \cdot R_2)\|_F \quad (3.9)$$

En efecto, para garantizar que la matriz resultante promedio sea la mejor postura estática se debe cumplir que:

$$\frac{1}{n} \cdot \bar{R} \sum_{i=1}^n \log(\bar{R}^T \cdot R_i) = 0 \quad (3.10)$$

Donde  $\bar{R}$  es la matriz promedio y  $R_i$  cada una de las matrices de rotación de la captura

Sin embargo, de la ecuación 3.7 surge un nuevo problema pues debido a las características de los grupos de Lie la operación de las matrices no puede ser cero. En consecuencia, se debe hacer un mapeo exponencial uno a uno y sobre para realizar la operación en el algebra Lie (fig. 5), un espacio donde estas operaciones si tienen sentido.

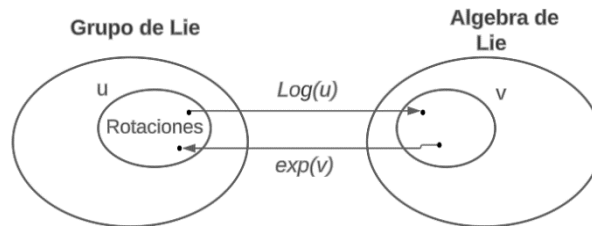


Fig. 5 Representación mapeo exponencial 1-1 y sobre

**3.3. Fases del proyecto (para visualizar el diagrama de Gantt consulte el anexo 1)**

**3.3.1. Revisión bibliográfica**

Se realizó una revisión bibliográfica con el objetivo de profundizar en el funcionamiento de las M-IMU y los procedimientos necesarios para realizar el correcto procesamiento de la información recolectada, la búsqueda se realizó en las bases de datos scielo, science of web, IEEE xplora, EBSCO y CRAI Urosario. Inicialmente, la ecuación de búsqueda fue “IMU” OR “Inertial Measurement Unit” OR “Wearable sensors” AND “gait analysis” OR “kinematics” OR “biomechanics”. Posteriormente, se direccionó la revisión hacia temas de interés para el desarrollo del proyecto; se buscó información en las mismas bases de datos sobre métodos de calibración, ángulos de Euler, cuaterniones, matrices de rotación, promedio de orientaciones, promedio de matrices de rotación y promedio de cuaterniones usando diferentes variaciones de estos temas como palabras clave.

### 3.3.2. Implementación algoritmo para estimar mejor postura estática

El algoritmo fue implementado a través de Python, tomando como referencia el algoritmo de [15] y haciendo uso de las librerías de numpy, scipy; se usó la librería de matplotlib para graficar y validar el resultado del algoritmo. El código se describe por el diagrama de flujo (fig. 6):

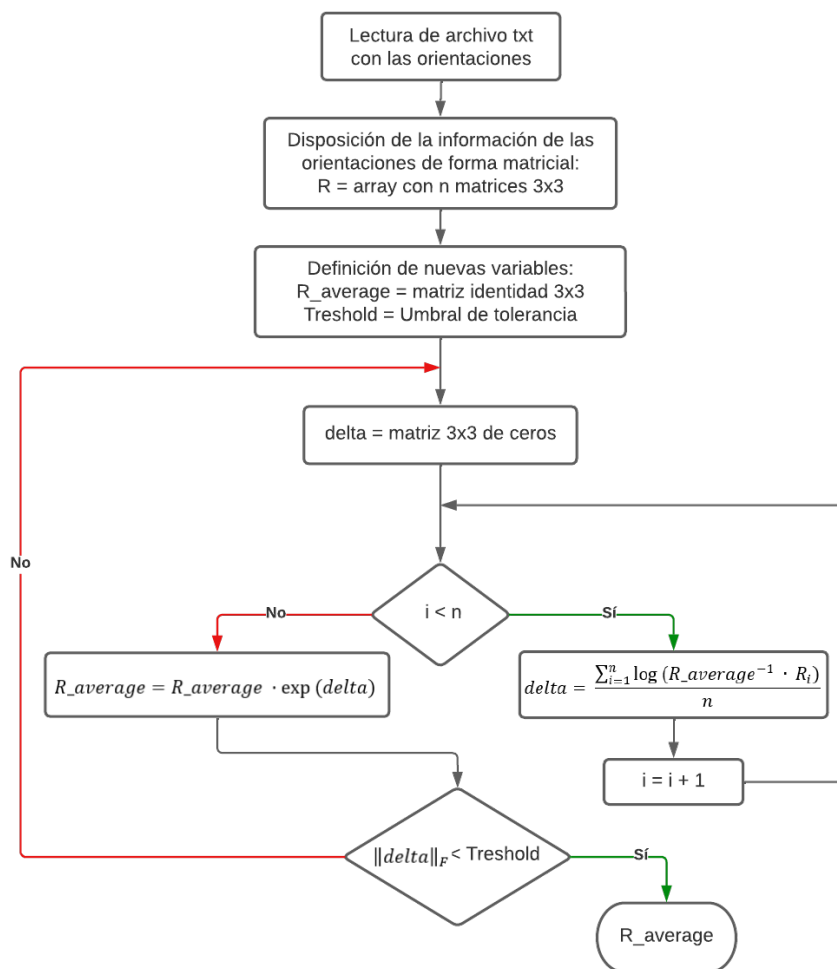
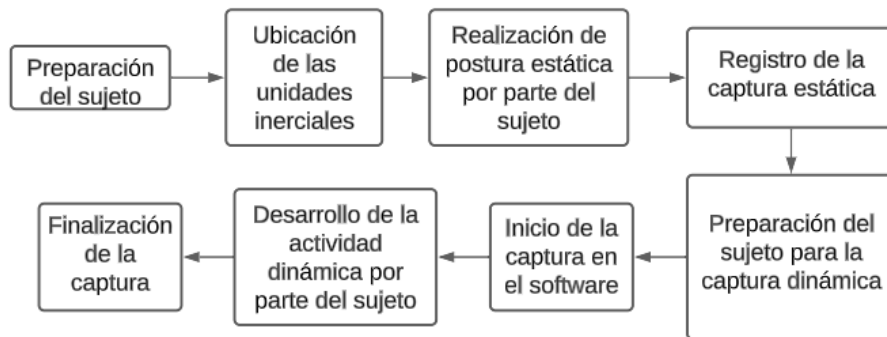


Fig. 6 Diagrama de flujo algoritmo para el cálculo del promedio de matrices de rotación

### 3.3.3. Prueba de concepto (Captura de prueba para visualización de parámetros de movimiento)

Para validar lo hecho durante esta investigación se realizó una prueba de concepto para la cual se contó con la colaboración de una deportista que practica ciclismo de ruta a nivel competitivo. Para el registro de la prueba se siguió el procedimiento descrito por el diagrama de la figura 7:



*Fig. 7 Diagrama de flujo procedimiento a seguir para la realización de pruebas*

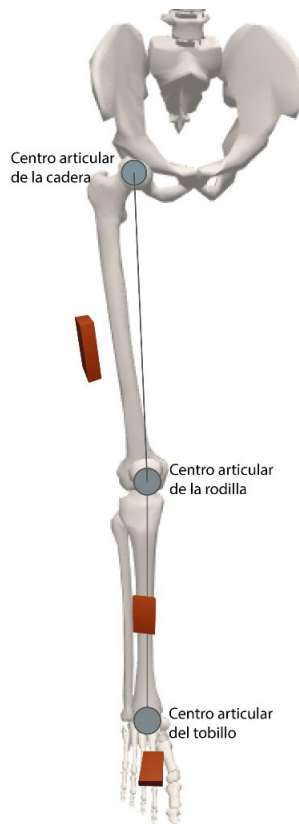
### **3.3.3.1. Preparación del sujeto**

Para la realización de la prueba la persona debe vestir ropa cómoda y si es posible deshacerse de cualquier objeto que pueda alterar el campo magnético como aparatos electrónicos o piezas metálicas. Estas recomendaciones también se deben tener en cuenta para la preparación del entorno de la prueba, en lo posible se debe realizar en un espacio libre de interferencia magnética.

### **3.3.3.2. Ubicación de las unidades magnético-inerciales**

Teniendo en cuenta que la cinemática de una articulación se define como la orientación relativa entre dos segmentos óseos [14], al modelar el cuerpo humano como una cadena cinemática articulada se obtienen 17 segmentos: cabeza, tórax, pelvis, un segmento de los hombros, brazos, antebrazos, manos, muslos, piernas y pies para cada hemicuerpo [15]. Sin embargo, debido a que para esta investigación se cuenta con seis unidades inerciales se captura el movimiento únicamente en un hemicuerpo de la extremidad inferior en consecuencia se ubican sensores para los muslos, las piernas y los pies como se muestra en la figura 8, además de una unidad magnético-inercial en la pelvis y otra en el tórax. Adicionalmente, cabe resaltar que para la ubicación de los sensores se siguieron las recomendaciones de la guía de usuario de XSens [9] por ello se usaron las correas de velcro para garantizar que el inercial quede bien sujeto y reducir el movimiento por el movimiento de la piel.

Adicionalmente, para el posicionamiento de los sensores se debe buscar ubicarlos cuidadosamente con el objetivo de montarlos de forma precisa alineados con el eje vertical del cuerpo. Esto con el objetivo de minimizar la incidencia de la no alineación de los ejes coordenados locales de la M-IMU con los ejes anatómicos [6][15].



*Fig. 8 Disposición de las unidades inerciales en el cuerpo*

### **3.3.3.3. Realización postura estática**

La pose estática elegida para la investigación en cuestión corresponde a la postura anatómica estándar, descrita en la sección 3.2.2. Se debe recomendar al participante mantenerse completamente quieto mientras se realiza la captura.

### **3.3.3.4. Desarrollo actividad dinámica**

Para el desarrollo de la actividad dinámica se contó con un vehículo adaptado con la estación MTw Awinda para lograr la comunicación entre los sensores inerciales y el software de captura. En cuanto a la actividad se pidió a la deportista realizar su entrenamiento como de costumbre, andando en la bicicleta con la velocidad y cadencia que lo hace cotidianamente mientras se seguía con el vehículo para no perder la comunicación con la estación de captura.

### **3.3.3.5. Registro de las capturas estática y dinámica**

La captura se realizó a una frecuencia de 100Hz a través del software MT-Manager 4.6 desarrollado por la compañía Movella para el registro y manipulación de la información capturada por los sensores inerciales de XSens conectados a través de la estación MTw-Awinda de la misma compañía. Este software permite generar la información en diferentes formatos, en este caso se genera la información en matrices de rotación.

### 3.3.4. Simulación de capturas a través de OpenSim

OpenSim es un software que permite realizar la simulación dinámica de la cinemática del movimiento [7]. El procedimiento para el cálculo de la cinemática inversa y la simulación del movimiento se resume en la figura 9.

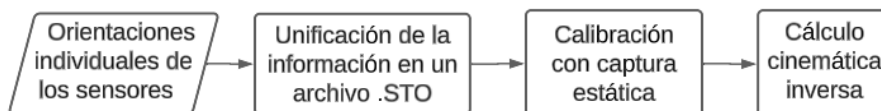


Fig. 9 Diagrama de flujo procedimiento para la simulación del movimiento en OpenSim

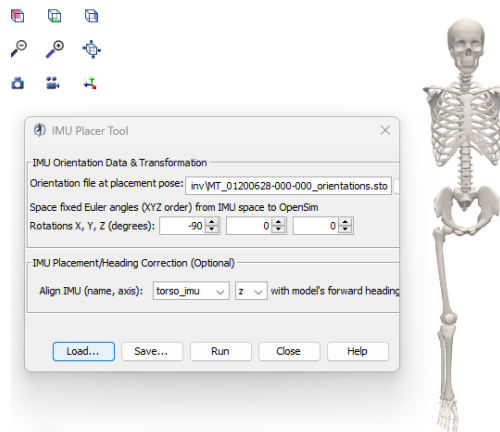
#### 3.3.4.1. Unificación de la información en un archivo. STO

Para el caso de la simulación de movimientos registrados a través de sensores inerciales, se dispone de un directorio con los registros en formato de texto *.txt*, con la información de la orientación de cada uno de los sensores. Cabe resaltar, que cada uno de estos archivos contiene el ID de la M-IMU a la cual corresponde, esto es importante para saber con qué segmento del cuerpo se debe relacionar la información de cada M-IMU.

Ahora bien, para iniciar la calibración se debe tener en cuenta que OpenSense no recibe archivos *.txt* y, además, es necesario brindarle la información necesaria para reconocer a que segmento del cuerpo asociar cada conjunto de orientaciones. En consecuencia, se debe unificar la información contenida en cada uno de los *.txt*, en un solo archivo en formato *.sto*, donde se reúne toda la información de las orientaciones de cada sensor y además la correspondencia de cada sensor con los segmentos anatómicos del modelo musculoesquelético de OpenSim. Este procedimiento se debe seguir con los datos de la captura estática y la captura dinámica.

#### 3.3.4.2. Calibración con captura estática

Inicialmente, el modelo de OpenSim no tiene asociado ningún sensor, pero en su configuración trae la información necesaria para a través de la herramienta "IMU Placer" de OpenSim posicionar los sensores en los segmentos correspondientes y alinearlos adecuadamente. Esta herramienta abre una ventana para suministrar el archivo con la información de las orientaciones de la captura estática unificada y, además, permite la opción de aplicar rotaciones a la información de las M-IMU para que esta sea consecuente con el sistema de referencia de OpenSim y permite la alineación de todos los sensores respecto a uno de ellos en cualquiera de los ejes con el objetivo de disminuir los errores en el cálculo cinemática inversa a causa la mala alineación de los sensores.

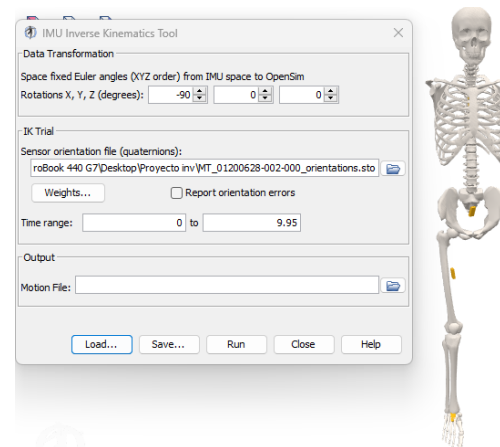


*Fig. 10 Configuración requerida para el posicionamiento y alineación de los sensores*

En la figura 10 se muestran los ajustes necesarios para la calibración del modelo en esta investigación y el modelo utilizado para la simulación. En este caso el modelo solo cuenta con los segmentos que se analizan y se aplica una rotación de  $-90^\circ$  en el X del sistema de referencia de las M-IMU para que coincida con el sistema de referencia de OpenSim, posteriormente se alinean los sensores en el eje Z respecto al sensor del torso.

### 3.3.4.3. Cálculo de la cinemática inversa

La cinemática inversa se calcula a través de la herramienta “IMU Inverse Kinematics” de OpenSim. En esta ventana se debe suministrar el archivo STO con la información de las rotaciones y es importante que si en la calibración se aplicó algún tipo de rotación para corregir los sistemas de referencia se aplique la misma rotación en esta ventana tal como se muestra en la figura 11.



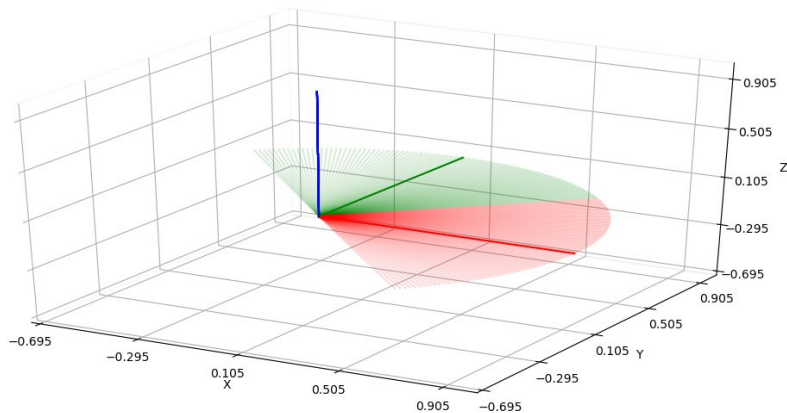
*Fig. 11 Configuración para simulación del movimiento y cálculo de la cinemática inversa*

Posterior a ello, OpenSim realiza el proceso interno necesario para generar la cinemática inversa y para animar el modelo previamente calibrado, además, permite acceder a las gráficas de toda la cinemática inversa calculada a través de la herramienta “Plot”.

## 4. RESULTADOS

Con el propósito de cumplir los objetivos presentados en la sección 2, se implementó en Python el algoritmo descrito en la sección 3.3.2; la implementación del código puede verse en el anexo 1. Posteriormente como parte del desarrollo se buscaron diferentes alternativas para verificar el funcionamiento del algoritmo, la primera prueba de verificación consistió en corroborar la ortogonalidad del vector promedio resultante, para ello se empleó la función `all close` de `numpy` para comprobar que la inversa de la matriz fuera aproximadamente igual a su transpuesta, la función da como resultado "True" cuando la inversa de la matriz se puede considerar igual a la transpuesta de esta. En todas las pruebas realizadas se obtuvieron resultados positivos.

Luego de comprobar la ortogonalidad se usó `matplotlib` para graficar en 3D cada uno de los ejes de las orientaciones capturadas y los ejes de la matriz promedio resultante. Para ello, se realizaron varias pruebas, en primer lugar, se generó un arreglo de matrices con una orientación inicial  $R_z(-45^\circ)$  realizando rotaciones sobre el mismo eje con cambios de  $1^\circ$  hasta alcanzar una rotación final de  $R_z(+45^\circ)$ , buscando de esta forma que el resultado del promedio de todas las rotaciones sea la rotación identidad.



*Fig. 12 Estimación del promedio en matrices construidas digitalmente con una rotación total de  $90^\circ$*

En efecto, en la figura 12 se observan el resultado de una rotación de  $90^\circ$  alrededor del eje Z, es así, como se genera un cambio en la posición de los ejes X y Y; estos cambios se representaron graficando el eje 90 veces, una vez por cada rotación. Posteriormente se estimó y se graficó el promedio de las rotaciones, las cuales se representan a través de los colores rojo y verde respectivamente con una opacidad del 100% razón por la cual este eje sobresale respecto a las transiciones a lo largo de la rotación.

Posteriormente, se procedió a hacer una prueba con las unidades inerciales. Se pretendió realizar una rotación de  $90^\circ$  en el tronco con la unidad inercial ubicada en el tórax del sujeto. En la figura 13, se evidencian cambios notables ocasionados por la rotación del eje X en la posición de los ejes Y y Z representados con color verde y azul respectivamente.

En este caso se evidencia el promedio de todas las rotaciones con una opacidad del 100% de la misma forma que se hizo en la prueba de la figura 10.

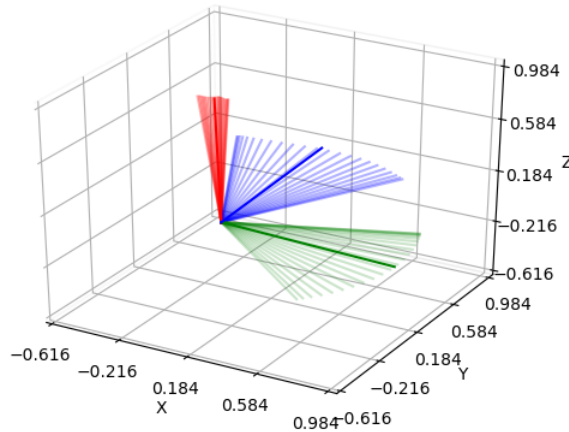


Fig. 13 Estimación del promedio en matrices obtenidas por la rotación del torso con una unidad inercial

Finalmente, luego de comprobar el funcionamiento del dispositivo se procedió a realizar la prueba de concepto, siguiendo el procedimiento descrito en la sección 3.3.3; en la figura 14 se evidencia la disposición de los sensores en el cuerpo del sujeto de prueba. Seguidamente, se le pidió a la deportista ubicarse en frente del vehículo en el que se encontraba la estación de captura MTw-Awinda para realizar la respectiva conexión entre los sensores y el software de captura, luego se inició la captura estática (Figura 15).



Fig. 14 Disposición de los sensores





Fig. 15 Captura estática y dinámica

Seguidamente, la deportista se puso en marcha y se realizó el registro de dos capturas; para la captura inicial se le pidió mantener la pierna izquierda estirada un instante para iniciar el registro mientras la segunda captura se realizó en un momento aleatorio mientras se desplazaba. Luego del registro de las capturas se procedió a realizar el procesamiento de la información recolectada. En efecto, se exportaron los registros de cada sensor como matrices de rotación y se realizó el promedio de las orientaciones de estos en la captura estática; obteniendo el resultado presentado en la figura 16.

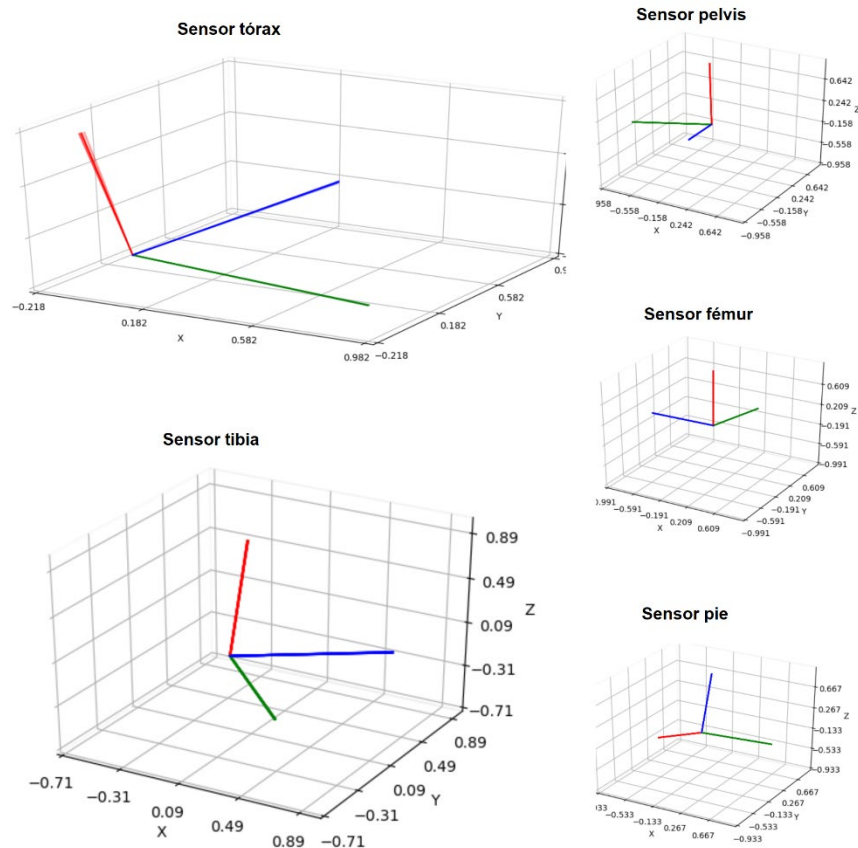
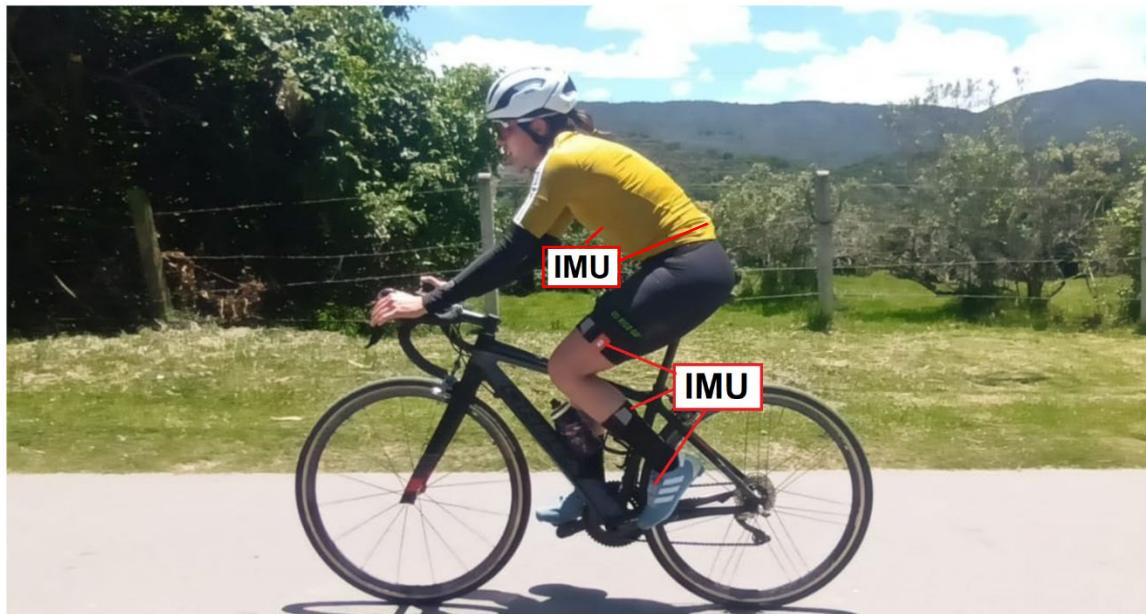


Fig. 16 Rotaciones y rotación promedio de cada uno de los sensores en la captura estática

Finalmente, siguiendo con la metodología descrita se procedió a la simulación del movimiento en OpenSim. En consecuencia, en la figura 17 se presenta una imagen de la ciclista realizando su actividad paralela a su representación en el modelo simulado desde diferentes perspectivas. Posteriormente, a través de este mismo software se extrajeron algunas métricas relacionadas con el movimiento en la rodilla, el tobillo y la cadera; en la figura 18 se presenta una contextualización aproximada de los ángulos estimados y mostrados en las figuras figura 19-22.



*Fig. 17 Paralelo actividad dinámica y su respectiva simulación en OpenSim*



Fig. 18 Ángulos estimados durante la simulación dinámica

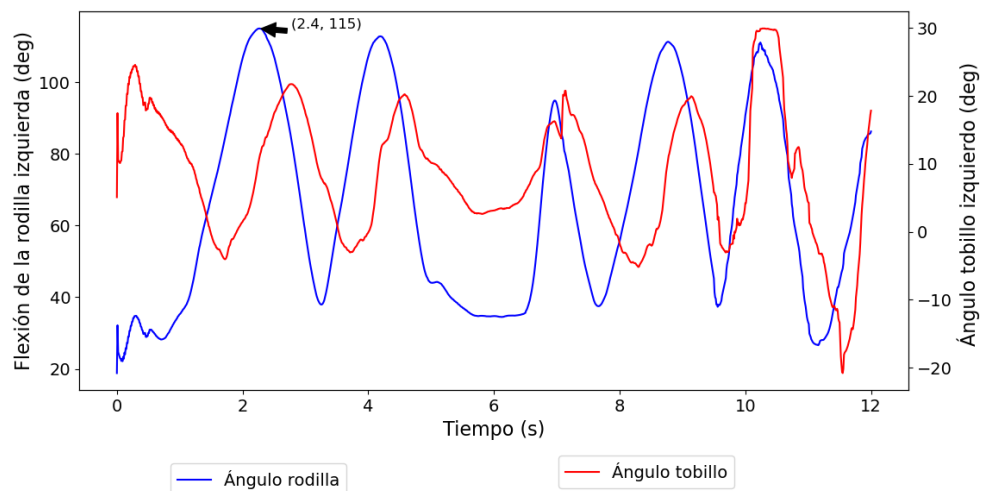


Fig. 19 Ángulo de la rodilla izquierda y el tobillo en captura que inicia en posición de reposo con la pierna estirada. Ángulo máximo de flexión de rodilla señalado

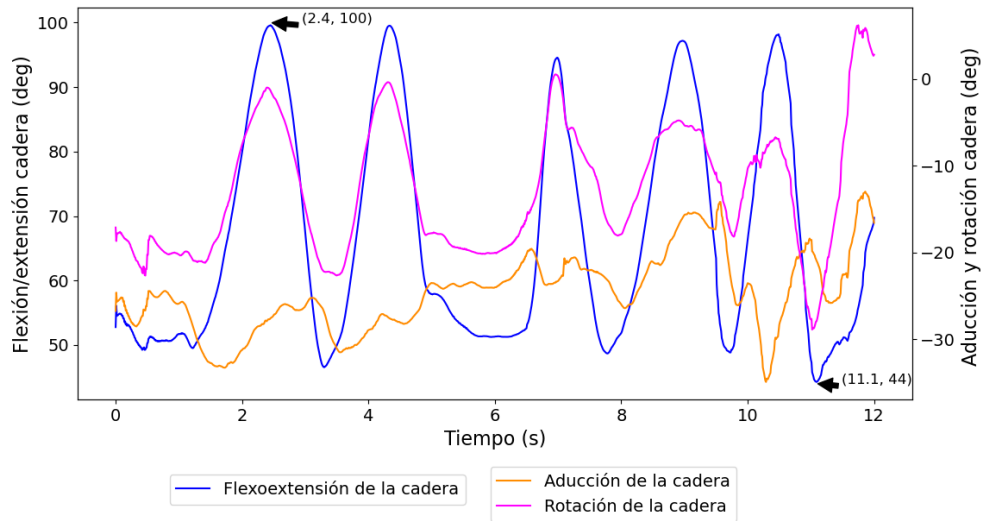


Fig. 20 Ángulos movimientos registrados por la cadera en captura que inicia en posición de reposo con la pierna estirada. Ángulos máximo y mínimo de flexión/extensión de la cadera señalados.

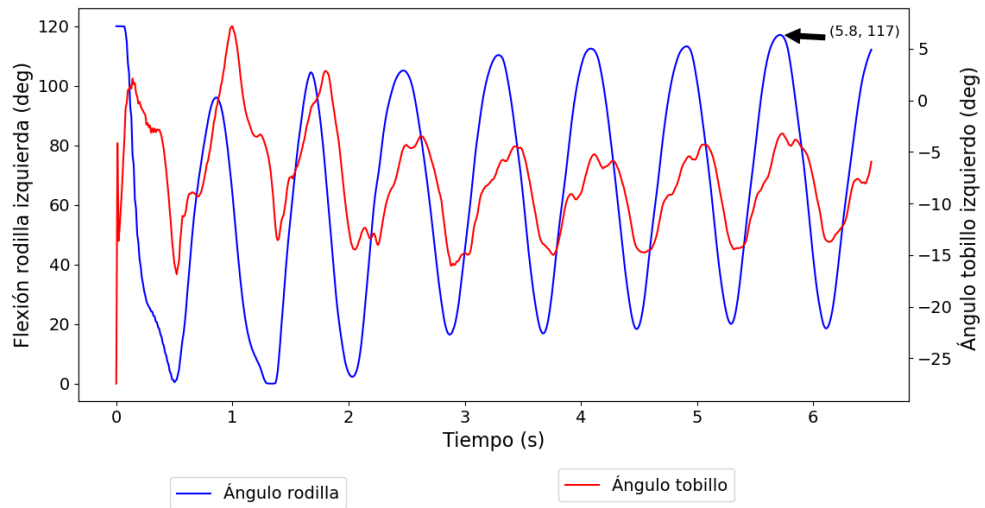


Fig. 21 Ángulos de la rodilla izquierda y el tobillo en captura con inicio aleatorio. Ángulo máximo de flexión de rodilla señalado

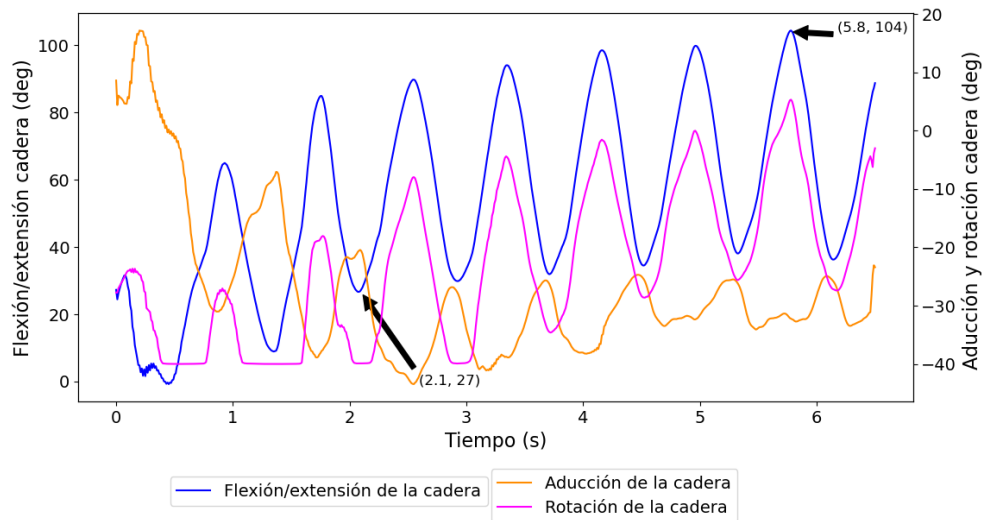


Fig. 22 Ángulos movimientos registrados por la cadera en captura con inicio aleatorio. Ángulos máximo y mínimo de flexión/extensión de la cadera señalados (descartando el primer ciclo por evidencia de comportamiento anormal).

Finalmente, se quiso comprobar la incidencia del algoritmo para la estimación de la mejor postura estática en el cálculo de la cinemática inversa; para ello se realizó el cálculo de la cinemática inversa realizando la calibración del modelo por defecto (usando un solo fotograma) y se graficó respecto a la cinemática inversa obtenida al calibrar el modelo con el promedio de las orientaciones de la postura estática (algoritmo) encontrando el siguiente resultado (figura 22).

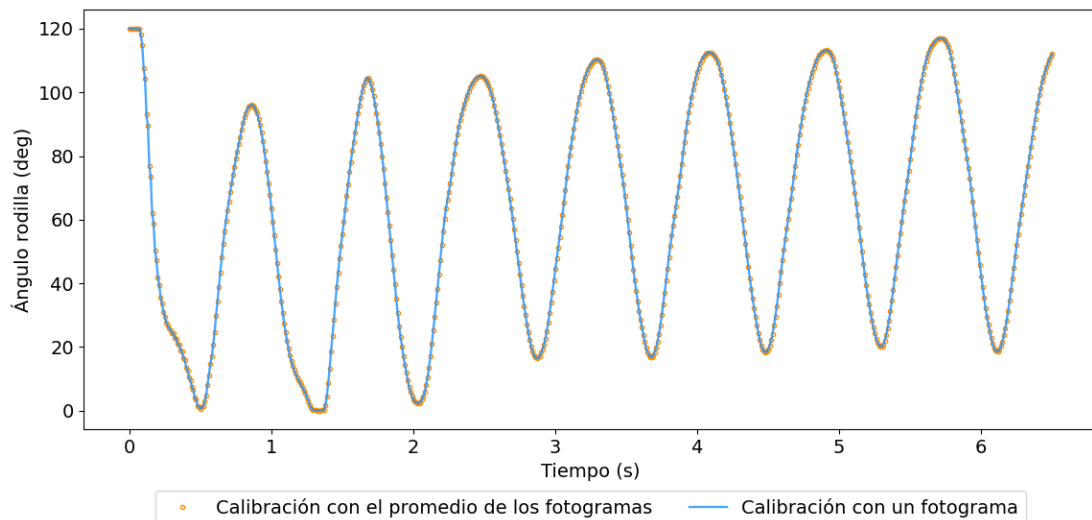


Fig. 23 Comparación cinemática inversa calculada con calibración estándar (con un fotograma) y calibración a través del promedio de rotaciones obtenido con el algoritmo desarrollado

## 5. DISCUSIÓN

En la primera prueba realizada al algoritmo se evidencia una rotación total de  $90^\circ$  perfecta ya que su matriz de rotación fue generada a través de un algoritmo; en consecuencia, la matriz promedio da en los  $45^\circ$  que para este caso coincide con los ejes de la rotación identidad como se esperaba y como se evidenció a través del cálculo del error obtenido a través de la diferencia entre el resultado obtenido y el resultado esperado, este cálculo se presenta a continuación, evidenciando que las diferencias entre la matriz obtenida y la esperada son insignificantes comprobando así la precisión del algoritmo para calcular el promedio. Sin embargo, la similitud entre los resultados obtenidos no implica el no funcionamiento del algoritmo ya que no se consideró la diferencia entre el entorno donde se realizó la prueba y un laboratorio pues la prueba se realizó en un espacio abierto, lo cual favoreció el resultado al ser un espacio con menor incidencia de perturbaciones en comparación con un laboratorio que suele estar rodeado de estructuras ferromagnéticas y en consecuencia con una mayor cantidad de fuentes perturbaciones.

$$\text{Resultado obtenido} = \begin{bmatrix} 0.999 & 0.008 & 0 \\ -0.008 & 0.999 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{Resultado esperado} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\text{Error} = \begin{bmatrix} 3.89e^{-5} & -8.82e^{-3} & 0 \\ 8.82e^{-3} & 3.89e^{-5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Ahora bien, en el caso del resultado presentado en la figura 11 se evidenciaron varios hallazgos: en primer lugar existen diferencias en la disposición de los ejes en la figura 10 y 11, esto ocurre debido a que como se mencionó a lo largo de este trabajo la unidad inercial maneja su propio sistema de referencia; por otra parte a pesar de haber aplicado la rotación sobre el eje X este presenta variaciones muy evidentes, las cuales se encuentran relacionadas con las fluctuaciones durante la postura estática ya que en primer lugar la M-IMU es susceptible al ruido y en términos anatómicos es imposible mantener un segmento del cuerpo completamente quieto en consecuencia, a pesar de haber intentado rotar perfectamente el eje X no fue posible aplicar un movimiento netamente rotacional sobre el eje. Sin embargo, el resultado si fue ortogonal y aparentemente representa el promedio de todas las rotaciones; en este caso no existe un parámetro de referencia para validar la información ya que la rotación aplicada no fue de  $90^\circ$  grados exactamente.

Sin embargo, el resultado evidenciado en la figura 11 además de comprobar el funcionamiento de los sensores inerciales refuerza la necesidad de realizar el promedio de las matrices en la captura estática ya que se evidenció que el sensor es altamente sensible a los pequeños cambios en la posición del cuerpo que no son conscientes ni perceptibles a la vista humana.

Respecto a la prueba de concepto realizada con la ciclista de acuerdo con los resultados presentados en la figura 16 se encontró que la influencia del algoritmo para el cálculo del promedio de los fotogramas de la captura estática no es notoria ya que no se evidencian fluctuaciones significativas al graficar los ejes de cada rotación. En efecto, a pesar de que en la figura 16 se graficaron todas las rotaciones y el promedio visualmente solo se percibe una línea, esto se debe a que la cercanía entre las variaciones da la apariencia de una sola línea con mayor grosor a excepción de el sensor de tórax donde se ve una pequeña fluctuación ocasionada posiblemente por la respiración de la deportista. Esta fluctuación es importante ya que en el caso específico de este proyecto se usa la unidad inercial del tórax como referencia para la alineación de los demás sensores.

En concordancia con lo anterior, se realizó la simulación del modelo de OpenSim usando las dos alternativas de calibración y como se evidencia en las figuras 22 no se encontraron diferencias en el cálculo de la cinemática inversa. Para corroborarlo, se calculó el error cuadrático medio entre cada una de la señal y se obtuvo como resultado 0.0 lo cual implica que para este caso en específico la estimación de la mejor pose estática no tuvo incidencia en el resultado, sin embargo, se debe tener en consideración ya que los resultados no representan una muestra significativa pues representan la evaluación de un solo sujeto. Por otra parte, se encontró una gran ventaja en el registro de la cinemática con sensores inerciales y la reconstrucción del movimiento a través de herramientas con OpenSim ya que como se muestra en la figura 17 a pesar de tener visual solo de una parte del cuerpo del ciclista a través del modelo simulado se puede observar el gesto realizado por el mismo desde cualquier punto de vista.

Finalmente, en las figuras 19 – 22 se presentan algunos parámetros del movimiento estimados a través de la herramienta cinemática inversa de OpenSim, estas gráficas presentan patrones de movimiento coherentes con los gestos realizados por el deportista durante la actividad, adicionalmente comprobando con la literatura para un ángulo de la rodilla de  $150^\circ$  la cadera debe flexionarse  $100^\circ$  grados [18], en los resultados obtenidos no se evidencian flexiones de rodilla tan altas sin embargo se puede afirmar que la afirmación es coherente pues en la flexión máxima de rodilla se alcanza una flexión de la cadera de alrededor de  $100^\circ$ , esto se puede corroborar con los valores señalados en las figuras 19, 20, 21 y 22; además cuando el ciclista está sentado al agacharse puede alcanzar un ángulo no menor a  $30^\circ$  para estar en una posición cómoda [18] esta afirmación también se puede validar pues en la figura 20 se registra una flexión mínima de  $44^\circ$  en la cadera mientras en la 22 se evidencia un valor por debajo del umbral pero muy cercano al mismo ( $27^\circ$ ). Por otra parte, se encontró que el ángulo del tobillo debe mantenerse alrededor de los  $90^\circ$  [18] alcanzando valores de hasta  $112^\circ$ ; en este caso no corresponde a la información observada en las figuras 19 y 21, sin embargo la variación en los datos si es coherente razón por la cual se podría inferir que el cálculo de la cinemática inversa se realiza correctamente pero OpenSim toma como referencia un eje diferente al usado comúnmente para la estimación del ángulo; para los ángulos de aducción y rotación de la cadera no se encontró información para contrastar sin embargo, la información presentada es suficiente para corroborar la eficiencia del funcionamiento del algoritmo desarrollado y la utilidad de las herramientas empleadas para la simulación y cálculo de la cinemática inversa del movimiento.

## **6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

A lo largo de esta investigación se desarrolló e implementó un algoritmo para la estimación de la mejor postura estática realizada durante una captura realizada con sensores inerciales M-IMU. En este trabajo se solucionó el problema de la alineación de los sensores a través del software de OpenSim sin embargo, para trabajos futuros es necesario desarrollar un método de alineación que no requiera de otras aplicaciones y sea eficiente, adicionalmente como trabajo futuro se puede desarrollar un algoritmo o interfaz que mejore para la calibración y el cálculo de la cinemática.

Por otra parte, se espera continuar con esta investigación y contribuir en el proyecto del laboratorio de tecnologías e innovación para el rendimiento deportivo de la universidad de Quebec en Trois-Rivieres el cual consiste en el desarrollo de un método de análisis cinemático en el ámbito de los deportes aéreos basados en unidades inerciales. Para finalizar, a futuro se debería plantear un método de calibración dinámica que permita el reajuste de los sensores durante la actividad dinámica.



## 7. CONCLUSIONES

Finalizada la investigación se logró contextualizar el funcionamiento de los sensores inerciales en consecuencia, se logró el objetivo de desarrollar e implementar el algoritmo para la estimación de la mejor postura estática sin embargo también se encontró que para la prueba realizada estimar la mejor pose no altera considerablemente el resultado, aunque es una alternativa que podría considerarse una buena práctica para prevenir perturbaciones ya que se debe tener en cuenta que en el ambiente en que se realizó la prueba no se consideraron perturbaciones propias de los laboratorios o espacios cerrados.

También se logró comprobar que, aunque el procesamiento de matrices de rotación es más costoso a nivel computacional resulta más beneficiosa respecto al uso de los cuaterniones ya que son matemáticamente más sencillos de manipular e interpretar al representarse gráficamente. Por otra parte, en el proceso de simulación y estimación de la cinemática inversa se destacó la importancia de la correcta alineación de los sistemas de referencia del cuerpo, los sensores y en este caso el modelo empleado para la simulación ya que de lo contrario a pesar de que la información recolectada sea correcta la cinemática inversa no va a representar el movimiento realizado.

Finalmente, es posible concluir que los sensores inerciales son altamente funcionales para el análisis de movimiento en exteriores permitiendo en el caso del deporte el registro de la información en el entorno de entrenamiento o competencia. Sin embargo, la fiabilidad de esta información no depende solo los sistemas de captura sino de las buenas prácticas al momento de registrar y procesar la información.

## REFERENCIAS

- [1] “Introducción a Investigación e Innovación,” Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito. [Online]. Available: <https://www.escuelaing.edu.co/es/investigacion-e-innovacion/investigacion-e-innovacion-en-la-escuela-julio-garavito/>.
- [2] “Instituto de Ciencias Físicas,” Instituto de Ciencias Físicas (ICF) de la UNAM. [Online]. Available: <https://www.fis.unam.mx>
- [3] M. Rana and V. Mittal, “Wearable sensors for real-time kinematics analysis in sports: A Review,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 1187–1207, 2021.
- [4] L. C. Benson, C. A. Clermont, E. Bošnjak, and R. Ferber, “The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: A systematic review,” *Gait & Posture*, vol. 63, pp. 124–138, Apr. 2018.
- [5] L. C. Benson, A. M. Räisänen, C. A. Clermont, and R. Ferber, “Is this the real life, or is this just laboratory? A scoping review of IMU-based running gait analysis,” *Sensors*, vol. 22, no. 5, p. 1722, 2022.
- [6] T. Seel, J. Raisch, and T. Schauer, “IMU-based joint angle measurement for gait analysis,” *Sensors*, vol. 14, no. 4, pp. 6891–6909, 2014.
- [7] A. Seth, J. L. Hicks, T. K. Uchida, A. Habib, C. L. Dembia, et al, “OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and Animal Movement,” *PLOS Computational Biology*, vol. 14, no. 7, 2018.
- [8] M. Tabatabaian, “coordinate systems definition,” in *Tensor analysis for engineers: Transformations and applications*, Dulles, VA: Mercury Learning and Information, 2019.
- [9] Xsens Technologies B.V., MTw Awinda User Manual. Xsens Technologies B.V., Enschede, Netherlands, 2018.
- [10] M. Tabatabaian, “Rigid body rotation: Euler angles, quaternions and rotation matrix” in *Tensor analysis for engineers: Transformations and applications*, Dulles, VA: Mercury Learning and Information, 2019.
- [11] J. M. Pallis, “Chapter 7 3D Kinematics: Using Quaternions for Modeling Orientation and Rotations in Biomechanics,” in *Biomechanical principles and applications in sports*, Cham, Switzerland: Springer, 2019.
- [12] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise, and K. Aminian, “Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 14, pp. 2330–2335, 2009.
- [13] T. J. van der Zee, E. M. Mundinger, and A. D. Kuo, “A biomechanics dataset of healthy human walking at various speeds, step lengths and step widths,” *Scientific data*, 16-Nov-2022. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9669008/>. [Accessed: 02-May-2023].
- [14] P. Picerno, P. Caliandro, C. Iacovelli, C. Simbolotti, M. Crabolu, D. Pani, et al, “Upper limb joint kinematics using wearable magnetic and inertial measurement units: An anatomical calibration procedure based on Bony Landmark identification,” *Scientific Reports*, vol. 9, no. 1, 2019.
- [15] Y.-T. Liu, Y.-A. Zhang, and M. Zeng, “Sensor to segment calibration for magnetic and inertial sensor-based motion capture systems,” *Measurement*, vol. 142, pp. 1–9, 2019.
- [16] J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui, and K. Aminian, “Ambulatory measurement of 3D knee joint angle,” *Journal of biomechanics*, vol. 41, pp. 1029–1085, 2008.
- [17] “HANDOUT #13: INTRODUCTION TO THE ROTATION GROUP.” *MATHEMATICS 0054*, 2023.

[18] A. Baker, *Bike Fit*, 4th ed. Washington: Arnie Baker cycling, 2009.

## ANEXO 1

En este anexo se presentan las fases del proyecto descritas en la metodología, junto con la duración de cada una y la dependencia entre ellas de las mismas. La información se presenta en forma de tabla junto con su correspondiente diagrama de Gant, donde la dependencia entre actividades se representa a través de los colores que acompañan cada actividad.

**Tabla fases del proyecto**

<b>Nombre</b>	<b>Fecha inicio</b>	<b>Fecha finalización</b>	<b>Dependencia</b>
Simulación OpenSim	2023-04-24	2023-05-07	Captura prueba
Algoritmo para importar información a OpenSim	2023-03-27	2023-04-15	Revisión funcionamiento OpenSim
Revisión funcionamiento OpenSim	2023-03-06	2023-03-17	Revisión bibliográfica
Preparación presentación final	2023-05-15	2023-05-26	Redacción documento final
Redacción documento final	2023-01-30	2023-05-12	
Revisión bibliográfica	2023-01-23	2023-03-06	
Desarrollo del algoritmo postura estática	2023-03-06	2023-03-24	Revisión bibliográfica
Captura prueba	2023-04-16	2023-04-23	Desarrollo del algoritmo postura estática

