

# **ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL**

**FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA**

**TÉCNICAS BASADAS EN SENSORES INERCIALES PARA EL  
SEGUIMIENTO DE LA ACTIVIDAD FÍSICA**

**VALIDACIÓN DE LAS TÉCNICAS BASADAS EN SENSORES  
INERCIALES PARA EL SEGUIMIENTO DE LA ACTIVIDAD  
FÍSICA**

**TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR PRESENTADO COMO  
REQUISITO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO/A EN  
MECÁNICA**

**BRYAM MICHAEL CALVA CUEVA**

**bryam.calva@epn.edu.ec**

**DIRECTOR: WILLIAM RICARDO VENEGAS TORO**

**william.venegas@epn.edu.ec**

**DMQ, Agosto 2023**

## **CERTIFICACIONES**

Yo, BBRYAM MICHAEL CALVA CUEVA declaro que el trabajo de integración curricular aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

---

**BRYAM MICHAEL CALVA CUEVA**

Certifico que el presente trabajo de integración curricular fue desarrollado por BRYAM MICHAEL CALVA CUEVA, bajo mi supervisión.

---

**WILLIAM VENEGAS DIRECTOR**

## **DECLARACIÓN DE AUTORÍA**

A través de la presente declaración, afirmamos que el trabajo de integración curricular aquí descrito, así como el (los) producto(s) resultante(s) del mismo, son públicos y estarán a disposición de la comunidad a través del repositorio institucional de la Escuela Politécnica Nacional; sin embargo, la titularidad de los derechos patrimoniales nos corresponde a los autores que hemos contribuido en el desarrollo del presente trabajo; observando para el efecto las disposiciones establecidas por el órgano competente en propiedad intelectual, la normativa interna y demás normas.

BRYAM MICHAEL CALVA CUEVA

WILLIAM RICARDO VENEGAS TORO

## DEDICATORIA

Dedico este trabajo a:

Mis padres: Nelson Calva y Lucia Cueva.

Hermanas: Vanessa, Jesenia y Patricia

Demás familiares.

Todos ellos han sido el pilar fundamental para el desarrollo de este trabajo, los cuales han puesto su confianza y apoyo incondicional en el desarrollo de mis sueños durante cada etapa de formación, permitiendo una constante inspiración en la construcción de un personaje tenaz, valiente y perseverante. Este logro académico es un reflejo de un arduo camino, donde cada acto demuestra el compromiso a ser una persona de valor y aporte par nuestra sociedad.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a Dios por la salud, bienestar y bendiciones en el transcurso de mi vida, donde cada suceso vivido representa una oportunidad para evidenciar la magnificencia de este ser supremo.

Emito un agradecimiento fraternal a mi familia por su cariño y apoyo durante este proceso académico universitario, donde la motivación, amor y compromiso se han visto reflejados en cada acto de perseverancia y dedicación.

Gratitud a mi tutor William Vengas, por su valiosa guía en el aporte de conocimientos y experticia durante el desarrollo de este trabajo, cuya paciencia y consejos permitieron alcanzar la ejecución del tema de estudio.

A mis amigos y demás colaboradores que, con palabras de aliento, consejos, conversaciones enriquecedoras contribuyeron en el aprendizaje de diversos temas que permiten establecer un criterio de diferentes puntos de vista, desarrollando un trabajo que engloba la parte investigativa en ingeniería mecánica y su correlación en las áreas de aplicación.

A mi Institución de Formación, la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Escuela Politécnica Nacional, cuyos conocimientos impartidos permitieron el desarrollo de mi persona tanto en aspectos académicos, como en valores que me convierten en un profesional respetable y de honor.

Por último, agradezco, a cada persona que estableció un impacto en mi persona, dejando huellas de experiencia y afecto, permitiendo el encuentro de ideologías y momentos compartidos en el transcurso de este viaje llamado vida.

## ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIONES.....	1
DECLARACIÓN DE AUTORÍA.....	2
DEDICATORIA.....	3
AGRADECIMIENTO.....	4
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	5
Índice de Figuras.....	7
Índice de tablas.....	9
RESUMEN.....	10
ABSTRACT.....	11
1 INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Objetivo general.....	1
1.2 Objetivos específicos.....	1
1.3 Alcance.....	2
1.4 Marco teórico.....	2
1.4.1 Biomecánica en la Actividad Física.....	2
1.4.2 Movimientos del cuerpo humano en un sistema de Referencia.....	3
1.4.3 Eje Instantáneo de rotación.....	6
1.4.4 Método de Euler.....	8
1.4.5 Método de los cuaterniones.....	10
1.4.6 Método de Rodrigues.....	12
1.4.7 Sistemas con sensores inerciales.....	14
1.4.8 IMUs.....	15
1.4.9 EMG.....	18
1.4.10 Fotogrametría.....	18
2 METODOLOGÍA.....	20
2.1 Calibración.....	20

2.2	Experimentación .....	21
2.3	Tratamiento de datos .....	23
2.4	Comparación .....	25
2.5	Validación .....	25
2.6	Instrumentación y experimentación.....	25
2.7	Procesamiento de datos .....	30
2.8	Simulación .....	32
3	RESULTADOS, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	34
3.1	Resultados .....	34
3.1.1.	Calibración .....	34
3.1.2.	Validación.....	38
3.1.3.	Simulación.....	42
3.2	Conclusiones.....	43
3.3	Recomendaciones.....	45
4	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	46
5	ANEXOS.....	51
	ANEXO I. Programa de Calibración de articulación por método de cuaterniones.....	
	ANEXO II. FILTRADO DE SINGULARIDADES.....	
	ANEXO III. SUAVIZADO BSPLINE .....	
	ANEXO IV. Validación Cuaterniones.....	
	ANEXO V. PROCESAMIENTO DATOS FOTOGRAMETRIA PARA OPENSIM .....	

# Índice de Figuras

## MARCO TEÓRICO

<i>Figura.1.4.1. Sistemas de referencia absoluto y relativo</i> .....	4
<i>Figura.1.4.2. Términos anatómicos para la descripción de la dirección o posición relativa.</i>	5
<i>Figura.1.4.3. Planos y ejes del cuerpo humano</i> .....	5
<i>Figura.1.4.4. Eje de movimiento Instantáneo</i> .....	7
<i>Figura.1.4.5. Representación de un cuerpo en el cálculo del eje instantáneo de rotación.</i>	7
<i>Figura.1.4.6. Diagrama vectorial de un cuerpo en movimiento para la derivación de la fórmula de rotación</i> .....	9
<i>Figura.1.4.7. Representación gráfica del producto de términos imaginarios.</i>	12
<i>Figura.1.4.8. Rotación en torno a un eje que pasa por el origen</i> .....	13
<i>Figura.1.4.9. Análisis de posicionamiento adecuado de los miembros superiores mediante Fotogrametría</i> .....	19
<i>Figura.1.4.10. Estudio del movimiento de miembros inferiores de un ciclista mediante Fotogrametría a) Representación del sujeto de análisis b) Curva cinemática del patrón de movimiento del sujeto</i> .....	19

## METODOLOGÍA

<i>Figura 2.1. Diagrama de Flujo de la Metodología.</i> .....	20
<i>Figura 2.2. Instrumentación de Articulación.</i> .....	21
<i>Figura 2.3. Marcadores Anatómicos sugeridos por la ISB en el modelo cinemático de la pierna</i> .....	26
<i>Figura 2.4. Marcadores Anatómicos del modelo de movimiento en OpenSim.</i> .....	26
<i>Figura 2.5. Sujeto Experimentador. a) Posición estática posterior b) posición dinámica lateral)</i> .....	30
<i>Figura 2.6. Modelo anatómico de simulación en OpenSim.</i> .....	32
<i>Figura 2.7. Escalamiento del modelo en OpenSim.</i> .....	33

## RESULTADOS

<i>Figura3.1.1. Posición angular Pitch</i> .....	34
<i>Figura3.1.2. Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje x.</i> .....	35



<i>Figura3.1.3. Variación de movimiento del cuaternión dos respecto al eje x</i> .....	35
<i>Figura3.1.4. Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje y.</i> .....	36
<i>Figura3.1.5. Posición angular Roll</i> .....	37
<i>Figura3.1.6. Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje z.</i> .....	37
<i>Figura3.1.7. Posición angular Yaw</i> .....	38
<i>Figura3.1.8. Posición angular componente principal de la pierna (Fuente: cálculos propios-Cuaterniones).</i> .....	39
<i>Figura3.1.9. Posición angular de la pierna (Fuente: cálculos propios-Euler)</i> .....	40
<i>Figura3.1.10. Posición angular componente principal del peroné (Fuente: Cálculos propios por método de cuaterniones)</i> .....	40
<i>Figura3.1.11. Posición angular componente principal del peroné por Euler (Fuente: Cálculos propios por método de Euler)</i> .....	41
<i>Figura3.1.12. Simulación OpenSim de movimiento miembro superior derecho en bicicleta estática (Fuente: Propia OpenSim)</i> .....	42
<i>Figura3.1.13. Trayectoria de giro de la rodilla (Fuente: Simulación Opensim)</i> .....	42

## Índice de tablas

### MARCO TEÓRICO

Tabla 1.4.1	Descripción de movimientos de los diferentes segmentos del cuerpo..6
Tabla 1.4.2	Ejemplos en aplicaciones de sensores inerciales en la salud [14]..... 14
Tabla 1.4.3	Características principales de modelos IMU's (1/2). ..... 15
Tabla 1.4.4	Características principales de modelos IMU's (2/2) ..... 17

### METODOLOGÍA

Tabla 2.2.1	Descripción de movimientos de la articulación para la validación..... 22
Tabla 2.6.1	Asignación y Ubicación de sensores IMU's. .... 28
Tabla 2.6.2	Asignación y Ubicación de marcadores Fotogramétricos. .... 29

## RESUMEN

La actividad física en el ser humano es constante en cada acción cotidiana efectuada, desde actividades relajantes hasta acciones que demandan un desgaste energético alto, siendo en muchos casos deficiente o incorrecto el movimiento efectuado, lo que deriva en patologías accidentales o desarrolladas a futuro, es por ello que el estudio biomecánico permite evaluar y conocer patrones de movimiento característicos en diferentes miembros del cuerpo humano, dando lugar a una herramienta útil en el diagnóstico de un determinado sujeto y con ello la corrección futura de la acción motriz en el miembro de observación.

Dada la importancia del desarrollo de técnicas orientadas al seguimiento de la actividad física, el presente trabajo pretende validar la técnica de recopilación de datos experimentales mediante sensores inerciales en relación a la Fotogrametría, para ello se establece un protocolo de movimiento preferencial destinado al movimiento cotidiano que ejercen los ciclistas, ya que describe un patrón de movimiento estable y consecutivo, siendo nuestro enfoque analítico en dos puntos del miembro inferior: el fémur y peroné. Para ello recurrimos al desarrollo de programas en Matlab que nos permitan el control de datos experimentales y el contraste de las técnicas utilizadas, basados en modelos matemáticos numéricos de posición cinemática, fundamentalmente cuaterniones, que permite la descripción de posición instantánea en el transcurso del tiempo. Además, se desarrolla un tratamiento de datos adicional para simular el movimiento efectuado mediante el software OpenSim, con el fin de establecer la observación y análisis del movimiento efectuado representado virtualmente por modelos musculoesqueléticos.

**PALABRAS CLAVE:** Validación, IMU's, Fotogrametría, Cuaterniones, Matlab, OpenSim.

## ABSTRACT

Physical activity in humans is constant in every daily action performed, from relaxing activities to actions that require high energy expenditure. In many cases, the executed movement is deficient or incorrect, leading to accidental or future-developed pathologies. This is why biomechanical study allows evaluating and understanding characteristic movement patterns in different parts of the human body, providing a useful tool in diagnosing a particular subject and thus enabling future correction of motor actions in the observed limb.

Given the importance of developing techniques focused on monitoring physical activity, the present work aims to validate the technique of collecting experimental data through inertial sensors in relation to Photogrammetry. To achieve this, a protocol for preferred movement is established, targeting the everyday motion exerted by cyclists, as it describes a stable and sequential movement pattern. Our analytical focus is on two points of the lower limb: the femur and the fibula. For this purpose, we turn to the development of programs in Matlab that allow us to control experimental data and compare the used techniques. These are based on numerical mathematical models of kinematic position, primarily quaternions, which enable the description of instantaneous position over time.

Furthermore, an additional data treatment is developed to simulate the executed movement using OpenSim software, in order to establish the observation and analysis of the movement virtually represented by musculoskeletal models.

**KEYWORDS:** Validation, IMUs (Inertial Measurement Units), Photogrammetry, Quaternions, Matlab, OpenSim.

# 1 INTRODUCCIÓN

La actividad física con lleva un vínculo esencial en las personas, en su cotidianidad al entretenerse, realizar deporte o en el hecho de realizar una tarea específica al desempeñar su trabajo, sin embargo, pocos estamos conscientes de la forma en como lo hacemos, la cantidad o las implicaciones que puede tener en nuestra salud. Es por ello que el propiciar un seguimiento de la actividad física de un sujeto puede aportar en áreas de rehabilitación, diagnóstico de salud, ergonomía, seguimiento deportivo, etc. Esto se puede lograr mediante un registro de la cantidad, intensidad, ejecución, posicionamiento y ritmo en el desempeño de un movimiento.

En este contexto se evidencian diversas herramientas para capturar el movimiento ya sea desde pulseras especializadas para el registro de actividad, hasta técnicas más especializadas como el video-análisis, fotogrametría, Unidades de medida Inercial (IMU), Dinamómetros, Electromiografía (EMG), entre otras. Para nuestro análisis de movimiento nos centraremos en los IMU's, en la cual la portabilidad de los instrumentos y la información que proporciona puede permitirnos analizar de manera eficiente la cinemática del movimiento característico de un miembro de estudio, el cual mediante modelos matemáticos podemos establecer patrones de movimiento, rangos de giro y curvas características que precisen una información fiable al diagnóstico o seguimiento de movimiento en una determinada aplicación.

Para la validación, en primera estancia se detalla los posibles movimientos característicos donde el sujeto de análisis los efectuó en planos preestablecidos, sustentado bajo un protocolo experimental, en la cual se permita efectuar una comparación con graficas funcionales en estudios ya validados. Además, se realiza una comparación cinemática de movimiento comparando la fotogrametría con los IMUS, en la cual se evidencie las gráficas características en base a los dos métodos.

## 1.1 Objetivo general

Validar las técnicas basadas en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física.

## 1.2 Objetivos específicos

1. Investigar diferentes métodos cinemáticos para la caracterización del movimiento y su aplicación en el proceso de datos experimentales, fundamentados en modelos matemáticos de posición.

2. Establecer un mecanismo de movimiento en el cual se recopile información de posición por métodos de fotogrametría e IMUs para establecer su calibración, mediante la comparación gráfica de cambio de posiciones a través del tiempo.
3. Determinar las curvas características de posición de un miembro funcional del cuerpo humano y determinar la validez de las técnicas basadas en sensores inerciales en base a técnicas fotogramétricas, estableciendo el tratamiento de datos por el método de cuaterniones para su respectiva comparación.
4. Simular la trayectoria descrita por el sujeto experimentador mediante un software de posicionamiento virtual OpenSim, observando las trayectorias descritas por dos puntos del miembro inferior en relación a la repetibilidad de cambio de posición en el tiempo, denotando patrones de movimiento

### **1.3 Alcance**

En este trabajo se pretende comparar datos experimentales que describan la variación de posición en función del tiempo mediante unidades de medidas inerciales IMUs y fotogrametría, identificando la variación, coincidencia, ruido y parámetros que permitan establecer la validez y confiabilidad en el seguimiento de la actividad física, procesados mediante el método de cuaterniones para la obtención de curvas características de movimiento. Esta técnica se aplicará a la validación funcional del miembro inferior del cuerpo humano, siendo el primero a la altura del fémur y el segundo sobre el peroné, donde su curva característica de posiciones variables obtenida mediante IMU's sea comparable con la curva de datos experimentales fotogramétricos, sustentada en la repetibilidad y eficiencia mediante protocolos preestablecidos para su experimentación.

### **1.4 Marco teórico**

#### **1.4.1 Biomecánica en la Actividad Física**

La Biomecánica como una rama multidisciplinaria, busca conocer las leyes de la mecánica en aplicaciones estructurales y orgánicas de los seres vivos, de manera especial el ser humano en donde se puede presenciar movimiento [1]. En primera estancia se desarrolla un estudio descriptivo, que refiere a lo sucedido en la ejecución de un movimiento, otro es el estudio experimental que establece una relación de las variables al ejecutar el movimiento y por último, un estudio teórico de modelización, donde, se desarrolla un modelo predictivo por medio de datos reales inerciales, el cual es respaldado matemáticamente por medio de la mecánica newtoniana, tomando en cuenta variables como aceleración, masa, fuerzas

actuantes y desplazamientos; esto permite simular e identificar parámetros de movimiento que afecten al resultado al ser variadas [2].

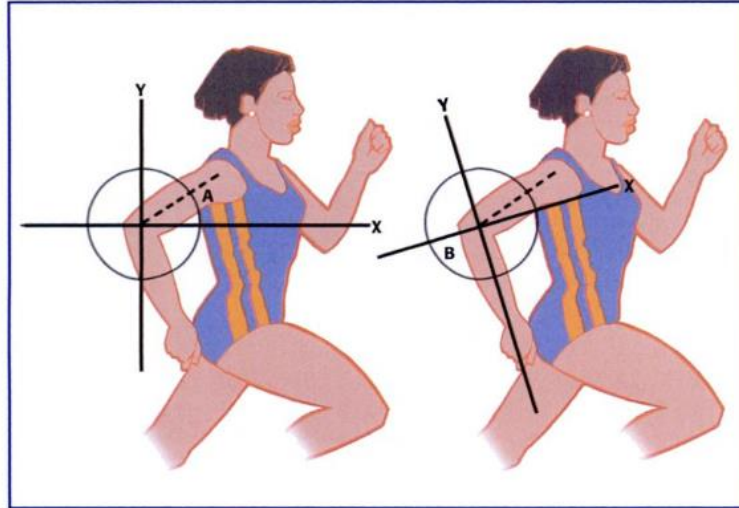
Los campos que abarca la Biomecánica son extensos ya sea en el ámbito médico aplicado a la Traumatología (Lesiones y estudio de cargas máximas de músculos, tendones, huesos, cartílagos y ligamentos), Rehabilitación, Fisiología (Fluidos y relación en la coordinación de movimientos con las habilidades motoras), Ortopédica (Implantación y adaptación de prótesis) [2]. En otras ramas se observa la Biomecánica ocupacional enfocada a la ergonomía en las condiciones de trabajo, Biomecánica de la actividad física y deportiva, quien muestra mayor relevancia en el enfoque de nuestro estudio, para lo cual se establecerá la relación de estos conceptos como parte fundamental de nuestro estudio.

Al mencionar actividad física nos referimos a cualquier movimiento corporal que se produce en los músculos y esqueleto que demanda un gasto energético, ya sea por entretenimiento, deporte, desplazamiento o por realizar una tarea en específica en nuestras labores cotidianas [3].

Para ello la Biomecánica de la actividad física pretende estudiar la mecánica del movimiento del ser humano en las actividades cotidianas como caminar, saltar, trabajar, etc. Este aspecto permite conocer posiciones y ángulos adecuados al realizar esta actividad específica, optimizando la ejecución para lograr un desarrollo libre de riesgos donde se evite problemas de fatiga, sobrecargas que derivan fracturas y lesiones en la estructura antropométrica y fisiológica de movimiento [2].

#### **1.4.2 Movimientos del cuerpo humano en un sistema de Referencia**

El establecer un sistema de referencia en el análisis de un movimiento, permite identificar el cambio de posición del cuerpo o segmento en el transcurso del tiempo. Este sistema de referencia puede ser relativo donde su posición se precisa respecto a una anterior ya sea el cambio a velocidad constante (sistemas inerciales) o por aceleración; en cambio en el sistema absoluto, se producen todos los cambios en base a un punto fijo ya sea que se encuentre en el cuerpo o fuera de él [2].



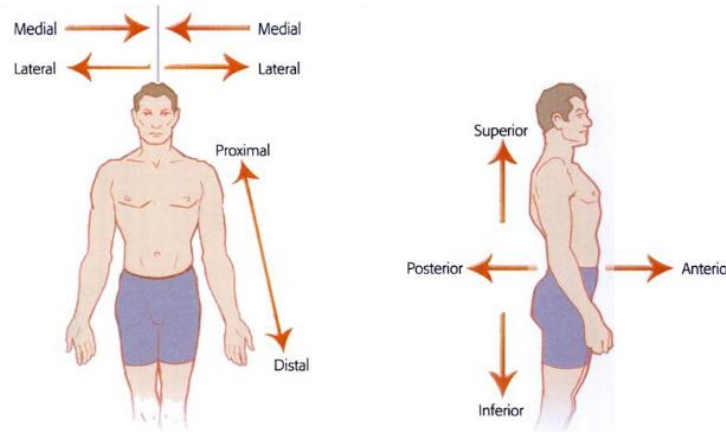
**Figura.1.4.1.** Sistemas de referencia absoluto y relativo [2].

Para determinar la orientación del movimiento se establecen ejes de referencia considerando la acción predominante y dirección de avance, quien designa la positividad del movimiento considerando su variación en cada eje. La Sociedad Internacional de Biomecánica establece el eje Y en dirección vertical, X en la dirección horizontal y Z los movimientos laterales paralelos al suelo [2].

El cambio de posición producido por el movimiento puede deberse ya sea a la traslación, rotación o combinación de estos dos, describiendo trayectorias rectilíneas o curvilíneas que pueden producirse a una velocidad constante o una variación por la aceleración de un miembro en específico, que por lo general este último es más frecuente, considerando movimientos combinados [2].

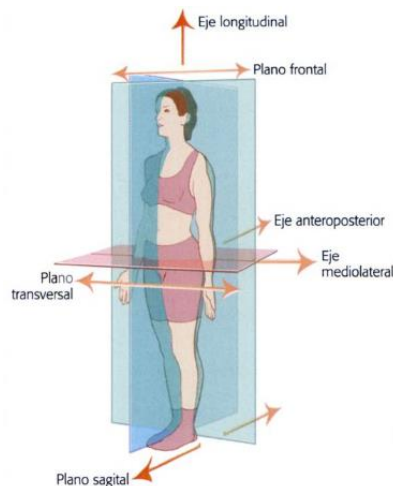
Es necesario considerar términos que permitan identificar la posición y clase de movimiento en el cuerpo humano; siendo definida la posición inicial de relajación de los músculos de pie, como fundamental, la posición anatómica medial que establece la cercanía al eje medio del cuerpo, mientras que lateral es la lejana a este mismo eje, un punto proximal indica cercanía al punto de referencia mientras que distal la lejanía, el termino anterior (ventral) y posterior (dorsal) se establece de acuerdo a la espalda [2]. Lo dicho se remite a la figura 1.4.2.





**Figura.1.4.2.** Términos anatómicos para la descripción de la dirección o posición relativa [2].

Asignar planos y ejes referentes al cuerpo humano permite cuantificar el movimiento de manera más visual, los cuales convergen en el centro de masa, formando tres planos de posibles movimientos perpendiculares a los ejes correspondientes. En este contexto se define el plano sagital que atraviesa el cuerpo por la parte anteroposterior, el plano transversal que divide la cadera (paralela al suelo) y el plano frontal paralelo a la espalda el cual interseca los dos brazos [2]. Los ejes principales descritos son el longitudinal, anteroposterior y medio lateral como se describe en la siguiente figura:



**Figura.1.4.3.** Planos y ejes del cuerpo humano [2].

El cambio de posición también depende de los grados de libertad de los miembros de análisis para ello se establece los tipos de movimiento producidos en los diferentes planos con sus respectivos grados de libertad, los cuales se recopilan en la siguiente tabla:

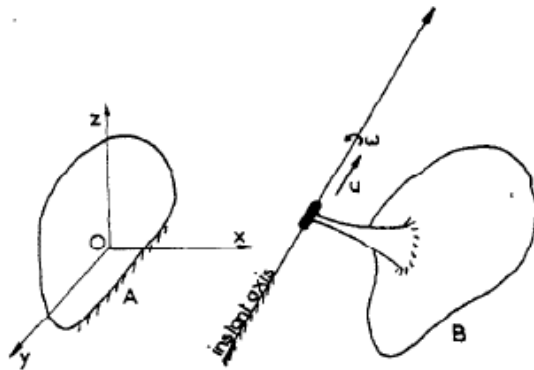
**Tabla 1.4.1** Descripción de movimientos de los diferentes segmentos del cuerpo [2].

Segmento	Articulación	Grados de libertad de movimiento	Movimientos
Cabeza	Columna vertebral	3	Flexión, extensión, hiperextensión, flexión lateral I/D, rotación I/D y circunducción
	Atlantoaxial (tres articulaciones)	1 grado cada una	Rotación I/D
Tronco	Columna vertebral	3	Flexión, extensión, hiperextensión, rotación I/D, flexión lateral I/D y circunducción
Brazo	Hombro	3	Flexión, extensión, hiperextensión, abducción, adducción, hiperabducción, hiperabducción, abducción horizontal, adducción horizontal, rotación medial/lateral y circunducción
Cintura escapular	Esternoclavicular	3	Elevación/depresión
	Acromioclavicular	3	Abducción, adducción (protracción y retracción), rotación hacia adelante y rotación hacia atrás
Antebrazo	Codo	1	Flexión, extensión e hiperextensión
	Radio cubital	1	Pronación y supinación
Mano	Muñeca	2	Flexión, extensión, hiperextensión, flexión radial, flexión ulnar y circunducción
Dedos	Metacarpofalángica	2	Flexión, extensión, hiperextensión, abducción, adducción y circunducción
	Interfalángica	1	Flexión, extensión e hiperextensión
Dedo pulgar	Metacarpiana	2	Flexión, extensión, abducción, adducción, oposición y circunducción
	Metacarpofalángica	1	Flexión y extensión
	Interfalángica	1	
Muslo	Cadera	3	Flexión, extensión, hiperextensión, abducción, adducción, hiperabducción, abducción horizontal, adducción horizontal, rotación medial/lateral y circunducción
Pantorrilla/pierna	Rodilla	2	Flexión, extensión, hiperextensión y rotación medial/lateral
Retropié	Tobillo (tibiocalcaneal)	1	Flexión plantar y flexión dorsal
	Subastragalina	3	Inversión y evasión
Antepié	Metatarsfalángica	2	Flexión, extensión, abducción, adducción y circunducción
	Interfalángica	1	Flexión y extensión

### 1.4.3 Eje Instantáneo de rotación

La inexistencia de movimiento planar en las articulaciones, aún cuando el movimiento predominante se efectúa en un plano bidimensional es un problema encontrado en la caracterización de movimiento que puede inhibir algunas patologías derivadas del desplazamiento tridimensional de la articulación, donde la trayectoria característica descrita por el eje instantáneo de rotación en cada articulación sana, es similar en diferentes individuos, tal es el caso de las investigaciones realizadas del cuello (Woltring et al., 1994), la columna lumbar (Page et al., 2009b), la rodilla (Wolf y Degani, 2007), el complejo del hombro (Dempster, 1955), el tobillo (Leardini et al., 1999), la rodilla (Soudan Karel, 1979). Es por ello que se introduce el concepto de eje instantáneo de rotación, basado en parámetros cinemáticos que indican el cambio de posición tridimensional a través del tiempo, donde el cuerpo en cada instante se describe como una combinación de traslación en el eje y una simple rotación sobre el plano que describe el eje, es decir [4]. La figura 1.4.4 describe el movimiento del cuerpo rígido B mediante una traslación a lo largo del eje

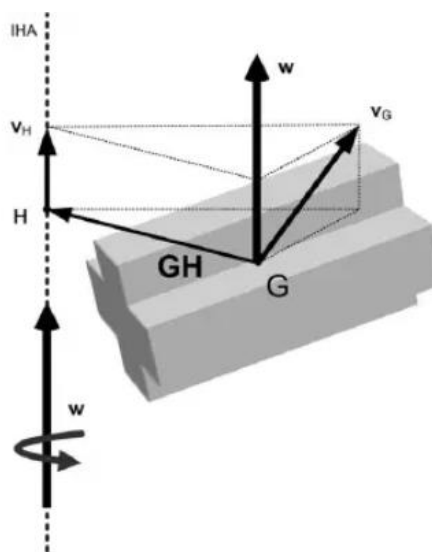
instantáneo, indicada por la velocidad  $v$ , seguida de una rotación alrededor de ese eje, descrita por la velocidad angular  $w$  [4].



**Figura.1.4.4.** Eje de movimiento Instantáneo [4].

Al definir el eje instantáneo de rotación de una articulación se observa que existe repetibilidad motora, debido a la coordinación particular del individuo lo que desencadena a un patrón funcional de movimiento permitiendo que los 6 grados de libertad se reduzcan a los funcionales en la ejecución del movimiento [5].

Para encontrar el eje instantáneo de rotación necesitamos la introducción de un punto G, que es el centro de gravedad del cuerpo, un punto H ubicado en el eje instantáneo de rotación más cercano a G es decir perpendicular al eje o velocidad angular que poseen la misma dirección (paralelas), es por ello que al ser el punto H el más cercano la velocidad es mínima [5]. Lo mencionado se indica en la figura 1.4.5.



**Figura.1.4.5.** Representación de un cuerpo en el cálculo del eje instantáneo de rotación [5].

Considerando que la velocidad en el punto G es definida como la velocidad en el punto H

más el producto cruz entre el vector G respecto H por la velocidad angular del cuerpo, se tiene:

$$\vec{V}_G = \vec{V}_H + \overrightarrow{GH} \times \vec{\omega}$$

**Ecuación 1.4.1.** Velocidad del centro de masa.

Este producto al ser desarrollado y despejando el vector de posición de G respecto a H, permite encontrar el punto por donde pasa el eje instantáneo de rotación, siendo:

$$\overrightarrow{GH} = \frac{\vec{\omega} \times \vec{V}_G}{\omega^2}$$

**Ecuación 1.4.2.** Vector posición de G respecto a H.

Por tanto, el eje instantáneo de rotación es una recta paralela a  $\vec{\omega}$ , que pasa por el punto H. La velocidad del punto G puede ser calculada con la introducción de una magnitud física llamada cantidad de movimiento lineal que es conservable siendo la suma de la velocidad de cada punto de interés por su masa, que a su vez en términos de seguimiento de actividad física de un cuerpo se puede poner n marcadores de masa unitaria, que midan la velocidad de este punto, por tanto, la velocidad en G es igual a la suma de la velocidad de cada marcador, sobre el número de marcadores, como indica la ecuación 1.4.2.

$$\vec{V}_G = \frac{1}{n} \sum \vec{V}_i$$

**Ecuación 1.4.3.** Velocidad del centro de Gravedad.

Por otra parte, la velocidad angular es expresada en función del tursor de inercia y el momento angular, siendo:

$$\vec{\omega} = J_G^{-1} \sum \Delta \vec{r}_i \times \vec{v}_i$$

**Ecuación 1.4.4.** Velocidad angular del solido rígido.

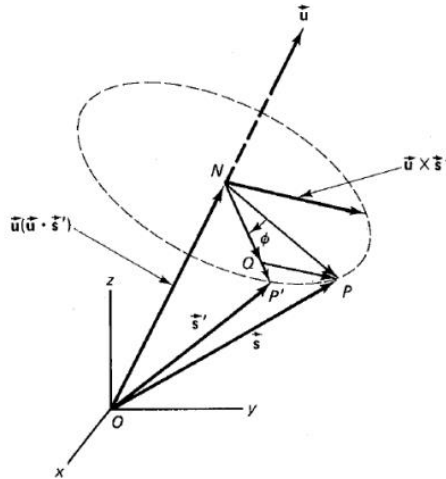
$$J_G = \begin{bmatrix} \sum (y_i^2 + z_i^2) & -\sum x_i \cdot y_i & -\sum x_i \cdot z_i \\ -\sum x_i \cdot y_i & \sum (y_i^2 + z_i^2) & -\sum y_i \cdot z_i \\ -\sum x_i \cdot z_i & -\sum y_i \cdot z_i & \sum (y_i^2 + z_i^2) \end{bmatrix}$$

**Ecuación 1.4.5.** Torsor de inercia del conjunto de marcadores.

#### 1.4.4 Método de Euler

Este método pretende describir principalmente la orientación instantánea de un objeto en

el espacio mediante un sistema de coordenadas angulares, que conlleva consigo los ángulos de Euler que permite establecer un sistema referencial instantáneo fijado al cuerpo conteniendo una traslación del sistema global y una rotación instantánea [6]. Con el fin de establecer una relación entre estos sistemas referenciales se utiliza los cosenos directores, considerando que la orientación es cambiante en el tiempo, la matriz de transformación debe ser una función continua en el tiempo [7].



**Figura.1.4.6.** Diagrama vectorial de un cuerpo en movimiento para la derivación de la fórmula de rotación [6].

$$\vec{s}' = A\vec{s}$$

**Ecuación 1.4.6.** Posición vectorial de un cuerpo.

Donde A es la composición vectorial de cada unitario del eje instantáneo u, que en función de los parámetros y mediante el manejo vectorial se puede escribir de forma matricial, como:

$$A = \begin{bmatrix} e_0^2 + e_1^2 - \frac{1}{2} & e_1 e_2 - e_0 e_3 & e_1 e_3 + e_0 e_2 \\ e_1 e_2 + e_0 e_3 & e_0^2 + e_2^2 - \frac{1}{2} & e_2 e_3 - e_0 e_1 \\ e_1 e_3 - e_0 e_1 & e_2 e_3 + e_0 e_1 & e_0^2 + e_3^2 - \frac{1}{2} \end{bmatrix}$$

**Ecuación 1.4.7.** Matriz de cosenos direccionales en función de los parámetros cinemáticos.

Considerando la suma de los elementos de la diagonal llamado trazo, se aplica en la matriz A, con la finalidad de encontrar los parámetros de Euler, siendo:

$$e_0^2 = \frac{\text{tr } A + 1}{4}$$

**Ecuación 1.4.8.** Primer parámetro de Euler.

Luego se sustituye el primer parámetro en A, obteniendo los demás parámetros:

$$e_1^2 = \frac{1 + 2a_{11} - \text{tr } A}{4}; \quad e_2^2 = \frac{1 + 2a_{22} - \text{tr } A}{4}; \quad e_3^2 = \frac{1 + 2a_{33} - \text{tr } A}{4}$$

**Ecuación 1.4.9.** Parámetros de Euler.

Considerando que  $\vec{p}$  es una función continua en el tiempo entonces A es continua en el tiempo por tanto se pueden definir las matrices G y L como:

$$G = \begin{bmatrix} -e_1 & e_0 & -e_3 & e_2 \\ -e_2 & e_3 & e_0 & -e_1 \\ -e_3 & -e_2 & e_1 & e_0 \end{bmatrix}$$

$$L = \begin{bmatrix} -e_1 & e_0 & e_3 & -e_2 \\ -e_2 & -e_3 & e_0 & e_1 \\ -e_3 & e_2 & -e_1 & e_0 \end{bmatrix}$$

**Ecuación 1.4.10.** Matrices de transformación cinemática.

Con estas matrices se podrá obtener la velocidad y aceleración angulares con respecto al sistema de coordenadas propio y con respecto al sistema de coordenadas global, siendo:

$$\omega_g = 2G\dot{p}$$

**Ecuación 1.4.11.** Velocidad angular respecto a un sistema de coordenadas global.

$$\omega_p = 2L\dot{p}$$

**Ecuación 1.4.12.** Velocidad angular respecto a un sistema de coordenadas propio.

$$\dot{\omega}_g = 2G\ddot{p}$$

**Ecuación 1.4.13.** Aceleración angular respecto a un sistema de coordenadas global.

$$\dot{\omega}_p = 2L\ddot{p}$$

**Ecuación 1.4.14.** Aceleración angular respecto a un sistema de coordenadas propio.

### 1.4.5 Método de los cuaterniones

El método de cuaterniones fue inventado por William Hamilton en 1843 que permite establecer un sistema espacial en dos sistemas auxiliares de rotación y desplazamiento

variante en el tiempo de acuerdo con la posición instantánea del cuerpo [8].

Objetos tridimensionales pueden ser localizados en un sistema de coordenadas mediante un vector de posición y como es cambiante en el tiempo se pretende calcular los cambios entre los dos vectores. Sin embargo, se debe considerar las posibles combinaciones de rotación el yaw, pitch and roll que normalmente se reduce a la variación de dos grados de libertad.

Al hablar de cuaternión hacemos referencia a un número hipercomplejo, el cual establece la proyección de un cuerpo tridimensional a partir de un plano de cuatro dimensiones, en la cual la parte imaginaria consta de más de un término, siendo el cociente entre dos conjuntos de cuatro números conformado por un escalar y un vector.

$$q = (w, xi, yj, zk)$$

**Ecuación 1.4.15.** Cuaternión.

Esta proyección se puede dar debido a la introducción de un concepto matemático llamado hiperesfera, que establece que sus puntos sean equidistantes a un punto dado en el espacio, por tanto, se define la rotación en marcos de referencia a partir de un eje de giro preestablecido, siendo un cuaternión de rotación definido de la siguiente manera:

$$\text{Parte real: } q_1 = \cos \frac{\theta}{2}; \text{ Parte Hipercompleja: } q_2 = n_x \text{ sen } \frac{\theta}{2}; q_3 = n_y \text{ sen } \frac{\theta}{2}; q_4 = n_z \text{ sen } \frac{\theta}{2}$$

**Ecuación 1.4.16.** Descomposición de cada miembro del cuaternión.

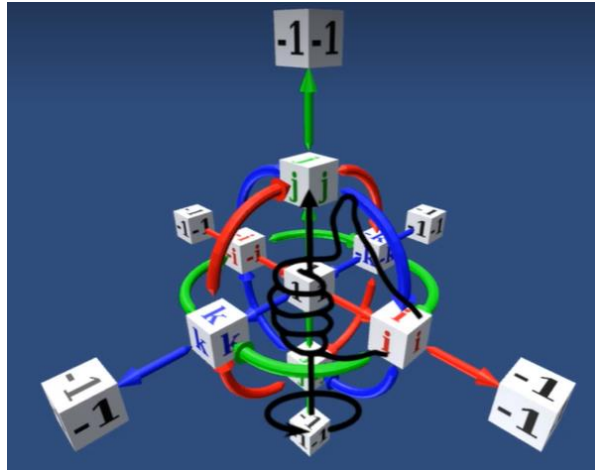
La matriz de rotación en términos de cuaterniones puede ser expresadas como:

$$R = \begin{pmatrix} q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 - q_4^2 & 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2(q_2q_4 + q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 + q_1q_4) & q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 - q_4^2 & 2(q_2q_4 - q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 - q_1q_3) & 2(q_3q_4 + q_1q_2) & q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 + q_4^2 \end{pmatrix}$$

**Ecuación 1.4.17.** Matriz de Rotación.

La dirección entre dos puntos cualquiera puede ser expresada por tres valores que se encuentre en el rango de -1 a 1; y cuya magnitud sea la unidad, por tanto, el cuaternión es el conjunto de cuatro valores que representa la rotación en lugar de 9 como lo que indica la matriz de rotación [8, 9].

Lo mencionado antes, puede ser expresado de forma visual como se indica en la figura 1.4.5, cuyo producto de cada termino imaginario establece la dirección resultante de ejes imaginarios, cuyo concepto obedece a la regla de mano derecha.



**Figura.1.4.7.** Representación gráfica del producto de términos imaginarios [10].

El cuaternión como un número adicional presenta operaciones principales, en la cual establece que la adición es asociativa y conmutativa en cada término imaginario y real de cada componente, sin embargo, en la sustracción es únicamente asociativa ya que el cambio de signo da origen a un nuevo cuaternión [10]. En caso de la multiplicación obedece a la propiedad distributiva y cada término que multiplica a otro tiene su propio resultado, en especial de términos imaginarios, para ello se puede ayudar con la regla de mano derecha visualizada en la figura 1.4.5, tomando en cuenta la fórmula fundamental:

$$\hat{i}^2 = \hat{j}^2 = \hat{k}^2 = \hat{i} * \hat{j} * \hat{k} = -1$$

**Ecuación 1.4.18.** Fórmula fundamental de producto de números imaginarios.

Considerando que el cuaternión es una composición vectorial de números complejos, no existe la división de estos, sin embargo, se presencia la operación de un cuaternión conjugado, que establece un cuaternión con la misma magnitud con direcciones opuestas a su original, cuyo resultado de este producto es igual a la unidad [10].

### 1.4.6 Método de Rodrigues

El método de Rodrigues, considera un cambio de posición de dos puntos mediante un punto medio, que permite la analogía entre desplazamientos finitos y desplazamientos infinitesimales. Los desplazamientos finitos descritos son basados en seis parámetros que determinan la ubicación del eje central de rotación, como la información de traslación paralela a este eje y una rotación en el plano perpendicular del mismo que describe una forma de coordenadas de torsión finitas [11]. Rodrigues demostró que toda traslación se puede representar de forma infinitesimal mediante la composición de dos rotaciones de igual ángulo, pero de rotaciones opuestas alrededor de ejes paralelos.

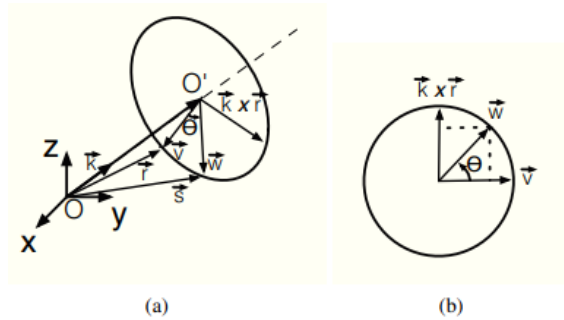
Los parámetros que definen el vector de Rodrigues en una posición, son:



$$b_x = \tan\left(\frac{1}{2}\theta_{sx}\right); b_y = \tan\left(\frac{1}{2}\theta_{sy}\right), b_z = \tan\left(\frac{1}{2}\theta_{sz}\right)$$

**Ecuación 1.4.19.** Parámetros del vector de Rodrigues.

La forma de calcular rotaciones según Rodrigues donde el vector  $\vec{r}$  que al rotar un ángulo  $\theta$ , en torno al eje de unitario  $\vec{k}$  que pasa por el origen O, se convierte en el vector  $\vec{s}$  [12]. Lo mencionado se indica en la siguiente figura:



**Figura.1.4.8.** Rotación en torno a un eje que pasa por el origen [12].

$$\vec{s} = \vec{r} \cdot \cos(\theta) + (\vec{k} \cdot \vec{r})\vec{k}(1 - \cos(\theta)) + \vec{k} \times \vec{r} \cdot \text{sen}(\theta)$$

**Ecuación 1.4.20.** Formula de rotación de Rodrigues vectorial.

Expresada matricialmente, se tiene:

$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} + \left( \begin{bmatrix} 0 & -k_z & k_y \\ k_z & 0 & -k_x \\ -k_y & k_x & 0 \end{bmatrix} \right)^2 (1 - \cos(\theta)) + \begin{bmatrix} 0 & -k_z & k_y \\ k_z & 0 & -k_x \\ -k_y & k_x & 0 \end{bmatrix} \text{sen}(\theta)$$

**Ecuación 1.4.21.** Formula de rotación de Rodrigues en forma matricial.

Existe una forma combinada de representación cinemática a partir de una combinación Euler-Rodrigues, que definen parámetros a partir del teorema de Euler siendo:

$$e_0 = \cos\left(\frac{\phi}{2}\right); e = [e_1 \ e_2 \ e_3]^T = \vec{u} \sin\left(\frac{\phi}{2}\right)$$

**Ecuación 1.4.22.** Parámetros de Euler-Rodrigues.

Siendo  $\vec{u}$  el vector unitario del eje de rotación y  $\phi$  el ángulo de rotación alrededor del eje, por tanto, la matriz de rotación en función de los parámetros Euler-Rodrigues está dado por la ecuación 1.4.24.

$$R = (e_0^2 - e^T e)I + 2e_0 E$$

**Ecuación 1.4.23.** Fórmula de Rotación de Rodrigues.

Donde,  $E = \begin{bmatrix} 0 & -e_3 & e_2 \\ e_3 & 0 & -e_1 \\ -e_2 & e_1 & 0 \end{bmatrix}$

$$R = \begin{bmatrix} e_0^2 + e_1^2 - e_2^2 - e_3^2 & 2(e_1e_2 - e_0e_3) & 2(e_0e_2 + e_1e_3) \\ 2(e_1e_2 + e_0e_3) & e_0^2 + e_1^2 + e_2^2 - e_3^2 & 2(e_2e_3 - e_0e_1) \\ 2(-e_0e_2 + e_1e_3) & 2(e_2e_3 + e_0e_1) & e_0^2 - e_1^2 - e_2^2 + e_3^2 \end{bmatrix}$$

**Ecuación 1.4.24.** Matriz de Rotación de Euler-Rodrigues.

**1.4.7 Sistemas con sensores inerciales**

Los sensores inerciales son dispositivos que mediante giroscopios (miden la fuerza de coriolis sobre dos masas con movimiento opuesto), acelerómetros (receptan la fuerza inercial sobre una masa pequeña) y magnetómetros (orientación respecto al norte polar) permiten conocer la posición, orientación, aceleración lineal y la velocidad angular, siendo utilizados en la valoración objetiva del movimiento corporal humano [13]. Los voltajes de alimentación son muy bajos lo que permite la activación con una batería pequeña, con rangos de medición y resolución suficientemente útiles en la toma de datos de movimiento corporal aplicados para rehabilitación, seguimiento de deportistas, diagnóstico de enfermedades y valoración de rangos de movimientos que han sufrido alguna lesión física, neurológica, cardíaca o respiratoria [14]. En la Tabla 1.4.2 se muestra algunas aplicaciones de los sensores inerciales en la salud.

**Tabla 1.4.2** Ejemplos en aplicaciones de sensores inerciales en la salud [14].

Aplicación	Ejemplos
<b>Rehabilitación</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Medición de reproductibilidad del efecto de carga en las articulaciones durante la marcha [15].</li> <li>▪ Evaluación de aceleración en muslos y pies en sujetos con hemiparesis [16].</li> <li>▪ Evaluación en tests usados en pacientes hemipléjicos con aplicaciones de rehabilitación [17].</li> <li>▪ Evaluación del efecto del tipo de calzado en pacientes de fractura de pie [18].</li> <li>▪ Monitoreo de actividad física en pacientes de Alzheimer, hemipléjicos y con hemiparesia [19, 20, 21].</li> </ul>

<b>Deporte</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Identificación de parámetros de la marcha a alta velocidad [22, 23].</li> <li>▪ Evaluación clínica de balance para uso en medicina del deporte [24, 25].</li> <li>▪ Uso de la intensidad del paso y el choque tibial para guiar la recuperación de una fractura del escafoides [26] .</li> <li>▪ Monitoreo de miembros inferiores para rehabilitación de lesiones [26].</li> <li>▪ Uso de sensores inerciales para mejorar el proceso de regreso al juego [26].</li> </ul>
<b>Diagnóstico</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Medición de desórdenes de movimiento relacionados con enfermedades neurodegenerativas como por ejemplo Parkinson, Alzheimer, tumores cerebrales, osteoporosis [27, 28, 29, 30, 31, 32].</li> </ul>
<b>Valoración de medicamentos</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Efecto de Levodopa en enfermos de Parkinson [33].</li> <li>▪ Efectos de medicamentos en pacientes con temblor en las extremidades [34].</li> </ul>

El uso de estos sensores por su tamaño, peso y consumo energético permite obtener valores más fiables en la captura de parámetros que inhiben alteraciones al movimiento natural, además que su funcionamiento no depende de referencias ni de parámetros como luminosidad controles de campos magnéticos, entre otros [14]. Mostrando una ventaja en la recopilación de valores más estables en ambientes reales de aplicación.

#### 1.4.8 IMUs

Las unidades de medición inercial (IMU), son dispositivos que contienen sensores como acelerómetros que registra la aceleración lineal hacia cualquier lado, giroscopios (mide los giros realizados) y magnetómetros (obtiene información acerca del norte magnético, útil para su ubicación) estos tres se encargan de recopilar el movimiento corporal mediante las unidades de medición inerciales, que establecen los 9 grados de libertad necesarios para cuantificar el movimiento [26, 35]. Sirviéndose de algoritmos para una determinada aplicación se podrán producir métricas dirigibles que proporcionen información útil para el registro, corrección y seguimiento del movimiento [26, 36].

Las aplicaciones principales se basan en el rendimiento deportivo y biomecánica en el seguimiento desde futbol americano, natación, tenis, golf, atletismo, baloncesto, béisbol, cricket, salto largo, levantamiento de pesas, etc. Además de análisis de la marcha, neurociencia y control motor [37]. En la Tabla 1.4.3. - 1.4.4, se muestra las características generales de las IMU's, mencionando sus aspectos técnicos de funcionamiento.

**Tabla 1.4.3** Características principales de modelos IMU's (1/2) ([Gyr] = Gyroscope, [Acc]

= Accelerometer, [Mag] =Magnetometer,[Bar] = Barometer, [TS] = Temperature  
 Sensor, [PS] = Pressure Sensor, [AS] = Attitude Sensor. **[38]**

Manufacturer	Model	Voltage	Output Data Rate (HZ)	Gyroscope Range (°/s)	Accelerometer Range (g)	Magnetometer Range (G)	Power Consumption (mW)	Structure
Xsens	Mti-1	2.19–3.6	≤2000	±2000	±16	-	<100	Gyr, Acc.
	Mti-10	4.5–3.4	≤2000	±450	±20	±8	400–550	Gyr, Acc, Mag
	Mti-100	4.5–3.4	≤2000	±450	±20	±8	450–950	Gyr, Acc, Mag
	Mti-600	4.5–24	400–2000	±450	±20	±8	450–950	Gyr, Acc, Mag, Bar
InvenSense	MPU-9150	2.4–3.5	8000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±12	0.24–0.35	Gyr, Acc, Mag
	MPU-9250	2.4–3.5	8000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±48	1.8–2.62	Gyr, Acc, Mag
	MPU-6050	2.4–3.5	1000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	-	9.5–13	Gyr, Acc
	ICM-20948	1.71–1.95	9000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±49	2.5	Gyr, Acc, Mag
	ICM-42605	1.7–3.6	8000	±125, ±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	-	1.1–2.3	Gyr, Acc
	ICM-20602	1.7–3.6	8000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	-	1.1–2.3	Gyr, Acc
	ITG-3050	2.1–3.6	-	±250, ±500, ±1000, ±2000	-	-	12.4–21.2	Gyr
	ITG-3200	2.1–3.6	8000	±2000	-	-	13.65–23.4	Gyr
	MPU-3050	2.1–3.6	3.9–8000	±250, ±500, ±1000, ±2000	-	-	13	Gyr
	MPU-3300	2.37–3.46	3.9–8000	±225, ±450	-	-	13	Gyr
ICM-20608-G	1.71–3.45	4–8000	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	-	-	Gyr, Acc	
Microstrain	3DM-GX5-10	4–36	1–1000	±75, ±150, ±300, ±900	±2, ±4, ±8, ±20, ±40	-	300	Gyr, Acc, TS
	3DM-CX5-10	3.2–5.2	1–1000	±75, ±150, ±300 ±900	±2, ±4, ±8, ±20, ±40	-	300	Gyr, Acc, TS
	3DM-CV5-10	3.2–5.2	1–1000	±250, ±500, ±1000	±2, ±4, ±8	-	360	Gyr, Acc, TS
Pixhawk	Pixhawk 4	4.75–5.2	-	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±16 (x,y), 25y	360	Gyr, Acc, Mag
	Pixhawk 3 Pro	3.3	-	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±4, ±8, ±12, ±16	825	Gyr, Acc, Mag, Bar
	Pixracer	-	-	±250, ±500, ±1000, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±8	-	Gyr, Acc, Mag, Bar
	Pixhawk	-	-	±245, ±500, ±2000	±2, ±4, ±8, ±16	±2, ±4, ±8, ±12	-	Gyr, Acc, Mag, Bar

**Tabla 1.4.4** Características principales de modelos IMU's (2/2) [38].

Manufacturer	Model	Gyroscope (Nonlinearity, Sensitivity, Noise Density)	Accelerometer (Nonlinearity, Sensitivity, Noise Density)	Weight (g)	Dimensions (mm)	Connectivity Protocols	Software	Cost (€)
Xsens	Mti-1	±0.1% fs, 0.001°/s/g, 0.007°/s/√Hz	±0.5% fs, -, 0.12 mg/√Hz	<1	12.1 × 12.1 × 2.55	PC, SPI, UART, Xbus		135
	Mti-10	±0.03% fs, 0.006°/s/g, 0.03°/s/√Hz	±0.1% fs, -, 0.06 mg/√Hz	11 (WOC) 52 (WC)	37 × 33 × 12 (WOC) 57 × 42 × 23.5 (WC)	RS232, RS485, RS422, UART, USB, Xbus	MT Software Suite	800
	Mti-100	±0.01% fs, 0.003°/s/g, 0.01°/s/√Hz	±0.1% fs, -, 0.06 mg/√Hz	11 (WOC) 52 (WC)	37 × 33 × 12 (WOC) 57 × 42 × 23.5 (WC)	RS232, RS485, RS422, UART, USB, Xbus		1470
	Mti-600	±0.1% fs, 0.001°/s/g, 0.007°/s/√Hz	±0.1% fs, -, 0.06 mg/√Hz	11 (WOC) 52 (WC)	37 × 33 × 12 (WOC) 57 × 42 × 23.5 (WC)	CAN, RS232, UART, Xbus		450
InvenSense	MPU-9150	±0.2% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.005°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.4 mg/√Hz	-	4 × 4 × 1	PC		17
	MPU-9250	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.01°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.3 mg/√Hz	-	3 × 3 × 1	PC, SPI		11.5
	MPU-6050	±0.2% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.005°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.4 mg/√Hz	-	4 × 4 × 0.9	PC		5
	ICM-20948	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.015°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.23 mg/√Hz	-	3 × 3 × 1	PC, SPI		13.5
	ICM-42605	±0.1% fs, 0.061°/s/LSB, 0.0038°/s/√Hz	±0.1% fs, 0.488 mg/LSB, 0.07 mg/√Hz	-	2.5 × 3 × 0.91	PC, SPI	SmartRobotics	6
	ICM-20602	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.004°/s/√Hz	±0.3% fs, 0.061 mg/LSB, 0.1 mg/√Hz	-	3 × 3 × 0.75	PC, SPI		5
	ITG-3050	±0.2% fs, 0.0078 °/s/LSB, 0.001 °/s /√Hz	-	-	4 × 4 × 0.9	PC		2.5
	ITG-3200	±0.1% fs, 6.95 × 10 <sup>-5</sup> /s/LSB, 0.003°/s/√Hz	-	-	4 × 4 × 0.9	PC		10.5
	MPU-3050	±0.2% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.01°/s/√Hz	-	-	4 × 4 × 0.9	PC		7
	MPU-3300	±0.2% fs, 0.0068°/s/LSB, 0.005°/s/√Hz	-	-	4 × 4 × 0.9	PC, SPI		35
	ICM-20608-G	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.008°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.25 mg/√Hz	-	3 × 3 × 0.75	PC, SPI		6.5
Microstrain	3DM-GX5-10	±0.02% fs, -, 0.005°/s /√Hz	±0.02% fs, -, 0.02 mg/√Hz	16.5	36 × 36.6 × 11	RS232, LXRS Protocol		710
	3DM-CX5-10	±0.02% fs, -, 0.005°/s/√Hz	±0.02% fs, -, 0.02 mg/√Hz	8	38 × 24 × 9.7	RS232, LXRS Protocol	SensorConnect	710
	3DM-CV5-10	±0.06% fs, -, 0.0075°/s/√Hz	±0.04% fs, -, 0.1 mg/√Hz	11	38 × 24 × 9.7	TTL serial, LXRS Protocol		710
Pixhawk	Pixhawk 4	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.006°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.61 mg/LSB, 0.15 mg/√Hz	15.8	44 × 84 × 12	PWM, SBUS, PC, SPI, CAN		230
	Pixhawk 3 Pro	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.004°/s /√Hz	±0.3% fs, 0.061 mg/LSB, 0.1 mg/√Hz	45	71 × 49 × 23	PWM, SBUS, PC, SPI, SUMD, PPM	Open Source Autopilot	260
	Pixracer	±0.1% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.008°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.25 mg/√Hz	10.5	36 × 36	UART, USB, PWM, SBUS, PC, SPI, JTAG, PPM, ST24		265
	Pixhawk	±0.2% fs, 0.0078°/s/LSB, 0.005°/s/√Hz	±0.5% fs, 0.061 mg/LSB, 0.4 mg/√Hz	38	50 × 15.5 × 81.5	UART, PWM, SBUS, PC, SPI, PPM, USB, ST24, SUMD		230

### 1.4.9 EMG

La electromiografía (EMG), permite valorar la condición de los músculos y células nerviosas mediante el análisis de la actividad eléctrica en los músculos ya sea por conducción nerviosa, donde los electrodos capturan la velocidad y fuerza de las señales eléctricas entre diferentes puntos, con el fin de evaluar la comunicación de las neuronas motoras y los músculos [39]. Por otra parte, mediante aguja, donde los sensores se implantan en la piel por medio de una aguja para evaluar la actividad eléctrica dentro del tejido muscular, siendo en estado de reposo o cuando experimenta contracción [39].

Estos datos medidos son valores numéricos representados gráficamente que permiten valorar su condición, donde se presencia problemas con la transmisión de señales de nervios a músculos, disfunción nerviosa o muscular ya sea por una ruptura en la comunicación de las señales eléctricas de las neuronas motoras, que por lo general se traducen a diferentes afecciones, que pueden ser:

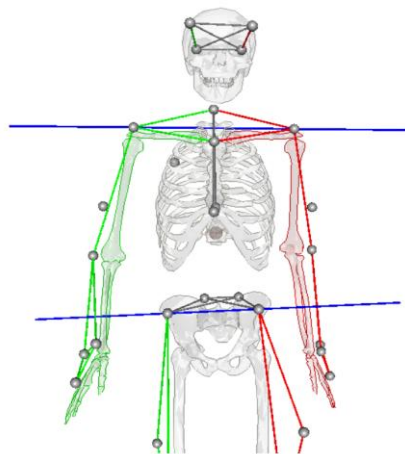
- **Síndrome del túnel carpiano:** Por lo general se presencia afectaciones dolorosas en la mano y el brazo [40].
- **Hernia de Disco:** Es la presión sobre la columna debido a un daño en uno de los discos propiciando dolor y entumecimiento [40].
- **Síndrome de Guillain-Barré:** Es un trastorno donde el sistema inmunitario del organismo ataca los nervios periféricos [41].
- **Miastenia grave:** Trastorno que desata en fatiga muscular [40].
- **Distrofia muscular:** Afectación en la estructura muscular [40].
- **Enfermedad de Charcot-Marie-Tooth:** Se desata una afectación por daño en los nervios que involucra principalmente los brazos y piernas [40].
- **Esclerosis lateral amiotrófica:** Trastorno progresivo en las células nerviosas del cerebro y la medula espinal que afecta en el movimiento del cuerpo [40].

### 1.4.10 Fotogrametría

Esta técnica consiste en analizar el movimiento del cuerpo a través de imágenes y fotogramas que se describen la posición, forma y dimensión, mediante propiedades geométricas de los objetos en un espacio ya sea en dos o tres dimensiones [42].

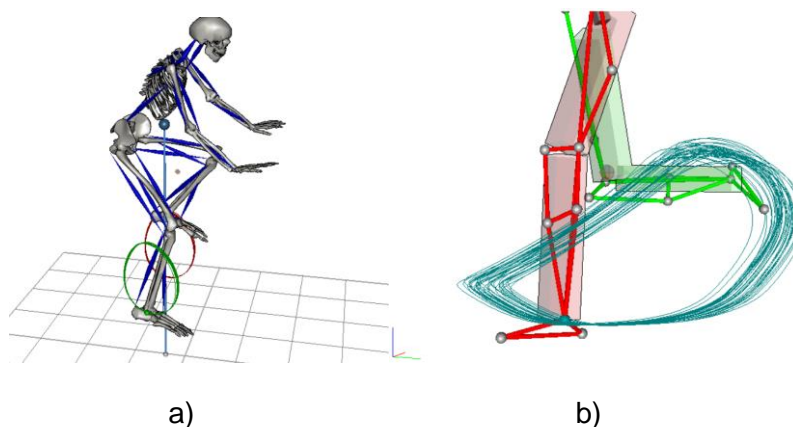
El fundamento de la fotogrametría radica en las relaciones matemáticas de la geometría proyectiva y de la visión estereoscópica propia del ser humano que toma dos fotografías consecutivas referentes a un punto en común quien permite determinar la ubicación de este punto mediante coordenadas en ambas fotografías respecto a un sistema referencial relativo [43].

La información recolectada por esta técnica principalmente radica en la cinemática, donde se involucran ángulos articulares en los ejes direccionales donde ocurre el movimiento, siendo de flexo-extensión, abducción-aducción y rotaciones en los planos principales [44]. Adicionalmente se recolectan datos de aceleraciones y velocidades angulares como lineales, trayectorias de un punto concreto y distancias de desplazamiento en cualquier dirección, siendo estos datos representados gráficamente en función del tiempo, que precisan valores momentáneos de un punto de interés dependiente de la aplicación destinada en la investigación [44].



**Figura.1.4.9.** Análisis de posicionamiento adecuado de los miembros superiores mediante Fotogrametría [44].

Este comportamiento observable permite valorar patrones funcionales que impliquen anomalías en la ejecución de un movimiento que resultan en lesiones, diagnosticando para ser evitadas mejorando la acción motora del sujeto, considerando diferentes respuestas a un mismo estímulo, con la finalidad de analizar la mejor postura o patrón funcional que desate menos anomalías en su ejecución [44].



**Figura.1.4.10.** Estudio del movimiento de miembros inferiores de un ciclista mediante Fotogrametría a) Representación del sujeto de análisis b) Curva cinemática del patrón de movimiento del sujeto [44].

## 2 METODOLOGÍA

Para determinar la fiabilidad de los sensores IMUs en el seguimiento de la actividad física, es necesario precisar una metodología que permita aportar una información de correlación con otra técnica de registro. Para ello, se realizará una calibración de equipos y comparación de registros, usando una articulación que permita el seguimiento de movimiento en los tres planos, los cuales mediante el modelo matemático de cuaterniones se obtendrá la información necesaria representada gráficamente. Para lo cual se establece el siguiente diagrama de flujo, presentando los diferentes pasos a realizar en el desarrollo del presente trabajo.



**Figura 2.1.** Diagrama de Flujo de la Metodología.

### 2.1 Calibración

En el proceso de calibración se realizará una fase experimental en una articulación de movimiento en los tres planos, en los cuales se evidencie una rotación controlada en cada eje, cuyos registros serán tomados mediante IMU's y Fotogrametría en el laboratorio de Bioingeniería de la Facultad de ingeniería Mecánica de la Escuela Politécnica Nacional.

En primera instancia se realiza la instrumentación de la articulación tomando en cuenta la libertad de giro de la misma en todos los planos, se establecerá un patrón de giro y se verificará el correcto funcionamiento y lecturas fiables tanto de los sensores como de los marcadores utilizados para ambas técnicas.

Luego para la técnica de Fotogrametría se establece la fijación de los marcadores sobre la articulación de análisis, estableciendo puntos característicos que permitan visualizar el movimiento, para ello, se realiza una limpieza previa, una alineación con el eje de giro de



interés y un punto referencia fijo sobre el cual se produzcan los movimientos, además se deberá realizar una identificación de cada marcador en concordancia al programa de registro preestablecido KINESKAN. En cuanto al sensor IMU se colocará en un punto fijo que describa el movimiento de manera alineada y nivelada sobre la articulación, esta fijación se realizará mediante una cinta adhesiva que permita lecturas fiables y libres de ruido. Posteriormente se establece una documentación en la cual conste los registros de ubicación y orientación de los marcadores y sensores, permitiendo la repetibilidad de la prueba, bajo las mismas variantes y con ello evitar la introducción de errores por sistemas de referencia y obtención de señales no compatibles a una comparación.



**Figura 2.2.** Instrumentación de Articulación.

En esta etapa también es importante establecer un sistema referencial prudente de acuerdo con la aplicación y análisis pertinente que se le desea dar, considerando el posible movimiento predominante del sujeto o miembro a estudiar.

## **2.2 Experimentación**

En la recopilación de datos se establece un patrón de giro en los tres ejes referenciales, considerando un rango de movimiento de positivo a negativo, el cual debe realizarse en lo posible de manera constante, evitando aceleraciones adicionales y rangos exagerados de movimiento, permitiendo que los datos sean uniformes y consecutivos. Otros factores para tomar en cuenta en esta etapa, es definir características físicas del cuerpo de análisis en cuestión, en esta primera estancia se podrá limitar a la forma, peso, dimensiones y ángulos máximos de giro, sin embargo, en un sujeto experimental es importante detallar aspectos fisiológicos y antropométricos del sujeto como del segmento de estudio en cuestión, como edad, peso, estatura, genero, condiciones ambientales, medidas geométricas del segmento

de estudio, entre otras. Estos parámetros analizados permitirán establecer la variabilidad entre sujetos e intrapersonal, considerando la introducción de errores en la reproducción experimental e instrumentación, para una posterior interpretación de resultados.

En este proceso de recolección de datos es importante definir todos los puntos de interés, establecer un intervalo de reposo y empezar con movimientos consecutivos a velocidad constante dentro de un rango preestablecido.

Es importante que en todo instante se realiza una correcta identificación de marcadores en la fotogrametría para ello se debe comprobar la reflectividad de los mismos y con ello modificar parámetros del ambiente que impidan una correcta lectura de la posición en un instante dado. Así mismo, para el sensor IMU es importante tomar en cuenta la distancia a la cual no existe una interferencia en la recopilación de señal una buena sujeción y parámetros que puedan ocasionar una transmisión de señal errónea o con mucho ruido.

En este particular también es importante mencionar la repetibilidad de movimiento, en la cual se considera el número de veces a efectuar el movimiento de acuerdo a la aplicación del estudio, considerando la posible fatiga producida por la realización del mismo movimiento, alteraciones de velocidad y constancia en el proceso, etc.

La recopilación de datos en primera estancia para una visualización clara y bajo circunstancias de calibración con el uso de la articulación, se realizará en cada plano considerando una rotación en cada eje preestablecido, lo cual se muestra en la siguiente tabla:

**Tabla 2.2.1** Descripción de movimientos de la articulación para la validación.

Movimiento	Descripción
Rotación en el eje x	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Guardar relación de rotación de acuerdo con el sistema de coordenadas establecido por el software KINESKAN y sensor IMU's</li> <li>• Mantener la articulación firme y en reposo durante 5 [S].</li> <li>• Realizar movimientos de rotación de <math>\pm 45^\circ</math>.</li> <li>• Repetir cíclicamente durante 1 minuto.</li> </ul>
Rotación en el eje z	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Guardar relación de rotación de acuerdo con el sistema de coordenadas establecido por el software KINESKAN y sensor IMU's</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mantener la articulación firme y en reposo durante 5 [S].</li> <li>• Realizar movimientos de rotación de <math>\pm 45^\circ</math>.</li> <li>• Repetir cíclicamente durante 1 minuto.</li> </ul>
Rotación en el eje y	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Guardar relación de rotación de acuerdo con el sistema de coordenadas establecido por el software KINESKAN y sensor IMU's</li> <li>• Mantener la articulación firme y en reposo durante 5 [S].</li> <li>• Mantener en una posición deslizante con el suelo, referenciada en un punto fijo perpendicular al movimiento</li> <li>• Realizar movimientos de rotación de <math>90^\circ</math> en un solo sentido.</li> <li>• Repetir cíclicamente durante 1 minuto lo más constante posible.</li> </ul>

### 2.3 Tratamiento de datos

En este particular mediante los datos obtenidos con las dos técnicas se realiza un análisis comparativo, tanto de los rangos de movimiento como su variación en cada instante de tiempo, mediante el uso de software Matlab (Anexo 1), sustentado bajo el método de cuaterniones.

En primer lugar, se debe importar los datos experimentales del seguimiento de movimiento, tanto en la técnica de IMU's como por Fotogrametría, considerando el eje de mayor variación, siendo que en los otros se observara valores poco variantes calificados como ruido.

Luego, se determina el número de ciclos, en el cual se define un umbral en el percentil 25 de los datos para cada columna de mayor amplitud de movimiento, considerando por tanto el número de filas mediante contadores que describan los frames por segundo, como el número total de frames, considerando el cambio producido respecto al umbral y definiendo el número de ondas completas y su frecuencia.

Seguidamente se procede a normalizar el tiempo, para posteriormente asignar los marcadores a utilizar de acuerdo a la experimentación realizada, considerando una condición estática en el cual los datos de los primeros fotogramas permanecen casi constantes, presenciando variaciones muy pequeñas, catalogadas como ruido, por tanto se saca la media como valor comparativo.

Considerando que los datos experimentales se deben a un sistema global, se procede a determinar un sistema referencial local para el estudio de variabilidad introduciendo un marcador adicional, para luego determinar la posición relativa respecto al marcador de sistema referencial.

Luego, mediante la técnica del sistema instantáneo de rotación sustentada en los desplazamientos finitos e infinitesimales se define la cinemática del sólido en el cual se requiere una condición inicial para ser tratados los datos obtenidos mediante la técnica de Rodríguez para luego convertir estas posiciones a coordenadas para la técnica de cuaterniones.

Posteriormente se filtran los registros (Anexo 2) que muestran una variación extrema de acuerdo con la tendencia de los datos, es decir se eliminan singularidades que desencadenan en errores bastantes inusuales que no aportan a la lectura y comprensión de resultados, estos datos se proceden a eliminar el ruido y realizar un suavizado por técnicas de interpolación no paramétricas (bspline Anexo 3), obteniendo una curva uniforme que servirán en la interpretación de datos posteriores tanto en la velocidad como aceleración. Los datos procesados se los expresa mediante una gráfica en el cual se indique en el cambio de posición de acuerdo con la variación en el tiempo, para posteriormente ser comparadas con los datos recopilados por la técnica de IMU's en el que se establece un umbral o rango de movimiento, en el cual se identifique el desfase en el cual se determina la posición en el cual la velocidad es máxima correspondiente a una posición angular de cero, esto se realiza en cada onda generada por el movimiento.

En el procesamiento de datos por IMU's se muestran mayores singularidades, los cuales deben ser eliminados para su procesamiento, considerando que pueden provocar errores significativos en los resultados finales. En los primeros datos por lo general se producen singularidades que requieren encerrar nuevamente los registros del tiempo.

Luego se procede a clasificar los datos por tiempo y los datos EMG de cuaterniones en cada uno de los marcadores de acuerdo con la clasificación de la fotogrametría que antes se han obtenido, interpolando para que el número de registros sean iguales.

Se determina el punto de inflexión de acuerdo con el desfase proporcionado para proceder alinear los datos y tener registros más fiables de comparación.

Las matrices generadas, mostraran el cambio de posición y con ello se puede establecer un cambio cinemático sustentado bajo la variación de coordenadas obtenidas por el modelo matemático de cuaterniones quienes mostraran la comparativa de variación de posición mediante IMU's y fotogrametría, tanto en el eje X, Y y Z.

## **2.4 Comparación**

En este particular de las gráficas obtenidas en el tratamiento de datos, se efectúa una comparación de variación respecto a las dos técnicas utilizadas, en las cuales los registros encontrados deben mostrar la misma tendencia de seguimiento de movimiento, donde la variación sea pequeña o considerablemente correcta, además es importante tomar en cuenta en este aspecto que las gráficas a comparar muestren la misma variación de movimiento correspondiente al mismo eje, mismo marcador y con referencia a una misma coordenada considerando que los IMU's recopilan los datos bajo un sistema referencial relativo y los registros obtenidos en fotogrametría, utilizan un sistema referencial absoluto.

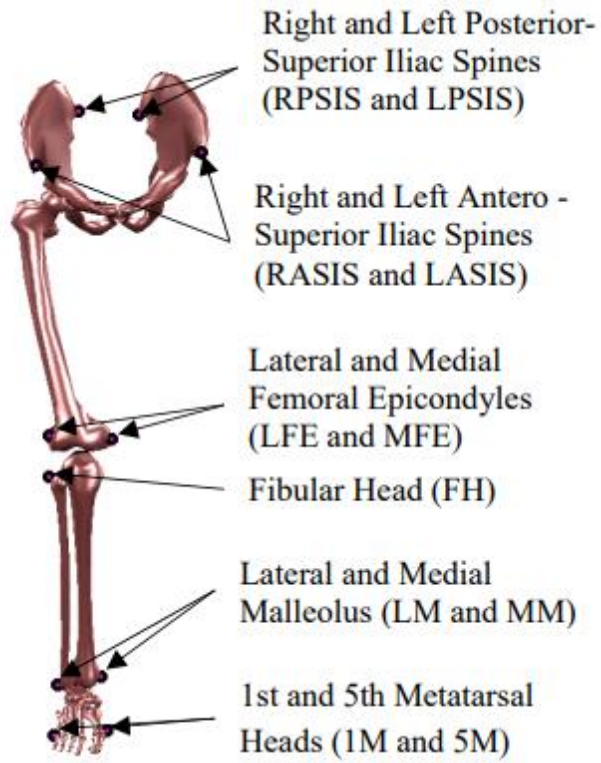
Para la correcta validación de las técnica utilizadas en el registro es considerar que existe predominancia de movimiento en uno de ellos y los otros ejes se captara variación pero en niveles muy bajos, los cuales deberán ser considerados como ruido, sin embargo, cuando estos suelen a tener una variación muy grande, se puede descartar estos datos, repetir la experimentación y verificar que los equipos se encuentren estables, los marcadores y sensores fijos, articulación lubricada, de movimiento fácil y que el experimentador trate de mantener un pulso constante y estable.

## **2.5 Validación**

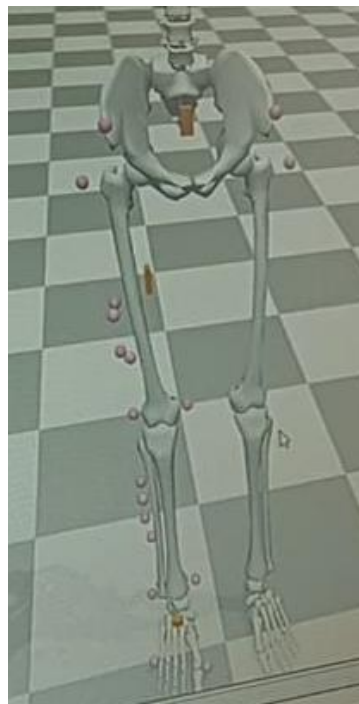
En nuestra validación aplicado a un sujeto experimentador o segmento del cuerpo que prevea interés, es necesario regirnos a un protocolo estandarizado bajo la Sociedad Internacional de Biomecánica en la cual se especifica las coordenadas funcionales para su correlación.

## **2.6 Instrumentación y experimentación**

Sustentado en un modelo previo del software OpenSim se toma las posiciones establecidas de los sensores IMU's y fotogrametría que permiten caracterizar el movimiento, así como también una correlación bajo un modelo biomecánico estandarizado bajo la Sociedad Internacional de Biomecánica, para ello se establecen los marcadores como se indica en la figura 2.3 y 2.4.



**Figura 2.3.** Marcadores Anatómicos sugeridos por la ISB en el modelo cinemático de la pierna [45].



**Figura 2.4.** Marcadores Anatómicos del modelo de movimiento en OpenSim.

Para este particular el propósito del movimiento es permitir caracterizar la cinemática del movimiento de flexo-extensión de los miembros inferiores producidos principalmente en el plano sagital, considerando que únicamente el objetivo de estudio es la validación se establece un sujeto experimentador, para ello se establece un protocolo de pruebas que permita un adecuado procedimiento en la experimentación y recopilación de datos.

## **2.6.1 Protocolo de Pruebas**

### **2.6.1.1 Consentimiento y Toma de datos del sujeto experimentador.**

En el proceso de toma de datos el sujeto experimentador debe conocer perfectamente su labor y contribución en el estudio establecido, para ello se especifica la posible invasión física, psicológica y social en la experimentación, razón por la cual se debe establecer un consentimiento firmado donde se permita realizar las actividades únicamente como objeto de estudio.

Es importante conocer parámetros fisiológicos como físicos del experimentador, para ello se considera datos característicos, como: edad, sexo, edad, altura y peso.

Otro parámetro importante a considerar son las recomendaciones de la ISB donde el sujeto experimentador debe utilizar ropa deportiva y visible respecto a los marcadores, en los cuales permita un libre movimiento en los planos de interés, como también garantizar una correcta sujeción de los marcadores anatómicos con el fin de minimizar el ruido. Para ello según la ISB excluye el uso de camisetas manga larga y pantalones, además recomienda una superficie uniforme donde los sensores se adhieran fácilmente, en caso de requerirlo se recomienda afeitar la zona de adhesión del sensor.

### **2.6.1.2 Instrumentos Equipos y Materiales**

En este particular se define principalmente los medios físicos utilizados en el proceso experimental los cuales se enlistan a continuación:

- Bicicleta Estática.
- Marcadores Anatómicos reflectivos de fotogrametría (Total: 19 de 25 mm de diámetro, dos grupos son de tipo estructura tridimensional y 13 de posición individual).
- Cintas de sujeción de doble faz adhesiva.
- Cinturones, cintas y soportes de sujeción de marcadores.
- Sensores de inercia con electromiografía EMG (Se utilizaron 4 sensores


IMU's).

- Cámaras de fotogrametría con focos infrarrojos y software de recopilación de datos KINESKAN/IBV.
- Software de recopilación de datos de IMU'S.
- Cronometro

### 2.6.1.3 Ubicación de marcadores anatómicos y sensores IMU's


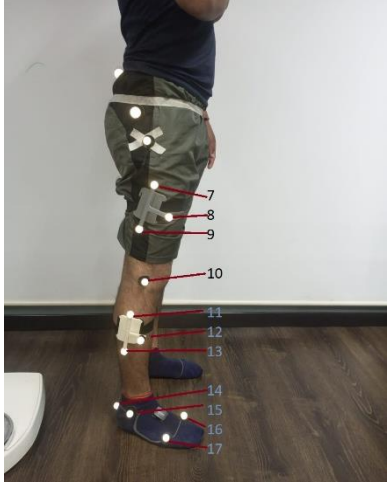

En nuestro caso experimental se establecen 19 marcadores anatómicos reflectivos par la toma de datos bajo el sistema de Fotogrametría, mientras que para la recopilación de datos mediante IMU's se utiliza 4 sensores, los cuales son ubicados principalmente en sitios de interés de movimiento principalmente en articulaciones y marcadores fijos que precisen coordenadas de posición estática, los cuales se describen a continuación:

**Tabla 2.6.1** Asignación y Ubicación de sensores IMU's.

Sensores IMU's	Asignación	Ubicación	
IMU1	COXIS	Está sobre la articulación de sacro iliaca correspondiente a la posición central.	
IMU2	MUSLO	Está sobre el musculo recto interno correspondiente a una altura media del fémur.	
IMU3	PIERNA	Están ubicados sobre el músculo gemelo interno correspondiente al hueso de la tibia.	
IMU4	PIE	Está sobre los huesos del tarso, en la parte superior media del pie.	



**Tabla 2.6.2** Asignación y Ubicación de marcadores Fotogramétricos.

Marcadores	Asignación	Ubicación	
1	cox_izq	Está sobre la articulación de sacro iliaca tomando en cuenta su posición izquierda y derecha respectivamente de acuerdo con la asignación	
2	cox_der		
3	cad_izq	Sobre la cadera en posición externa de la cresta iliaca considerando la asignación izquierda y derecha respectivamente.	
4	cad_der		
5	infemur_izq	Se encuentra a la altura de la cabeza femoral, sobre el trocante mayor, considerando posición izquierda y derecha según su asignación.	
6	infemur_der		
7	pierna_sup	Están ubicados sobre los cuádriceps del muslo correspondiente al fémur, la composición de los marcadores establece a un sólido rígido, que se posicionan de acuerdo a su asignación superior, media e inferior respectivamente.	
8	pierna_med		
9	pierna_inf		
10	rod_ext	Se ubica sobre le cóndilo externo del fémur.	
11	perone_sup	Están ubicados sobre el músculo peroneo largo correspondiente al hueso del peroné, la composición de los marcadores establece a un sólido rígido, que se posicionan de acuerdo con su asignación superior, media e inferior respectivamente.	
12	perone_med		
13	perone_inf		
14	talon	Se ubica en el talón de nuestro pie, sobre el calcáneo	
15	tob_ext	Se ubica sobre el maléolo externo correspondiente a la tibia.	
16	hallux	Se ubica sobre la articulación entre el metatarsiano y la falange proximal del dedo Hallux del pie.	
17	menique	Se ubica sobre la articulación entre el metatarsiano y la falange proximal del dedo meñique del pie.	
18	rod_int	Se ubica sobre le cóndilo interno del fémur	
19	tob_int	Se ubica sobre el maléolo interno correspondiente al peroné.	

#### 2.6.1.4 Patrón de movimiento experimental

En la experimentación se debe establecer en el sujeto un patrón de movimiento que garantice la repetibilidad y fiabilidad de los datos, el cual en primera estancia establece un reposo de 5 segundos en una posición rígida y recta del tronco y cabeza como parte de una posición estática en equilibrio, en la cual se establezcan las coordenadas referenciales que precien congruencia en la toma de datos con las referenciales locales en el software OPenSim para una posterior simulación.



**Figura 2.5.** Sujeto Experimentador. a) Posición estática posterior b) posición dinámica lateral)

Luego se procede a realizar movimientos repetitivos y constantes de flexo extensión de los miembros inferiores, producidas principalmente en el plano sagital; el cual se efectuará en una bicicleta estática para un control de repetibilidad, frecuencia y fiabilidad de los datos, en el cual se establece ángulos de giros controlados de  $180^\circ$  en un radio pivote de aproximadamente 15 cm, considerando una velocidad de giro constante durante 30 segundos.

### 2.7 Procesamiento de datos

En esta estancia es importante tomar en cuenta que las posiciones relativas y la generación de datos sea adecuada, en el caso de existir singularidades se genera la lectura del marcador correspondiente y si son de mayor magnitud repetir el experimento. En esta estancia también se considera que los datos recopilados de EMG son filtrados, rectificadas por una técnica la técnica RMS propia del software, para luego exportar los datos en formato xlsx en caso de los sensores IMU's y en .txt para los datos por la técnica de

fotogrametría. A continuación, se describe el proceso para generar las gráficas en Matlab para su respectiva comparación y validación. En primera estancia se describe el procedimiento en la Técnica de fotogrametría.

1. En primera estancia se realiza una calibración, en la cual se importan los datos en formato txt. se encuentra el número de frames de acuerdo con la frecuencia linealizando el tiempo para una mejor uniformidad en el cálculo cinemático posterior. En el cual se realiza mediante una matriz de transformación el cambio de coordenadas congruentes al modelo de OpenSim para una posterior comparación optima.
2. Luego se determinan las posiciones relativas de acuerdo a un marcador referencial que en nuestro caso vendría a ser la cadera donde existe un movimiento pequeño en el cual se encentra un punto virtual de los marcadores 1 y 2 llamado posición estática.
3. Se encuentra la cinemática de la pierna y peroné mediante el eje instantáneo de rotación y con la técnica de Rodrigues para convertir a Euler y a nuestro tema de interés "cuaterniones".
4. Se realiza un suavizado con la técnica bspline cuyo código es detallado en el anexo 3, el cual elimina el ruido generado, para posteriormente generar archivos de simulación para OpenSim de los 19 marcadores de interés, definiendo en la primera columna el tiempo y luego las posiciones en X, Y, Z de cada marcador correspondiente que se exporta en formato .trc.

Procedimiento de Procesamiento de datos para la Técnica con IMU's

1. Se cargan los registros de IMU's en formato .xlsx, se filtran las cuatro primeras filas correspondientes a datos de EMG manteniendo únicamente los datos de tiempo y de cuaterniones W, X, Y, Z. Posteriormente se filtran singularidades y datos de celdas cuyos datos son nulos, ceros o errores de lectura.
2. Posteriormente se encuentra el número de filas en relación con los datos para encontrar la cinemática para Euler y luego convertir los ángulos de rotación a cuaterniones, los cuales generan nuevamente singularidades por lo cual requiere un filtro adicional, que posteriormente se exportan a formato OpenSim para obtener la simulación y validación.

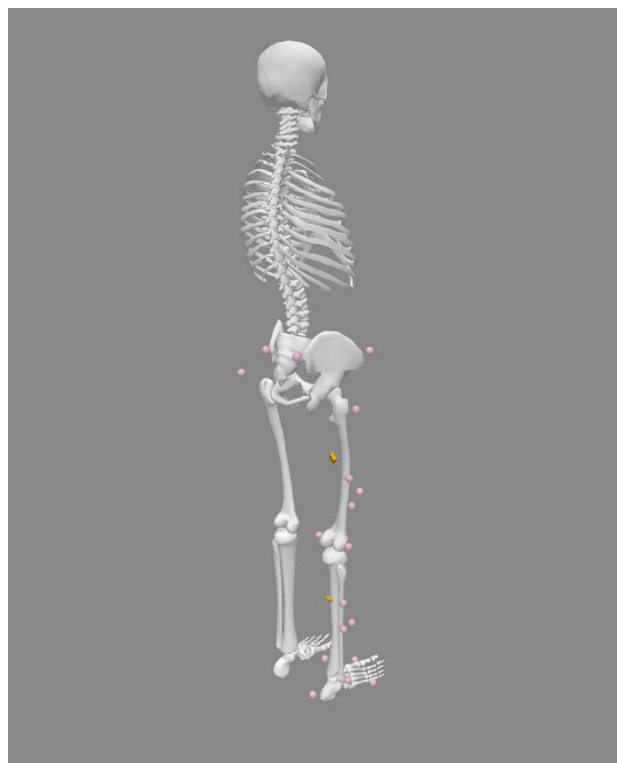
En el proceso de validación (Anexo 4) se toma los datos de resultados generados, donde el objetivo es establecer una comparativa de la técnica de fotogrametría con la de cuaterniones tomando dos puntos de interés, que vendrían a ser el movimiento de la pierna referente al hueso fémur y el peroné, con ello se toma la posición angular de cada

componente tomando en cuenta las posiciones en las cuales existe congruencia en los datos, mostrando preponderancia en el plano de giro principal, además de establecer la comparativa de curvas generadas por el software OpenSim.

## 2.8 Simulación

En esta sección se utilizará el software OpenSim quien mediante los registros de movimiento tanto de IMU's como de fotogrametría, se efectuará la respectiva simulación, donde los datos considerados tienen un formato tipo trc, que al importarlos respecto a cada marcador correspondiente nos permite evidenciar el plano de giro, movimiento generado por cada marcador, como también la curva cinemática de cada punto de interés.

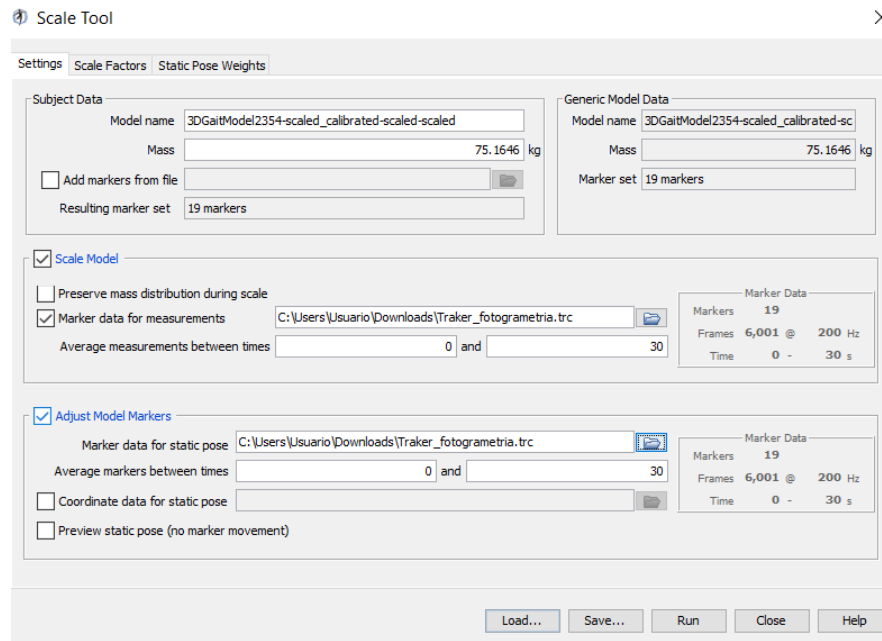
Para este caso en particular, se utilizó un modelo anatómico propuesto en OpenSim nombrado 3DGaitModel2354 de las librerías, el cual se modificó de acuerdo al objetivo de validación, recurriendo a una correlación en los marcadores y sensores utilizados en el proceso experimental, configurando los 19 marcadores utilizados con su respectivo nombre. Siendo el objetivo principal caracterizar el movimiento de la pierna y pospierna, donde se muestra los datos experimentales en forma dinámica de acuerdo con el desarrollo del movimiento.



**Figura 2.6.** Modelo anatómico de simulación en OpenSim.

Seguidamente se realiza un escalamiento con la importación de datos en formato .trc generados en el código de Matlab (Anexo 5), llamado "Tracker\_fotogrametria.trc", que permite ubicar los marcadores experimentales en el correspondiente para el modelo

detallada en OpenSim, para escalar se toma como principal medida los huesos de interés que son el fémur y peroné, en relación a las características geométricas y antropométricas del individuo. Este procedimiento se realiza mediante el menú superior de herramientas en escalar modelo, seleccionamos la pestaña datos de marcadores para medidas y para posición estática, se cargan los datos y se corre.



**Figura 2.7.** Escalamiento del modelo en OpenSim.

Luego para el cálculo cinemático cargamos los mismos datos en herramientas de cinemática inversa del menú superior, añadimos la ubicación y nombre de salida del cálculo en formato .mot y se ejecuta la simulación, siendo de este modo que este archivo es generado por medio de la herramienta de cinemática inversa propia del software, cuya función principal es la recopilación de datos de interés en relación a la variación angular de una articulación específica, que puede ser representada gráficamente en función del tiempo, estableciendo cambios en relación al movimiento predominante, ya sea flexo-extensión, abducción o rotación.

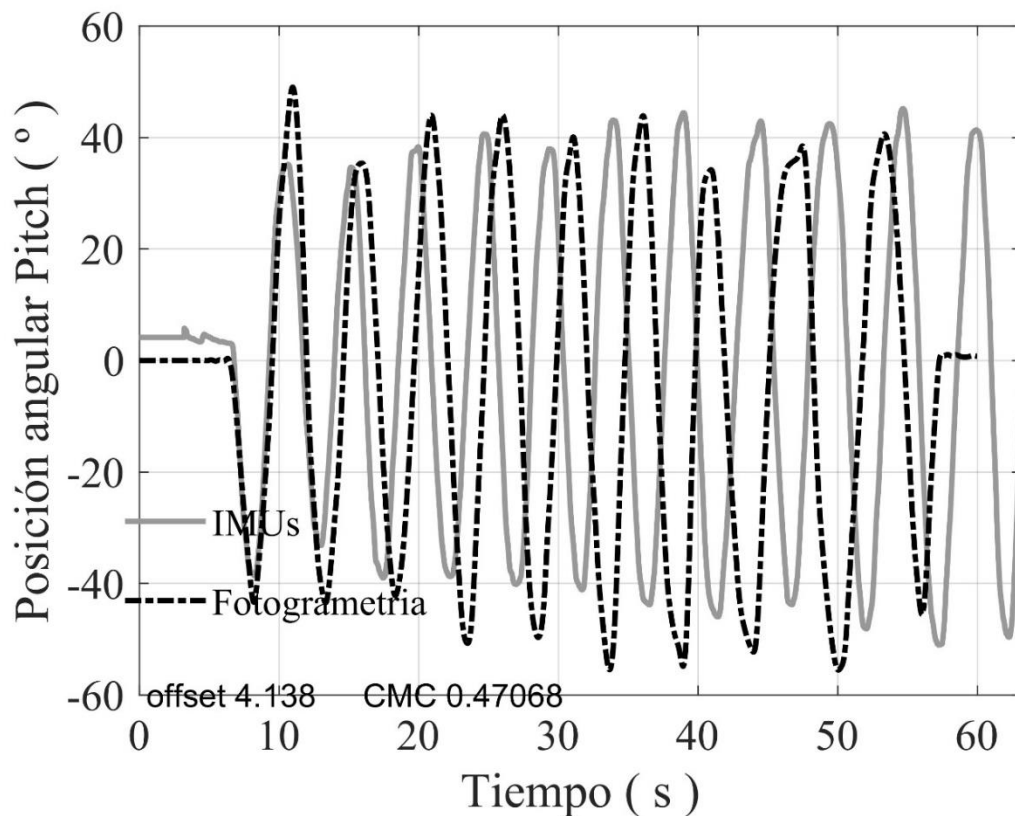
### 3 RESULTADOS, CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 3.1 Resultados

Para este particular tomamos en cuenta dos fases de análisis, una de ellas es la calibración con la articulación mecánica de giro tridimensional y la otra es la validación del movimiento de pierna y peroné predominante en el plano sagital en una bicicleta estática.

##### 3.1.1. Calibración

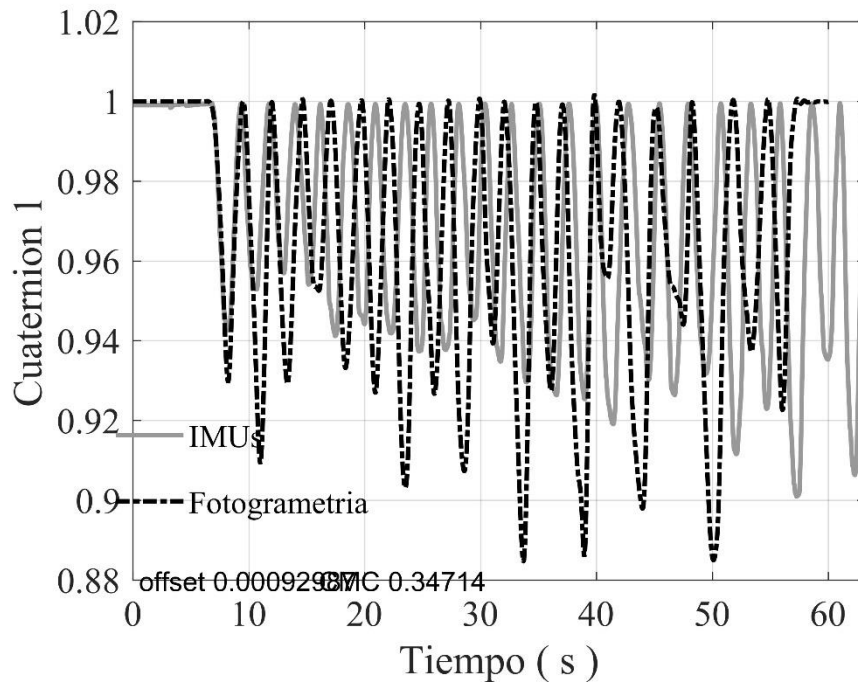
En el registro de calibración se obtiene una comparación por ambos métodos en la coordenada x con variación en un eje de variación de giro “pitch” el cual se muestra en la siguiente figura:



**Figura3.1.1.** Posición angular Pitch

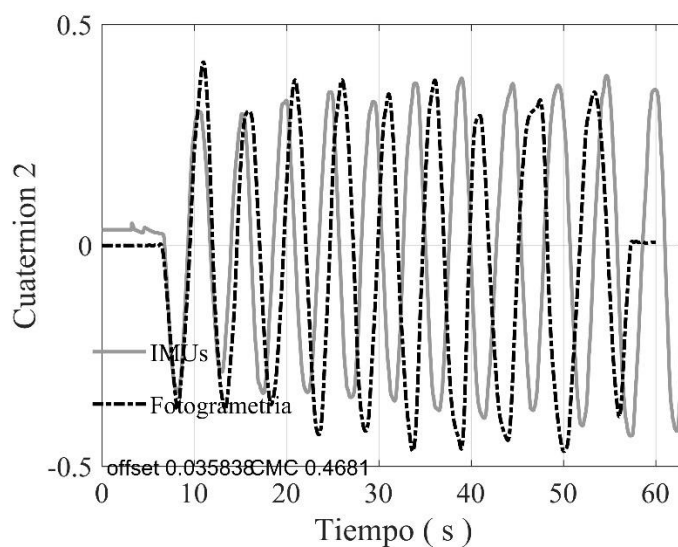
En esta imagen se presenta un desfase de  $4.138^\circ$  que puede considerarse pequeño en relación con la variación máxima y mínima producida en el movimiento, lo cual se evidencia en la tendencia de las gráficas demostrando una tendencia semejante en el comportamiento de variación de datos respecto al tiempo, lo cual indica un resultado bueno.

Luego se procede a observar la variación de posición respecto a cada cuaternión perteneciente a aquel eje considerando que en algunos casos los resultados son en un rango de variación muy bajo, lo cual entra en la calificación de ruido.



**Figura3.1.2.** Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje x.

La gráfica 3.1.2 presenta una variación en un rango considerable, donde el coeficiente de correlación obtenido no es el deseable, sin embargo, la tendencia del movimiento es estable mostrando un desfase pequeño, sin embargo, la variación que se presenta establece una diferencia entre las técnicas, pertenecientes a este método de procesamiento de posiciones, donde Cuaterniones no muestra una tendencia muy estable en relación a los ángulos de Euler que se establece en a figura 3.1.1.

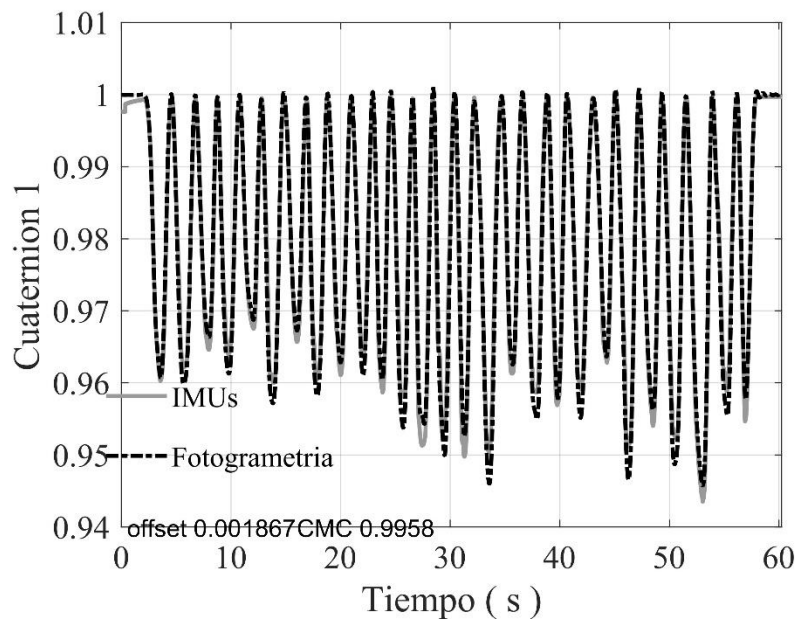


**Figura3.1.3.** Variación de movimiento del cuaternión dos respecto al eje x

La gráfica 3.1.2 presenta una variación en un rango considerable, donde el coeficiente de correlación obtenido no es el deseable, sin embargo, la tendencia del movimiento es estable

mostrando un desfase pequeño, sin embargo, la variación que se presenta establece una diferencia entre las técnicas, pertenecientes a este método de procesamiento de posiciones, donde Cuaterniones no muestra una tendencia muy estable en relación a los ángulos de Euler que se establece en a figura 3.1.1.

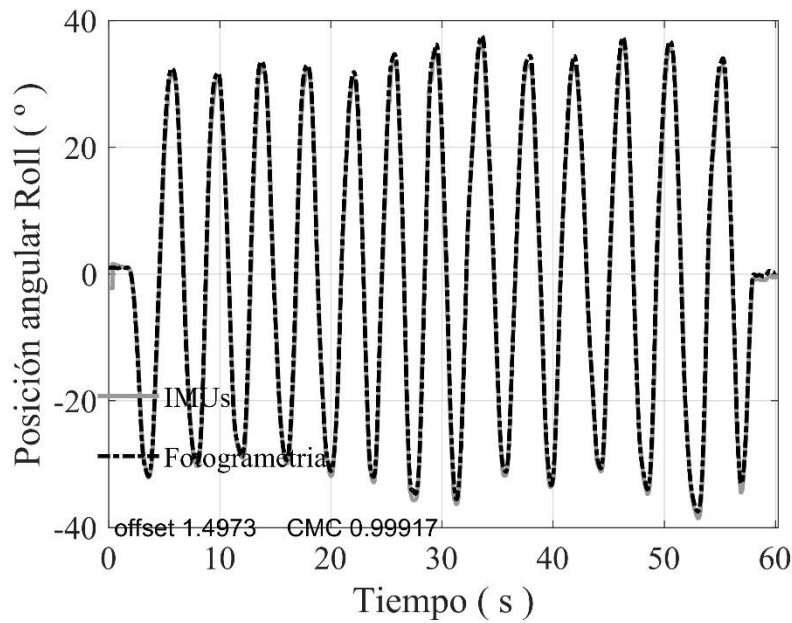
Las siguientes graficas proporcionan información sobre la tendencia de giro predominante en el eje y, siendo así que las demás se descartarán como ruido.



**Figura3.1.4.** Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje y.

La imagen presenta un desfase insignificante y una relación de tendencia de datos semejante, además de presentar una correlación excelente por lo cual se puede decir que en este caso existe una tendencia deseable por tanto la calibración de las dos técnicas de recopilación de datos en este caso es correcta.

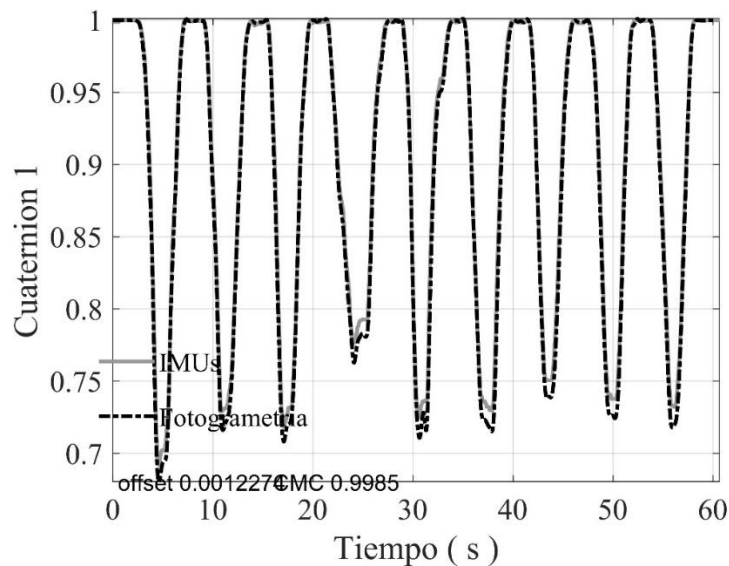




**Figura3.1.5.** Posición angular Roll

La presente variación angular principal muestra una tendencia muy buena respecto al desfase existente por tanto la recopilación de datos por medio de las dos técnicas experimentales es fiable.

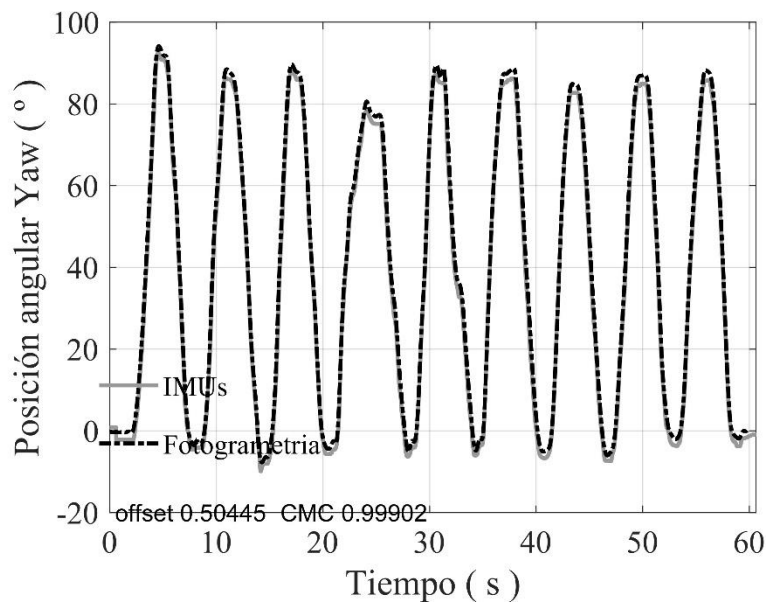
Las graficas 3.1.6 y 3.1.7, establecen la predominancia de giro producida alrededor del eje z, para ello se considera el cuaternión que indica la predominancia de movimiento y el ángulo de Euler correspondiente al movimiento producido.



**Figura3.1.6.** Variación de movimiento del cuaternión uno respecto al eje z.

La figura 3.1.6 de igual manera presenta una tendencia muy semejante en las dos técnicas la cual se muestra en la superposición de las gráficas coincidentes, considerando un

desfase muy pequeño, y un coeficiente de correlación excelente, por tanto, la calibración de las dos técnicas mediante el método de cuaterniones es fiable..

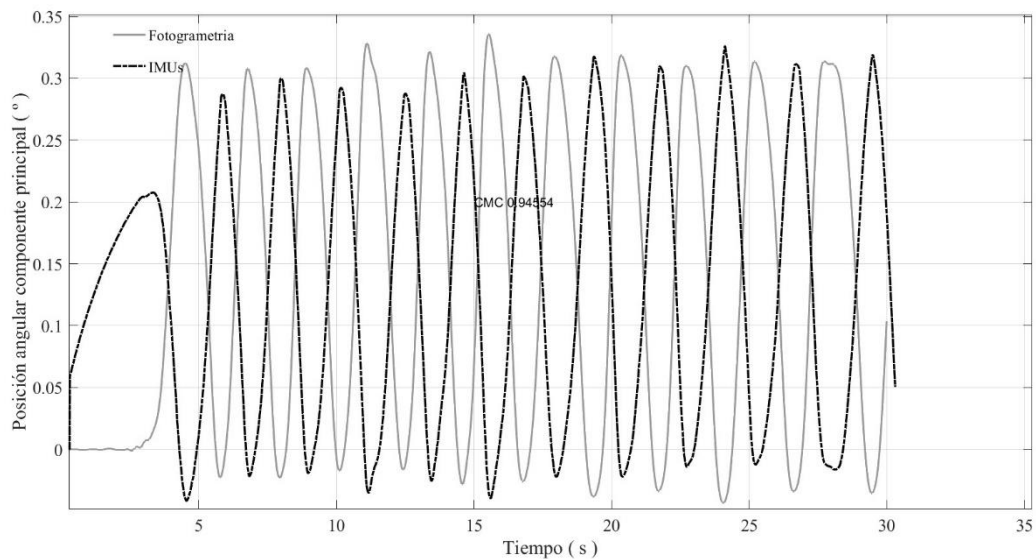


**Figura3.1.7. Posición angular Yaw**

La gráfica de posición angular Yaw presenta una superposición de curvas muy semejantes en la cual el desfase es muy pequeño en relación al rango de variación de los ángulos de giro, por lo cual se considera fiable las técnicas comparables.

### 3.1.2. Validación

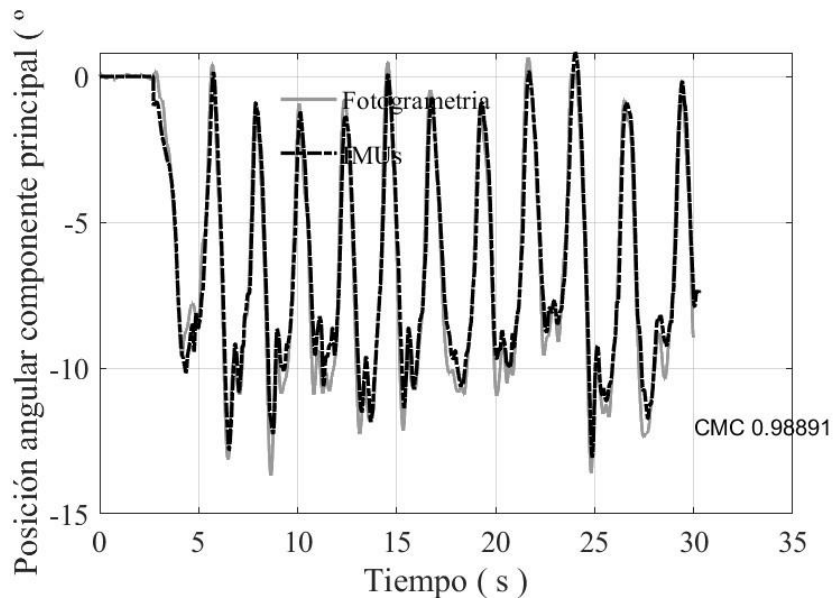
En esta estancia es importante comparar las diferentes graficas que muestran la posición angular de dos puntos de interés en la caracterización del movimiento, tanto de la pierna correspondiente al hueso del Fémur y el otro del peroné, los cuales permiten comparar las dos técnicas de experimentación de fotogrametría y por sensores IMU's, sustentados en el modelo matemático de coordenadas de cuaterniones.



**Figura3.1.8.** Posición angular componente principal de la pierna (Fuente: cálculos propios-Cuaterniones).

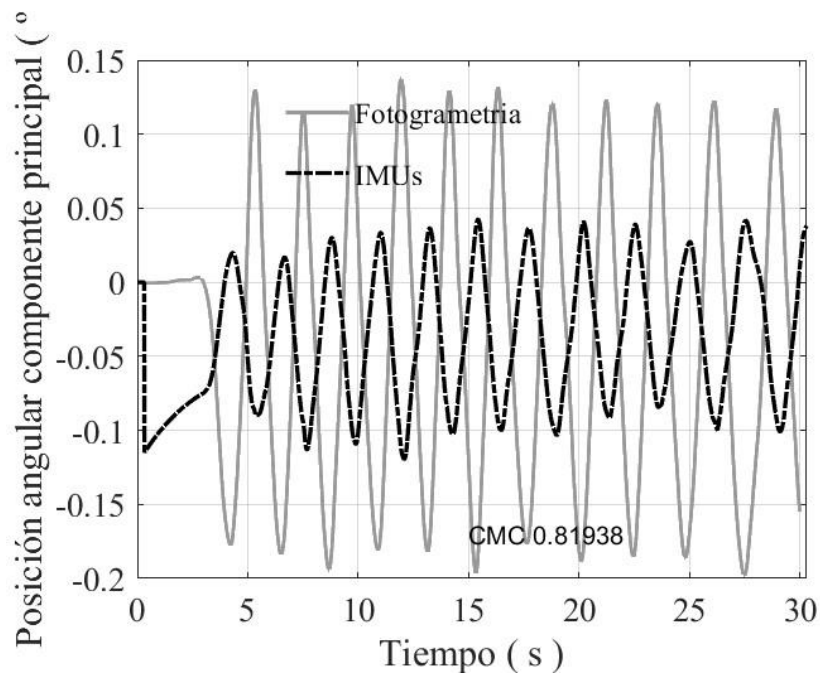
En este particular se observa una correlación de 0.94554 en los datos de posición angular de la componente principal, la cual compara las técnicas de seguimiento de movimiento de fotogrametría e IMU's, considerando una tendencia de movimiento aceptable, pero no la mejor, como primera estancia principalmente por un desfase de posiciones, donde la lectura de datos utiliza la misma coordenada de movimiento, únicamente que se cambia la dirección, sin embargo muestra la misma tendencia, semejante amplitud y periodo efectuado, considerando que para el objetivo de este trabajo queda sustentada su validación de estas dos técnicas de seguimiento de actividad física, por el método de cuaterniones.

Es posible acotar que normalmente por el método de cuaterniones para el procesamiento de datos, se evidencia una pérdida de información relevante al cambiar de sistemas de coordenadas de ubicación, para ello se toma una perspectiva de análisis de datos por métodos de Euler en la cual se muestra un patrón uniforme, donde la tendencia de movimiento es mucho más evidente, presenciando una similitud muy estable en cada cambio de posición sustentado en un coeficiente de correlación  $CMC=0.98891$ . Es importante notar que existe pequeños errores en relación a datos de cambio de posición pequeña, es decir en las puntas inferiores de la gráfica, lo cual se justifica debido a la sensibilidad de las técnicas de recopilación de datos, siendo los sensores IMU's más sensibles que los marcadores fotométricos, posiblemente por factores como sujeción, estabilidad, visibilidad, entre otros. Lo mencionado se indica en la figura 3.1.9.



**Figura3.1.9.** Posición angular de la pierna (Fuente: cálculos propios-Euler)

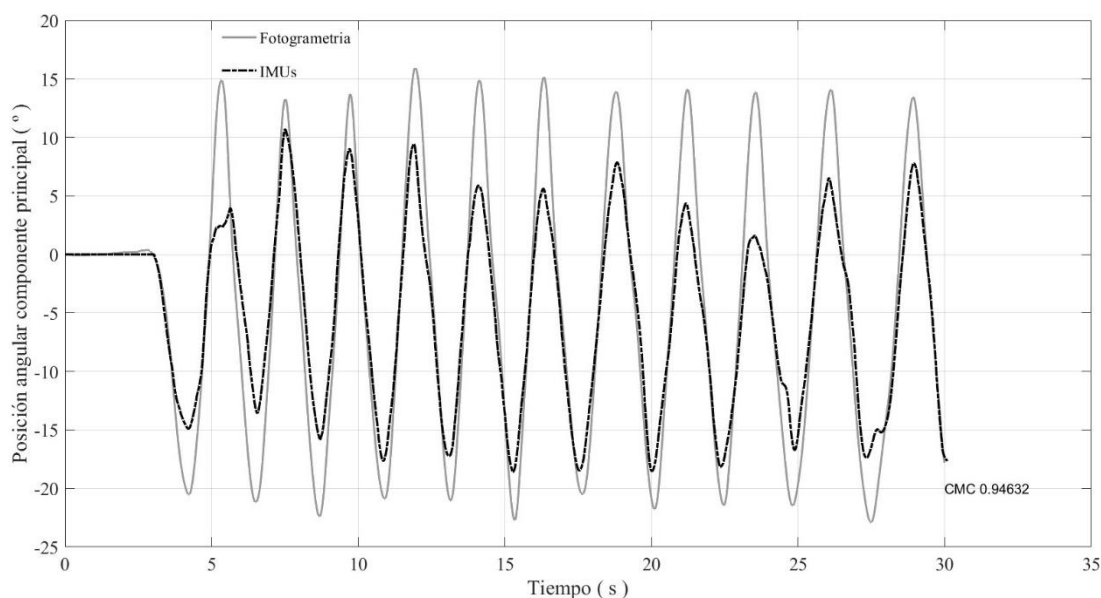
Otro punto de interés en el ejercicio de experimentación es el peroné, para lo cual se muestran los siguientes resultados:



**Figura3.1.10.** Posición angular componente principal del peroné (Fuente: Cálculos propios por método de cuaterniones)

En la figura 3.1.10 se observa un desfase del movimiento, debido a las coordenadas de la componente de Cuaternion que describe el cambio de posición, donde fotogrametría describe un movimiento característico denotando su variación opuesta a los datos recopilados por IMU's, sin embargo, guardan correlación en su periodo.

Es importante notar que la amplitud que describe el cambio de posición en fotogrametría es mayor que al de IMU's, por lo cual muestra un coeficiente de correlación de 0.81938, que es aceptable, pero no el mejor, esto posiblemente se debe a que la técnica de fotogrametría presenta un cambio de posición en base al sistema referencial local tomado en la cadera, que se supone debería ser estático, sin embargo en condiciones reales existe variación por la acción misma del ejercicio experimental, que a diferencia de IMU's se posee un sistema referencial global. Además se puede atribuir la introducción de errores adicionales en las singularidades que provoca cambiar de coordenadas que mediante la técnica de Rodrigues es mucho mejor el cambio a Euler que a cuaterniones debido a la introducción de componentes imaginarias en su proceso, para ello la figura 3.1.11 sustenta lo mencionando, donde el coeficiente de correlación mejora a 0.94632, que precisa una mejor caracterización del movimiento y con ello garantiza la fiabilidad y validación de estas dos técnicas en el seguimiento de actividad física.

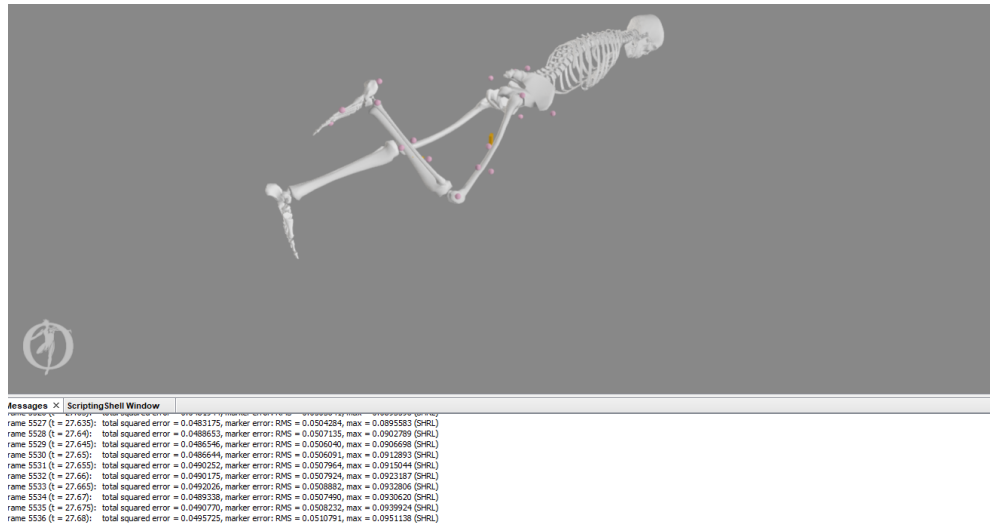


**Figura3.1.11.** Posición angular componente principal del peroné por Euler (Fuente: Cálculos propios por método de Euler)

Por tanto el notar que en cuaterniones evidentemente se consigue una similitud de movimiento muy apropiada, Euler permite aproximar de manera más precisa el cambio de posición, esto simplemente se justifica por la posible pérdida de información que ocurre al cambiar de sistemas de coordenadas, donde el agregar una componente imaginaria más a la forma de ubicar un cuerpo en el espacio de cuaterniones, genera singularidades, que nuevamente toca establecer una filtración y suavizado, sin embargo como se observa la tendencia es la misma y por tanto el objetivo de estudio queda validado.

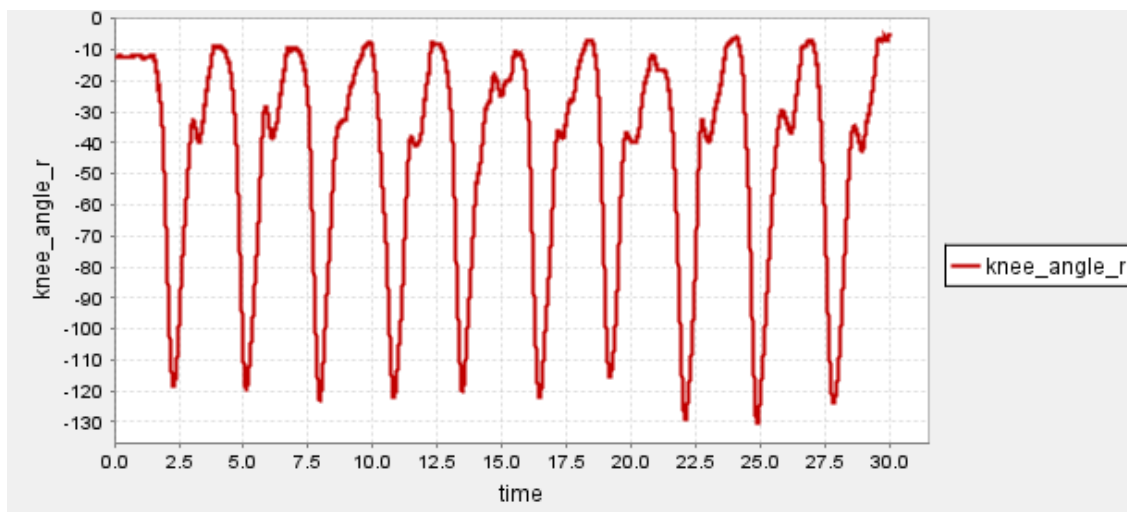
### 3.1.3. Simulación

El objetivo de realizar la simulación en OpenSim, permite evaluar de forma dinámica el cambio de posición producido en cada marcador y sensor IMU, mostrando en un esqueleto virtual la variación en el tiempo de posición, dando lugar a la reproducción del movimiento efectuado en la experimentación, la figura 3.1.12 muestra el proceso de simulación.



**Figura3.1.12.** Simulación OpenSim de movimiento miembro superior derecho en bicicleta estática (Fuente: Propia OpenSim).

Adicionalmente se puede obtener graficas de la trayectoria en puntos específicos, tal es el caso del radio de giro de la cadera, tobillo, pelvis y rodilla, en la cual muestren el movimiento principal efectuado ya sea de flexión, abducción o rotación del miembro. En la figura3.1.13 se muestra una trayectoria característica de rotación en la rodilla.



**Figura3.1.13.** Trayectoria de giro de la rodilla (Fuente: Simulación Opensim)

Este software establece una ayuda eficiente en la comparación de posiciones respecto a cada miembro de interés, lo cual se muestra en el archivo generado durante la simulación ("Resultados\_OpenSim\_cuat.mot"), el cual principalmente permite evidenciar los datos que describen el cambio de posición respecto a un miembro específico, el cual toma como referencia los marcadores para establecer una aproximación a un sólido rígido. Considerando que este particular no es objeto de estudio de este trabajo, se deja como un planteamiento en posible interés de la comparación de trayectoria de miembros principales con los datos recopilados de la experimentación procesados en Matlab. Considerando predicciones de movimiento con relación a marcadores, o generación de un sólido rígido para un miembro de inquietud.

### **3.2 Conclusiones**

Durante el desarrollo de este trabajo, se logró comprender la importancia de establecer métodos descriptivos de cambio de posición, donde principalmente para la definición eficiente del cambio de posición de articulaciones, es importante establecer el movimiento tridimensional, presenciando en el cambio de trayectoria del eje de giro instantáneo de rotación un patrón funcional repetible que permite evaluar la condición física, funcional y patológica de un sujeto.

En esta misma investigación se evaluó la importancia de establecer métodos cinemáticos alternativos que permitan ubicar de una manera eficiente, óptima y con la menor cantidad de introducción de errores mediante la variación angular, por conceptos de desplazamientos finitos e infinitesimales mediante parámetros y fórmulas de rotación y traslación. Sin embargo, el objetivo de nuestro trabajo al ser basado en el método de cuaterniones, permite basarse en una proyección tridimensional de un plano de cuatro dimensiones, donde en la parte experimental se observa una predominancia en uno de los cuatro factores que describen las coordenadas de posición, siendo susceptibles a la recopilación de datos por las dos técnicas experimentales, donde pequeñas variaciones pueden cambiar principalmente la amplitud de la variación, mas no el periodo de repetibilidad del movimiento.

En la calibración mediante una articulación mecánica, se observa una repetibilidad funcional de patrones óptima, donde las curvas por ambas técnicas de recopilación experimental se superponen estableciendo una correlación excelente cuando el movimiento es planar, sin embargo, cuando existe rozamiento o variación cambiante, la lectura de datos se muestra más sensible, donde la técnica IMU presenta mayor susceptibilidad al cambio de posición, siendo por tanto la introducción de un error en el procesamiento de datos, en especial cuando se lo realiza mediante cuaterniones, cuya introducción de números imaginarios de proyección establecen una variación susceptible de los datos, reflejados gráficamente en la

amplitud de movimiento, mas no en la tendencia de repetibilidad, mientras que en Euler al evaluar únicamente tres parámetros de variación angular permite obtener una similitud mucho más fiable y estable.

Durante el seguimiento de actividad física del miembro inferior con la repetibilidad de movimiento en una bicicleta estática, se pudo obtener que el punto ubicado en el fémur tiene una variación de los parámetros de cuaternión con un grado de repetibilidad muy bueno, sin embargo, se presenta que la variación de una de las técnicas es la variación negativa de la otra, reflejado como una imagen espejo de la gráfica, esto sucede principalmente por la orientación de las posiciones que maneja cada técnica de recopilación de datos, error que no presenta mucha significancia ya que la correlación de giro es muy buena en su comparación de datos en cada instante siendo únicamente la diferencia la orientación reflejada en el signo.

En la validación del peroné se observa una tendencia de variación mucho más evidente, especialmente en la amplitud de movimiento que nuevamente se puede deber a errores introducidos por la generación de singularidades al procesar los datos por cuaterniones, siendo una tendencia buena pero no la óptima.

Es importante observar que en cuanto al tratamiento de comparación de datos las gráficas obtenidas por el método de Euler presentan una mejor similitud de las técnicas experimentales, mucho más aceptables y homogéneas, sustentadas en el coeficiente de correlación mayor. Por tanto, se puede decir que la validez de la técnica en el seguimiento de actividad física mediante sensores IMU's es buena mediante cuaterniones, pero la óptima que establece mayor similitud es mediante el método de Euler, con ello se puede procesar su variación de manera más aceptable, confiable y precisa, básicamente por la correlación existente en el cambio de posición angular tridimensional al realizar la conversión del método de rodrigues a Euler, dando de esta forma el cumplimiento y desarrollo del objetivo principal de este trabajo de estudio.

El desarrollo de la simulación en OpenSim permitió evaluar la tendencia de movimiento, en la cual se obtiene la tendencia de movimiento característico efectuando experimentalmente, además de datos cinemáticos que incentiva a un posterior estudio, donde se evalué patrones funcionales de aplicación en ciclistas y su respectiva comparación de variación angular en las articulaciones características, como la rodilla, siendo la más susceptible a desgastes o alteraciones en estos deportistas. Otro punto de análisis se puede efectuar mediante la comparación cinemática de un miembro que demuestre un movimiento predominante en un plano principal, obteniendo la gráfica por medio de simulación en contraste con la gráfica obtenida mediante modelos matemáticos de posición. Sin embargo, el alcance de este estudio se limita a la validación de las técnicas de movimiento.



### **3.3 Recomendaciones**

Durante la recopilación experimental es importante establecer patrones funcionales, que garanticen repetibilidad y estabilidad durante la ejecución del movimiento, además de ubicar puntos referenciales locales que permitan establecer un punto fijo virtual estático para la descripción del movimiento especialmente en fotogrametría, quien utiliza sistemas referenciales locales.

El desarrollo del presente trabajo recomienda trabajar con el método de Euler para una validación más óptima, principalmente por la sensibilidad de conversión de coordenadas.

Se establece la inquietud de el seguimiento comparativo de patrones funcionales en el seguimiento de movimiento articular en ciclistas, para ello se recomienda establecer las dos técnicas de recolección de datos, un análisis comparativo de curvas cinemáticas de variación angular en la rodilla y por otra parte el estudio de patrones funcionales mediante el eje instantáneo de rotación, siendo una herramienta en la evaluación y diagnóstico de patologías en sujetos específicos de estudio en ciclistas.

## 4 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Real Academia Española, «Biomecánica,» RAE, 2022. [En línea]. Available: <https://dle.rae.es/biomec%C3%A1nico>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [2] M. Izquierdo Redín, BIOMECÁNICA Y BASES NEUROMUSCULARES DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE, Buenos Aires; Madrid: Médica Panamericana, 2008.
- [3] Organización Mundial de la Salud, «Actividad Física,» OMS, 05 Octubre 2022. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity#:~:text=La%20OMS%20define%20la%20actividad,el%20consiguiente%20consumo%20de%20energ%C3%ADa..> [Último acceso: 06 01 2023].
- [4] K. Soudan y R. V. Audekercke, «Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: The knee joint,» *ELSEVIER*, vol. 12, nº 1, pp. 27-33, 1979.
- [5] A. Page , J. Gálvez, H. De Rosario, V. Mata y P. Jaime , «Optimal average path of the instantaneous helical axis in planar motions with one functional degree of freedom,» *ELSEVIER*, vol. 43, pp. 375-378, 2010.
- [6] P. E. Nikravesh, *Computer-Aided Analysis of Mechanical Systems*, Elena Le Pera, 1987.
- [7] N. R. Arévalo, «Caracterización Cinemática del Tren Superior en el Saque en Voleibol,» *Universidad de los Andes; Facultad de Ingeniería Mecánica*, pp. 20-23, 2011.
- [8] M. Hughes, «Don't Get Lost in Deep Space: Understanding Quaternions,» ALL ABOUT CIRCUITS, 10 Marzo 2017. [En línea]. Available: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/dont-get-lost-in-deep-space-understanding-quaternions/#:~:text=Quaternions%20are%20an%20alternate%20way,not%20suffer%20from%20gimbal%20lock.> [Último acceso: 06 01 2023].
- [9] S. Sarabandi y F. Thomas, «Accurate Computation of Quaternions from Rotation Matrices,» *Institut de Robòtica i Informàtica Industrial (CSIC-UPC)*, p. 8.
- [10] [zdynamiccs.org](https://zdynamiccs.org), Compositor, *Cuaterniones*. [Grabación de sonido]. zDynamics. 2023.

- [11] T. Williams y K. Fyfe, «Rodrigues' spatial kinematics,» *ELSEIVER*, vol. 45, pp. 15-22, 2010.
- [12] A. Barrientos, M. Álvarez , J. Hernández, J. del Cerro y C. Rossi, «Modelado de Cadenas Cinematicas mediante Matrices de Desplazamiento. Una alternativa al metodo de Denavit-Hartenberg,» *ELSEIVER*, vol. 9, pp. 371-382, 2012.
- [13] J. Castellanos, L. M. Montealegre, B. D. Martínez, J. J. Gallo y O. Almanza , «Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano,» *Scielo*, vol. 23, nº 1, 2021.
- [14] R. M. Mendez, «Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud,» *Researchgate*, p. 20, 2013.
- [15] T. Liikavainio, T. Bragge, M. Hakkarainen, J. Jurvelin, P. Karjalainen y J. Arakoski, «Reproducibility of Loading Measurements With Skin-Mounted Accelerometers During Walking,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, nº 7, pp. 907-915, 2007.
- [16] K. Saremi, J. Marehbian, X. Yan, J. P. Regnaud, R. Elashoff, B. Bussel y B. H. Dobkin, «Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects,» *Neurorehabil Neural Repair*, vol. 20, pp. 297-305, 2006.
- [17] Y. Higashi, K. Yamakoshi, T. Fujimoto, M. Sekine y T. Tamura, «Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test,» *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, pp. 38-46, 2008.
- [18] P. Terrier, O. Dériaz, A. Meichtry y F. Luthi, «Prescription footwear for severe injuries of foot and ankle: Effect on regularity and symmetry of the gait assessed by trunk accelerometry,» *Gait & Posture*, vol. 30, nº 4, pp. 492-496, 2009.
- [19] Y. Higashi, T. Yasuda, T. Yosida, K. Nakamura, T. Fujimoto, M. Kaburagi, M. Sekine y T. Tamura, «Physical activity in dementia of the Alzheimer type,» *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd*, vol. 3, pp. 1897-1900, 2000.
- [20] Y. Higashi, M. Sekimoto, F. Horiuchi, T. Kodama, T. Yuji, T. Fujimoto, M. Sekine y T. Tamura, «Monitoring rehabilitation training for hemiplegic patients by using a tri-axial accelerometer,» *Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 2, pp. 1472-1474, 2001.

- [21] J. Rueterbories, E. G. Spaich, B. Larsen y O. K. Andersen, «Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 32, nº 6, pp. 545-552, 2010.
- [22] J. B. Lee, R. B. Mellifont y B. J. Burkett, «The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait,» *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2009.
- [23] B. Auvinet, E. Gloria, G. Renault y E. Barrey, «Runner's stride analysis: comparison of kinematic and kinetic analyses under field conditions,» *Science & Sports*, vol. 17, nº 2, pp. 92-94, 2002.
- [24] C. A. Emery, «Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature,» *Journal of Science and Medicine in Sport*, vol. 6, nº 4, pp. 492-504, 2003.
- [25] C. Verplaetse, «Inertial proprioceptive devices: self-motion-sensing toys and tools,» *IBM Syst. J.*, vol. 35, nº 3-4, pp. 639-650, 1996.
- [26] I MeasureU, «IMU - Mayor que la suma de sus partes,» I Measure U, 2013. [En línea]. Available: <https://imeasureu.com/knowledge/imu/>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [27] P. Bonato, «Advances in wearable technology and applications in physical medicine and rehabilitation,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, nº 1, p. 2, 2005.
- [28] P. Bonato, «Wearable Sensors and Systems,» *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 29, nº 3, pp. 25-36, 2010.
- [29] L. Rocchi, L. Chiari, M. Mancini, P. Carlson-Kuhta, A. Gross y F. B. Horak, «Step initiation in Parkinson's disease: Influence of initial stance conditions,» *Neuroscience Letters*, vol. 406, nº 1-2, pp. 128-132, 2006.
- [30] J. Shahed y J. Jankovic, «Exploring the relationship between essential tremor and Parkinson's disease,» *Parkinsonism & Related Disorders*, vol. 13, nº 2, pp. 67-76, 2007.
- [31] K. Nakamura, R. Oshiki, R. Kobayashi, M. Oyama, T. Saito, T. Nishiwaki, M. Nashimoto y Y. Tsuchiya, «Postural sway velocity predicts osteoporotic fracture in community-dwelling elderly Japanese women: the Muramatsu Study,» *Age Ageing*, pp. 1-4, 2010.

- [32] J. Verghese, R. B. Lipton, C. B. Hall, G. Kuslansky, M. J. Katz y H. Buschke, «Abnormality of Gait as a Predictor of Non-Alzheimer's Dementia,» *The new England journal of Medicine*, vol. 347, pp. 1761-1768, 2002.
- [33] M. Mancini, «Rehabilitation Engineering in Parkinson's disease,» *Universita'di Bologna*, 2009.
- [34] L. Cleeves y L. J. Findley, «Variability in amplitude of untreated essential tremor,» *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 50, nº 6, pp. 704-708, 1987.
- [35] J. S. Botero, «Desarrollo de un sistema de medición inercial para obtener y registrar variables biomecánicas en deportistas,» Instituto Tecnológico Metropolitano, 02 Febrero 2018. [En línea]. Available: <https://revistas.udea.edu.co/index.php/iatreia/article/view/330146>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [36] Ingeniería Mecafenix, «Sensor Inersila O sensor IMU,» 23 Julio 2018. [En línea]. Available: <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensores/sensor-inercial/>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [37] Kinetecnic, «Sensor Inercial IMU,» 2012. [En línea]. Available: <https://kinetecnic.cl/productos/sensor-inercial-imu/>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [38] G. G. Samatas y T. P. Pachidis, «Inertial Measurement Units (IMUs) in Mobile Robots over the Last Five Years: A Review,» *MEMS - STMicroelectronics*, 16 Febrero 2022. [En línea]. Available: <https://doi.org/10.3390/designs6010017>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [39] T. L. Sebastián, «Electromiografía,» *TOPDOCTORS*, 12 Julio 2013. [En línea]. Available: <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/electromiografia#>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [40] MedlinePlus, «Electromiografía y estudios de conducción nerviosa,» [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/electromiografia-y-estudios-de-conduccion-nerviosa/>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [41] Organización Mundial de la Salud, 31 Octubre 2016. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/guillain-barr%C3%A9-syndrome>. [Último acceso: 06 01 2023].

- [42] Biomec, «Fotogrametría, técnica aplicada para beneficios biomecánicos,» 9 Julio 2014. [En línea]. Available: <http://biomeclatam.blogspot.com/2014/07/fotogrametria-tecnica-aplicada-para.html>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [43] C. A., «Introducción a la fotogrametría y su evolución,» de *Agrimensura*, vol. 1, La Plata: Hespérides, 2011, p. 175.
- [44] M. Á. B. Bernad, «Análisis deportivo mediante el sistema VICON,» INSTITUT CATALA DEL PEU, 18 Enero 2021. [En línea]. Available: <https://www.institutcataladelpeu.com/analisis-deportivo-mediante-el-sistema-vicon/>. [Último acceso: 06 01 2023].
- [45] F. Nidal, Á. Page, V. Mata, Á. Valera, M. Díaz y M. Vallés, «Biomechanical model of the lower limb based on relevant actions for the control of knee-rehabilitation parallel robots,» *ResearchGate*, 2018.
- [46] R. McGinnis, *Advancing applications of IMUs in sports training and biomechanics*, East Lansing, 2013.
- [47] P. Garofalo, *Development of motion analysis protocols based on inertial sensors*, 2010.
- [48] L. Sánchez, *Prototipo basado en sensores inerciales para el seguimiento de la actividad física*, 2019.
- [49] W. Ge , C. Frans, DirkJan, M. Mohsen , Petter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner y Bryan Buchholz, «ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand,» *ELSEVIER*, pp. 982-986, 2005.

## 5 ANEXOS

