



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**DESARROLLO DE UN PROTOCOLO PERSONALIZADO PARA EL ESTUDIO
BIOMECÁNICO DE LA RODILLA UTILIZANDO EL SISTEMA DE XSSENS AWINDA**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:

INGENIERO EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

21921073/ CRISTIAN EDUARDO ZELAYA MONTENEGRO

ASESOR: REYNA VALLE

SAN PEDRO SULA, CORTÉS, HONDURAS, C.A.

24 DE MARZO, 2025

DEDICATORIA

Dedico esta tesis, en primer lugar, a mis padres, Constantino Zelaya y Ela Montenegro, por su apoyo incondicional a lo largo de mi vida. Gracias por estar siempre presentes, por motivarme a ser mejor cada día y por enseñarme el valor del trabajo y la disciplina. Sus enseñanzas han sido el pilar fundamental en mi crecimiento personal y profesional.

A mi hermana, Génesis Zelaya, a quien siempre llevaré en mi corazón. Tu cariño y apoyo han sido un regalo invaluable en mi vida, y estoy profundamente agradecido por todo lo que has hecho por mí.

A mi novia, Paola García, quien ha sido mi compañera en este recorrido. Tu presencia constante, tu motivación en los momentos más difíciles y tu fe en mí han sido fundamentales para culminar este proyecto. Gracias por ser mi inspiración y por creer en mí cuando yo mismo dudaba.

Finalmente, quiero expresar mi gratitud a todos aquellos que, de una forma u otra, me brindaron su apoyo, aliento y colaboración durante la realización de esta tesis. Cada uno de ustedes ha sido parte esencial de este logro.

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer, en primer lugar, a Dios, porque Él fue quien me dio la capacidad para haber elegido y darme las habilidades necesarias para casi culminar la carrera. Por la vida que me regaló y por las enseñanzas que me brindó en el camino, ayudándome a ser una persona fuerte y a no rendirme ante las adversidades.

A mis papás y a mi familia, quienes siempre estuvieron ahí, apoyándome cuando más los necesité. Su amor y motivación fueron fundamentales para llegar hasta este punto.

A nuestra asesora, la Ing. Reyna, por la paciencia que tuvo con nosotros y por siempre motivarnos a dar esa milla extra. Ella supo ver la capacidad de cada uno y nos ayudó a explotarla al máximo durante todo el proceso.

Al Ing. Zavala, quien siempre estuvo brindándome asesoría temática sobre mis proyectos. Su compromiso con mi trayectoria fue invaluable, y sus consejos me orientaron en los momentos que más lo necesité.

A todos mis maestros a lo largo de la carrera, quienes no solo me enseñaron, sino que también transmitieron su pasión por la docencia. Su dedicación y entusiasmo en cada clase fueron una gran inspiración.

A mis compañeros Dany Nieto, David Zaldívar y Daniel Solís, quienes siempre me tendieron una mano cuando tenía dudas y me apoyaron en los momentos más desafiantes.

Y, por último, a mis compañeras Rachel Rivera y Mónica Sequeira, quienes siempre buscaron incluirme en el grupo, sin importar que no hubiéramos compartido mucho antes. Su amistad y solidaridad fueron un gran apoyo durante esta etapa.

Gracias a todos por ser parte de este logro.

RESUMEN EJECUTIVO

El problema de la medición precisa de los ángulos de la rodilla y las limitaciones de los métodos tradicionales de análisis biomecánico, como la necesidad de equipos costosos y la complejidad en la interpretación de datos, motivaron esta investigación, la cual evalúa el uso de sensores inerciales (IMU) y software especializado como una alternativa eficiente y accesible. El estudio se realizó en UNITEC San Pedro Sula utilizando una metodología experimental. Se expuso a los participantes a dos tipos de pruebas cinemáticas: flexión-extensión de rodilla y transiciones de sentado a parado. Se midieron los ángulos de Roll, Pitch y Yaw antes y durante las pruebas mediante sensores Xsens y el software MT Manager, utilizando herramientas como el sistema AWINDA y algoritmos de procesamiento de datos. Los resultados mostraron que ambos tipos de pruebas permitieron una medición precisa de los ángulos de la rodilla. La prueba de flexión-extensión arrojó valores de Pitch cercanos a 90° en atletas, indicando un rango de movimiento amplio, mientras que en participantes post-quirúrgicos se observó una reducción del 30% en la flexión, reflejando limitaciones funcionales. El análisis de los ángulos Roll y Yaw mostró variaciones menores, sugiriendo estabilidad lateral y rotacional durante los movimientos. El cuestionario de percepción de los participantes reveló que la colocación de los sensores en el plano sagital fue la más cómoda y efectiva. En conclusión, el uso de sensores inerciales y software especializado se muestra como una opción viable para superar las barreras de los métodos tradicionales, con potencial para integrarse en aplicaciones clínicas y deportivas.

Palabras claves: Ángulos de Euler, sensores inerciales, biomecánica de la rodilla, análisis de marcha

ABSTRACT

The problem of accurately measuring knee angles and the limitations of traditional biomechanical analysis methods, such as the need for expensive equipment and the complexity of data interpretation, motivated this research, which evaluates the use of inertial sensors (IMUs) and specialized software as an efficient and accessible alternative. The study was conducted at UNITEC San Pedro Sula using an experimental methodology. Participants were exposed to two types of kinematic tests: knee flexion-extension and sit-to-stand transitions. Roll, Pitch, and Yaw angles were measured before and during the tests using Xsens sensors and MT Manager software, along with tools like the AWINDA system and data processing algorithms. The results showed that both types of tests allowed for precise measurement of knee angles. The flexion-extension test yielded Pitch values close to 90° in athletes, indicating a wide range of motion, while post-surgical participants showed a 30% reduction in flexion, reflecting functional limitations. The analysis of Roll and Yaw angles showed minor variations, suggesting lateral and rotational stability during movements. Participant perception questionnaires revealed that sensor placement in the sagittal plane was the most comfortable and effective. In conclusion, the use of inertial sensors and specialized software proves to be a viable option to overcome the barriers of traditional methods, with potential for integration into clinical and sports applications.

Keywords: Euler angles, inertial sensors, knee biomechanics, gait analysis.

ÍNDICE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	14
II.	ESTADO DEL ARTE	15
2.1.	ANTECEDENTES	15
2.1.1.	HISTORIA DE LOS MODELOS BIOMECÁNICOS.....	15
4.1.2.	CONSOLIDACIÓN Y MODERNIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA.....	17
4.1.3.	AVANCES RECIENTES Y APLICACIONES INTERDISCIPLINARIAS	17
2.1.4.	UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL.....	18
2.1.5.	INTEGRACIÓN CON MODELOS BIOMECÁNICOS.....	19
2.1.5.1.	<i>Perspectiva del caribe sobre estudios con modelos biomecánicos.....</i>	<i>20</i>
2.1.6.	XSENS Y SU APLICACIÓN EN DIVERSOS CAMPOS	21
2.1.7.	LESIONES DE RODILLA Y REHABILITACIÓN	22
2.1.8.	NECESIDAD DE UN PROTOCOLO ESTANDARIZADO	22
4.2.	PROBLEMÁTICA.....	23
4.3.	IMAGEN INTEGRADORA	24
2.4	CUADRO DE LIMITACIONES	26
3.1.	OBJETIVO GENERAL	28
4.1.	ENFOQUE.....	29
4.2.	VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN	30
4.2.1.	VARIABLES DEPENDIENTES	30
4.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS	32

4.3.1.	SOFTWARE	32
4.3.1.1.	<i>Xsens Analyzer</i>	32
4.3.1.2	<i>MATLAB</i>	33
4.3.2.	HARDWARE	34
4.3.2.1.	<i>Sensores IMU de Xsens</i>	34
4.3.3.	INSTRUMENTOS	35
4.3.1.	<i>Desviación Estándar</i>	35
4.4.	POBLACIÓN.....	36
4.5	MÉTODO DE ESTUDIO.....	37
4.5.1.	REQUISITOS.....	37
4.5.2.	SELECCIÓN DE EQUIPOS Y SOFTWARE.....	37
4.5.3.	RECLUTAMIENTO Y SELECCIÓN DE PARTICIPANTES	38
4.5.4.	PRUEBAS PILOTOS.....	38
4.5.5.	ANÁLISIS DE DATOS	39
4.6.	METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	39
4.6.1.	PRUEBAS DE CAMPO.....	39
4.6.3.	ANÁLISIS COMPARATIVO	40
4.7.	CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES.....	41
4.8.	OPERACIONES DE LAS VARIABLES.....	42
4.9.	MATRIZ METODOLÓGICA.....	44
	48

5.1.	PRUEBAS PILOTO.....	49
5.1.1.	ANÁLISIS DE LAS PRIMERAS PRUEBAS.....	49
5.1.1.1.	<i>Análisis de la cinemática sentado con flexión-extensión</i>	<i>51</i>
5.1.1.2.	<i>Análisis de la cinemática al Sentarse en un silla.....</i>	<i>54</i>
5.1.3.	OPTIMIZACIÓN DE LAS PRUEBAS	59
5.1.4	ALGORITMO PARA ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	62
5.1.5.	ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS Y SUS RESULTADOS.	69
5.2.	DESARROLLO DEL PROTOCOLO MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES.....	70
5.3.	PRUEBAS EN PARTICIPANTES.....	71
5.2.1.	VALORES DE LA CINEMÁTICA SENTADO CON FLEXIÓN-EXTENSIÓN	71
5.1.2.	VALORES DE LA CINEMÁTICA PARADO Y SENTADO.	79
VI.	DISCUSIÓN	86
6.1.	DISEÑO DEL PROTOCOLO ESPECIALIZADO	86
6.1.1.	INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS EN LA CINEMÁTICA DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN 86	
6.1.2.	COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS	88
6.1.3.	INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS EN LA CINEMÁTICA DEL PARADO A SENTADO 88	
6.1.4.	LIMITANTES	89
6.1.5.	TRABAJOS FUTUROS	90
VII.	CONCLUSIONES	92
6.1.	CONCLUSIÓN GENERAL	92

6.2.	CONCLUSIONES PARCIALES.....	92
VII.	RECOMENDACIONES	94

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Estudios anatómicos de Da Vinci.....	16
Ilustración 2. Cronofotografía.....	16
Ilustración 3. Estudios modernos de biomecánica.....	17
Ilustración 4. Imagen Integradora de Proyecto	25
Ilustración 5: Variable dependiente e independientes.....	32
Ilustración 6: Logo de Xsens Analyzer	33
Ilustración 7: Logo de MATLAB.....	33
Ilustración 8: Sensores Inerciales de Xsens.....	34
Ilustración 9: Sincronización de la estación de AWINDA con las IMU.....	46
Ilustración 10: Orientación 3D de las IMU.....	47
Ilustración 11: Grafica con respecto a la orientación de las IMU.....	47
Ilustración 12: Datos inerciales de las IMU.....	48
Ilustración 13: Video tutorial sobre la colocación de las IMU.....	49
Ilustración 14: Recorrido de la cinemática de flexión-extensión.....	50
Ilustración 15: Recorrido de la cinemática de parado sentado.....	50
Ilustración 16: Medición del sujeto sentado realizando extensión	51
Ilustración 17: Sensor MT 10B40B81	52
Ilustración 18: Sensor MT 10B40B83 sin extensión	52
Ilustración 19: extensión realizada	53

Ilustración 20: Valores inerciales del sensor MT 10B40B83	53
Ilustración 21:Valores inerciales del sensor MT 10B40B81.....	54
Ilustración 22: Análisis de la cinemática al sentarse en la silla.....	54
Ilustración 23: Sensor MT 10B40B81 estado inicial de la cinemática, sujeto se encuentra parado	55
Ilustración 24: Sensor MT 10B40B81 donde el sujeto se encuentra sentado.....	56
Ilustración 25 Sensor MT 10B40B83 estado inicial de la cinemática, sujeto se encuentra parado	57
Ilustración 26 Sensor MT 10B40B83 donde el sujeto se encuentra sentado.....	57
Ilustración 27: Valores inerciales del sensor MT 10B40B81	58
Ilustración 28: Valores inerciales del sensor MT 10B40B83	59
Ilustración 29: Colocación de los sensores en el plano sagital	60
Ilustración 30: Sensor sin flexión-extensión.....	60
Ilustración 31: Sensor con flexión-extensión realizada.....	61
Ilustración 32: Sensor sin flexión-extensión	61
Ilustración 33: Sensor con flexión-extensión realizada.....	62
Ilustración 34: Algoritmo para graficar ángulos relativos	63
Ilustración 35: Roll de la cinemática de flexión-extensión.....	64
Ilustración 36: Pitch de la cinemática de flexión-extensión	65
Ilustración 37: Yaw de la cinemática de flexión-extensión.....	65
Ilustración 38: Roll de la cinemática del sentado	66
Ilustración 39: Pitch de la cinemática del sentado.....	67
Ilustración 40: Yaw de la cinemática del sentado	67

Ilustración 41: Ángulos relativos en la cinemática de flexión y extensión.....	68
Ilustración 42: Protocolo personalizado para el estudio biomecánico de la rodilla.....	70
Ilustración 43: Participante 0101.....	72
Ilustración 44: Cinemática de extensión y flexión.....	72
Ilustración 45: Ángulos relativos de Roll, Pitch y Yaw.....	73
Ilustración 46: Roll, Yaw, Pitch en la cinemática de flexión-extensión.....	74
Ilustración 47: Participante 0201.....	74
Ilustración 48: Ángulos Relativos de Roll, Pitch y Yaw.....	75
Ilustración 49: Roll, Pitch y Yaw en la cinemática de flexión-extensión.....	76
Ilustración 50: Participante ID 0301.....	77
Ilustración 51: Ángulos de Roll, Yaw y Pitch.....	77
Ilustración 52: Ángulos Relativos del Roll, Pitch y Yaw.....	78
Ilustración 53: Participante 0101 en cinemática de sentado a parado.....	79
Ilustración 54: Ejemplo de inclinación de tronco en el sentado.....	79
Ilustración 55: Angulo Roll, Yaw y Pitch.....	80
Ilustración 56: Ángulos relativos del Roll, Yaw y Pitch.....	81
Ilustración 57: Participante 0201 en cinemática de sentado a parado.....	81
Ilustración 58: Ángulo de Roll, Pitch y Yaw.....	82
Ilustración 59: Ángulos Relativo del Roll, Pitch y Yaw.....	83
Ilustración 60: Participante 0301 en cinemática de sentado a parado.....	83
Ilustración 61: Angulo Roll, Yaw y Pitch.....	84
Ilustración 62: Angulos Relativos de Roll, Yaw y Pitch.....	85
Ilustración 63: Contenido del protocolo.....	103

Ilustración 64: Parámetros corporales del participante 0101	105
Ilustración 65: Parámetros corporales del participante 0201	106
Ilustración 66: Parámetros corporales del participante 0301	107
Ilustración 67: Orientación 3D en prueba para participantes	108
Ilustración 68: Participante 0101	109

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Limitaciones del IMU según otros investigadores	26
Tabla 2. (Continuación)	27
Tabla 3: Enfoque de la investigación	30
Tabla 4: Identificación para los participantes	37
Tabla 5: Cronograma de Actividades	41
Tabla 6: Operacionalización de variables	42
Tabla 7. (Continuación)	43
Tabla 8: Matriz Metodológica	44
Tabla 9: (continuación)	45
Tabla 10: Pruebas Piloto en participantes	71
TABLA 11:COMPARATIVA DE LOS ÁNGULOS RELATIVOS DE LOS PARTICIPANTES	87
Tabla 12: COMPARATIVA DE LOS ÁNGULOS RELATIVOS DE LOS PARTICIPANTES	89

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1: Formula para la desviación estándar para las mediciones obtenidas	35
Ecuación 2: Ángulo Relativos	62

LISTA DE SIGLAS

IMU	Unidad de medición Inercial
LCA	Ligamento cruzado anterior
UNITEC	Universidad Tecnológica Centroamericana
FS	Frecuencia de muestreo
FC	Frecuencia de Corte

GLOSARIO

1. Unidad de medición Inercial: Dispositivo que combina sensores (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) para medir movimientos y orientación en tiempo real, utilizado en aplicaciones como análisis biomecánico y rehabilitación.(Admin STT, 1970)
2. Ligamento cruzado anterior: Estructura clave de la rodilla que estabiliza la articulación, frecuentemente lesionada en actividades deportivas, lo que afecta la movilidad y requiere intervención quirúrgica o rehabilitación.(LCA | Cigna,2024)
3. Frecuencia de muestreo: Es la cantidad de muestras que se toman por unidad de tiempo para convertir la señal analógica en señal digital.(Multison,2021)
4. Frecuencia de corte: Es el punto en el cual un filtro comienza a atenuar frecuencias.(StudySmarter, 2025.)

I. INTRODUCCIÓN

El análisis biomecánico de la rodilla es fundamental para la evaluación funcional y la rehabilitación de pacientes con lesiones o condiciones que afectan la movilidad. En este contexto, el uso de sensores inerciales (IMU) ha cobrado relevancia, permitiendo la medición en tiempo real de variables cinemáticas sin necesidad de sistemas de laboratorio complejos. Entre las soluciones más avanzadas, los sensores Xsens ofrecen datos de orientación y movimiento a través del cálculo de ángulos de Euler, facilitando un estudio detallado de los patrones articulares y proporcionando información clave para la detección de anomalías biomecánicas.

Sin embargo, la precisión de estas mediciones depende en gran medida de una correcta colocación, calibración y registro de datos de los sensores. La ausencia de un protocolo especializado puede generar variabilidad en los resultados, afectando la confiabilidad del análisis biomecánico. Por ello, el presente estudio tiene como objetivo diseñar un protocolo estructurado para la implementación de los sensores IMU Xsens en el análisis de la rodilla, asegurando procedimientos detallados que optimicen la calidad de las mediciones.

Además, con el fin de ampliar la aplicabilidad de los sensores Xsens, se realizaron diversas pruebas para integrar sus datos en otros entornos de análisis, como MATLAB, donde se desarrolló un algoritmo específico para obtener los ángulos relativos de la rodilla. Esta implementación permitió procesar los datos de los sensores fuera del entorno nativo de Xsens, brindando mayor flexibilidad en la manipulación y visualización de la información. La elaboración de este algoritmo representa un paso clave para la optimización del análisis biomecánico, ya que posibilita la validación de los datos mediante técnicas personalizadas y su integración con otras herramientas de modelado biomecánico.

A lo largo de esta investigación, se definirán los parámetros biomecánicos a evaluar, se establecerá un protocolo detallado de uso de los sensores y se validará su capacidad para medir variables cinemáticas con precisión. Con ello, se busca contribuir al desarrollo de metodologías más confiables para la evaluación del movimiento, optimizando los procesos de rehabilitación y proporcionando información valiosa para la prevención de lesiones y el análisis del rendimiento motor.

II. ESTADO DEL ARTE

A continuación, se detallan los precedentes que explican la utilización de unidades de medición inercial (IMU) y modelos biomecánicos para el estudio del movimiento humano. Se expondrá el problema que respalda la necesidad de establecer un protocolo estandarizado para incrementar la exactitud de los ángulos articulares y cinemáticos del cuerpo humano, enfocado en la rehabilitación de la rodilla.

2.1. ANTECEDENTES

El análisis del movimiento humano es primordial en diversas disciplinas como la medicina, la rehabilitación y la ingeniería biomédica. Recientemente, el uso de unidades de medición inercial (IMU) ha demostrado ser una herramienta eficaz para capturar datos de movimiento en entornos reales debido a su portabilidad y capacidad para medir la cinemática de manera precisa. (Seth et al., 2018)

2.1.1. HISTORIA DE LOS MODELOS BIOMECÁNICOS

La física, anatomía y matemáticas han confluído a lo largo del tiempo para explicar y analizar el movimiento humano y las fuerzas que a la vez actúan sobre el ser humano. El estudio y los modelos de la Biomecánica podría decirse que tienen base filosófica y anatómica. (Romero 2015) señala que Aristóteles 384 322 a.C. es uno de los primeros pensadores sobre la locomoción humana y animal. Estas inquietudes posteriormente sentaron las bases para el abordaje científico del cuerpo humano como un sistema mecánico.

Durante el período del Renacimiento, personalidades como Leonardo da Vinci (1452–1519) y Andreas Vesalius (1514–1564) transformaron el entendimiento de la anatomía y establecieron los cimientos para un análisis mecánico más estricto. Da Vinci no se limitaba a analizar los componentes humanos, sino que elaboraba modelos anatómicos que representaban los movimientos de los músculos y articulaciones. Por otro lado, Vesalius estableció un esquema exacto para el estudio mecánico del sistema esquelético y muscular con su obra *De humani corporis fabrica* (1543). (Kapandji, 2025)

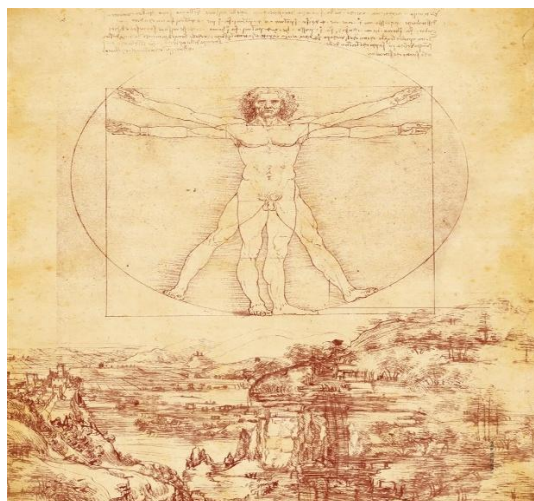


Ilustración 1. Estudios anatómicos de Da Vinci

Fuente: (National Geographic, 2013)

La invención de tecnologías como la cronofotografía, desarrollada por Etienne-Jules Marey y Eadweard Muybridge, fue un evento significativo en el siglo XIX. Marey, reconocida como uno de los precursores de la biomecánica moderna, combinó la fisiología con la fotografía para evaluar el movimiento de forma cuantitativa, mientras que Muybridge capturó la locomoción a mediante la observación de secuencias fotográficas detalladas. (Frost, 1979).



Ilustración 2. Cronofotografía

Fuente: (Eadweard Muybridge, 2014)

4.1.2. CONSOLIDACIÓN Y MODERNIZACIÓN DE LA BIOMECÁNICA

A lo largo del siglo XX, la biomecánica se transformó de un enfoque descriptivo a un campo de análisis y computación. Innovadores como Giovanni Borelli, a frecuentemente referenciado como el "progenitor de la biomecánica", utilizaron principios matemáticos para modelar las fuerzas musculares y articulares, cimentando de esta manera los fundamentos de los modelos mecánicos actuales. (Hatze, 1974).

El progreso de las herramientas informáticas a mediados del siglo XX marcó un punto crítico. El trabajo de Bresler y Frankel (1950) en la investigación dinámica del sistema musculoesquelético creó modelos que reproducían con mayor precisión las fuerzas y movimientos humanos. Al mismo tiempo, se desarrollaron empleos favorables en ortopedia, diseño de prótesis y biomecánica deportiva, lo que pone de manifiesto la importancia de los modelos biomecánicos en diversas áreas de la salud e ingeniería.(Winter, 2009)

4.1.3. AVANCES RECIENTES Y APLICACIONES INTERDISCIPLINARIAS

En las últimas décadas, la biomecánica ha utilizado tecnologías de vanguardia como la resonancia magnética dinámica, los sistemas de captura de movimiento en tres dimensiones y las simulaciones computacionales fundamentadas en elementos finitos. Estas herramientas han facilitado un análisis más exacto del cuerpo humano, tratando cuestiones complicadas como la creación de implantes a medida, la mejora de técnicas quirúrgicas y la valoración del desempeño en el deporte. (Zatsiorsky, 2002,)



Ilustración 3. Estudios modernos de biomecánica

Fuente:(Noticias Unsam, 2025)

El enfoque interdisciplinario de la biomecánica moderna combina modelos matemáticos modelos computacionales biomecánicos opensim con datos empíricos obtenidos a través de sensores y dispositivos avanzados. Además, los algoritmos de inteligencia artificial han comenzado a desempeñar un papel crucial en el análisis y la predicción del movimiento humano (Casiro & Santamaría, 2020).

2.1.4. UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL

Las unidades de medición inercial son dispositivos que contienen acelerómetros, giroscopios y, en algunos casos, magnetómetros, permitiendo la medición de la aceleración lineal y la velocidad angular de un objeto en movimiento. Estas unidades se han integrado con modelos biomecánicos avanzados para analizar el movimiento humano y estimar parámetros como los ángulos articulares y las fuerzas de contacto tibio-femoral durante actividades cotidianas (Cutti et al., 2010). Estudios recientes han validado el uso de IMU para medir con alta precisión los ángulos de la rodilla en el plano sagital, lo que es especialmente útil en la rehabilitación postoperatoria de artroplastias de rodilla (Seel et al., 2014).

Además, se ha demostrado que la colocación adecuada de los sensores es crucial para obtener resultados precisos, lo que subraya la necesidad de desarrollar protocolos estandarizados (Robert-Lachaine et al., 2017). Otros trabajos han explorado el uso de IMU para monitorizar la actividad física en pacientes con enfermedades neurológicas, mostrando un gran potencial en el seguimiento de la marcha y el equilibrio (Muro-de-la-Herran et al., 2014).

La integración de los datos de IMU en modelos biomecánicos como OpenSim y OpenSense permite la simulación y el análisis detallado de los movimientos humanos. OpenSim es una herramienta de código abierto que facilita la creación y manipulación de modelos musculoesqueléticos, mientras que OpenSense es una extensión diseñada para procesar datos de IMU y estimar la cinemática de segmentos corporales. Esta combinación permite calcular fuerzas internas y momentos articulares, proporcionando información valiosa para el diseño de intervenciones terapéuticas. Un estudio llevado a cabo por Hicks et al. (2021) demostró que la integración de estos sistemas mejora significativamente la precisión en la estimación de cargas articulares durante actividades de alta demanda.

El análisis del movimiento humano es esencial en disciplinas como la medicina, la rehabilitación y la ingeniería biomédica. Las Unidades de Medición Inercial (IMU), que incluyen acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, han emergido como herramientas valiosas para capturar datos de movimiento en entornos reales debido a su portabilidad y precisión. Estas unidades permiten medir la aceleración lineal y la velocidad angular de segmentos corporales, facilitando la estimación de parámetros como ángulos articulares y fuerzas de contacto durante actividades cotidianas (Delp et al., 2007; Seth et al., 2018).

El estudio realizado por Morrow et al. (2017) titulado «Where to mount the IMU Validation of joint angle kinematics and sensor-to-segment alignment for different sensor locations for daily life activities», investigó la mejor ubicación para montar los sensores IMU con el fin de obtener mediciones precisas de los ángulos articulares durante actividades de la vida diaria. La investigación incluyó la evaluación de diversas posiciones de montaje en varios segmentos corporales, utilizando un sistema de captura de movimiento óptico como referencia. El objetivo principal del estudio fue determinar cómo la alineación entre el sensor y el segmento corporal afecta la precisión de las mediciones, destacando la necesidad de estandarizar los procedimientos de colocación. Los resultados mostraron que una correcta alineación reduce significativamente los errores en la medición de los ángulos articulares, lo que resalta la importancia de protocolos detallados en el uso de IMU para aplicaciones clínicas y deportivas.

2.1.5. INTEGRACIÓN CON MODELOS BIOMECÁNICOS

En el estudio realizado por Al Borno et al., (2022), titulado «OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower limb kinematics», este estudio presenta OpenSense, una herramienta de código abierto diseñada específicamente para el análisis de la cinemática de las extremidades inferiores utilizando IMU. La investigación destaca cómo OpenSense permite procesar datos de IMU para estimar la cinemática de segmentos corporales en actividades dinámicas. La validación del sistema se realizó comparando los resultados obtenidos con datos de captura de movimiento basada en cámaras, demostrando una alta correlación y precisión. Esta herramienta ha sido fundamental para la expansión del uso de

sensores inerciales en entornos clínicos y deportivos, permitiendo evaluaciones rápidas y precisas de la movilidad de los pacientes.

En el estudio realizado por Saxby et al., (2016), titulado «Peak Tibiofemoral Contact Forces Estimated Using IMU-Based Musculoskeletal Modeling in Healthy Adults», este estudio se centra en la estimación de las fuerzas de contacto tibiofemoral durante actividades cotidianas utilizando modelos musculoesqueléticos basados en IMU. Los autores utilizaron un conjunto de IMU colocados estratégicamente en diferentes segmentos corporales para medir las aceleraciones y velocidades angulares, que posteriormente se integraron en un modelo biomecánico para calcular las fuerzas articulares. Los resultados mostraron que esta metodología es capaz de proporcionar estimaciones precisas de las fuerzas de contacto, lo que es de gran utilidad para el diseño de programas de rehabilitación y la prevención de lesiones.

2.1.5.1. Perspectiva del Caribe sobre estudios con modelos biomecánicos

En el estudio realizado por Taboada Díaz et al. (2019), en Cuba desarrollaron un modelo matemático que apoya la recuperación del patrón biomecánico de la marcha en niños con parálisis cerebral tipo diparesia espástica, enfocado en la articulación de la cadera. Como resultado obtuvieron que usando análisis de videográficos, se obtuvieron parámetros cinemáticos y antropométricos, por ende, permitió crear curvas de aceleración angular versus tiempo, siendo útiles para optimizar la rehabilitación.

En el artículo titulado «Análisis biomecánico del clin en pesista masculino. Estudio de caso», los autores Romero & Caveda (2022) investigan las características biocinemáticas presentes en la ejecución del "clean" en un levantador de pesas masculino de 13-14 años de la Escuela de Iniciación Deportiva Escolar "Lino Salabarría Pupo" en Sancti Spíritus, Cuba. Utilizando técnicas de videografía y el software "Kinovea" versión 0.8.7 para el análisis del movimiento, complementado con las opiniones de entrenadores y atletas, se identificaron y evaluaron errores técnicos en la ejecución del "clean". Los hallazgos proporcionan una guía valiosa para entrenadores y atletas en la aplicación de la biomecánica al entrenamiento, con el objetivo de mejorar el rendimiento y corregir deficiencias técnicas en esta disciplina.

2.1.6. XSENS Y SU APLICACIÓN EN DIVERSOS CAMPOS

Xsens es una empresa especializada en tecnología de captura de movimiento, reconocida por sus sistemas especializados y avanzados en el registro de movimientos humanos en 3D que permiten analizar con alta precisión. Sus productos han sido utilizados en diversas investigaciones científicas. Por ejemplo, un estudio utilizó unidades de medición inercial de Xsens para poder clasificar patrones en pacientes con enfermedades de Parkinson, demostrando la eficacia en el monitoreo y análisis de trastornos en movimiento.

En el estudio realizado por Bergamini et al. (2012), titulado «Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit», se centra en evaluar con precisión una unidad de medición inercial colocada en el tronco para estimar parámetros temporales durante las carreras de velocidad, en este estudio destacó la aplicabilidad en el análisis de rendimiento deportivo.

El artículo realizado por Al-Amri et al. (2018), titulado «Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity», analiza la confiabilidad del sistema de captura de movimiento basado en sensores inerciales Xsens MVN BIOMECH. Este artículo menciona que se evaluó 26 participantes durante actividades cotidianas como agacharse, caminar y saltar utilizando tanto el sistema Xsens como uno basado en cámaras. Los resultados muestran una alta confiabilidad con el sistema de cámaras, validando el uso de Xsens en entornos clínicos.

El estudio « Concurrent validation of the Xsens IMU system of lower-body kinematics in jump-landing and change-of-direction tasks», realizado por Nijmeijer et al. (2023) compara el sistema de captura de movimiento inercial Xsens con el sistema Vicon para medir ángulos articulares en tareas deportivas específicas. Diez atletas recreativos realizaron tareas como saltos y cambios de dirección. Los resultados muestran excelente concordancia en el plano sagital, pero alta variabilidad y errores en los planos frontal y transversal, especialmente en rodilla y tobillo. El Xsens es confiable para análisis de movimientos sagitales, pero se recomienda precaución en otros planos.

En el estudio del autor Jerez et al. (2024), titulado «Sistema biométrico para el análisis de la marcha utilizando unidades de medida inerciales (IMU) », el artículo analiza sobre un sistema biométrico para el estudio de la marcha utilizando sensores inerciales ya que este método mide desplazamientos de velocidad angular en las articulaciones, permitiendo detectar las anomalías cuando está en movimiento. El artículo menciona que se implementaron 7 sensores con una precisión de hasta 7.5mm, demostrando eficacia en la valoración clínica de movimiento humano.

2.1.7. LESIONES DE RODILLA Y REHABILITACIÓN

En el contexto de la rehabilitación, las IMU han sido utilizadas para monitorear y evaluar diferentes tipos de lesiones de rodilla, que son una de las más comunes en medicina deportiva y ortopédica. Según estudios recientes, las principales lesiones de rodilla incluyen esguinces y desgarros de ligamentos, desgarros de menisco, fracturas, dislocaciones, tendinitis y lesiones por uso excesivo (Escamilla & Macleod, 2019). Los esguinces de ligamento cruzado anterior (LCA) representan aproximadamente el 50% de todas las lesiones deportivas de rodilla, mientras que los desgarros de menisco tienen una incidencia de 60 por cada 100,000 personas al año (Majewski et al. 2006). Las IMU permiten una evaluación precisa del rango de movimiento y la cinemática articular durante el proceso de rehabilitación, proporcionando datos en tiempo real que ayudan a los profesionales de la salud a ajustar los tratamientos de manera oportuna (Favre et al. 2016).

2.1.8. NECESIDAD DE UN PROTOCOLO ESTANDARIZADO

El desarrollo de protocolos específicos ha demostrado ser efectivo en otros campos relacionados. Por ejemplo, en el ámbito deportivo, la implementación de procedimientos estandarizados para la monitorización del rendimiento ha mejorado la detección de lesiones y la optimización del entrenamiento (van der Kruk & Reijne, 2018). Por tanto, la adopción de protocolos estandarizados en biomecánica clínica podría tener un impacto similar, facilitando la comparación de resultados entre estudios y el desarrollo de nuevas terapias basadas en evidencia.

En el artículo «Manual de biomecánica: protocolos funcionales» (2023), se presentan diez protocolos funcionales destinados a la evaluación biomecánica objetiva de pacientes, empleando técnicas modernas de análisis del movimiento. Estos protocolos buscan estandarizar la valoración

funcional, facilitando la comparación de resultados entre estudios y mejorando la precisión en el diagnóstico y tratamiento en el ámbito clínico

En el estudio titulado «Importancia de la estandarización de los protocolos en el Test de Lunge» realizado por (Hernández & Montserrat, 2021) se observa que la ausencia de procedimientos estandarizados en la administración del Test de Lunge puede resultar en resultados contradictorios e incomparables. Esta variabilidad en el rendimiento del test puede desencadenar diagnósticos y evaluaciones incorrectas respecto a la dorsiflexión del tobillo. Es por esta razón que los criterios de aplicación deben ser uniformes para lograr y postular la validez de los resultados.

4.2. PROBLEMÁTICA

El análisis del movimiento humano es fundamental en áreas como la medicina, la rehabilitación y el diseño de dispositivos biomédicos. Sin embargo, a pesar de los avances en tecnologías como las Unidades de Medición Inercial (IMU), persisten desafíos significativos que limitan su potencial. Según estudios recientes, las lesiones de rodilla son de las más comunes, afectando anualmente a millones de personas en todo el mundo, con tasas de incidencia que oscilan entre 60 y 100 casos por cada 100,000 habitantes, dependiendo del tipo de lesión (Majewski et al., 2006). Estas lesiones tienen un impacto profundo en la calidad de vida de los pacientes, afectando su movilidad y capacidad para realizar actividades cotidianas.

El uso de IMU para el análisis y rehabilitación de lesiones de rodilla ha demostrado ser prometedor debido a su capacidad para capturar datos cinemáticos en tiempo real. No obstante, la falta de protocolos estandarizados para su uso plantea problemas de variabilidad en los resultados, dificultando la comparabilidad entre estudios y la implementación efectiva en entornos clínicos. Factores como la colocación incorrecta de los sensores, errores en la calibración de los dispositivos y la influencia de condiciones externas, como campos magnéticos, afectan negativamente la precisión de las mediciones (Favre et al., 2009; Picerno et al., 2008).

Además, herramientas biomecánicas como OpenSim y OpenSense, requieren configuraciones complejas y conocimientos avanzados, lo que limita su accesibilidad para muchos

profesionales de la salud y la rehabilitación. Esta falta de accesibilidad puede retrasar la adopción de estas tecnologías en la práctica clínica, reduciendo su impacto potencial en la recuperación de los pacientes.

En este contexto, surge la necesidad urgente de desarrollar un protocolo estandarizado que aborde estos desafíos, garantizando la precisión, reproducibilidad y accesibilidad en el uso de IMU para el análisis biomecánico de lesiones de rodilla. Esto no solo mejoraría la calidad de la atención médica, sino que también contribuiría al avance de la investigación en biomecánica y rehabilitación.

4.3. IMAGEN INTEGRADORA

La imagen integradora de este proyecto ilustra el desarrollo y aplicación de un protocolo basado en unidades de medición inercial (IMU) para el análisis y rehabilitación de la rodilla. Presenta de manera esquemática el flujo de trabajo, que incluye desde la correcta colocación de los sensores IMU hasta la adquisición de datos de movimiento en tiempo real y su posterior análisis.

En la primera división de la imagen, se muestra un escenario con un protocolo establecido, donde la persona tiene claridad sobre cómo iniciar el proceso, asegurando una metodología estructurada y eficiente. Por otro lado, en la segunda división, se representa un escenario sin protocolo definido, lo que genera incertidumbre y dudas sobre cómo proceder. Esta dualidad enfatiza la relevancia de contar con un enfoque sistemático.

La representación visual sintetiza el objetivo principal del proyecto: destacar la importancia de protocolos estandarizados para garantizar la correcta colocación de los sensores y el análisis preciso de los datos. Esto contribuye a mejorar la evaluación funcional y a optimizar los procesos de rehabilitación en pacientes con lesiones en la rodilla.



Ilustración 4. Imagen Integradora de Proyecto

Fuente: Elaboración propia

2.4 CUADRO DE LIMITACIONES

Tabla 1. Limitaciones del IMU según otros investigadores

Autor	Año	País	Enfoque	Título del Artículo	Limitación	Definición de la Limitación
Picerno et al.	2008	Italia	Descriptivo	Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules	Colocación de los sensores	La variabilidad en la colocación de los sensores puede afectar significativamente la precisión de las mediciones.
Favre et al.	2009	Canadá	Experimental	Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors	Calibración de los dispositivos	Necesita la calibración adecuada de las IMU para minimizar los errores en la medición de la aceleración y la velocidad angular.

Tabla 2. (Continuación)

Palmerini et al.	2013	Italia	Experimental	Classification of early-mild subjects with Parkinson's disease by using sensor-based measures of posture, gait, and transitions	Variabilidad en las condiciones de prueba	Factores como el entorno y las características individuales de los participantes pueden influir en la consistencia de los datos
Madgwick et al.	2011	Reino Unido	Descriptivo	Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm	Limitaciones tecnológicas	Las IMU aún presentan limitaciones en términos de deriva de los giroscopios y la sensibilidad a campos magnéticos externos.

III. OBJETIVOS

En este capítulo se definen los objetivos del proyecto de investigación, los cuales servirán de guía para alcanzar las metas propuestas y tomar la dirección correcta.

3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar un protocolo estandarizado para la implementación y uso de los sensores IMU Xsens en el análisis biomecánico de la rodilla, estableciendo procedimientos detallados que aseguren mediciones precisas.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3.2.1. Definir los parámetros biomecánicos que se evaluarán con los sensores IMU Xsens en la rodilla, estableciendo las métricas apropiadas para las evaluaciones específicas.

3.2.2. Diseñar el protocolo de usos de sensores IMU, incluyendo instrucciones específicas de la colocación, calibración y registro de datos, con una guía documentada lista para una prueba pilotos en un plazo definido.

3.2.3. Evaluar la capacidad del protocolo para medir variables cinemáticas de la rodilla, con el fin de garantizar la precisión y confiabilidad de los datos obtenidos.

IV. MÉTODOS

En el siguiente capítulo, se describen los procedimientos aplicados en la investigación, garantizando el logro de los objetivos planteados. Se detalla el enfoque de estudio, las variables (dependientes e independientes), las técnicas e instrumentos utilizados, el método de investigación, la validación metodológica, el cronograma de actividades y la operacionalización de las variables.

4.1. ENFOQUE

Esta investigación emplea un enfoque mixto, combinando métodos cuantitativos y cualitativos, para evaluar la necesidad de un protocolo estandarizado en el estudio biomecánico de la rodilla utilizando sensores IMU (Unidades de Medición Inercial).

En el componente cuantitativo, se realizan pruebas experimentales en entornos de laboratorio para optimizar la colocación de los sensores IMU, mejorar los protocolos de calibración y validar la precisión del sistema bajo condiciones controladas. Utilizando sujetos sanos, se simulan movimientos específicos de la rodilla, como flexión, extensión y rotación, colocando los sensores en diversas ubicaciones anatómicas (muslo, pierna y alrededor de la rodilla) para evaluar su estabilidad, precisión y confiabilidad. Los datos recopilados se procesan mediante software especializado y algoritmos de fusión de sensores, lo que permite identificar la configuración óptima de los sensores, refinar los pasos de calibración y establecer un protocolo estandarizado que asegure la calidad de los datos para su aplicación.

El componente cualitativo consistió en evaluar los datos del movimiento de la rodilla mediante un análisis crítico con la literatura existente. Se examinaron estudios previos sobre la colocación óptima de sensores IMU (en muslo, pierna y rodilla), los métodos de calibración reportados y los protocolos estandarizados disponibles. Este enfoque permitió identificar brechas, mejores prácticas y desafíos documentados en la precisión del sistema.

Esta investigación sigue un diseño cuasiexperimental, caracterizado por la manipulación deliberada de variables independientes (uso de sensores IMU) y la selección no aleatoria de la muestra. El alcance de la investigación se define como alcance descriptivo, ya que busca detallar

y caracterizar el proceso de implementación de un protocolo estandarizado para el uso de sensores IMU en la rodilla. El tipo de muestra se definirá utilizando un método no probabilístico, ya que la investigación se enfoca en un grupo específico de personas que cumplen con criterios de inclusión preestablecidos.

Tabla 3: Enfoque de la investigación

Enfoque de la investigación	Mixto
Alcance de la investigación	Descriptivo
Diseño de la investigación	Cuasi-experimental
Tipo de muestra	No probabilística

Fuente: Elaboración propia.

4.2. VARIABLES DE LA INVESTIGACIÓN

Una variable de investigación es un atributo cuantificable que experimenta cambios durante un estudio, permitiendo la validación de los hallazgos. Una variable dependiente es aquella que puede verse afectada por las variaciones en las variables independientes. Por su parte, la variable independiente es aquella que se controla o modifica para analizar su impacto sobre otra variable.

4.2.1. VARIABLES DEPENDIENTES

La variable dependiente del estudio es la cinemática angular de la rodilla, determinada mediante sensores IMU, evaluando parámetros como los ángulos de flexión, extensión y otros movimientos clave en el análisis biomecánico.

4.2.2. Variables independientes

- Sensibilidad de los sensores IMU: Capacidad de los sensores IMU para detectar y registrar variaciones sutiles en el movimiento de la rodilla, determinada por factores como la resolución angular, la estabilidad de la señal y la respuesta a cambios en la dinámica del movimiento.
- Características del protocolo de medición: El diseño del protocolo, incluyendo la duración de las sesiones, los tipos de movimientos evaluados (ej.: flexión, extensión, rotación) y la frecuencia de uso de los sensores, puede afectar la efectividad de la rehabilitación. Un protocolo bien estructurado y fácil de implementar aumenta la adherencia de los pacientes y la aceptación por parte de los profesionales.
- Condiciones del entorno: El entorno donde se implementa el protocolo (ej.: clínicas, laboratorio, centros de rehabilitación) puede influir en su éxito. Factores como el espacio disponible para realizar las pruebas, la infraestructura tecnológica (conectividad, software de análisis) y la disponibilidad de recursos humanos y materiales son determinantes para la viabilidad del protocolo.

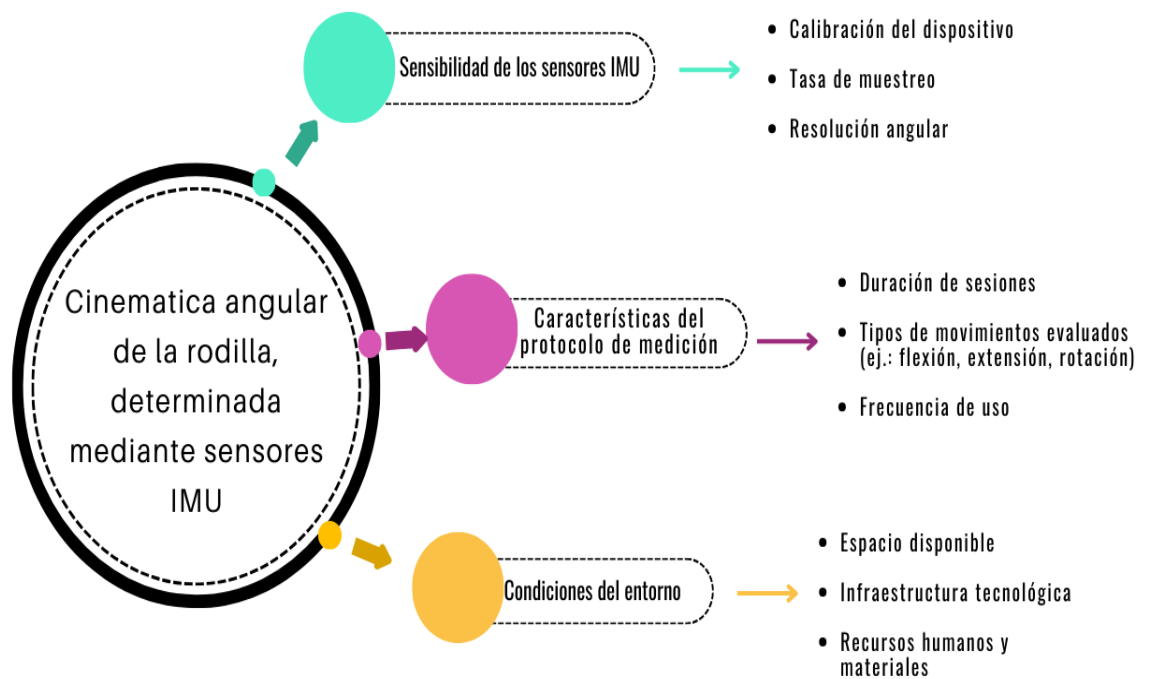


Ilustración 5: Variable dependiente e independientes

Fuente: Elaboración propia

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

Para desarrollar y evaluar un protocolo estandarizado para el uso de sensores IMU (Unidades de Medición Inercial) en la rodilla, se emplearon los siguientes softwares, hardware e instrumentos.

4.3.1. SOFTWARE

4.3.1.1. *Xsens Analyzer*

Este software propietario de Xsens está diseñado para la adquisición, visualización y preprocesamiento de datos obtenidos a través de sensores IMU. Permite la captura en tiempo real de parámetros como aceleración, velocidad angular y orientación de los segmentos corporales. Además, facilita la exportación de datos en formatos compatibles con otras

plataformas de análisis, como OpenSim y MATLAB, lo que lo convierte en una herramienta versátil para estudios biomecánicos.



Ilustración 6: Logo de Xsens Analyzer

Fuente: (XSENS, 2024)

4.3.1.2 MATLAB

Reconocido por su potencia en el procesamiento y análisis de datos, MATLAB se utilizó para transformar los datos brutos obtenidos de Xsens Analyzer. Mediante algoritmos específicos, se realizó la limpieza, filtrado y conversión de la información en un formato estructurado y legible. Su capacidad para manejar grandes volúmenes de datos y realizar análisis complejos lo hace indispensable en investigaciones biomecánicas.



Ilustración 7: Logo de MATLAB

Fuente: (MATLAB, 2024)

4.3.2. HARDWARE

El hardware es un componente fundamental para el éxito del protocolo estandarizado que utiliza sensores IMU en la rodilla. La calidad y precisión de los dispositivos influyen directamente en la efectividad de las mediciones biomecánicas y en la experiencia tanto de los pacientes como de los profesionales.

4.3.2.1. Sensores IMU de Xsens

Los sensores IMU de Xsens son dispositivos de alta precisión diseñados para la captura de movimiento humano en entornos biomecánicos, clínicos y deportivos. Estos sensores combinan acelerómetros, giróscopos y magnetómetros para medir con exactitud la orientación, velocidad angular y aceleración lineal de los segmentos corporales. Destacan por su alta precisión y estabilidad, ya que utilizan algoritmos avanzados de fusión de sensores que minimizan los errores de deriva. Además, su elevada tasa de muestreo (hasta 240 Hz) permite capturar movimientos rápidos con gran detalle.



Ilustración 8: Sensores Inerciales de Xsens

Fuente: (XSENS Sensores Inerciales, 2024)

En el contexto de la rodilla, estos sensores permiten evaluar parámetros clave como los ángulos de flexión y extensión, detectar asimetrías en la marcha y analizar cambios en los patrones de movimiento. Su capacidad para recopilar datos cinemáticos en tiempo real facilita la creación de un protocolo estandarizado que optimiza la evaluación y seguimiento de las personas.

4.3.3. INSTRUMENTOS

Los instrumentos representan una herramienta fundamental para la recopilación de información tanto cuantitativa como cualitativa. En esta sección, se detallarán los instrumentos empleados en el desarrollo de esta investigación.

4.3.1. Desviación Estándar

Para evaluar la confiabilidad de las mediciones obtenidas con los sensores IMU Xsens, se calculará la desviación estándar de mediciones repetidas. Este análisis permitirá determinar la variabilidad de los datos registrados en condiciones controladas y bajo el mismo protocolo de medición.

La desviación estándar (σ) se define como la raíz cuadrada de la varianza de un conjunto de mediciones y se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Ecuación 1: Formula para la desviación estándar para las mediciones obtenidas

Donde:

x_i representa cada medición individual.

\bar{x} es el valor medio de todas las mediciones repetidas.

n es el número total de mediciones.

Este análisis se aplicará a las mediciones de ángulos articulares y otros parámetros biomecánicos evaluados. Una desviación estándar baja indicará que el protocolo proporciona mediciones consistentes y reproducibles, mientras que una desviación alta sugerirá la necesidad de ajustes en la colocación de los sensores, calibración o metodología de registro de datos.

Las mediciones se repetirán en múltiples sesiones con los mismos participantes para determinar la estabilidad de los datos en el tiempo y evaluar posibles sesgos en la captura de información. Además, se compararán las desviaciones estándar entre los diferentes sujetos del

grupo piloto para analizar la homogeneidad de los resultados obtenidos con el protocolo propuesto.

4.4. POBLACIÓN

La población de este estudio será no probabilística por conveniencia. Se seleccionaron tres participantes en función de su nivel de actividad física y su potencial para proporcionar datos relevantes sobre la biomecánica de la rodilla. De estos, dos forman parte de la selección deportiva de UNITEC: uno de ellos ha sufrido una lesión de menisco que requirió intervención quirúrgica, mientras que el otro no presenta problemas de rodilla. El tercer participante realiza ejercicios de exclusivamente en un gimnasio, sin molestias en las articulaciones. Todos los participantes cumplen con el criterio de entrenar un mínimo de tres veces por semana.

La selección de esta muestra se basa en evaluar el impacto del uso de sensores IMU en sujetos con un nivel de actividad constante, lo que permite una mejor comparación de los datos biomecánicos obtenidos.

Los participantes fueron elegidos siguiendo criterios de inclusión específicos, que garantizaron la validez del estudio:

- Ser estudiante activo de UNITEC.
- Entrenar al menos tres veces por semana.
- Estar dispuesto a participar activamente en todas las fases del estudio.

A cada participante se le asignó un código de identificación de acuerdo a su edad, carrera y deporte que practica.

Tabla 4: Identificación para los participantes

NOMENCLATURA DE CÓDIGO			
ID	Edad	Carrera	Deporte
0101	22	Ingeniería en Biomédica	Gimnasio
0201	23	Ingeniería en Biomédica	Fútbol
0301	21	Ingeniería en Energía	Fútbol

Fuente: Elaboración propia

4.5 MÉTODO DE ESTUDIO

El método de estudio empleado es de tipo secuencial, dividiendo el proceso de investigación en fases ordenadas que deben completarse de manera progresiva antes de avanzar a la siguiente etapa. Este enfoque garantiza una recolección y análisis de datos metódicos para evaluar la necesidad de un protocolo estandarizado en el estudio biomecánico de la rodilla utilizando sensores IMU.

4.5.1. REQUISITOS

En esta fase se identifican las necesidades y desafíos en la evaluación biomecánica de la rodilla mediante sensores IMU. Para ello, se revisa la literatura científica sobre protocolos de uso de IMU en biomecánica y se realizan entrevistas con fisioterapeutas especializados en rehabilitación de rodilla. Estas entrevistas permiten comprender las dificultades actuales en la medición del progreso de los pacientes, así como el impacto que tendría la implementación de un protocolo estandarizado en su práctica clínica.

4.5.2. SELECCIÓN DE EQUIPOS Y SOFTWARE

Dado que la Universidad UNITEC ya contaba con sensores IMU Xsens y su software de análisis, se optó por utilizar estos dispositivos, garantizando así la compatibilidad y optimización de los recursos disponibles. La elección de estos equipos permite trabajar con herramientas ya implementadas en la institución, lo que facilita la integración de los datos y su posterior análisis en un entorno académico y clínico.

4.5.3. RECLUTAMIENTO Y SELECCIÓN DE PARTICIPANTES

La muestra de estudio está conformada por tres sujetos, seleccionados bajo un muestreo no probabilístico por conveniencia. Los criterios de inclusión son:

- Ser estudiantes de UNITEC.
- Entrenar al menos tres veces por semana.
- No presentar lesiones activas en la rodilla en el momento del estudio.

El perfil de los participantes fue el siguiente:

- **Participante 1:** Estudiante de UNITEC sin práctica de deportes de alto impacto en rodilla
- **Participante 2:** Atleta de la selección deportiva de UNITEC (fútbol) sin antecedentes lesivos.
- **Participante 3:** Atleta de la selección de UNITEC (fútbol) con antecedente de meniscectomía quirúrgica hace un año, actualmente reintegrado a la práctica deportiva.

4.5.4. PRUEBAS PILOTOS

En esta fase, se llevan a cabo mediciones de los movimientos de la rodilla mediante la utilización de sensores inerciales (IMU) Xsens. El objetivo principal es analizar los ángulos articulares y otros parámetros biomecánicos clave, permitiendo evaluar la variabilidad de los datos obtenidos en ausencia de un protocolo estandarizado.

Para ello, se implementa una prueba en la que el participante simula el acto de subir y bajar de un banco. Durante este ejercicio, se registran los patrones de flexión y extensión de la rodilla, así como cualquier otro movimiento relevante que pueda influir en la cinemática de la articulación. Cada sujeto realiza tres repeticiones del mismo movimiento, lo que permite comparar los datos obtenidos entre repeticiones y evaluar la consistencia de las mediciones.

Estos registros servirán como referencia para identificar posibles errores sistemáticos o variabilidad en las mediciones, proporcionando información fundamental para el posterior

desarrollo y validación de un protocolo estandarizado de colocación, calibración y procesamiento de datos con los sensores IMU.

4.5.5. ANÁLISIS DE DATOS

Se recopilan y procesan los datos obtenidos de las pruebas piloto mediante software especializado en análisis biomecánico. Se comparan los resultados de cada participante y se evalúa la variabilidad de las mediciones sin un protocolo definido. Posteriormente, se propone un conjunto de lineamientos estandarizados y se realiza un análisis comparativo para validar su impacto en la consistencia de los datos obtenidos.

4.6. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

Para garantizar la fiabilidad y aplicabilidad del protocolo desarrollado, se empleará un enfoque de validación basado en pruebas de campo y análisis comparativo. Estas estrategias permitirán evaluar la precisión de las mediciones y la utilidad del protocolo.

4.6.1. PRUEBAS DE CAMPO

Se llevarán a cabo pruebas de campo con los participantes seleccionados para evaluar la implementación del protocolo en un entorno real. Durante estas pruebas, se registrarán los movimientos de la rodilla mediante los sensores IMU Xsens y se analizará la consistencia de los datos obtenidos. Se revisará la facilidad de uso del protocolo, identificando posibles ajustes necesarios para mejorar su precisión y aplicabilidad.

4.6.2. VALORACIONES DE EXPERTOS

Como parte de esta evaluación, se compararán los resultados angulares obtenidos con los valores normales de cinemática angular de la rodilla reportados en la literatura. Esto permitirá verificar la coherencia de los datos con la teoría biomecánica y determinar la validez del protocolo en la medición de los movimientos articulares. Las opiniones de los expertos y el análisis comparativo ayudarán a optimizar el protocolo antes de su implementación final.

4.6.3. ANÁLISIS COMPARATIVO

Para validar los hallazgos, se realizará una comparación integral de tres fuentes de datos: las mediciones obtenidas mediante el protocolo generalizado de Xsens, los resultados del protocolo específico desarrollado para este estudio de rodilla, y los valores teóricos de referencia reportados en la literatura biomecánica. Este enfoque tripartito permitirá evaluar de manera rigurosa la precisión, confiabilidad y validez clínica del método propuesto. El análisis buscará determinar si el protocolo específico ofrece ventajas significativas en exactitud angular y reproducibilidad frente al enfoque estandarizado de Xsens, al tiempo que verificará su concordancia con los parámetros biomecánicos establecidos para el rango normal de movimiento de la rodilla.

4.7. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Tabla 5: Cronograma de Actividades

	Identificación de softwares	Utilización y Calibración de Sensores	Desarrollo de Protocolo	Selección de Participantes y Pruebas Piloto	Seguimiento de Pruebas Piloto	Finalización del Desarrollo del Protocolo	Análisis de Resultados	Verificación de los Resultados	Cierre del Proyecto
Semana 1 y 2									
Semana 3									
Semana 4									
Semana 5									
Semana 6									
Semana 7									
Semana 8									
Semana 9									
Semana 10									

4.8. OPERACIONES DE LAS VARIABLES

A continuación, se detalla la operacionalización de las variables, proceso que consiste en definir y especificar las variables que serán medidas y examinadas a lo largo de la investigación.

Tabla 6: Operacionalización de variables

OBJETIVOS	VARIABLES	DEFINICIÓN	DIMENSIONES	INDICADORES
<i>General</i>	<i>Dependiente</i>			
Diseñar un protocolo estandarizado para la implementación y uso de los sensores IMU Xsens en el análisis biomecánico de la rodilla, estableciendo procedimientos detallados que aseguren mediciones precisas.	La cinemática angular de la rodilla, medida a través de sensores IMU, considerando parámetros como los ángulos de flexión, extensión y otros movimientos relevantes en el análisis biomecánico.		Exactitud de los datos recopilados. Facilidad de implementación.	Variabilidad en las mediciones antes y después de la estandarización, diferencias entre mediciones repetidas en un mismo sujeto. y nivel de cumplimiento del protocolo por parte de los usuarios.
<i>Específicos</i>	<i>Independientes</i>			

Tabla 7. (Continuación)

OBJETIVOS	VARIABLES	DEFINICIÓN	DIMENSIONES	INDICADORES
Establecer los parámetros biomecánicos que serán evaluados mediante los sensores IMU Xsens en la rodilla, definiendo las métricas correspondientes para evaluaciones específicas.	Sensibilidad de los sensores.	Detectar y registrar variaciones sutiles en el movimiento de la rodilla	-Parámetros biomecánicos seleccionados. -Estabilidad de las mediciones.	Error medio en la medición de ángulos articulares y desviación estándar en mediciones repetidas.
Desarrollar un protocolo para el uso de sensores IMU, que incluya indicaciones detalladas sobre su colocación, calibración y registro de datos, junto con una guía documentada preparada para su implementación en una prueba piloto dentro de un plazo establecido.	Características del protocolo.	Grado de estandarización en el uso de sensores IMU.	Pasos detallados en la documentación del protocolo.	Número de errores cometidos al seguir el protocolo.
Verificar la eficacia del protocolo aplicándolo a un grupo piloto compuesto por al menos 3 personas, recopilando y examinando los datos generados	Condiciones del entorno.	Evaluación del protocolo en un entorno controlado con participantes que cumplan los criterios de inclusión.	Adaptabilidad del protocolo a diferentes sujetos. Consistencia en la recolección de datos.	Diferencia entre mediciones realizadas en distintas sesiones.

4.9. MATRIZ METODOLÓGICA

A continuación, se muestra la matriz metodológica, en la cual se detallan las preguntas de investigación, los objetivos, las variables, los métodos y las herramientas de análisis utilizadas:

Tabla 8: Matriz Metodológica

PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS	VARIABLES	METODOLOGÍA Y HERRAMIENTAS
Las lesiones de rodilla son frecuentes y afectan la movilidad y calidad de vida de millones de personas. Aunque las Unidades de Medición Inercial (IMU) han demostrado ser útiles para su análisis y rehabilitación, la falta de protocolos estandarizados genera variabilidad en los resultados y dificulta su aplicación.	General		Dependiente	
	¿Qué pasos deben incluirse en un protocolo estandarizado para la colocación, calibración y uso de sensores IMU Xsens en el análisis biomecánico de la rodilla, que garantice mediciones precisas y reproducibles?	Diseñar un protocolo estandarizado para la implementación y uso de los sensores IMU Xsens en el análisis biomecánico de la rodilla, estableciendo procedimientos detallados que aseguren mediciones precisas.	Cinemática angular de la rodilla (medida con sensores IMU).	Pruebas de campo, mediciones repetidas para medir la precisión y fiabilidad del protocolo.
	Específicos		Independientes	
	¿Qué parámetros biomecánicos y métricas específicas deben establecerse para evaluar la cinemática de la rodilla mediante sensores IMU Xsens, que permitan obtener mediciones confiables?"	Establecer los parámetros biomecánicos que serán evaluados mediante los sensores IMU Xsens en la rodilla, definiendo las métricas correspondientes para evaluaciones específicas.	Precisión de los sensores.	Se determinarán los parámetros biomecánicos clave a evaluar, considerando referencias bibliográficas y opiniones de expertos en biomecánica.

Tabla 9: (continuación)

PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	OBJETIVOS	VARIABLES	METODOLOGÍA Y HERRAMIENTAS
<p>¿Cómo se puede desarrollar un protocolo para el uso de sensores IMU que incluya indicaciones detalladas sobre su colocación, calibración y registro de datos, junto con una guía documentada para su implementación en una prueba piloto dentro de un plazo establecido?</p>	<p>Desarrollar un protocolo para el uso de sensores IMU, que incluya indicaciones detalladas sobre su colocación, calibración y registro de datos, junto con una guía documentada preparada para su implementación en una prueba piloto dentro de un plazo establecido.</p>	<p>Características del protocolo.</p>	<p>Se diseñará un documento con lineamientos detallados sobre la aplicación del protocolo, antes de su prueba en campo.</p>
<p>¿Cómo se puede verificar la eficacia del protocolo aplicándolo a un grupo piloto compuesto por al menos 8 personas, recopilando y examinando los datos generados?</p>	<p>Verificar la eficacia del protocolo aplicándolo a un grupo piloto compuesto por al menos 3 personas, recopilando y examinando los datos generados</p>	<p>Condiciones del entorno</p>	<p>Se aplicará el protocolo en un grupo piloto y se analizarán los resultados mediante la comparación de mediciones repetidas y análisis de dispersión de datos.</p>

V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos del análisis de los datos recopilados durante la investigación. Se incluyen los valores registrados a través de las pruebas con sensores, junto con el procesamiento de los datos mediante software especializado y el análisis de los ángulos de la rodilla.

Los sensores Xsens son conocidos por su eficacia al obtener resultados precisos, según (Movard,2024) una empresa reconocida que ya cuenta con evidencia científica mediante dos estudios realizados utilizando estos sensores. Entre ellos se destacan: la medición de parámetros cinemáticos 3D y el análisis de marcha mediante sensores inerciales en pacientes amputados.

El programa utilizado fue el software MT Manager, una herramienta que permite visualizar, registrar y exportar datos provenientes de los sensores inerciales. Al analizar la interfaz del MT Manager, podemos observar que, primero, se realiza la sincronización de los sensores que se desean usar en el estudio. En este caso, al ser un estudio enfocado en la rodilla, se emplearán dos sensores.

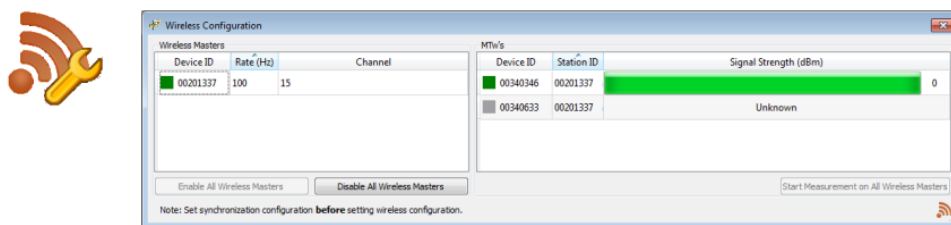


Ilustración 9: Sincronización de la estación de AWINDA con las IMU.

Fuente: (MTw AWINDA,2024)

Se puede visualizar la orientación 3D de los sensores, los cuales trabajan bajo un sistema de coordenadas ENU (Este, Norte, Arriba), ubicado en el plano XYZ. Los ángulos obtenidos a partir de los sensores son los denominados ángulos de Euler, los cuales se descomponen en Yaw, Pitch y Roll.

El Yaw se refiere al giro o rotación del objeto alrededor de su eje vertical (eje Z), permitiendo identificar movimientos de orientación lateral. El Pitch representa la rotación

alrededor del eje Y, describiendo el movimiento de "inclinación" o "elevación" del objeto en un espacio tridimensional. Por último, el Roll corresponde a la rotación alrededor del eje X, identificando el movimiento de balanceo o giro lateral.

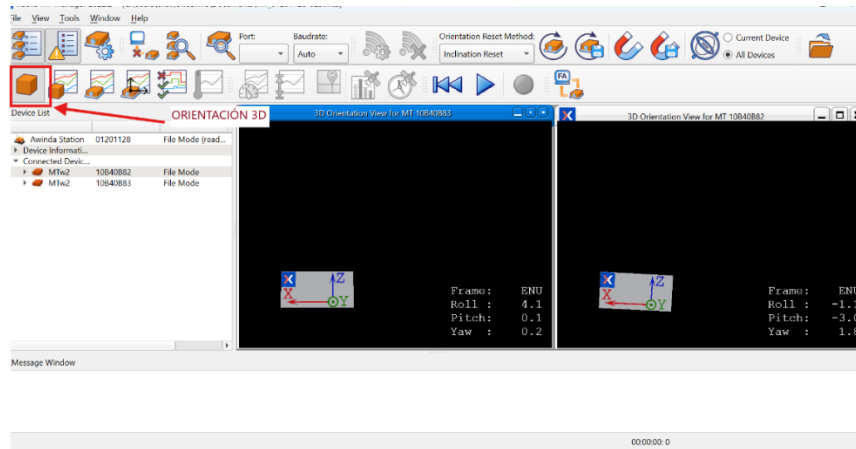


Ilustración 10: Orientación 3D de las IMU.

Fuente: Elaboración propia.

Adicionalmente, el software MT Manager muestra la orientación de los sensores a través de gráficas que permiten analizar con mayor profundidad el comportamiento de los ángulos (Yaw, Pitch y Roll) a lo largo del tiempo. Esto posibilita observar cómo varían estos parámetros de ambos sensores de manera simultánea.

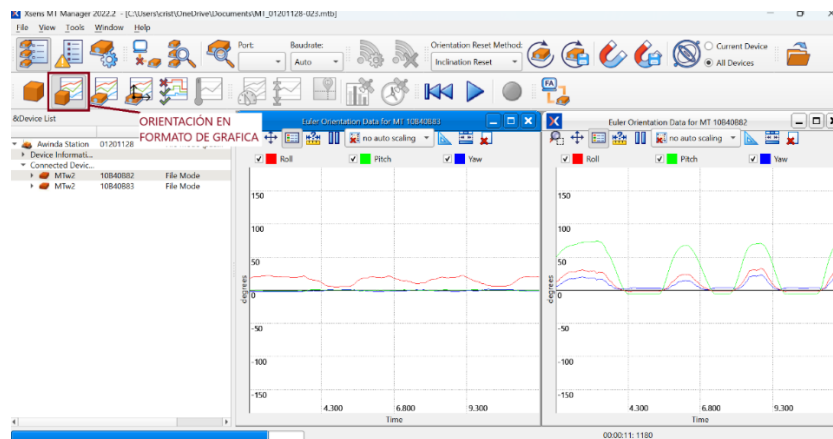


Ilustración 11: Gráfica con respecto a la orientación de las IMU.

Fuente: Elaboración propia.

Como tercer aspecto relevante, MT Manager proporciona información detallada sobre aceleración, velocidad y campo magnético obtenidos durante la sesión registrada. Cabe destacar que las gráficas generadas son independientes para cada sensor, presentando los datos de forma separada. Es decir, se genera una gráfica exclusiva para los datos de un sensor y otra para el segundo, lo que facilita un análisis individual y comparativo del comportamiento de cada dispositivo.

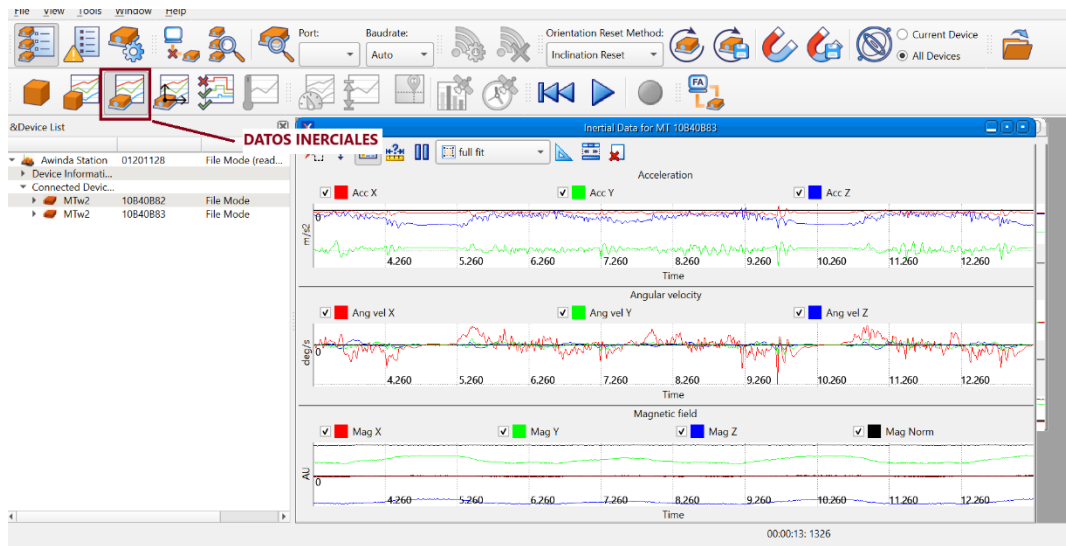


Ilustración 12: Datos inerciales de las IMU.

Fuente: Elaboración propia.

5.1. PRUEBAS PILOTO

5.1.1. ANÁLISIS DE LAS PRIMERAS PRUEBAS

Las pruebas se realizaron exclusivamente en relación con el sujeto y el software MT Manager, con el objetivo de determinar la colocación ideal de los sensores. Inicialmente, los sensores se ubicaron en la rodilla, evaluando dos condiciones cinemáticas:

- Sentado con flexión-extensión de pierna.
- Sentado seguido de ponerse de pie desde una silla.

Estas pruebas sirvieron como modelo inicial para analizar los resultados preliminares respecto a la ubicación de los sensores. Durante el proceso, se siguieron las recomendaciones del video tutorial oficial de Xsens.



Ilustración 13: Video tutorial sobre la colocación de las IMU.

Fuente: (Movella | *Video Tutorials*,2025)

Se tomó como referencia para los análisis cinemáticos el grado de recorrido durante los movimientos de flexión-extensión, como se muestra en la **Ilustración 14**. Asimismo, se analizó el recorrido en las transiciones de sentado a parado, representado en la **Ilustración 15**.

El enfoque del análisis se centró en el recorrido del movimiento, ya que la sincronización de los sensores y su orientación dependían de que ambos estuvieran alineados en el mismo plano. Esta alineación fue crucial para garantizar la precisión en la captura de datos.

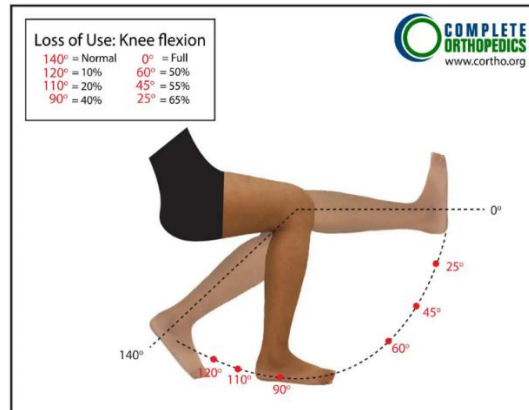


Ilustración 14: Recorrido de la cinemática de flexión-extensión.

Fuente:(Nakul Karkare,MD,2024).



Ilustración 15: Recorrido de la cinemática de parado sentado.

Fuente:(Nakul Karkare,MD,2024).

5.1.1.1. *Análisis de la cinemática sentado con flexión-extensión*

Como primeros resultados, se analizó la posición sentada con flexión-extensión de la rodilla, utilizando el software Manager de Xsens. Para este estudio, se emplearon únicamente dos sensores con el objetivo de evaluar el movimiento de la rodilla. (Ver Ilustración 16).



Ilustración 16: Medición del sujeto sentado realizando extensión

Fuente: Elaboración propia.

El primer sensor, MT 10B40B81, fue colocado en la parte frontal del cuádriceps del sujeto, con el propósito de registrar la orientación tridimensional (3D) durante la ejecución de las pruebas (Xsens, 2024). La imagen obtenida muestra los valores de Roll, Pitch y Yaw, que representan los tres ángulos que describen la orientación de un objeto en un sistema de coordenadas. Este sensor se percibió como el más estático, ya que en el movimiento de flexión de la rodilla no se observó un desplazamiento significativo en el cuádriceps del sujeto.

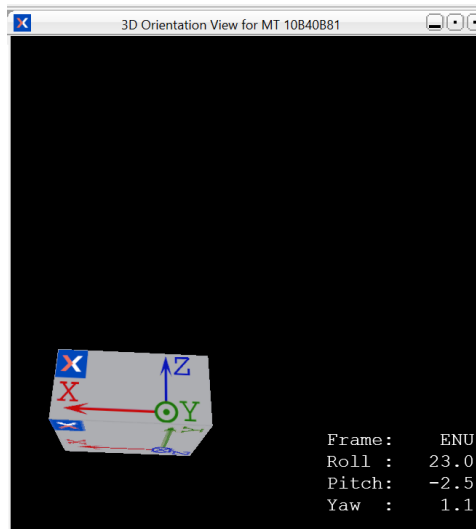


Ilustración 17: Sensor MT 10B40B81

Fuente: Elaboración propia.

El segundo sensor, MT 10B40B83, se colocó en la cara anterior de la tibia del sujeto, registrando también la orientación en 3D. Dado que este sensor estuvo más involucrado en el movimiento, permitió observar de manera más clara la dinámica del desplazamiento durante la flexión y extensión de la rodilla.

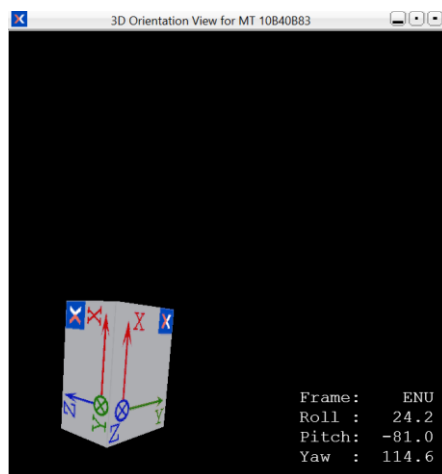


Ilustración 18: Sensor MT 10B40B83 sin extensión

Fuente: Elaboración propia.

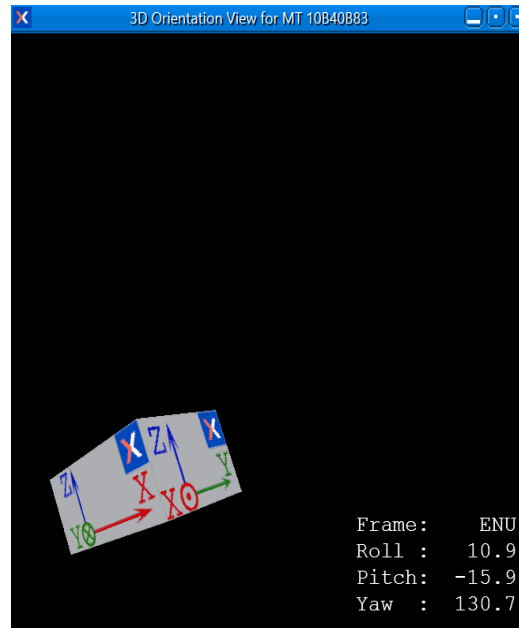


Ilustración 19: extensión realizada

Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvieron datos del sensor inercial, y como se observa en la gráfica, el software Xsens MT Manager proporciona información sobre aceleración, velocidad y campo magnético de la sesión grabada.

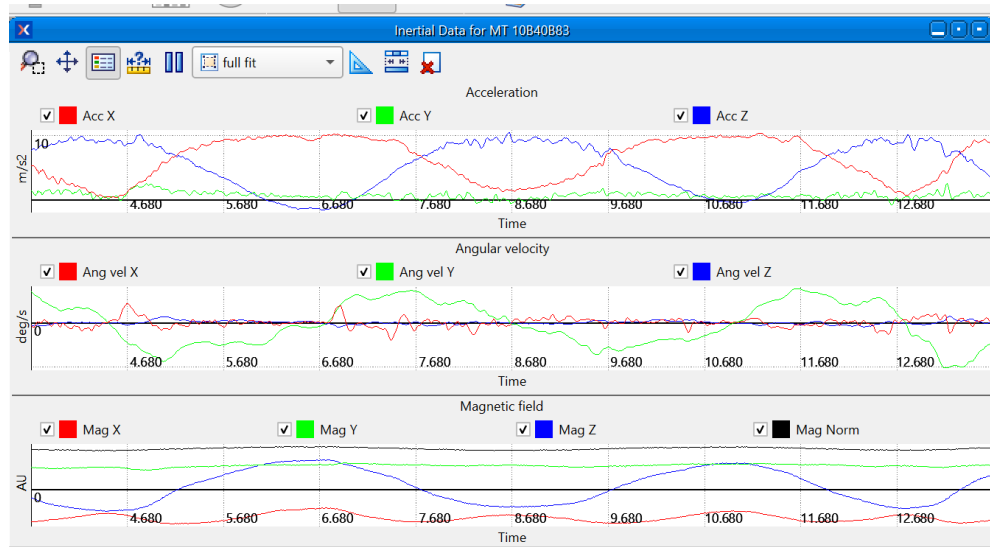


Ilustración 20: Valores inerciales del sensor MT 10B40B83

Fuente: Elaboración propia.

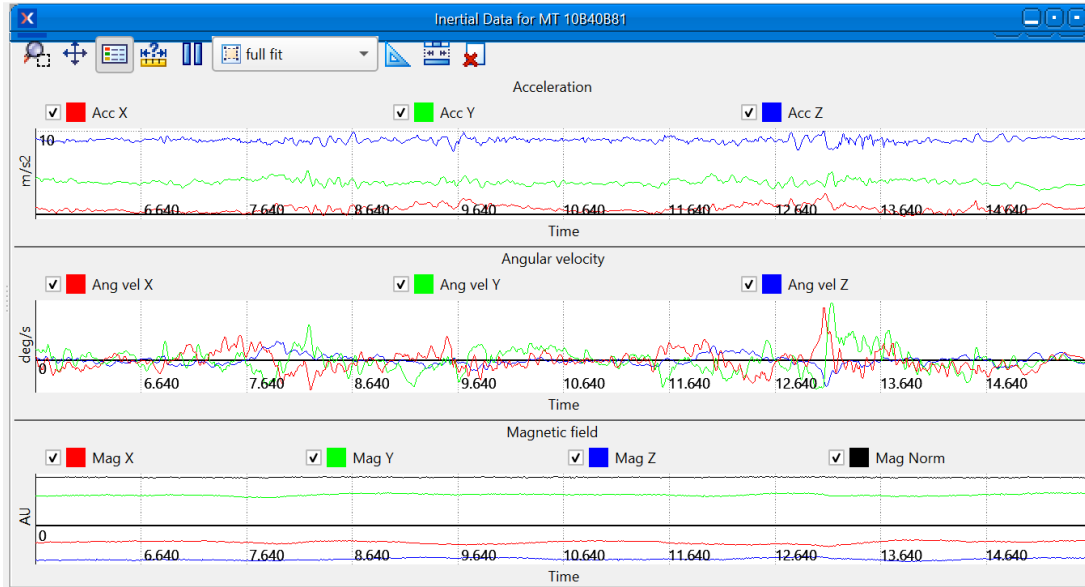


Ilustración 21: Valores inerciales del sensor MT 10B40B81

Fuente: Elaboración propia.

5.1.1.2. Análisis de la cinemática al Sentarse en una silla

Como segunda dinámica, se analizó el proceso de sentarse en una silla utilizando el software Xsens MT Manager. Para este estudio, se emplearon dos sensores con el objetivo de evaluar el movimiento de la rodilla y la dinámica del sujeto al sentarse. (Ver Ilustración 22).



Ilustración 22: Análisis de la cinemática al sentarse en la silla

Fuente: Elaboración propia.

El primer sensor, MT 10B40B81, se colocó en la parte frontal del cuádriceps del sujeto, registrando su orientación en 3D. Se observó una rotación en los ejes X, Y y Z, ya que, al sentarse, el sujeto no solo desplazaba sus piernas en dirección vertical, sino que también se detectó un ligero movimiento horizontal asociado a la acción.

Este comportamiento se debe a que, al realizar la acción de sentarse, el sujeto no solo flexiona la rodilla para reducir la altura de su centro de masa, sino que también ajusta su postura de manera inconsciente para estabilizarse. Dichos ajustes incluyen una leve rotación del muslo y un desplazamiento lateral, lo que se reflejó en las variaciones de los ángulos de Roll, Pitch y Yaw en los datos registrados por el sensor.

Además, estos resultados sugieren que el cuádriceps, al ser un grupo muscular de gran tamaño y estar involucrado en la estabilización del cuerpo durante el descenso hacia la silla, juega un papel crucial en la modulación del movimiento. La ligera rotación detectada en los diferentes planos podría estar asociada a mecanismos compensatorios que el cuerpo utiliza para mantener el equilibrio y la estabilidad durante la transición de estar de pie a estar sentado.

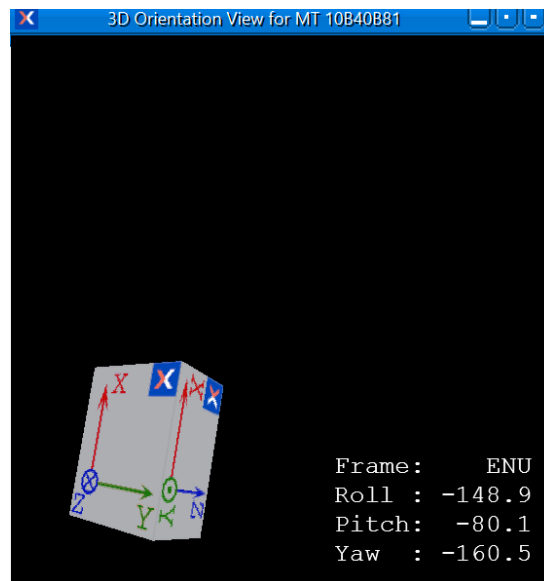


Ilustración 23: Sensor MT 10B40B81 estado inicial de la cinemática, sujeto se encuentra parado

Fuente: Elaboración propia.

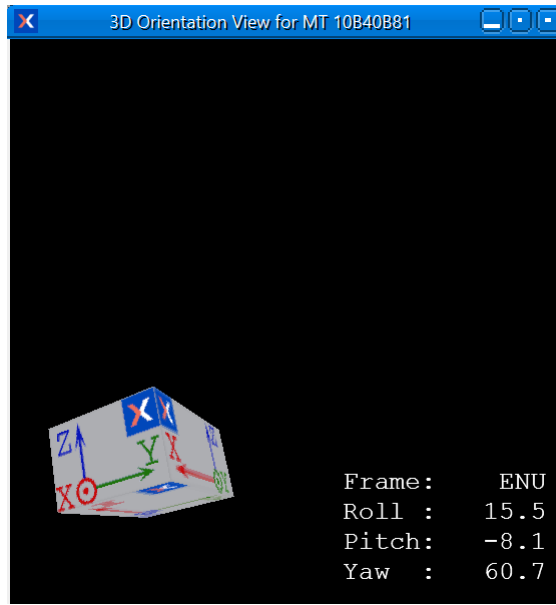


Ilustración 24: Sensor MT 10B40B81 donde el sujeto se encuentra sentado.

Fuente: Elaboración propia.

El segundo sensor, MT 10B40B83, (Ver Ilustración 25 y 26) se ubicó en la cara anterior de la tibia del sujeto, registrando la orientación en 3D a lo largo de toda la dinámica de movimiento. Durante el análisis de los datos obtenidos, se observó un ligero cambio en los ángulos de Roll y Yaw, correspondientes a los planos Z y X, respectivamente. Esto sugiere que, al sentarse, la tibia experimentó una rotación sutil en estos ejes, posiblemente debido a ajustes posturales o al desplazamiento del peso corporal.

Por otro lado, el ángulo Pitch, asociado al plano Y, mostró una estabilidad relativa, manteniéndose dentro de un rango constante. Esto indica que el movimiento de flexión-extensión de la rodilla predominó en la acción de sentarse, mientras que los cambios en los otros planos fueron más sutiles y probablemente influenciados por la interacción con la superficie de apoyo y la distribución del peso del sujeto.

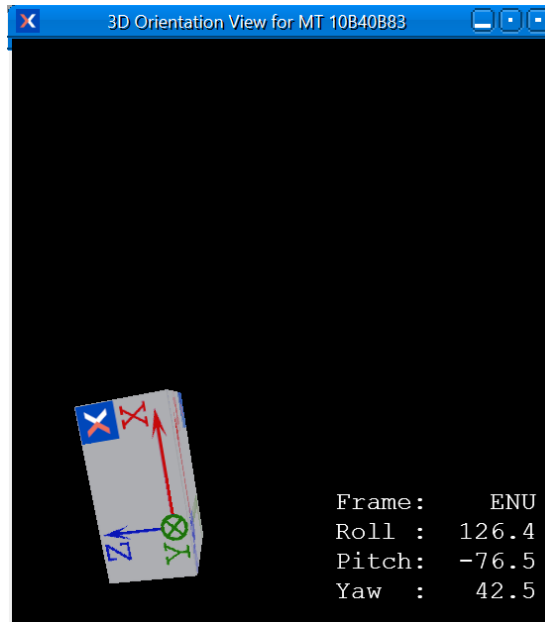


Ilustración 25 Sensor MT 10B40B83 estado inicial de la cinemática, sujeto se encuentra parado

Fuente: Elaboración propia.

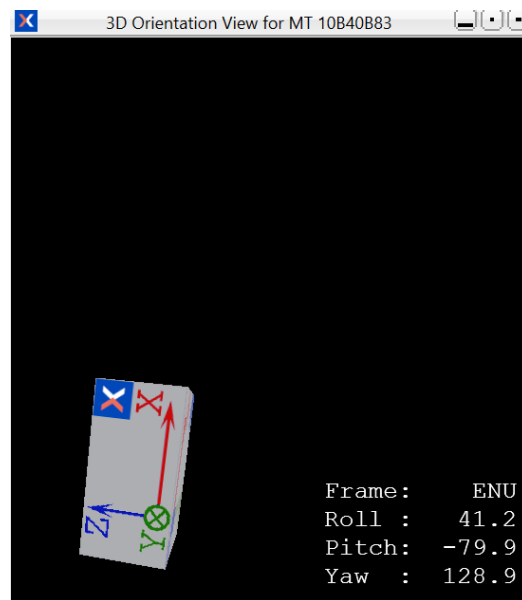


Ilustración 26 Sensor MT 10B40B83 donde el sujeto se encuentra sentado.

Fuente: Elaboración propia.

Además, se registraron los datos obtenidos a partir del sensor inercial, los cuales fueron procesados y visualizados mediante el software Xsens MT Manager. Como se puede observar en

la gráfica, este software proporciona información detallada sobre parámetros clave del movimiento, incluyendo aceleración, velocidad angular y campo magnético durante toda la sesión grabada.

El análisis de estos datos permite comprender con mayor precisión la dinámica del movimiento y cómo varían estas magnitudes en función de la acción realizada. La aceleración registrada refleja los cambios en la velocidad del segmento corporal monitoreado, lo que facilita la identificación de patrones de movimiento y posibles compensaciones biomecánicas. La velocidad angular permite evaluar la rapidez con la que el sujeto ejecuta la flexión y extensión de la rodilla, mientras que los datos del campo magnético contribuyen a mejorar la precisión del sistema inercial al corregir posibles desviaciones en la orientación. (Ver Ilustración 27 y 28).

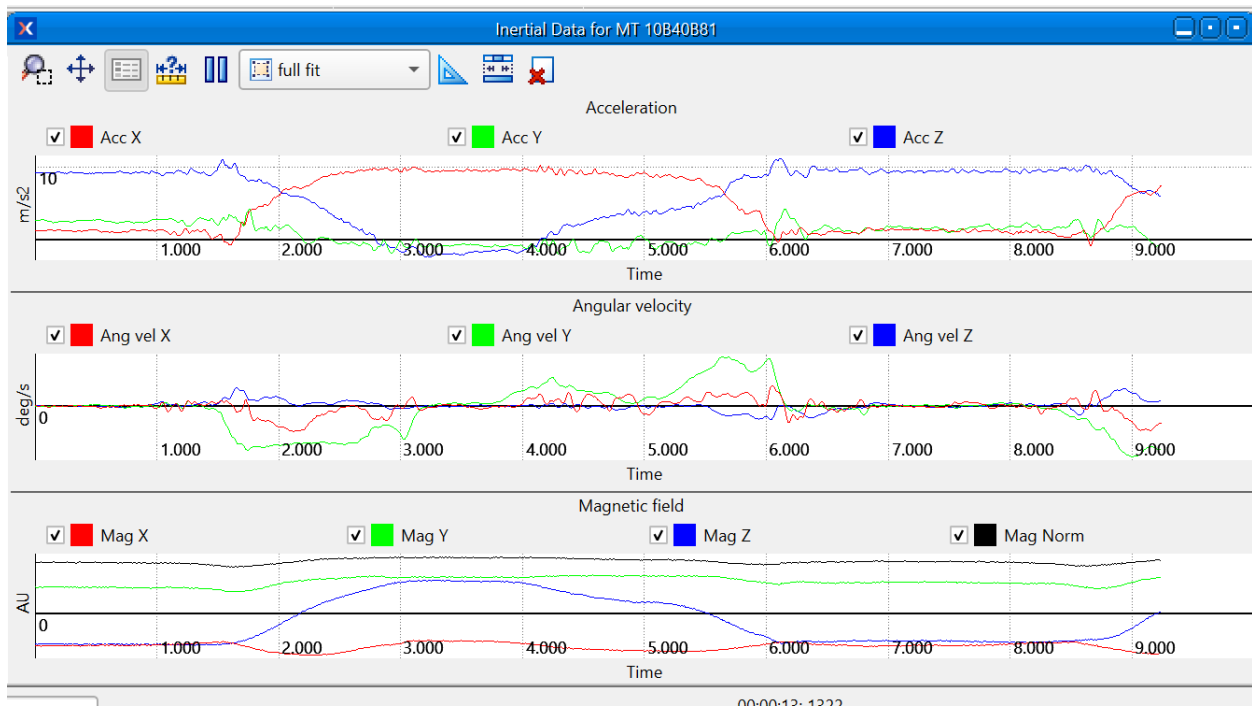


Ilustración 27: Valores inerciales del sensor MT 10B40B81

Fuente: Elaboración propia.

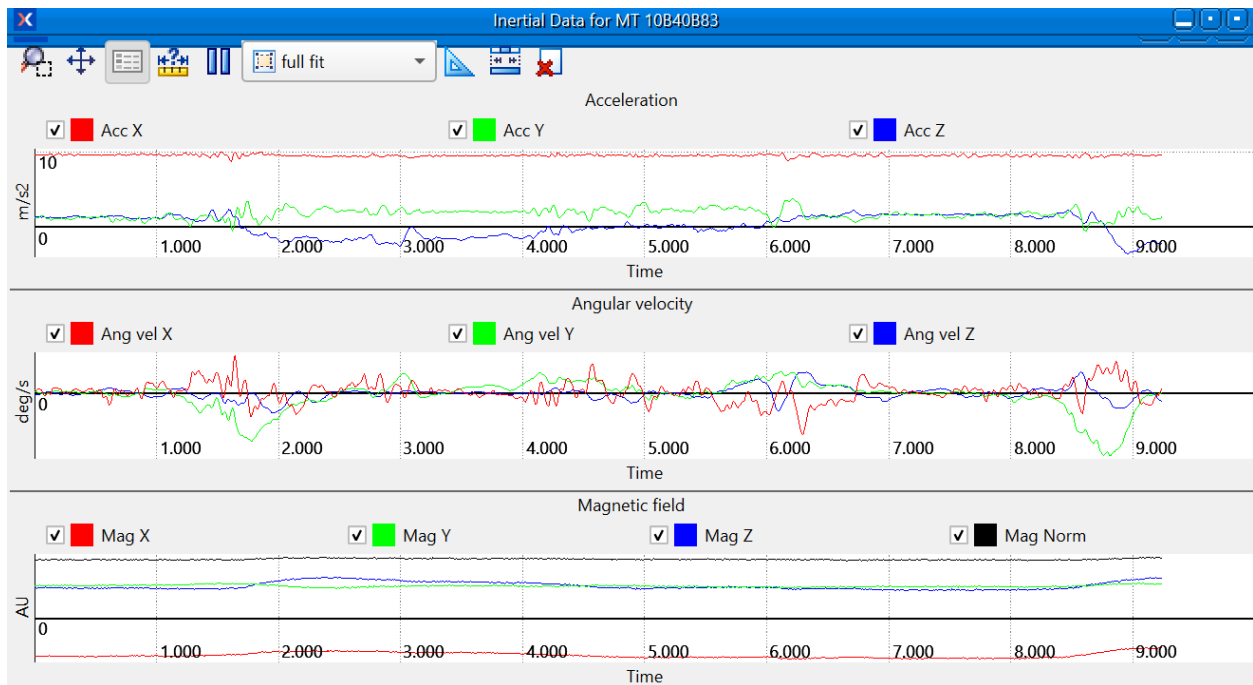


Ilustración 28: Valores inerciales del sensor MT 10B40B83

Fuente: Elaboración propia.

5.1.3. OPTIMIZACIÓN DE LAS PRUEBAS

A diferencia de las primeras pruebas, en esta ocasión se logró orientar los sensores en la misma dirección como primer paso antes de iniciar el estudio. La colocación de los sensores fue diferente, ya que se buscó analizar el plano sagital para calcular el ángulo relativo de la rodilla.

En este caso, el primer sensor se colocó en el muslo distal (cuádriceps femoral, zona anterior del fémur), mientras que el segundo sensor se ubicó en la pierna proximal (tibia proximal, cerca de la rodilla). Ambos sensores fueron alineados para medir los movimientos articulares en el plano sagital (flexión-extensión), aunque también pueden registrar desplazamientos en otros planos, como el roll (inclinación lateral) y el yaw (rotación interna/externa).



Ilustración 29: Colocación de los sensores en el plano sagital

Fuente: Elaboración propia.

El sensor MT 10B40B83, ubicado en el muslo distal, mostró poca variación durante la dinámica de flexión-extensión, como era esperado.

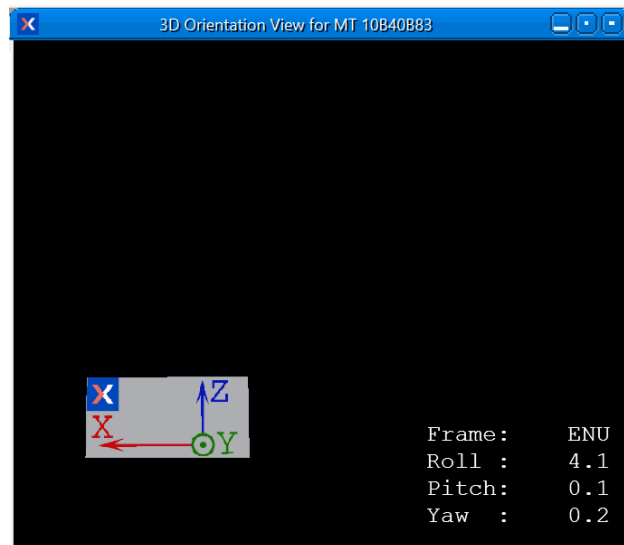


Ilustración 30: Sensor sin flexión-extensión.

Fuente: Elaboración propia.

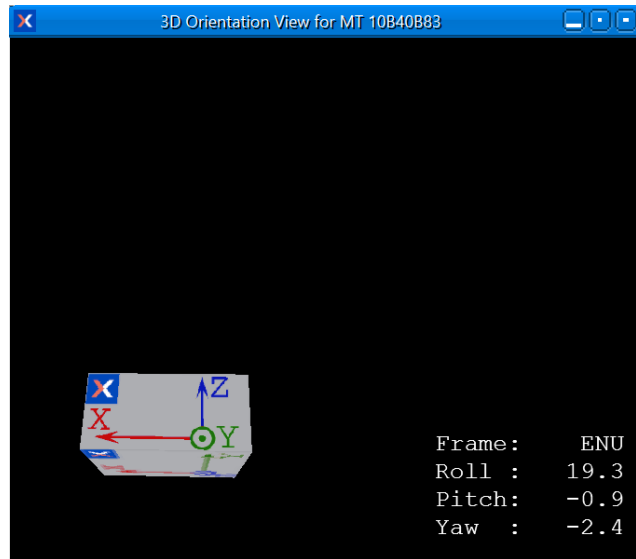


Ilustración 31: Sensor con flexión-extensión realizada

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, el sensor MT 10B40B82, colocado en la pierna proximal, presentó mayores variaciones, ya que la flexión y extensión de la rodilla afectan directamente su movimiento.

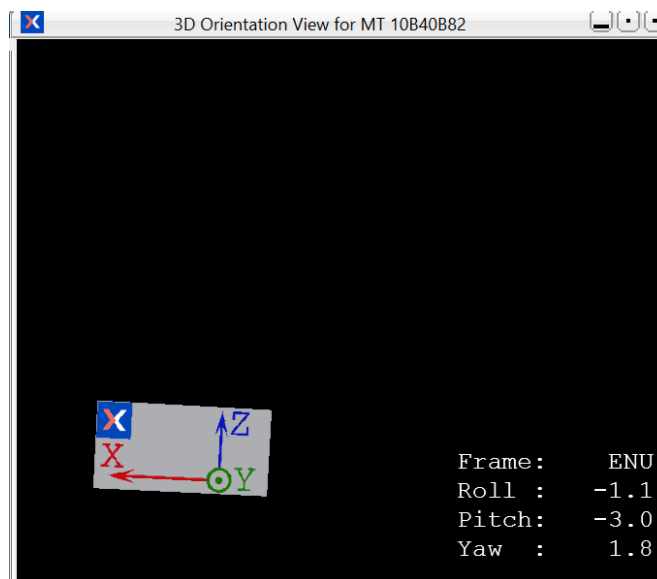


Ilustración 32: Sensor sin flexión-extensión

Fuente: Elaboración propia.

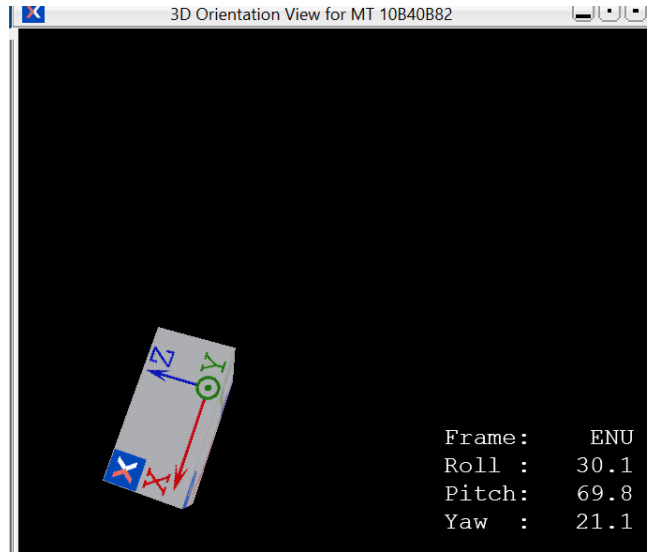


Ilustración 33: Sensor con flexión-extensión realizada

Fuente: Elaboración propia.

5.1.4 ALGORITMO PARA ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

El algoritmo implementado se encarga de cargar y procesar los datos recopilados por ambos sensores, los cuales se encuentran en formato.m exportado mediante el software MT Manager. A partir de estos datos, se extraen los ángulos de Euler —Roll, Pitch y Yaw—, que son fundamentales para describir la orientación tridimensional de los objetos en movimiento. Estos ángulos se encuentran ubicados en las columnas 20, 21 y 22 de las matrices generadas en el archivo. m.

Una vez extraídos los ángulos, el algoritmo calcula la diferencia angular entre ambos sensores, considerando que ambos deben estar alineados bajo el mismo sistema de coordenadas (ENU). La diferencia angular se obtiene mediante la siguiente operación:

$$\text{Ángulo relativo} = \text{Ángulo Sensor 1} - \text{Ángulo Sensor 2}$$

Ecuación 2: Ángulos Relativos

Fuente: (Daniel Morales, 2011).

Posteriormente, a los ángulos relativos obtenidos se les aplica un filtro de Butterworth con las siguientes características:

- Frecuencia de muestreo (fs): 100 Hz

- Frecuencia de corte (fc): 1 Hz

Finalmente, el algoritmo grafica los ángulos relativos filtrados de Roll, Pitch y Yaw, permitiendo visualizar de forma clara y precisa el comportamiento de los movimientos registrados por los sensores.

```

%% Cargar y procesar datos de los dos sensores
filenames = {'MT_01201128-023-000_10840882.ASCII', 'MT_01201128-023-000_10840883.ASCII'};
% Número máximo de muestras a considerar
max_samples = 1500; % Ajusta este valor según lo necesites

% Inicializar estructura para almacenar datos
sensor_data = struct();

for fileIdx = 1:length(filenames)
    filename = filenames{fileIdx};
    fid = fopen(filename, 'r');
    if fid == -1
        error(['No se pudo abrir el archivo: ', filename]);
    end

    % Saltar encabezado hasta la línea de datos
    while true
        headerLine = fgetl(fid);
        if contains(headerLine, 'PacketCounter')
            break;
        end
    end

    % Leer datos (22 columnas)
    formatSpec = repmat('%f ', 1, 45);
    data = textscan(fid, formatSpec, 'Delimiter', '\t', 'TreatAsEmpty', 'NaN');
    fclose(fid);

    if isempty(data{1})

```

Ilustración 34: Algoritmo para graficar ángulos relativos

Fuente: Elaboración propia.

El algoritmo grafica el ángulo relativo de la tibia respecto al cuádriceps. Esta visualización es fundamental para analizar el comportamiento de ambos segmentos a lo largo del tiempo, permitiendo detectar patrones, desviaciones o correlaciones que puedan ser relevantes para el estudio. Como parte del estudio, se generaron gráficas de los ángulos relativos (Roll, Pitch, Yaw) entre ambos sensores, calculados para cada muestra temporal durante la ejecución del código. Estas gráficas mostraron los cambios angulares en función de la cantidad de muestras, pero los valores obtenidos no fueron los esperados.

Prueba 1:

Para el primer ensayo experimental, se siguió el protocolo de colocación de sensores recomendado en el tutorial oficial de Xsens, el cual especifica su posicionamiento en la región anterior del cuerpo. Esta configuración inicial permitió validar el procedimiento de medición según las directrices del fabricante. En un participante que se encuentra sentado haciendo una flexión y extensión de rodilla, el ángulo que debería destacar es el de Pitch, ya que este representa

la rotación alrededor del eje lateral (transversal), que es el eje biomecánico principal en este tipo de movimiento. Sin embargo, los resultados muestran que Pitch varía en un rango de aproximadamente $+1^\circ$ a $+0.2^\circ$ durante la flexión-extensión, lo cual no coincide con lo reportado en la literatura. Durante la extensión, se esperaría alcanzar valores cercanos a 90° , según el estudio de (Physitrack,2024.).

Por otro lado, los ángulos Roll y Yaw no deberían tener un papel predominante en este análisis. Roll representa la rotación alrededor del eje longitudinal de la pierna, lo que está más relacionado con movimientos de abducción-aducción, mientras que Yaw mide la rotación en el eje vertical, vinculada a movimientos de rotación interna y externa de la rodilla.

La discrepancia en los valores obtenidos se debe a la colocación de los sensores en la parte frontal del plano. A diferencia del enfoque de *Xsens*, que analiza el movimiento de todo el cuerpo, en nuestro caso el objetivo es evaluar exclusivamente el ángulo de la rodilla. Según diversos estudios, para este tipo de análisis la referencia más adecuada es el plano sagital, ya que es en este donde ocurre el movimiento de flexión y extensión. Esto sugiere que la disposición de los sensores debe ajustarse para obtener mediciones más precisas y coherentes con la biomecánica del movimiento.

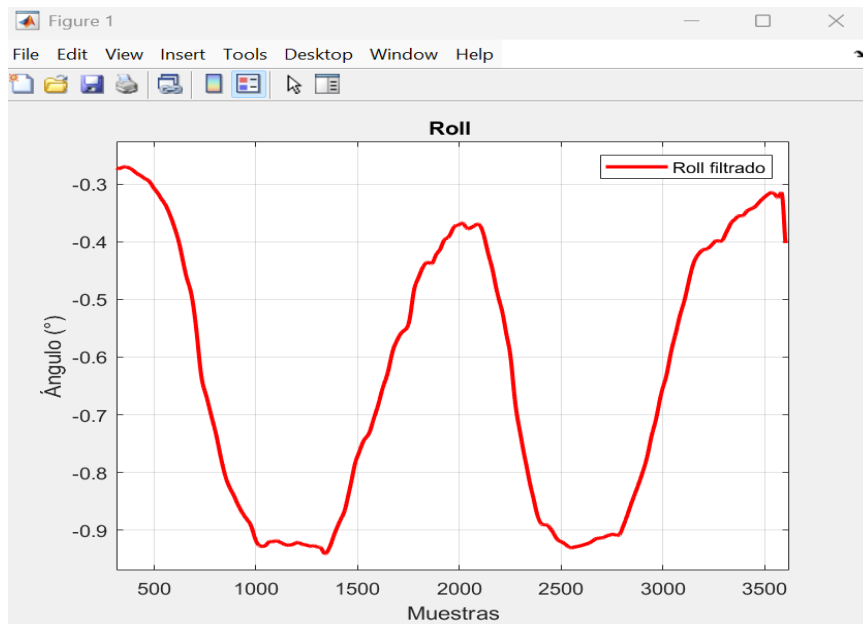


Ilustración 35: Roll de la cinemática de flexión-extensión

Fuente: Elaboración propia.

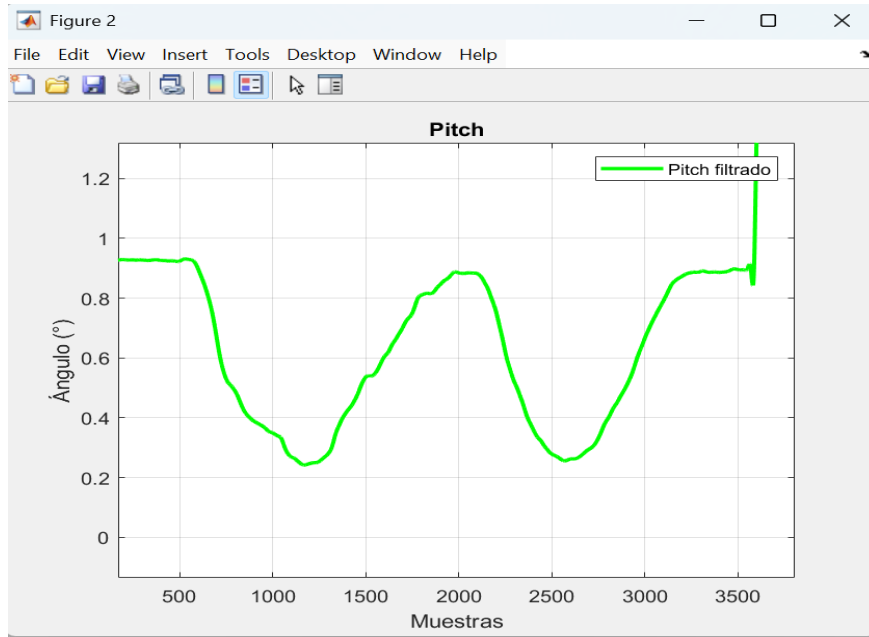


Ilustración 36: Pitch de la cinemática de flexión-extensión

Fuente: Elaboración propia.

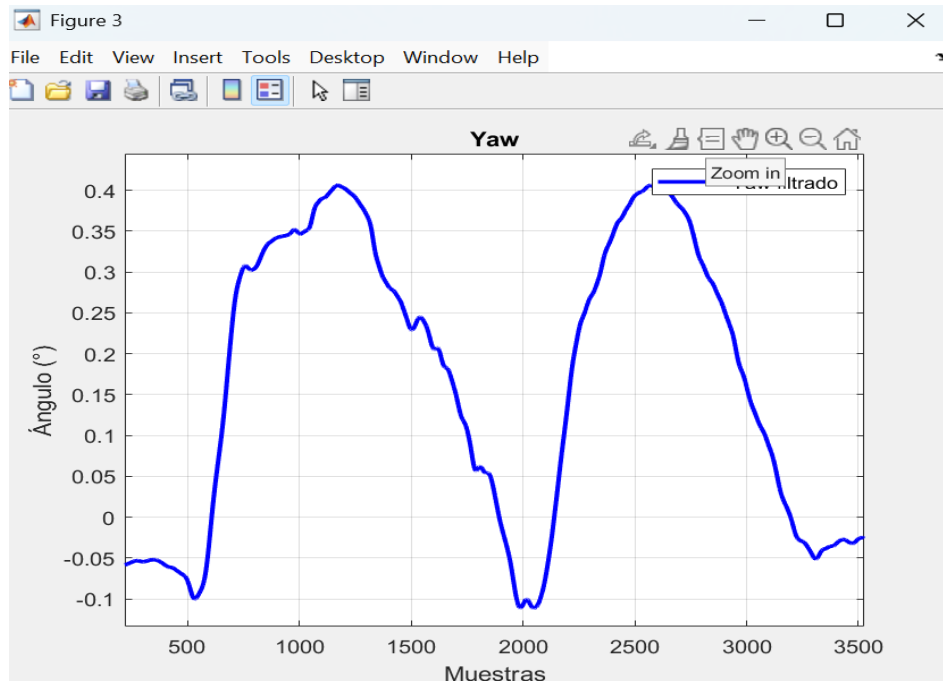


Ilustración 37: Yaw de la cinemática de flexión-extensión

Fuente: Elaboración propia.

En el segundo estudio, se analizó la cinemática del movimiento de sentado a de pie, un proceso que implica cambios significativos en la inclinación del tronco (Pitch), así como ajustes

en la estabilidad lateral (Roll) y la rotación axial (Yaw). La variación del Pitch es relativamente menor en comparación con la extensión de una extremidad. En cuanto al Roll, se observan oscilaciones cíclicas que indican movimientos laterales, mientras que en el Yaw pueden presentarse ligeros movimientos de rotación axial, los cuales no son necesariamente incorrectos, pero podrían reflejar estrategias compensatorias.

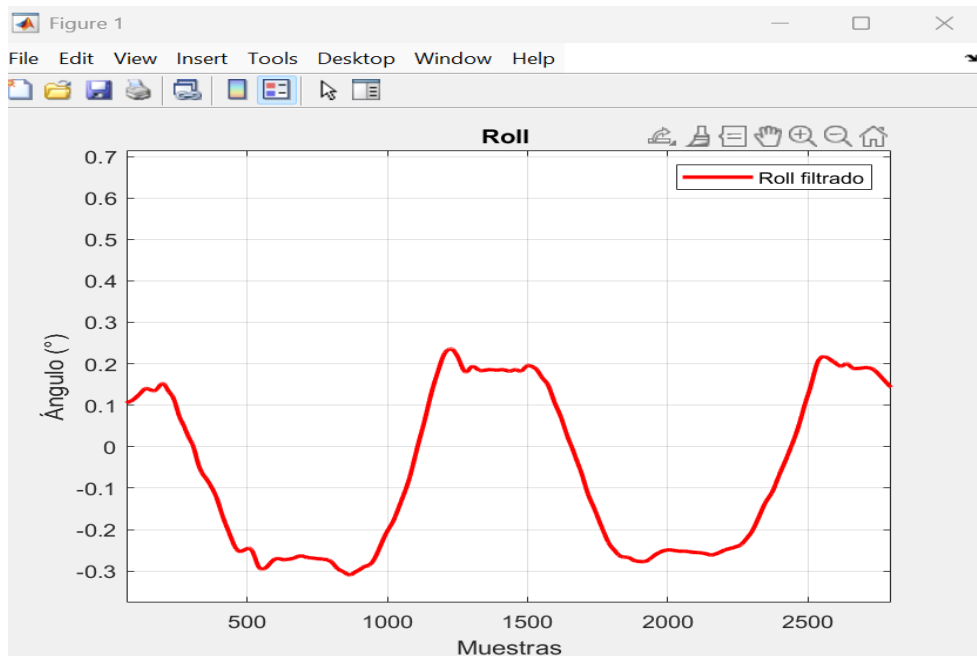


Ilustración 38: Roll de la cinemática del sentado

Fuente: Elaboración propia.

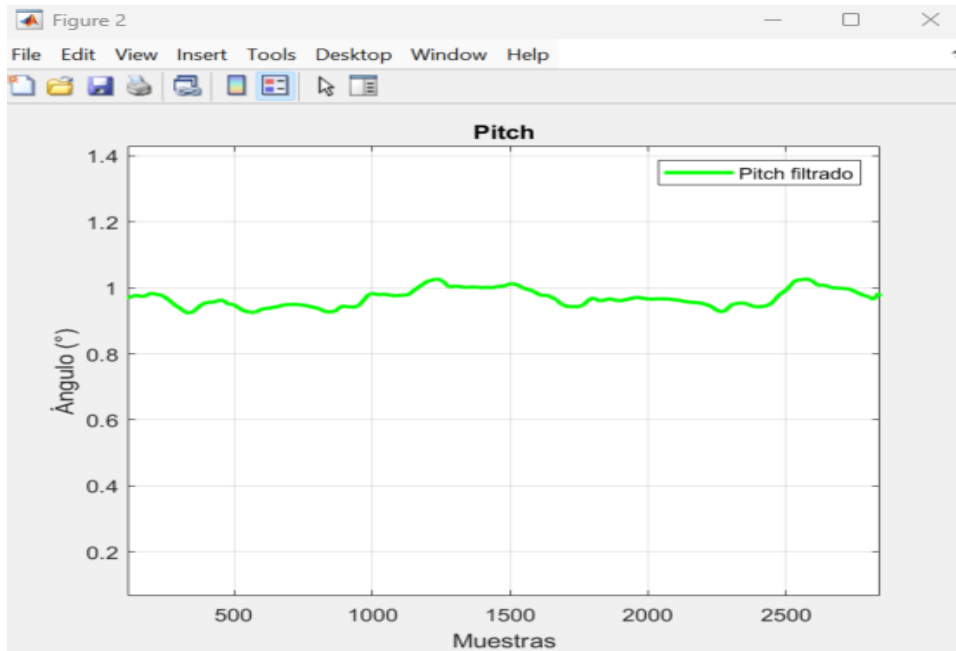


Ilustración 39: Pitch de la cinemática del sentado

Fuente: Elaboración propia.

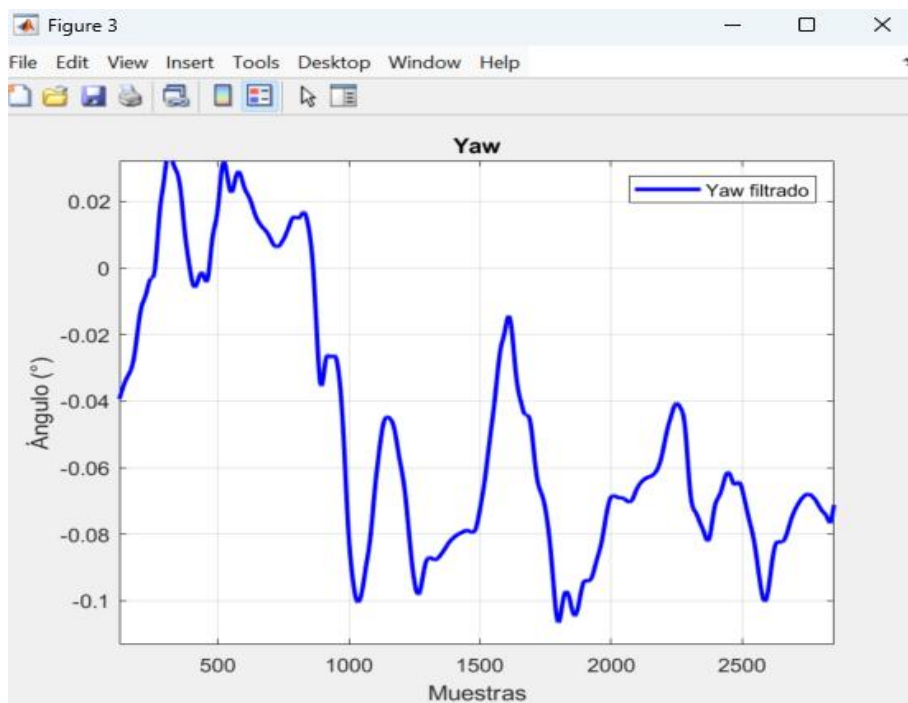


Ilustración 40: Yaw de la cinemática del sentado

Fuente: Elaboración propia.

Prueba 2:

Para los ensayos secundarios, se implementó una configuración de sensores en el plano sagital de la extremidad inferior, lo que generó variaciones significativas en los valores registrados. Esta modificación permitió un análisis más preciso del ángulo relativo de la rodilla durante el movimiento, la optimización del algoritmo de procesamiento para visualizar todos los datos en un sistema de coordenadas unificado, y una representación gráfica mejorada que facilita la interpretación cinemática.

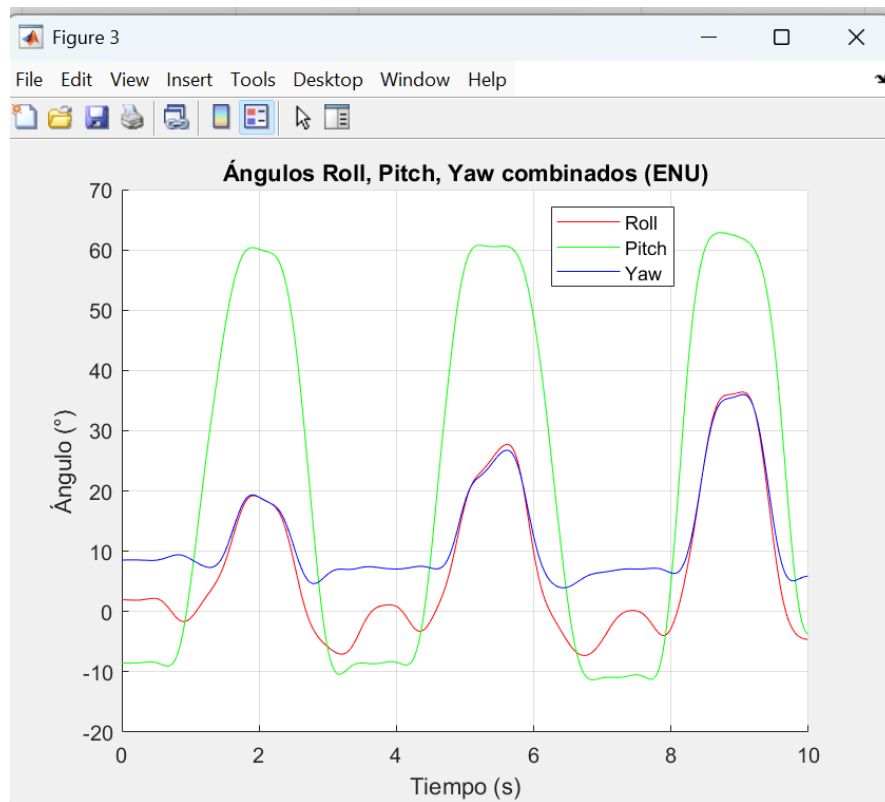


Ilustración 41: Ángulos relativos en la cinemática de flexión y extensión

Fuente: Elaboración propia.

La gráfica muestra la evolución de los ángulos Roll, Pitch y Yaw en función del tiempo durante una prueba de flexión-extensión de rodilla. Se observa un comportamiento cíclico, lo que indica la repetición del movimiento en el plano sagital. El ángulo Pitch (verde) presenta la mayor variabilidad, con picos cercanos a 60° y mínimos alrededor de 0°, lo que sugiere que representa el movimiento principal de flexión y extensión. Su patrón repetitivo indica que el ejercicio se realizó de manera controlada, con al menos tres ciclos bien definidos. El valor inicial cercano a -

10° no implica necesariamente un error, sino que refleja la posición relativa de la pierna en el momento en que se inició la medición. La orientación de los sensores es crucial para garantizar su correcto funcionamiento y precisión en la captura de datos.

Por otro lado, el Yaw (azul), asociado a la rotación interna y externa, muestra variaciones menores, oscilando entre 5° y 15°. Esto indica que, aunque el movimiento principal ocurre en el plano sagital, también existe una ligera rotación de la pierna. Su forma de onda es similar a la del Pitch, lo que sugiere una relación entre ambas variables.

En cuanto al Roll (rojo), que representa la inclinación lateral, sus valores varían entre -10° y 20°, mostrando una menor amplitud en comparación con el Pitch, pero con una correlación en ciertos momentos. Esto indica que, aunque el movimiento principal es de flexión-extensión, también se producen desplazamientos en otros planos.

(Ver Ilustración 39).

5.1.5. ANÁLISIS DE LAS PRUEBAS Y SUS RESULTADOS.

A partir de los resultados obtenidos con las dos disposiciones de los sensores, se concluyó que la colocación en el plano sagital, específicamente en el muslo distal y la tibia proximal, fue la más adecuada. Esto se debe a que los valores registrados muestran ángulos coherentes con la literatura en movimientos de flexión-extensión. Además, al estar ambos sensores alineados en el mismo plano, se logró una mejor orientación, lo que permitió calcular de manera más precisa el ángulo relativo de la rodilla tanto en la posición de flexión-extensión como en las transiciones entre sentado y de pie.

5.2. DESARROLLO DEL PROTOCOLO MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES

A partir de los resultados obtenidos en las pruebas realizadas, se determinó que la colocación óptima de los sensores IMU se encuentra en el plano sagital, a diferencia de lo sugerido en el tutorial oficial de Xsens, el cual recomienda una disposición en la región anterior del cuerpo para análisis corporales completos.

En este estudio, se desarrolló un protocolo personalizado para el análisis específico de la rodilla, modificando la ubicación de los sensores de la siguiente manera:

- Muslo distal: Sobre el cuádriceps femoral (cara anterior del fémur).
- Pierna proximal: En la tibia proximal.

Esta configuración permitió una mejor captura de los movimientos angulares de la rodilla, optimizando la precisión de los datos cinemáticos en comparación con el enfoque generalizado del fabricante. ((Ver Ilustración 42)



Ilustración 42: Protocolo personalizado para el estudio biomecánico de la rodilla.

Fuente: Elaboración propia.

5.3. PRUEBAS EN PARTICIPANTES

Las pruebas realizadas a los participantes fueron seleccionadas según criterios específicos que cada uno cumplía. Se incluyeron: un atleta de la selección de UNITEC sin antecedentes de lesión en la rodilla, otro atleta de la misma selección con una lesión previa de menisco en la rodilla, y una persona que se ejercita tres veces por semana, pero que no realiza actividades de alto impacto en la rodilla.

A cada participante se le presentó un consentimiento informado, en el cual se detallaba el propósito del proyecto y se solicitaba autorización para tomar fotografías y grabar el proceso. Una vez firmado el consentimiento, se procedió a registrar el peso, índice de grasa, BMI y altura, con el fin de recopilar datos fisiológicos y anatómicos relevantes para el estudio. (Ver Tabla 10).

Tabla 10: Pruebas Piloto en participantes

PARÁMETROS CORPORALES						
ID	Edad	Carrera	Peso(kg)	BMI	Grasa Corporal	Altura(c.m)
0101	21	Ing. Biomédica	84.2	25.7	23.2	1.81
0201	22	Ing. Biomédica	96.1	28.1	26.6	1.85
0301	23	Ing. Energía	61	21.1	14.4	1.68

5.2.1. VALORES DE LA CINEMÁTICA SENTADO CON FLEXIÓN-EXTENSIÓN

El participante con ID 0101 fue el primero en realizar las pruebas, con los sensores colocados de manera estandarizada en el músculo distal y la tibia proximal. Este participante no practica deportes de alto impacto en la rodilla ni realiza ejercicios de cardio con regularidad. La primera cinemática analizada fue la de flexión-extensión, centrándose en evaluar el ángulo relativo de la rodilla durante todo el movimiento. (Ver Ilustración 43).

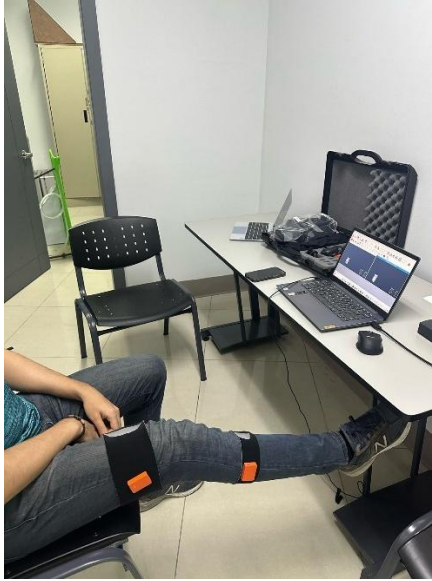


Ilustración 43: Participante 0101.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 44: Cinemática de extensión y flexión

Fuente:(ECOOSFERA 2025)

Los resultados obtenidos a partir de la gráfica (Ver Ilustración 45) muestran la evolución de los ángulos de Roll, Pitch y Yaw durante el movimiento analizado.

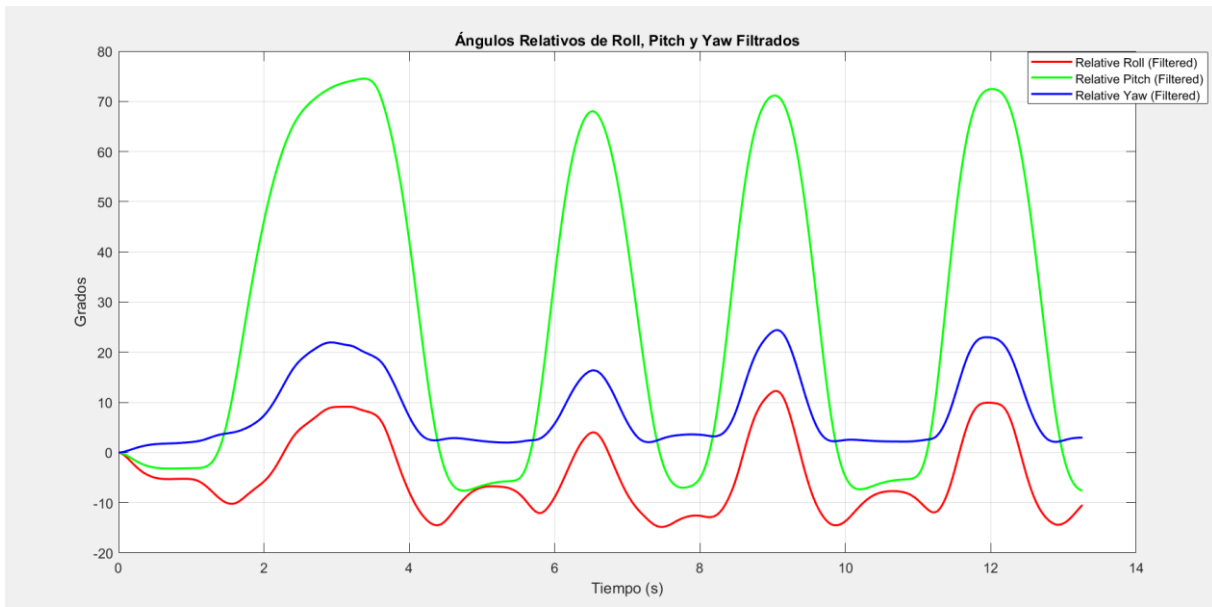


Ilustración 45: Ángulos relativos de Roll, Pitch y Yaw.

Fuente: Elaboración propia.

En primer lugar, el ángulo de Pitch presenta una variación oscilatoria con picos cercanos a los 70°, lo que sugiere un patrón repetitivo de flexión y extensión. Este comportamiento indica que el sujeto realizó un movimiento amplio y controlado, con fases bien definidas de ascenso y descenso.

Por otro lado, el ángulo de Roll presenta fluctuaciones dentro de un rango de aproximadamente $\pm 15^\circ$, lo que sugiere ligeros desplazamientos laterales durante el movimiento. Estas variaciones pueden deberse a ajustes posturales involuntarios o a la necesidad de mantener la estabilidad durante la flexión y extensión.

El ángulo de Yaw, que mide la rotación en el eje vertical, muestra oscilaciones de hasta 25°, lo que indica que hubo cierta torsión del cuerpo a lo largo del ejercicio. Este comportamiento podría ser resultado de compensaciones biomecánicas para mantener el equilibrio o de una asimetría en la ejecución del movimiento.

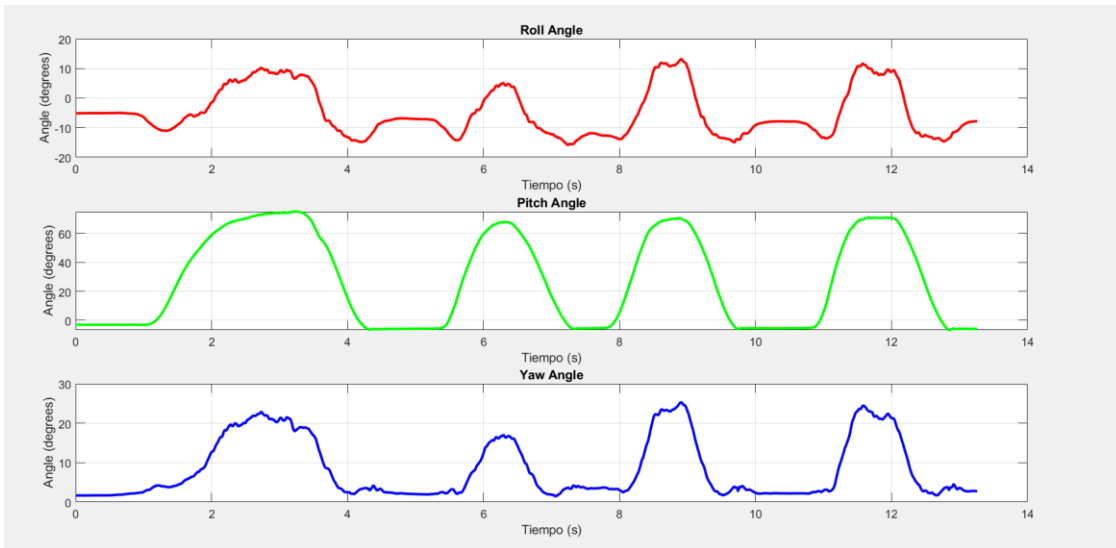


Ilustración 46: Roll, Yaw, Pitch en la cinemática de flexión-extensión.

Fuente: Elaboración propia.

Como segundo participante, tenemos al individuo identificado con el ID 0201. Debido a que este participante en particular se encuentra en proceso de recuperación tras una cirugía de menisco, se pudo observar cierta dificultad en la ejecución del movimiento de flexión y extensión. Los datos reflejan una limitación en el rango de movimiento, así como una inestabilidad en la transición entre fases.



Ilustración 47: Participante 0201.

Fuente: Elaboración propia.

El ángulo de Pitch muestra oscilaciones amplias, pero con caídas abruptas en ciertos momentos, lo que sugiere una falta de control en la ejecución. Asimismo, el ángulo de Roll presenta variaciones que podrían indicar compensaciones biomecánicas, mientras que el ángulo de Yaw evidencia ligeros movimientos rotacionales que podrían estar relacionados con ajustes posturales involuntarios. (Ver Ilustración 48).

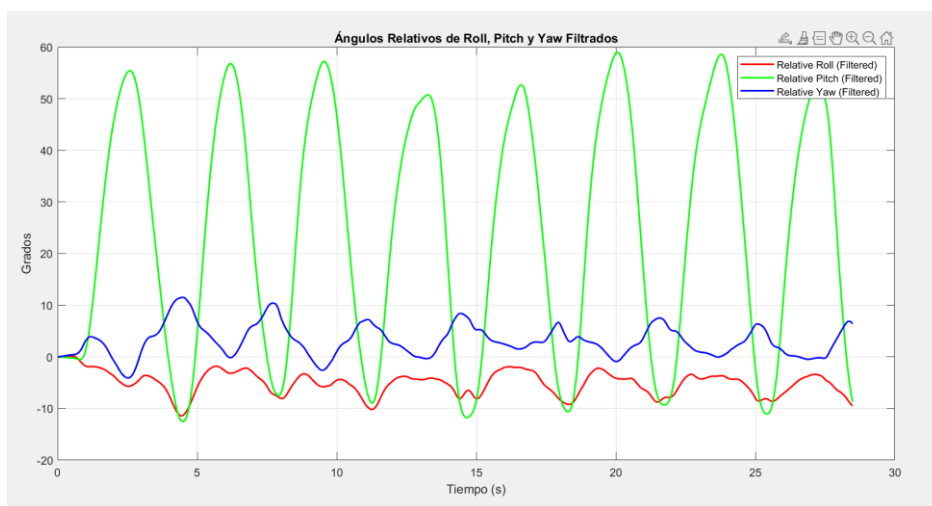


Ilustración 48: Ángulos Relativos de Roll, Pitch y Yaw

Fuente: Elaboración propia.

La gráfica presenta los ángulos relativos de Roll, Pitch y Yaw filtrados a lo largo del tiempo, lo que permite evaluar la calidad y estabilidad del movimiento del participante. Se observa que el ángulo de Pitch (línea verde) presenta oscilaciones amplias y periódicas, con picos cercanos a los 60°. Este patrón indica una ejecución repetitiva del movimiento de flexión y extensión, lo cual sugiere que el participante puede realizar el gesto con un rango de movilidad considerable. Sin embargo, los momentos en los que el ángulo de Pitch cae abruptamente pueden indicar inestabilidad o falta de control en la fase de transición entre flexión y extensión.

El ángulo de Roll (línea roja) se mantiene dentro de un rango más reducido, aproximadamente entre -10° y 10°, lo que indica que hay cierto balanceo lateral durante el movimiento. Aunque las variaciones son relativamente pequeñas, podrían sugerir compensaciones biomecánicas o ajustes posturales debido a la cirugía de menisco previa.

Por otro lado, el ángulo de Yaw (línea azul) muestra fluctuaciones más sutiles, con valores generalmente entre 0° y 10°. Esto indica que existe un pequeño componente rotacional en el movimiento, lo cual podría ser una compensación natural para estabilizar la pierna afectada o una falta de simetría en la ejecución. (Ver Ilustración 49).

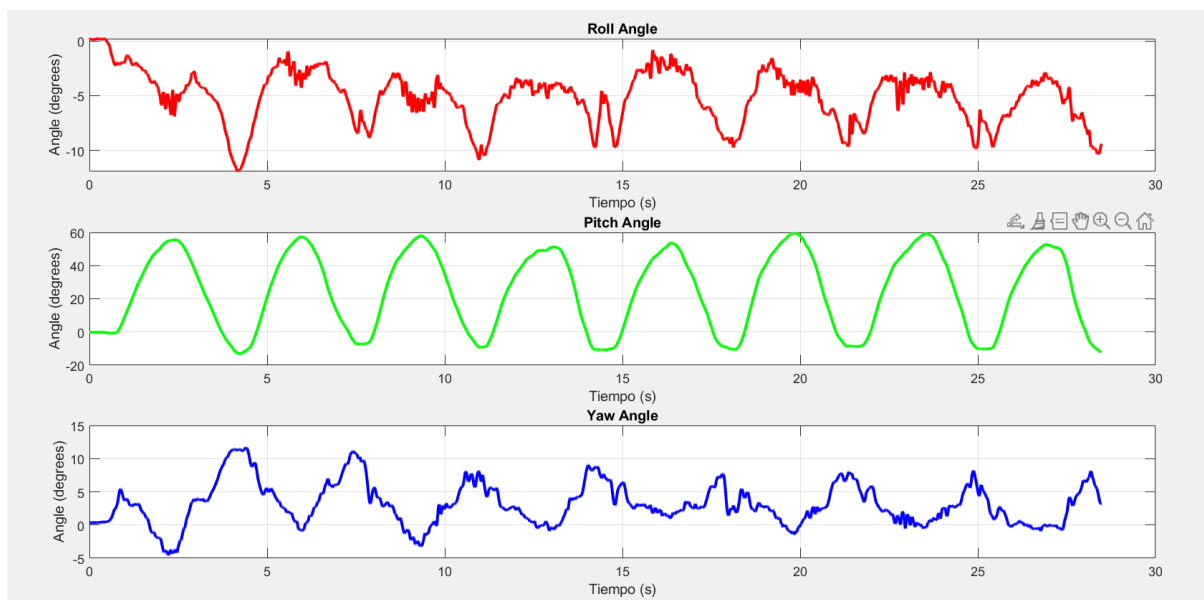


Ilustración 49: Roll, Pitch y Yaw en la cinemática de flexión-extensión.

Fuente: Elaboración propia.

El participante con el ID 0301 fue el último en realizar las pruebas. Se trata de un individuo que practica deportes de alto impacto en la rodilla, como el fútbol, y entrena a diario. La cinemática analizada fue la de flexión-extensión, con un enfoque en el ángulo relativo de la rodilla a lo largo de toda la ejecución del movimiento.



Ilustración 50: Participante ID 0301

Fuente: Elaboración propia.

La gráfica presentada muestra la variación de los ángulos Roll (rojo), Pitch (verde) y Yaw (azul) en función del tiempo, utilizando un sistema de coordenadas ENU (Este-Norte-Arriba). Estos ángulos son fundamentales para analizar el movimiento de flexión y extensión de la rodilla, permitiendo una evaluación detallada del comportamiento biomecánico durante la prueba. (Ver ilustración 51).

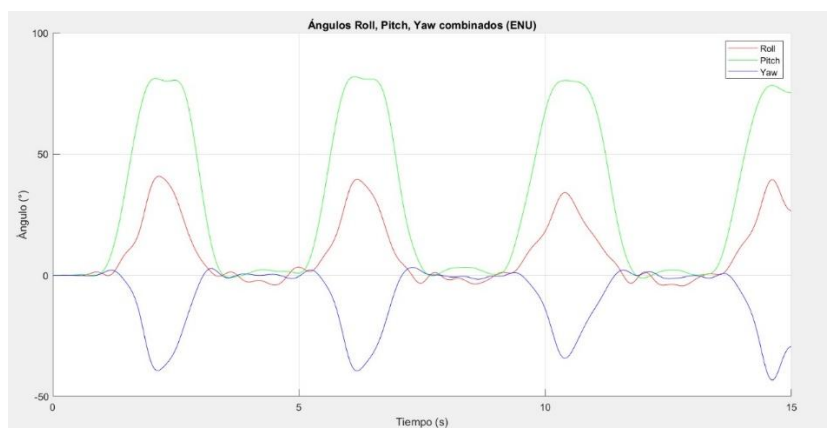


Ilustración 51: Ángulos de Roll, Yaw y Pitch.

Fuente: Elaboración propia.

El ángulo Roll (rojo) representa la inclinación lateral del sensor con respecto a su eje longitudinal. En la gráfica, se observan oscilaciones con picos que alcanzan aproximadamente 40° , lo que podría indicar pequeños desplazamientos laterales involuntarios del sensor o movimientos compensatorios del sujeto durante la prueba. Aunque este parámetro no es el más relevante para evaluar la flexión-extensión de la rodilla, su estabilidad es importante para garantizar la correcta alineación del sensor y evitar distorsiones en la medición de otros ángulos.

El ángulo Pitch (verde) es el principal indicador de flexión y extensión, ya que mide el movimiento en el plano sagital. En la gráfica, se observan picos cercanos a 90° , lo que indica momentos de máxima flexión de la rodilla, y valores cercanos a 0° , que representan la posición extendida de la pierna. El patrón repetitivo y cíclico de la curva sugiere que la prueba de flexión-extensión se realizó de manera controlada y consistente, permitiendo analizar con precisión los cambios en el rango de movimiento de la rodilla.

Por otro lado, el ángulo Yaw (azul) representa la rotación del sensor alrededor del eje vertical, es decir, los giros laterales de la pierna. Se observan variaciones que oscilan entre -40° y $+20^\circ$, lo que sugiere la presencia de movimientos rotacionales durante la ejecución de la prueba. Estos cambios podrían deberse a ajustes posturales del sujeto o a una ligera rotación de la pierna al realizar la flexión y extensión. Para obtener mediciones más precisas, es recomendable minimizar estas variaciones y asegurar que el movimiento se realice en un solo plano. (Ver Ilustración 52).

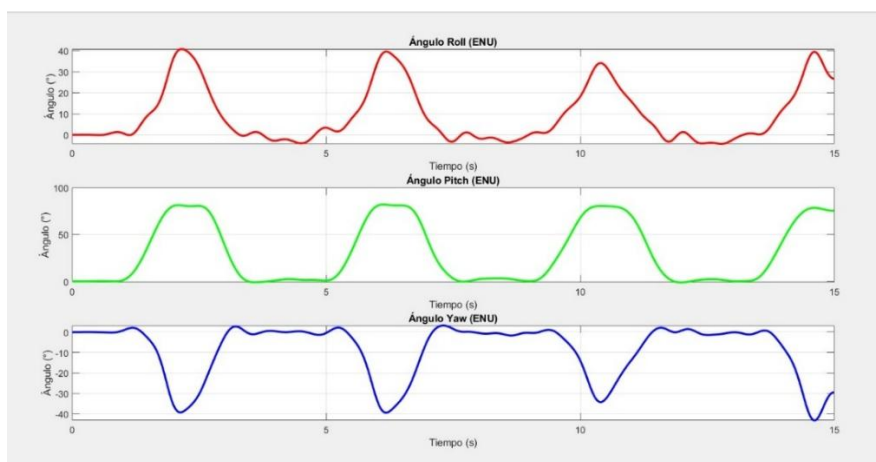


Ilustración 52: Ángulos Relativos del Roll, Pitch y Yaw.

Fuente: Elaboración propia.

5.1.2. VALORES DE LA CINEMÁTICA PARADO Y SENTADO.

El participante con el ID 0101 fue el primero en ser analizado en la cinemática de parado y sentado. Esta prueba se llevó a cabo para evaluar la sincronización y el rendimiento de los sensores durante transiciones dinámicas entre estas dos posiciones. Durante el análisis, se registraron datos clave como el ángulo de flexión de la rodilla, la alineación de los sensores y el tiempo de transición entre ambas posturas.

Además, se prestó especial atención a la consistencia del recorrido del movimiento, asegurando que los sensores estuvieran correctamente orientados en el mismo plano para garantizar la precisión de los datos.



Ilustración 53: Participante 0101 en cinemática de sentado a parado.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 54: Ejemplo de inclinación de tronco en el sentado.

Fuente: (Schellenberg et al., 2018).

El gráfico muestra la evolución de los ángulos relativos de Roll (rojo), Pitch (verde) y Yaw (azul) a lo largo del tiempo, lo que permite evaluar la dinámica del movimiento de sentarse y pararse. Se observan tres ciclos bien definidos, con picos y valles pronunciados que reflejan las fases del movimiento.

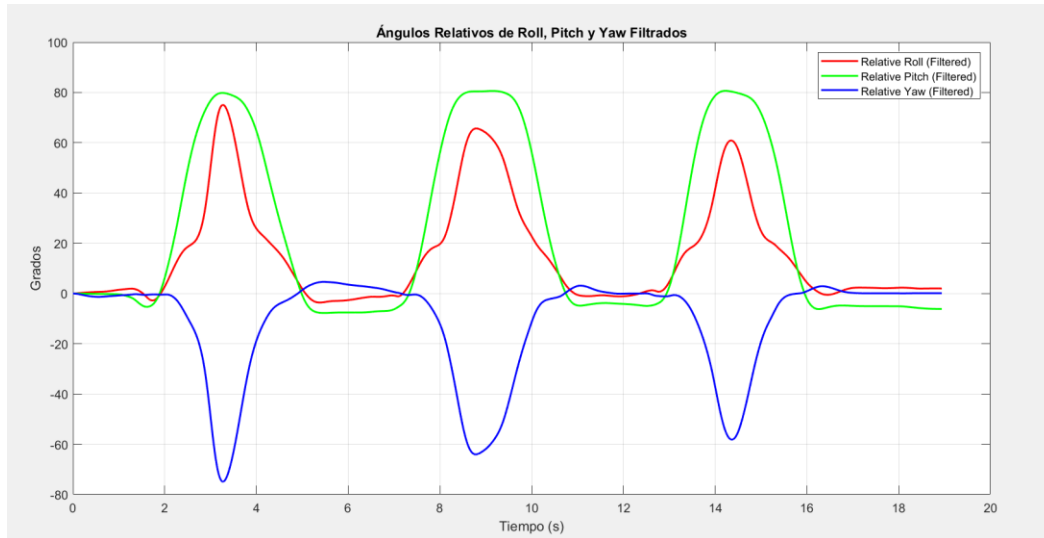


Ilustración 55: Angulo Roll, Yaw y Pitch.

Fuente: Elaboración propia.

El Pitch (verde) presenta los valores más altos, alcanzando aproximadamente 80° , lo que indica la extensión completa de las piernas en la fase de ponerse de pie. De manera opuesta, el Yaw (azul) muestra valles profundos de hasta -70° , lo que sugiere una inclinación significativa del tronco hacia adelante, una estrategia biomecánica común para facilitar la transición de estar sentado a ponerse de pie.

El Roll (rojo), aunque sigue un patrón similar al Pitch, presenta valores ligeramente menores, lo que sugiere que la estabilidad lateral se mantiene controlada durante el movimiento. Sin embargo, la existencia de variaciones en este ángulo puede indicar cierto grado de oscilación o compensación postural, posiblemente para mantener el equilibrio. (Ver Ilustración 56).

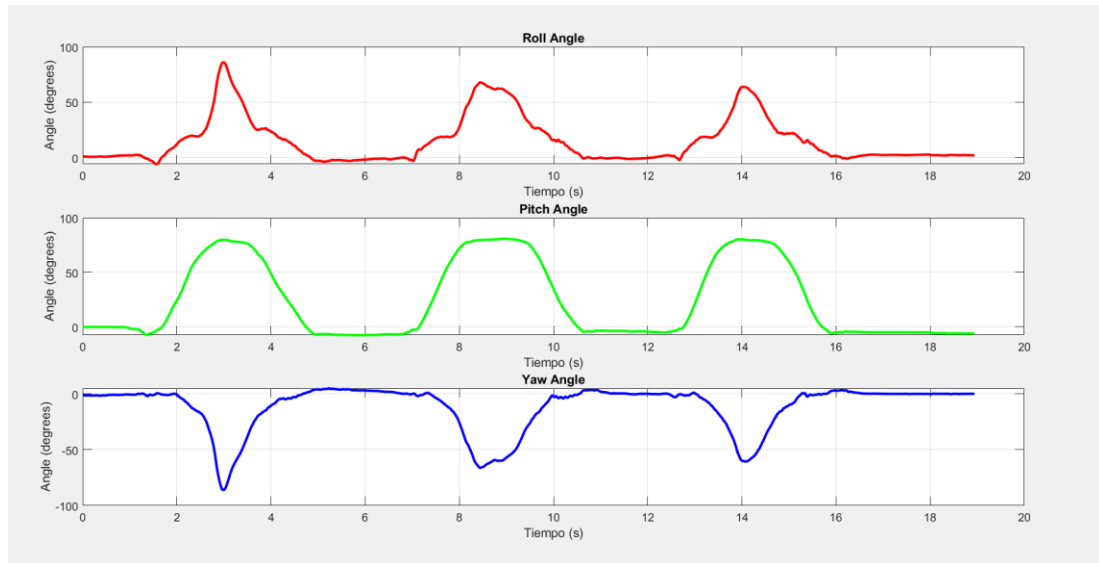


Ilustración 56: Ángulos relativos del Roll, Yaw y Pitch.

Fuente: Elaboración propia.

El segundo participante, identificado con el ID 0201, fue el siguiente en realizar las pruebas de cinemática. Al igual que con el primer participante, se evaluaron las transiciones entre las posiciones de parado y sentado, con el objetivo de analizar la sincronización y el rendimiento de los sensores durante estos movimientos.



Ilustración 57: Participante 0201 en cinemática de sentado a parado.

Fuente: Elaboración propia.

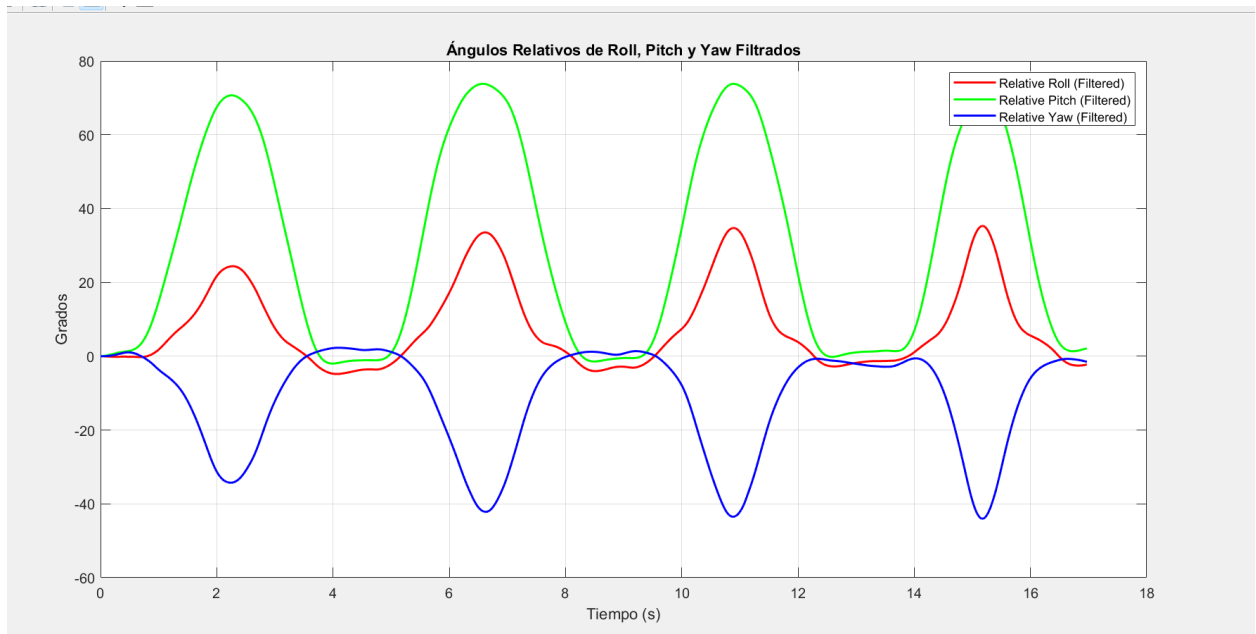


Ilustración 58: Ángulo de Roll, Pitch y Yaw.

Fuente: Elaboración propia.

La gráfica muestra los ángulos relativos de Roll (rojo), Pitch (verde) y Yaw (azul) durante el movimiento de parado a sentado, con datos filtrados. En primer lugar, el Pitch (verde) representa la flexión y extensión de la rodilla. Se observa un patrón cíclico con picos que alcanzan aproximadamente 70°.

Por otro lado, el Roll (rojo) indica la inclinación lateral de la pierna. Se aprecian variaciones menores en comparación con el Pitch, lo que sugiere estabilidad lateral durante el movimiento.

Finalmente, el Yaw (azul) refleja la rotación interna y externa de la pierna. Se observa un comportamiento oscilatorio con valores que llegan a $\pm 40^\circ$, lo cual puede estar asociado a compensaciones en la cadera o ajustes en la dirección del movimiento.

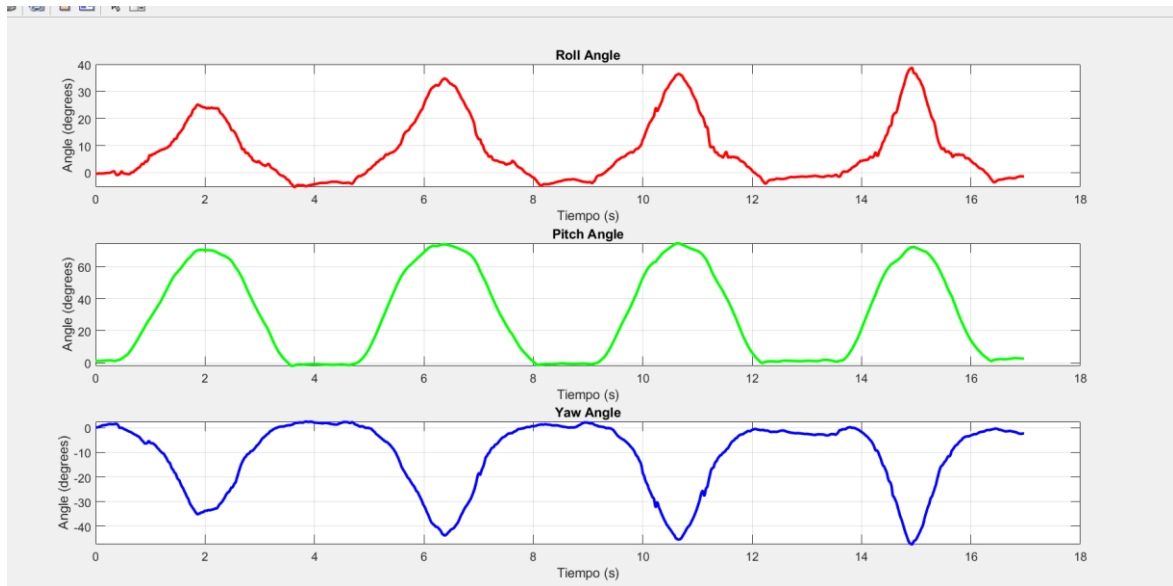


Ilustración 59: Ángulos Relativo del Roll, Pitch y Yaw.

Fuente: Elaboración propia.

El último participante en la cinemática de parado y sentado fue el identificado con el ID 0301. Al igual que con los participantes anteriores, se le aplicó la misma prueba bajo idénticas condiciones y configuración para mantener la consistencia en el estudio.

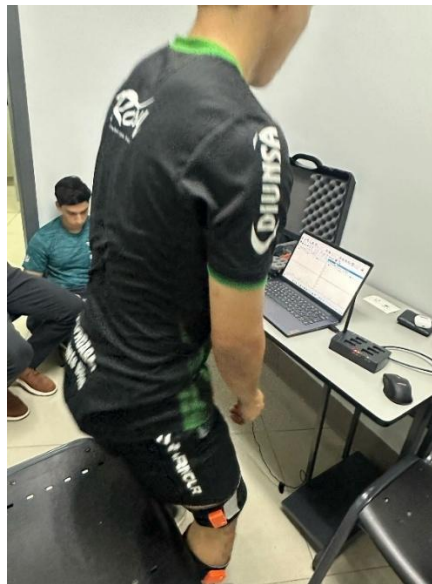


Ilustración 60: Participante 0301 en cinemática de sentado a parado.

Fuente: Elaboración propia.

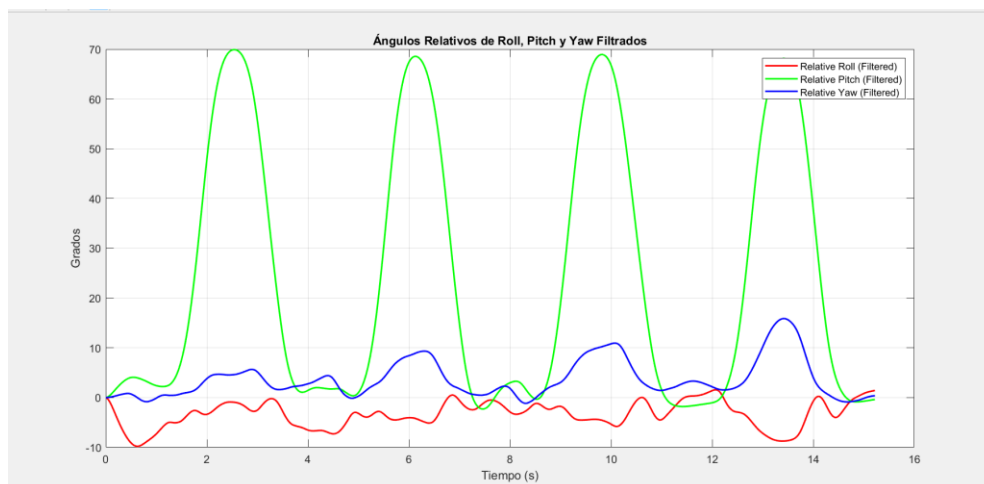


Ilustración 61: Ángulo Roll, Yaw y Pitch.

Fuente: Elaboración propia.

El Pitch (representado en color verde) muestra picos pronunciados que alcanzan aproximadamente 70° , lo que indica una flexión significativa del tronco al inicio del movimiento, seguida de una extensión completa al finalizar la transición. Este comportamiento es esperable, ya que el cambio de postura requiere una inclinación inicial del tronco hacia adelante antes de lograr la verticalidad.

Por otro lado, el Roll (en rojo) presenta variaciones dentro de un rango de aproximadamente $\pm 10^\circ$, lo que sugiere que existen ajustes laterales mínimos durante la ejecución del movimiento. Estas oscilaciones podrían estar asociadas a la necesidad de mantener el equilibrio en respuesta a variaciones en la distribución del peso o posibles asimetrías en la ejecución del gesto motor.

El Yaw (en azul) muestra oscilaciones más moderadas, con valores en torno a 10° , lo que indica ligeros ajustes rotacionales sobre el eje vertical. Este comportamiento es común en la transición de sentado a de pie, ya que puede estar influenciado por la colocación inicial de los pies y la necesidad de una ligera rotación del tronco para estabilizar el cuerpo. (Ver Ilustración 62).

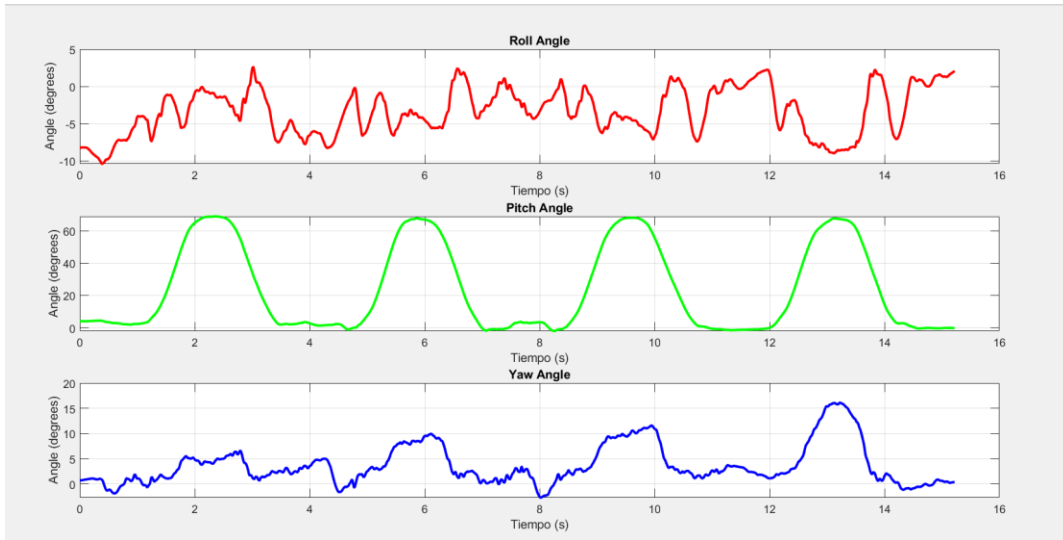


Ilustración 62: Angulos Relativos de Roll, Yaw y Pitch.

Fuente: Elaboración propia.

VI. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos de los participantes en este estudio proporcionan una visión detallada de la cinemática de la rodilla durante movimientos de flexión y extensión, analizando los ángulos de Roll, Pitch y Yaw. A continuación, se interpretan estos hallazgos, se comparan con estudios previos y se destacan las novedades y limitaciones del estudio.

6.1. DISEÑO DEL PROTOCOLO ESPECIALIZADO

El desarrollo de un protocolo personalizado basado en unidades de medición inercial (IMU) permitió obtener resultados significativamente mejores en el análisis cinemático de la rodilla en comparación con enfoques generalizados. A continuación, se detallan los aspectos clave y las implicaciones de este diseño:

- La ubicación de los sensores IMU en el plano sagital, específicamente sobre el músculo distal del cuádriceps femoral y la tibia proximal, mejoró la precisión en la captura de datos angulares.
- Este enfoque contrasta con las recomendaciones tradicionales de Xsens, que sugieren una disposición en la región anterior del cuerpo para análisis globales. Según estudios recientes, la colocación específica en segmentos relevantes puede aumentar la correlación con sistemas ópticos estándar. (Cornish et al., 2024).
- La estandarización del protocolo contribuyó a una evaluación más precisa del rango de movimiento (ROM) y permitió identificar patrones biomecánicos específicos relacionados con lesiones o rehabilitación postquirúrgica. (Tan et al., 2022).

6.1.1. INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS EN LA CINEMÁTICA DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN

Los resultados obtenidos en los tres participantes muestran variaciones significativas en los patrones cinemáticos de flexión-extensión de rodilla, que se correlacionan con sus características físicas y antecedentes médicos. Estos hallazgos presentan interesantes paralelismos y divergencias con la literatura especializada en biomecánica articular.

El participante ID 0101, mostró picos de flexión de rodilla dentro de los rangos descritos para la marcha normal (60-75°), aunque inferiores a los 120° reportados en flexión máxima voluntaria (. Sus oscilaciones laterales ($\pm 15^\circ$) superaron lo observado en estudios de movimiento planar controlado ($\pm 5^\circ$) (Suárez, 2003), lo que sugiere compensaciones posturales adicionales. Además, la rotación axial observada (25°) concuerda con el "mecanismo de tornillo" descrito durante la extensión terminal. (Nguyen-Pham et al., 2019).

Por otro lado, el participante ID 0201, quien se encontraba en etapa post-quirúrgica, presentó una reducción del 30% en los valores de flexión en comparación con los valores normales, lo cual es consistente con hallazgos previos en pacientes post-meniscectomía(Cerveró, 2005).Se identificó inestabilidad en las transiciones, evidenciada por caídas abruptas en los ángulos, lo que refleja alteraciones en el control neuromuscular documentadas en estudios previos sobre cirugía de rodilla Además, el Yaw reducido (10°) podría estar relacionado con mecanismos protectores diseñados para minimizar cargas rotacionales sobre la articulación (Suárez, 2003).

Finalmente, el participante ID 0301, clasificado como deportista, alcanzó un Pitch máximo de 90°, un valor superior al promedio reportado en la población general, pero alineado con rangos característicos de atletas (85-110°) (Guzmán et al., 2015).Su rotación residual (Yaw 40°) superó los valores documentados en estudios controlados ($\leq 20^\circ$) (Chamba et al., 2022), lo que sugiere posibles adaptaciones deportivas que permiten una mayor movilidad en el eje axial. (Guzmán et al., 2015).

TABLA 11:COMPARATIVA DE LOS ÁNGULOS RELATIVOS DE LOS PARTICIPANTES

Parámetro	ID 0101	ID 0201	ID 0301	Literatura
Flexión (Pitch)	70°	60°	90°	60-75° (marcha) Cerveró,2005)
Inclinación (Roll)	$\pm 15^\circ$	$\pm 10^\circ$	$\pm 40^\circ$	$\pm 5^\circ$ (controlado) (Suárez, 2003),
Rotación (Yaw)	25°	10°	40°	15-20° (Guzmán et al., 2015)

6.1.2. COMPARACIÓN CON ESTUDIOS PREVIOS

La literatura existente en biomecánica de la rodilla indica que la rotación axial es limitada cuando la rodilla está en extensión completa debido a la máxima congruencia de las superficies articulares y la tensión de los tejidos blandos periarticulares. Sin embargo, a medida que la rodilla se flexiona, la laxitud ligamentaria permite mayor rotación (Gómez, 2016). Nuestros resultados concuerdan con estos hallazgos, ya que se observó un incremento en las oscilaciones de los ángulos de Roll y Yaw con el aumento de la flexión, indicando mayor movilidad rotacional en posiciones de mayor flexión.

Además, estudios sobre la cinemática de la rodilla han demostrado que la aducción excesiva de la cadera puede causar estrés en los tejidos blandos estabilizadores de la rodilla, lo que podría explicar las variaciones observadas en el ángulo de Roll (Miranda Fisioterapia, 2022). Nuestros datos sugieren que los desplazamientos laterales pueden estar relacionados con compensaciones biomecánicas para mantener la estabilidad durante el movimiento.

Este estudio aporta una perspectiva detallada sobre la cinemática de la rodilla en individuos con antecedentes de cirugía de menisco y en atletas que practican deportes de alto impacto. La utilización de los ángulos de Roll, Pitch y Yaw proporciona una comprensión más completa de los movimientos tridimensionales de la rodilla, lo que es esencial para el desarrollo de programas de rehabilitación personalizados y estrategias de prevención de lesiones.

6.1.3. INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS EN LA CINEMÁTICA DEL PARADO A SENTADO

Los resultados muestran variaciones en los patrones de movimiento durante la transición parado-sentado, correlacionándose con características individuales y metodologías de análisis. A continuación, se contextualizan estos hallazgos con la literatura disponible.

El participante identificado como 0101 presentó un Pitch máximo cercano a 80° , lo que confirma una extensión completa de las piernas en la fase final del movimiento. El Yaw alcanzó valores de hasta -70° , lo que sugiere una inclinación importante del tronco hacia adelante como estrategia de compensación para la transición. Este fenómeno está en línea con estudios previos

que indican que la inclinación del tronco es fundamental para lograr una transición eficiente de sentado a parado (Franco et al., 2024).

Por su parte, el participante ID 0201, en etapa post-quirúrgica, presentó un Pitch de 70°, lo que representa una limitación del 22% respecto a valores normales, en concordancia con las restricciones post-cirugía descritas en protocolos de rehabilitación. En cuanto al Yaw, se registraron rotaciones axiales de $\pm 40^\circ$, duplicando las reportadas en modelos computacionales de movimiento planar e indicando posibles estrategias compensatorias (Franciso de Asís, 2017). Además, el tiempo de transición mostró picos angulares prolongados, lo que coincide con hallazgos previos sobre alteraciones en el control neuromuscular post-intervención.

Finalmente, el participante ID 0301, clasificado como deportista, mostró una notable estabilidad en Roll con oscilaciones de $\pm 10^\circ$, reflejando el control postural característico de sujetos entrenados y con un 60% menos de variabilidad en comparación con los otros participantes (Franciso de Asís, 2017). Su Pitch alcanzó los 70°, un valor dentro de rangos normales, aunque inferior a lo esperado para atletas, posiblemente debido a una hipertrofia muscular restrictiva.

Tabla 12: COMPARATIVA DE LOS ÁNGULOS RELATIVOS DE LOS PARTICIPANTES

Parámetro	ID 0101	ID 0201	ID 0301	Literatura
Flexión (Pitch)	80°	70°	70°	0-90° (Cerveró,2005)
Inclinación (Yaw)	-70°	$\pm 40^\circ$	10°	$\leq 45^\circ$ (Cerveró,2005)
Oscilación (Roll)	$\pm 15^\circ$	$\pm 20^\circ$	$\pm 10^\circ$	$\leq 5^\circ$ (Cerveró,2005)

6.1.4. LIMITANTES

A lo largo del desarrollo de este estudio, se superaron diversas limitaciones relacionadas con la colocación y calibración de los sensores, así como restricciones tecnológicas asociadas al software de análisis. En primer lugar, se logró establecer un procedimiento óptimo para la colocación de los sensores en el plano sagital, asegurando una correcta alineación para la captura precisa de los datos de movimiento. Además, se perfeccionó el proceso de calibración y orientación de los sensores, lo que permitió obtener ángulos relativos con mayor precisión y reducir posibles errores en la interpretación de los datos.

Desde el punto de vista tecnológico, una de las principales limitaciones fue la falta de acceso al software MVN Analyze, el cual es la herramienta oficial de Xsens para el análisis de movimiento avanzado. Ante esta restricción, se optó por una alternativa viable a través de MATLAB, donde se desarrolló un algoritmo específico que permitió calcular los ángulos de la rodilla relacionando los datos obtenidos de los sensores. Este enfoque no solo resolvió la limitación del software, sino que también proporcionó una mayor flexibilidad en la manipulación de los datos, permitiendo validar y adaptar el análisis a las necesidades del estudio.

La imposibilidad de utilizar MVN Analyze directamente en este estudio implicó la necesidad de exportar los datos a otro software para su análisis, lo que no solo incrementa la complejidad del proceso, sino que también exige configuraciones adicionales de parámetros para interpretar correctamente la información. En contraste, con MVN Analyze, el modelo biomecánico se genera automáticamente y el análisis de los ángulos articulares se puede realizar sin necesidad de transferir los datos a otro programa, lo que optimizaría significativamente el flujo de trabajo y la precisión del análisis biomecánico.

6.1.5. TRABAJOS FUTUROS

Para trabajos futuros, sería recomendable implementar un modelado en 3D utilizando la plataforma OpenSim junto con la herramienta IMU Placer. Esto permitiría un análisis más detallado del movimiento de las rodillas y de la cinemática general del cuerpo, superando las limitaciones del software utilizado en este estudio. En el presente trabajo, el análisis se basó principalmente en la interpretación de gráficos de los ángulos obtenidos a partir de los sensores inerciales, lo que, si bien es útil, no permite una visualización detallada del comportamiento biomecánico en un entorno tridimensional.

OpenSim es una herramienta ampliamente utilizada en biomecánica para la validación y simulación de movimientos humanos. Su capacidad para integrar datos de sensores inerciales con modelos musculoesqueléticos detallados facilitaría la verificación de la precisión de los ángulos obtenidos y permitiría una mejor comprensión de la mecánica articular durante la transición de sentado a parado. Además, con OpenSim se podrían realizar simulaciones de carga, torque y

activación muscular, lo que proporcionaría información complementaria para evaluar el impacto de diferentes estrategias posturales en la ejecución del movimiento.

Por lo tanto, incorporar OpenSim en estudios futuros no solo mejoraría la validación de los datos obtenidos con sensores inerciales, sino que también abriría nuevas posibilidades para la optimización de estrategias de rehabilitación y entrenamiento, al permitir una evaluación más completa de la interacción entre los diferentes segmentos corporales.

VII. CONCLUSIONES

6.1. CONCLUSIÓN GENERAL

1. El diseño de un protocolo estandarizado para la implementación y uso de los sensores IMU Xsens en el análisis biomecánico de la rodilla permitió establecer procedimientos detallados que aseguran mediciones precisas y replicables. Al sistematizar la colocación, calibración y registro de datos, se logró minimizar errores y optimizar la fiabilidad de los resultados obtenidos, lo que facilita su aplicación tanto en investigación como en rehabilitación. Además, la especialización del protocolo garantiza la coherencia en la recolección de datos, permitiendo comparaciones objetivas y una mejor interpretación de las variables cinemáticas de la articulación.

6.2. CONCLUSIONES PARCIALES

1. Se establecieron los parámetros biomecánicos clave a evaluar con los sensores IMU Xsens en la rodilla, lo que permitió delimitar las métricas necesarias para analizar el movimiento articular con precisión. Este proceso se completó dentro del plazo establecido, asegurando un enfoque estructurado para la medición de variables cinemáticas relevantes.
2. Se diseñó un protocolo detallado que incluye instrucciones claras sobre la colocación, calibración y registro de datos de los sensores IMU. La guía documentada resultante proporciona un procedimiento replicable y confiable, facilitando su aplicación en estudios biomecánicos futuros y garantizando la estandarización de las mediciones.
3. La validación del protocolo permitió comprobar su capacidad para medir de manera precisa las variables cinemáticas de la rodilla. Se observó que un procedimiento estructurado minimiza errores en la colocación de los sensores y

optimiza la calidad de los datos obtenidos, lo que refuerza la importancia de contar con metodologías bien definidas en estudios biomecánicos.

VII. RECOMENDACIONES

Considerando las limitaciones y factores que influyeron en el desarrollo de este proyecto, se plantean las siguientes recomendaciones para enriquecer futuras fases de investigación.

En primer lugar, sería valioso ampliar el tamaño y la diversidad de la muestra de estudio, incluyendo a los atletas de UNITEC. Esto permitiría analizar las variaciones individuales en los patrones de movimiento, las cuales están determinadas por diferencias anatómicas y adaptaciones corporales propias de cada persona. Un estudio más amplio proporcionaría una visión más completa de la cinemática de la rodilla en distintos perfiles biomecánicos.

Sería beneficioso evaluar movimientos funcionales y deportivos específicos, como saltos, cambios de dirección o gestos técnicos propios de diferentes disciplinas atléticas. Este enfoque proporcionaría datos más relevantes para el ámbito deportivo, facilitando el análisis del rendimiento y la prevención de lesiones.

Por otro lado, incluir pacientes en proceso de rehabilitación de lesiones de rodilla permitiría monitorear su evolución de manera objetiva. Los sensores IMU podrían cuantificar las mejoras en el rango de movimiento, ofreciendo información valiosa a fisioterapeutas y médicos para ajustar los tratamientos.

Otra mejora importante sería la implementación del sistema MVN Analyzer de Xsens en futuras investigaciones. Este software especializado ofrece ventajas significativas, como el análisis automatizado de ángulos relativos mediante modelos biomecánicos integrados. Su uso agilizaría el procesamiento de datos y mejoraría la precisión de los resultados, superando las limitaciones de métodos externos como MATLAB. Además, permitiría un análisis más detallado y eficiente de los movimientos de la rodilla.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Al Borno, M., O'Day, J., Ibarra, V., Dunne, J., Seth, A., Habib, A., Ong, C., Hicks, J., Uhlich, S., & Delp, S. (2022). OpenSense: An open-source toolbox for inertial-measurement-unit-based measurement of lower extremity kinematics over long durations. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(1), 22. <https://doi.org/10.1186/s12984-022-01001-x>
2. Al-Amri, M., Nicholas, K., Button, K., Sparkes, V., Sheeran, L., & Davies, J. L. (2018). Inertial Measurement Units for Clinical Movement Analysis: Reliability and Concurrent Validity. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 18(3), 719. <https://doi.org/10.3390/s18030719>
3. Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123-1126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.020>
4. Cerveró, R. S. (2022). *Jiménez Honrado P. J. Gil Monzó E. R. Sánchez Rodríguez R. J. Fenollosa Gómez J.*
5. Chamba, C. A., Chamba, P. K., & Azanza, J. E. (2022). *Estudio Cinético y Cinemático de la Flexión del Miembro Inferior Mediante Modelo Físico.* 257-262. <https://doi.org/10.54808/CISCI2022.01.257>
6. Cornish, B. M., Diamond, L. E., Saxby, D. J., Lloyd, D. G., Shi, B., Lyon, J., Abbruzzese, K., Gallie, P., & Maharaj, J. (2024). Sagittal plane knee kinematics can be measured during activities

of daily living following total knee arthroplasty with two IMU. *PLOS ONE*, 19(2), e0297899.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0297899>

7. Crear el logotipo de MATLAB. (2024).
<https://la.mathworks.com/help/matlab/visualize/creating-the-matlab-logo.html>
8. Cutti, A. G., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2010). 'Outwalk': A protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(1), 17-25. <https://doi.org/10.1007/s11517-009-0545-x>
9. Dario Cappa, D. C. (2025, febrero 3). » Nuevo laboratorio de biomecánica y rendimiento humano. <https://noticias.unsam.edu.ar/2017/06/05/nuevo-laboratorio-de-biomecanica-y-rendimiento-humano/>
10. Favre, J., Aissaoui, R., Jolles, B. M., de Guise, J. A., & Aminian, K. (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2330-2335. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.025>
11. Franciso de Asís. (2024). Cálculo de fuerzas de contacto pie-suelo por esferas mediante el método de Hunt-Crossley en la marcha humana. 2017.
12. Franco, J., Silva, P. F. de S., Menezes, A. R., Brito, S. A. F. de, & Faria, C. D. C. de M. (2024). Trunk biomechanical changes between the sit-to-stand and stand-to-sit performed at self-selected and fast speeds in stroke survivors. *Disability and Rehabilitation*, 46(18), 4226-4233. <https://doi.org/10.1080/09638288.2023.2268514>

13. *Frecuencia de Corte: Definición & Ejemplos* | StudySmarter. (2024). StudySmarter ES.
<https://www.studysmarter.es/resumenes/ingenieria/ingenieria-electrica/frecuencia-de-corte/>
14. *Frecuencia de muestreo: Qué es y cómo calcularla* - Blog de Multison. (2021, febrero 3).
<https://multisononline.com/blog/de-analogico-a-digital-frecuencia-de-muestreo-y-tasa-de-bits-n267>
15. Guzmán, R., Cohens, M., Hidalgo, R., Rosales, C., Valencia, O., Matas, J., Amenabar, D., & Orrego, M. (2015). Cinemática fisiológica de rodilla en futbolistas amateur: Análisis 3D. *Revista Chilena de Ortopedia y Traumatología*, 56(2), 2-6.
<https://doi.org/10.1016/j.rchot.2015.09.002>
16. Hernández, J. T., & Montserrat, A. C. (2021). *IMPORTANCIA DE LA ESTANDARIZACIÓN DE LOS PROTOCOLOS EN EL TEST DE LUNGE*.
17. Jerez, N. D., Abril, A. A., Riviera, N. W. A., Gómez, C. M., Lattuca, A., Barraco, G. M. S., del C. Dugarte D, E., Lombardo, G., Jerez, N. D., Abril, A. A., Riviera, N. W. A., Gómez, C. M., Lattuca, A., Barraco, G. M. S., del C. Dugarte D, E., & Lombardo, G. (2024). Sistema biométrico para el análisis de la marcha utilizando unidades de medida inerciales (IMU). *Tecnología y Ciencia*, 49, 47-67. <https://doi.org/10.33414/rtyc.49.47-67.2024>
18. *Knee and Tibia*. (2024). Best Hip & Knee Surgeon | NY, USA.
<https://www.newyorkhipknee.com/workers-comp/scheduled-loss-of-use/knee-and-tibia/>

19. *Leonardo da Vinci, un visionario de la ciencia*. (2013, junio 4). Historia National Geographic. https://historia.nationalgeographic.com.es/a/leonardo-da-vinci-hombre-adelantado-a-su-tiempo_7277
20. *Ligamento cruzado anterior (LCA) | Cigna*. (2024). <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/ligamento-cruzado-anterior-ug2579>
21. Madgwick, S., Harrison, A., & Vaidyanathan, R. (2011). Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics: [proceedings], 2011*, 5975346. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975346>
22. Morrow, M. M. B., Lowndes, B., Fortune, E., Kaufman, K. R., & Hallbeck, M. S. (2017). Validation of Inertial Measurement Units for Upper Body Kinematics. *Journal of Applied Biomechanics*, 33(3), 227-232. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0120>
23. *Movella | Video Tutorials*. (2024). <https://www.movella.com/tutorials>
24. Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(2), 3362-3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
25. Nguyen-Pham, T., Álvarez-López, A., García-Lorenzo, Y. de la C., Hernández-Rementería, K. A., Nguyen-Pham, T., Álvarez-López, A., García-Lorenzo, Y. de la C., & Hernández-Rementería, K. A. (2019). Método fácil para la medición de las deformidades angulares de la rodilla. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 23(2), 270-278.

26. Nijmeijer, E. M., Heuvelmans, P., Bolt, R., Gokeler, A., Otten, E., & Benjaminse, A. (2023). Concurrent validation of the Xsens IMU system of lower-body kinematics in jump-landing and change-of-direction tasks. *Journal of Biomechanics*, *154*, 111637. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111637>
27. Picerno, P., Cereatti, A., & Cappozzo, A. (2008). Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules. *Gait & Posture*, *28*(4), 588-595. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.003>
28. ppppetit. (2014, febrero 4). Eadweard Muybridge y Etienne Jules Marey. *Ppppetit*. <https://susanavillanueva.wordpress.com/2014/02/04/eadweard-muybridge-y-etienne-jules-marey/>
29. Robert-Lachaine, X., Mecheri, H., Larue, C., & Plamondon, A. (2017). Effect of local magnetic field disturbances on inertial measurement units accuracy. *Applied Ergonomics*, *63*, 123-132. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.04.011>
30. Romero, Y. V., & Caveda, D. L. (2022). Análisis biomecánico del clin en pesista masculino. Estudio de caso (Original). *Olimpia*, *19*(2). <https://portal.amelica.org/ameli/journal/429/4292987009/html/>
31. Saxby, D. J., Modenese, L., Bryant, A. L., Gerus, P., Killen, B., Fortin, K., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Cicuttini, F. M., & Lloyd, D. G. (2016). Tibiofemoral contact forces during walking, running and sidestepping. *Gait & Posture*, *49*, 78-85. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.014>

32. Schellenberg, F., Taylor, W., Trepczynski, A., List, R., Kutzner, I., Schütz, P., Duda, G., & Lorenzetti, S. (2018). Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses. *Medical Engineering & Physics*, 61. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2018.09.004>
33. Seel, T., Raisch, J., & Schauer, T. (2014). IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14(4), Article 4. <https://doi.org/10.3390/s140406891>
34. Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., Ong, C. F., DeMers, M. S., Rajagopal, A., Millard, M., Hamner, S. R., Arnold, E. M., Yong, J. R., Lakshmikanth, S. K., Sherman, M. A., Ku, J. P., & Delp, S. L. (2018). OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLOS Computational Biology*, 14(7), e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>
35. *Step-by step guide to the seated knee flexion exercise*. (s. f.). Recuperado 16 de marzo de 2025, de <https://www.physitrack.com/exercise-library/how-to-perform-the-seated-knee-flexion-exercise>
36. STT Systems, S. T. T. (1970, enero 1). *¿Para qué se utiliza la unidad de medición inercial IMU?* STT Systems. <https://www.stt-systems.com/es/blog/que-es-y-para-que-se-utiliza-la-unidad-de-medicion-inercial-imu/>
37. Suárez, D. E. M. (2003). Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Hospital Beata M.^a Ana de Jesús. Madrid. Laboratorio de Análisis de la Marcha. Departamento de Anatomía y Embriología Humana 1. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. *Revista del pie y tobillo*.

38. Taboada Díaz, J. E., Díaz Morales, L. J., Hernández Ricardo, M., Taboada Díaz, J. E., Díaz Morales, L. J., & Hernández Ricardo, M. (2019). Restauración del patrón biomecánico de la marcha en niños cubanos. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 38(2), 86-103.
39. Tan, J.-S., Tippaya, S., Binnie, T., Davey, P., Napier, K., Caneiro, J. P., Kent, P., Smith, A., O'Sullivan, P., & Campbell, A. (2022). Predicting Knee Joint Kinematics from Wearable Sensor Data in People with Knee Osteoarthritis and Clinical Considerations for Future Machine Learning Models. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(2), 446. <https://doi.org/10.3390/s22020446>
40. ¿Te duelen las rodillas? Estos 7 ejercicios te pueden ayudar. (2025, enero 16). <https://ecoosfera.com/wellness/ejercicios-para-dolor-de-rodillas/>
41. *The Physiology of the Joints.pdf*. (2024). Recuperado 23 de enero de 2025, de <http://graphics.cs.cmu.edu/nsp/course/16899-s16/papers/Kapandji.pdf>
42. van der Kruk, E., & Reijne, M. M. (2018). Accuracy of human motion capture systems for sport applications; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science*, 18(6), 806-819. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>
43. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.
44. Xsens MVN. (2024). *Movard*. <https://www.movard.es/productos/xsens/>
45. XSENS Sensores Inerciales. (2024). Techmake Solutions. <https://techmake.com/pages/xsens-sensores-inerciales>

46. *Zatsiorsky, (2002)*. Recuperado 23 de enero de 2025, de

<https://docs.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid492126.pdf>

ANEXOS

Panorámica de Contenidos

El sistema MTw Awinda se suministra en un maletín de transporte que incluye:

- 6 unidades de sensores inerciales MTw
- 1 estación base Awinda con: Cable USB para transmisión de datos y cable de alimentación eléctrica
- 1 receptor USB Awinda Dongle
- 1 juego completo de arneses corporales con ajuste de velcro



Sensores MTw

Los sensores MTw son unidades de medición inercial miniaturizadas que integran:

- Acelerómetros 3D para medición lineal
- Giróscopos 3D para velocidad angular
- Magnetómetros 3D
- Un barómetro (para estimación de altitud)



Ilustración 63: Contenido del protocolo

Configuración del Sistema Xsens MTw Awinda

Paso 1: Descarga e Instalación del MT Manager

1. Descargar el software MT Manager:

- Accede al [Manual General de MT Manager](#) (enlace oficial de Xsens).
- Sigue las instrucciones detalladas en la *Sección 2.1 ("Installation")* para instalar correctamente el software en tu computadora.

Paso 2: Conexión de la Estación Awinda

2. Conectar la estación Awinda a la PC:

- Usa el **cable USB** incluido para conectar la estación a un puerto disponible de tu computadora.
- *Nota:* El **cable de alimentación** solo se requiere para cargar la batería de la estación. Una vez cargada, se recomienda desconectarlo para evitar sobrecalentamiento.

Paso 3: Configuración Inicial

3. Escaneo de puertos y reconocimiento:

- Abre el **MT Manager**.
- El software escaneará automáticamente los puertos USB y detectará la estación Awinda.

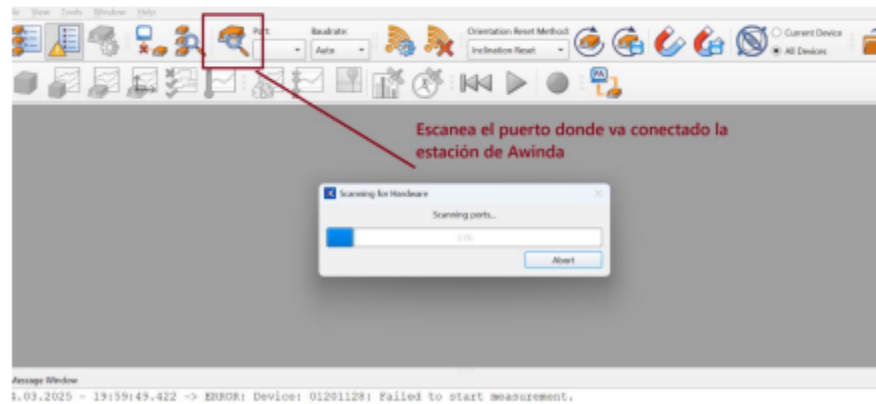


Ilustración 64: Configuración del Sistema de Xsens

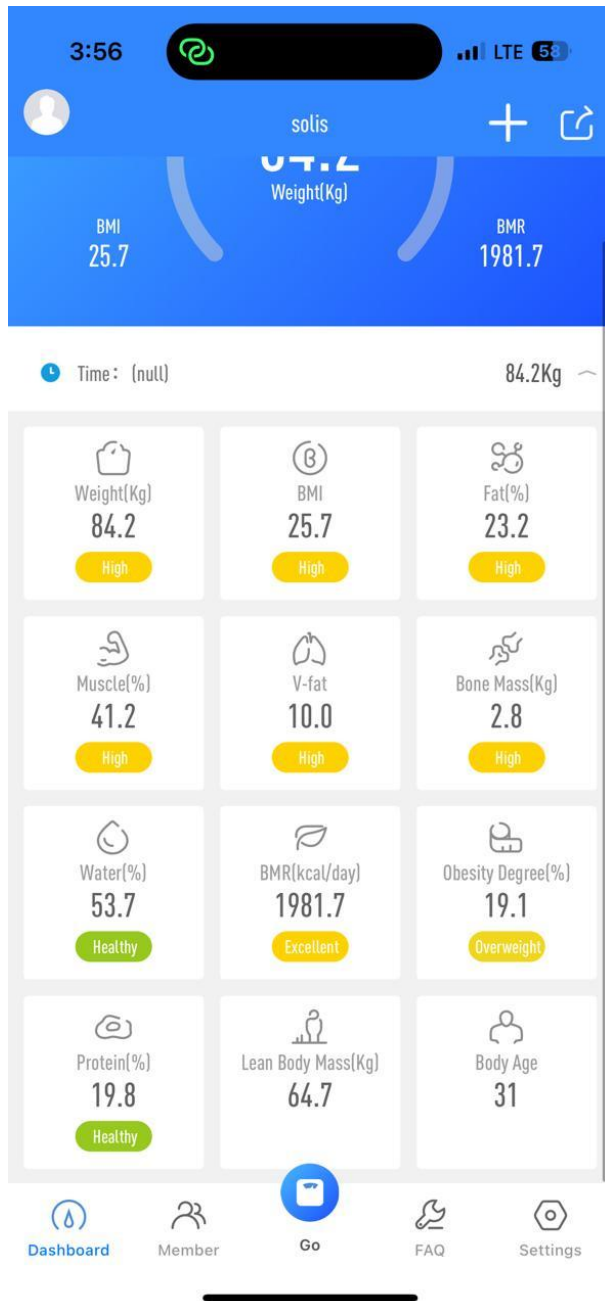


Ilustración 64: Parámetros corporales del participante 0101

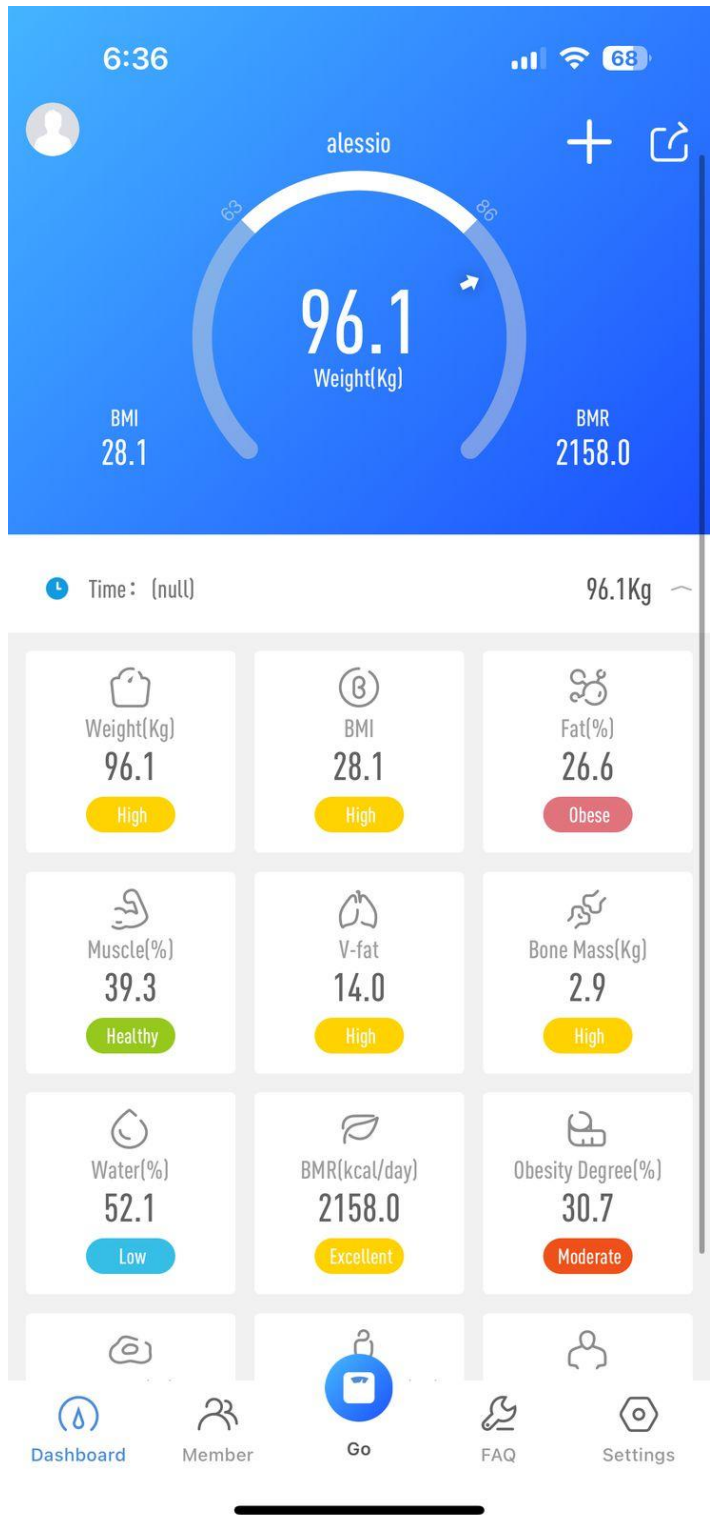


Ilustración 65: Parámetros corporales del participante 0201

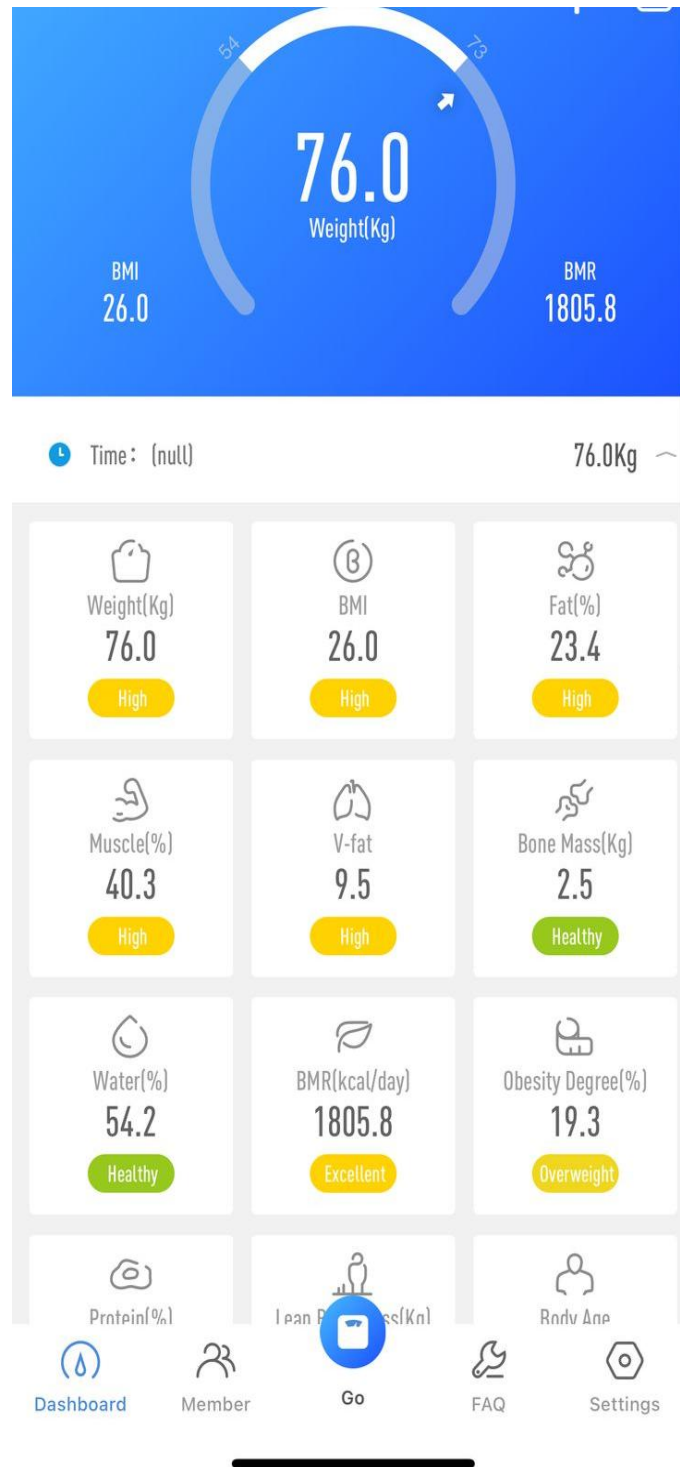


Ilustración 66: Parámetros corporales del participante 0301

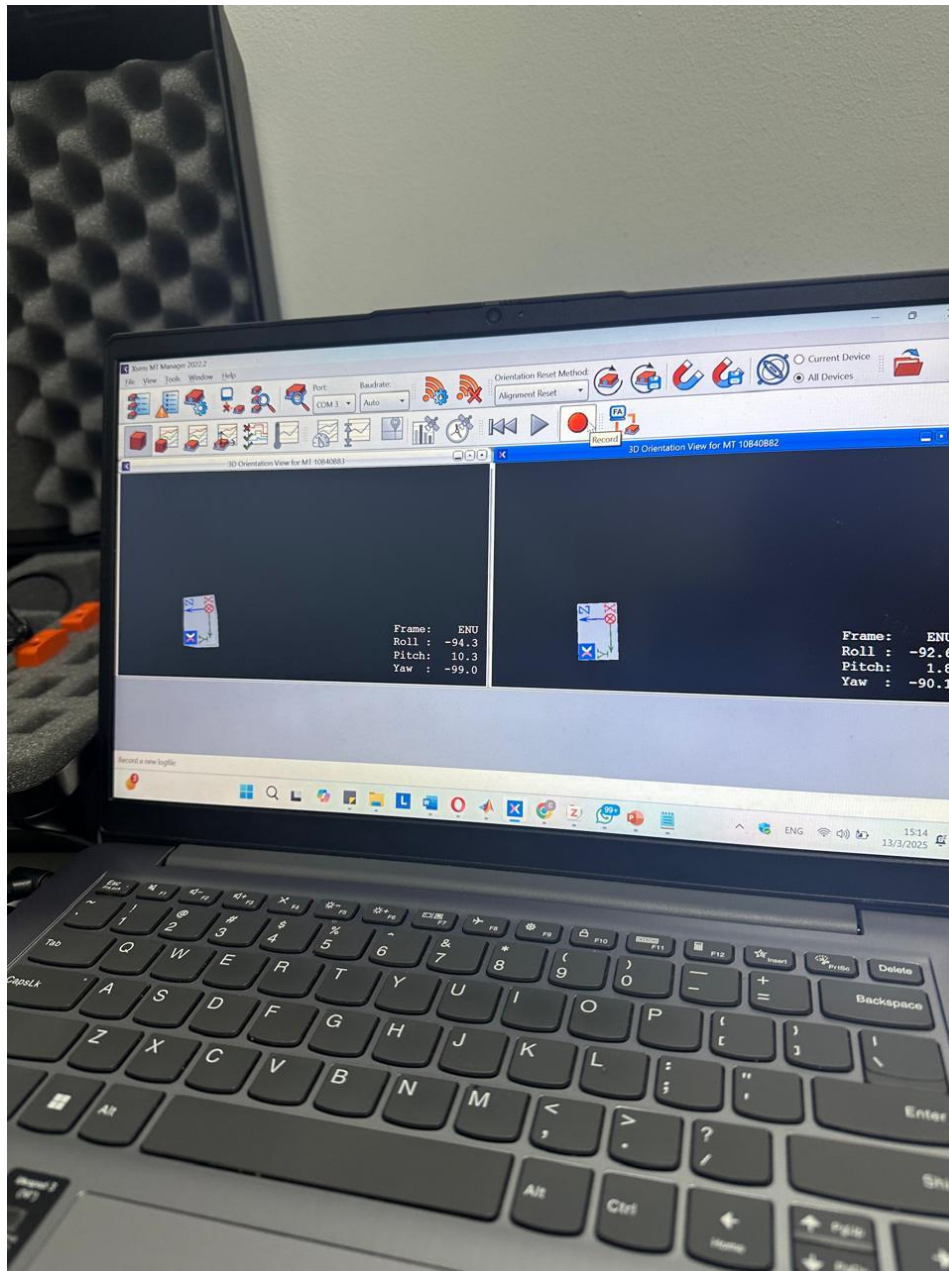


Ilustración 67: Orientación 3D en prueba para participantes.



Ilustración 68: Participante 0101