

**INSTITUTO TECNOLÓGICO Y DE ESTUDIOS  
SUPERIORES DE MONTERREY CAMPUS CIUDAD  
DE MÉXICO**

**ESCUELA DE INGENIERÍA Y CIENCIAS DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA  
MECATRÓNICA**

**PROYECTO DE INGENIERÍA**



**VALIDACIÓN E IMPLEMENTACIÓN DE SAM PARA EL CÁLCULO  
Y DESPLIEGUE DE LOS ÁNGULOS ARTICULARES DEL TREN  
INFERIOR**

Integrantes del proyecto :

José Amorocho Rojas A01760029

Natalia Perea Calderón A01760343

Asesores:

Dr. Martín Rogelio Bustamante Bello

Claudia Romero Flores

# Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>2</b>
1.1. Descripción de la problemática (Contexto) . . . . .	2
1.2. Justificación técnica . . . . .	4
1.3. Objetivos . . . . .	4
1.4. Alcances y entregables del proyecto . . . . .	5
1.5. Impactos del proyecto . . . . .	5
1.6. Plan de actividades . . . . .	6
1.7. Análisis FODA . . . . .	6
<b>2. Antecedentes</b>	<b>7</b>
<b>3. Estado del arte</b>	<b>12</b>
3.1. Sistema optoelectrónico . . . . .	13
3.2. Sistema a partir de sensores inerciales . . . . .	13
<b>4. Desarrollo</b>	<b>18</b>
4.1. Validación de datos . . . . .	18
4.2. Pruebas de repetibilidad . . . . .	20
4.3. Interfaz gráfica . . . . .	23
<b>5. Resultados</b>	<b>25</b>
5.1. Validación de datos . . . . .	25
5.2. Pruebas de repetibilidad . . . . .	30
5.3. Interfaz gráfica . . . . .	31
<b>6. Análisis</b>	<b>33</b>
6.1. Validación . . . . .	33
6.2. Pruebas de repetibilidad . . . . .	34
6.3. Interfaz . . . . .	36
<b>7. Conclusiones</b>	<b>37</b>
<b>Referencias</b>	<b>38</b>

# 1. Introducción

## 1.1. Descripción de la problemática (Contexto)

La biomecánica analiza el movimiento de organismos vivos y el efecto que las fuerzas ejercen sobre ellos (Hamill, Knutzen, y Derrick, 2015), en el área clínica ha asistido a profesionales de la salud en el diagnóstico de patologías relacionadas con la cinética humana. Sin embargo, la evaluación de los sujetos se ha visto afectada por la subjetividad de una valoración cualitativa (de Valencia, s.f.). Debido a esto se han desarrollado nuevas herramientas, como Mocap (captura de movimiento), capaces de cuantificar variables biomecánicas a través de la grabación del movimiento del cuerpo humano y la digitalización del mismo. Mocap captura movimientos y coordenadas angulares, velocidades y aceleraciones para extremidades y articulaciones (Gómez y Silva, 2018). Ha sido usado para mejorar terapias de rehabilitación, prevenir lesiones, incrementar el rendimiento deportivo y diagnosticar patologías (Quitian y Sanchez, 2019). Existen diferentes maneras de capturar movimiento: Cámaras, sensores magnéticos, receptores de bobina, esqueletos mecánicos y sistemas basados en sensores inerciales (Gómez y Silva, 2018).

Los sistemas optoelectrónicos son considerados el estándar de oro debido a su exactitud, constan de un grupo de cámaras que permiten registrar las coordenadas a través de luz infrarroja, que proviene de marcadores reflectivos, o de luces LED (Nogueira, 2011). Sin embargo, el tiempo requerido para el cambio de posición, la sensibilidad de las cámaras a la luz y al cambio de posición, hacen que la implementación del sistema deba ocurrir en espacios específicos y controlados, además, el uso de dispositivos de alta resolución hacen que el sistema sea costoso. (Bersamira y cols., 2019).

Los sistemas de medida inerciales (IMUs) se componen de acelerómetros, giroscopios y/o magnetómetros, que al incorporar su información individual estiman la orientación del sensor, son portátiles, pequeños y su precio es bajo en comparación con los sistemas de cámaras optoelectrónicas (Taheri, Salarieh, y Alasty, 2020). Pueden ser usados sobre segmentos específicos para deducir su cinemática y cuando existen al menos dos sensores posicionados en segmentos

adyacentes, es posible determinar ángulos articulares mediante ángulos de rotación de Euler (Brice y Philippa, 2019). No obstante, a diferencia de los sistemas optoelectrónicos, no entregan mediciones directas y aún siguen en investigación (Gómez y Silva, 2018).

El sistema de adquisición de movimiento (SAM) es un sistema de captura de rango articular, enfocado al seguimiento de movimiento de todo el cuerpo o de solo una articulación (de la Tejera et al, 2021). Está formado por un acelerómetro tri-axial, un giroscopio tri-axial y un magnetómetro, usando el sistema BNO080 (Inc, 2017) logra procesar los datos de los sensores proporcionando una orientación 3D precisa en tiempo real. La figura 1 muestra el esquema electrónico de los componentes de SAM.



Figura 1: Esquema electrónico sensor SAM.

Es un sistema portable, puede ser usado en diferentes espacios, de preferencia con poca humedad y con la menor cantidad de lámparas fluorescentes, debido al ruido electromagnético que estas generan. En comparación con otros sistemas tiene un bajo costo y puede ser usado para la medición de distintas partes del cuerpo gracias a su composición modular (de la Tejera et al, 2021). Este proyecto tiene como objetivo asistir el área de salud en las, en la detección de secuelas ante una lesión y acompañamiento en el análisis biomecánico de un paciente. En la actualidad este sensor determina los ángulos de Euler (roll, pitch y yaw) y las aceleraciones lineales en los tres ejes (X, Y y Z). Este tiene como objetivos traducir la información capturada para simular mediante vectores el movimiento de las articulaciones como segmentos a partir de los cuales se puede medir ángulos y aceleraciones.

## **1.2. Justificación técnica**

En los sistemas basados en sensores inerciales la combinación de sensores permite estimar la orientación de una unidad inercial y de partes del cuerpo estableciendo un marco de referencia común. Sin embargo, los IMUs no han sido aprobados clínicamente debido a la falta de protocolos de validación y a que no entregan medidas angulares directamente, lo que hace que su manipulación sea compleja.

Este proyecto pretende generar un algoritmo de validación de los datos adquiridos por SAM, que sea capaz de entregar medidas de ángulos articulares desplegados en una interfaz, con el objetivo de facilitar la interpretación de los datos al usuario final planeado (profesionales de la salud). Lo que conllevaría a diagnósticos más precisos basados en una evaluación cuantitativa.

## **1.3. Objetivos**

### **Objetivo General:**

Disponer los sensores SAM para el usuario final evaluando la fiabilidad y validez de los datos.

### **Objetivos Específicos:**

1. Validar los datos adquiridos por SAM a través de la comparación con un estándar de oro.
2. Proponer una ubicación óptima de los sensores sobre el usuario para medir ángulos de tren inferior.
3. Estimar ángulos articulares del tren inferior en diferentes planos rotacionales.
4. Diseñar una interfaz gráfica que le permita al profesional de la salud visualizar los datos obtenidos.

## **1.4. Alcances y entregables del proyecto**

### 1. Validación de los datos:

- Realización del protocolo de validación de la prueba con el robot UR5e de Universal Robots.
- Procesamiento y etiquetado de las pruebas.
- Determinación de ángulos y comparación de resultados.
- Tabla de comparación de los ángulos medidos por SAM y los medidos por el estándar de oro (VICON).

### 2. Pruebas de repetibilidad:

- Desarrollo de protocolo para pruebas en humanos con los sensores SAM.
- Comparación de mediciones variando condiciones de la prueba.

### 3. Interfaz:

- Diseño esquemático de la interfaz.
- Desarrollo de la programación de la interfaz como página web.

### 4. Entregas finales:

- Reporte final.
- Póster.

## **1.5. Impactos del proyecto**

Utilizar IMUs para que la evaluación de la biomecánica clínica sea de manera cuantitativa puede generar grandes impactos en la medicina de rehabilitación, deportiva y preventiva, puesto que permite establecer diagnósticos más acertados. SAM facilita la realización de mediciones en ambientes no especializados, utilizando componentes de alta calidad que resultan económicos, por lo que puede llegar a ser más asequible que otras herramientas del mercado. Llevar a cabo pruebas que validen los datos adquiridos por SAM garantiza al personal de la

salud la medición de ángulos certeros. Además, desarrollar un algoritmo que calcule ángulos articulares y despliegue la información mejora la interacción de SAM con el usuario final.

## **1.6. Plan de actividades**

Ver Anexo 1.

## **1.7. Análisis FODA**

Análisis FODA del proyecto general, incluyendo el equipo de trabajo y el sistema de sensores.

Fortalezas	Oportunidades
<ul style="list-style-type: none"> <li>■ SAM no requiere de un ambiente especializado y puede ser mas asequible comparado con otros dispositivos del mercado.</li> <li>■ Equipo de trabajo multidisciplinario con conocimientos en biomecánica y programación.</li> <li>■ Experiencia previa procesando datos para calcular ángulos articulares.</li> <li>■ Se cuenta con el apoyo de la universidad, lo cual implica acceso a herramientas necesarias.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Posibilidad de mejorar la interacción entre el personal de la salud con los dispositivos desarrollados por ingenieros.</li> <li>■ Fortalecimiento del auto-aprendizaje e innovación.</li> <li>■ Desarrollo de un producto confiable con impacto en la sociedad clínica.</li> </ul>
Debilidades	Amenazas
<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Falta de conocimiento de la determinación de ángulos articulares a partir de sensores inerciales.</li> <li>■ Poca documentación sobre el funcionamiento de los sensores y sus componentes electrónicos.</li> <li>■ Cantidad de sensores funcionales reducida.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Perdida o falla de un sensor limitaría la continuidad del proyecto.</li> <li>■ Veracidad de los ángulos calculados a partir del estándar de oro.</li> </ul>

Cuadro 1: FODA.

## 2. Antecedentes

El servicio médico del Tecnológico de Monterrey Ciudad de México manifestó la dificultad para registrar cambios en los movimientos articulares de pacientes durante y después de la rehabilitación. Las herramientas disponibles en el mercado para realizar mediciones requieren de instalaciones especializadas y un conocimiento previo para el procesamiento y uso de los sistemas, sin omitir los precios elevados. Por lo que el desarrollo de los sensores SAM surgió con el objetivo de brindar una solución ingenieril de bajo costo que pueda ser aplicada en diferentes áreas y que logre evidenciar el avance de un paciente en rehabili-



tación. Anteriormente, se trabajó en el diseño electrónico (figura 2a) e industrial (figura 2b) de los sensores.

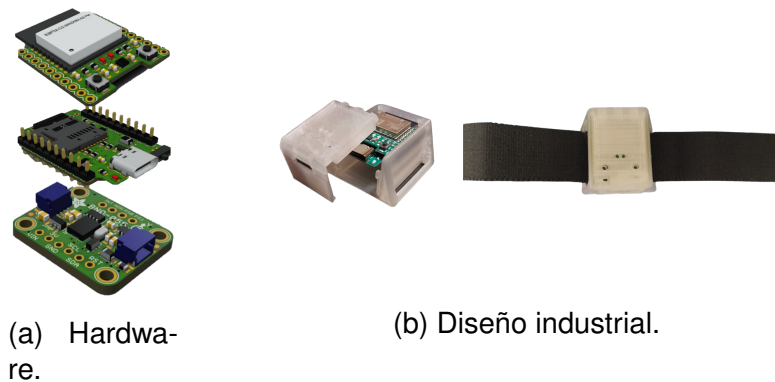


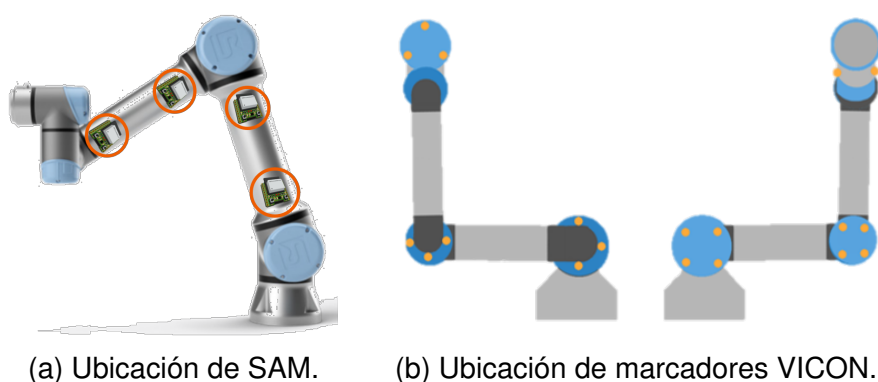
Figura 2: Sensor SAM.

Posteriormente, se realizaron pruebas de validación del funcionamiento de los sensores sobre humanos. Un sujeto de prueba llevó a cabo tres capturas de un ciclo y una captura de cinco ciclos a dos velocidades, controlada y rápida, tal como se muestra en la figura 3. Se ubicaron 5 sensores SAM en el tren inferior: A mitad de los metatarsianos, mitad del peroné, mitad del fémur y sobre las vertebrae de la espina dorsal de la región torácica T12 y T2. Adicionalmente, se posicionaron once marcadores de VICON (Vicon Motion Systems Ltd UK): En el maleolo lateral, maleolo medial, segundo metarso, calcáneo, ipióncilo lateral, epicóndilo medial, gran trocánter, espina iliaca anterior superior, espina iliaca posterior superior, vertebra 4 de la región cervical (C7) y vertebra 10 de la región torácica (T10). Durante cada ciclo se solicitó al sujeto de prueba que ejecutara ejercicios específicos para evaluar el movimiento de tobillo, cadera y rodilla. Se grabó el movimiento durante cada prueba a través de los sensores SAM en simultáneo con VICON. Los resultados obtenidos fueron vectorizados y procesados para calcular el ángulo de cada una de las tres articulaciones en flexión-extensión, rotación y abducción-aducción. Las mediciones angulares de VICON y de SAM se compararon a través de el error absoluto con respecto al tiempo y con el error medio cuadrático. Obteniendo valores de RMSE promedio de 92,2.



Figura 3: Pruebas con sujeto del tren inferior.

A lo largo del primer semestre académico del año 2022 se implementaron nuevas pruebas de validación usando el robot UR5e, el cual consta de un brazo mecánico programable, lo que permitió controlar el rango de movimientos en un solo eje y la velocidad del movimiento de manera precisa. Se ubicaron cuatro sensores SAM sobre el brazo del robot (figura ??a) y 19 marcadores que se pueden observar como círculos amarillos en la figura ??b. Con el fin de establecer la mejor posición de los sensores se repitió el procedimiento ubicando los sensores SAM de manera lateral y frontal en pruebas diferentes, como se muestra en la figura 5.



(a) Ubicación de SAM.

(b) Ubicación de marcadores VICON.

Figura 4: Posición de SAM y VICON sobre robot UR5e

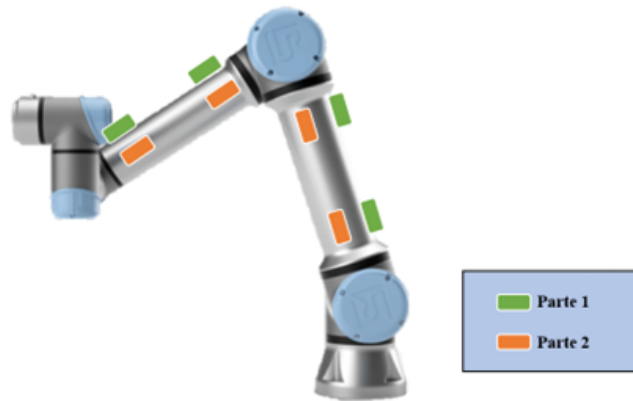
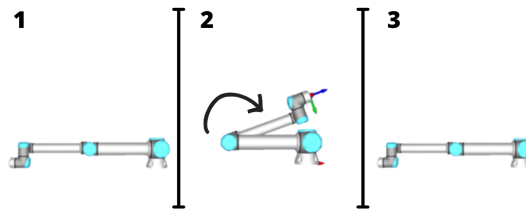


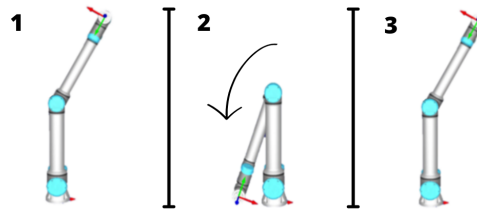
Figura 5: Ubicación de SAM y VICON sobre robot UR5e.

Se capturaron tres movimientos de flexión-extensión (vertical, horizontal y de dos eslabones) en cinco velocidades ( $55^\circ/s$ ,  $120^\circ/s$ ,  $150^\circ/s$ ,  $180^\circ/s$ ), como se muestra en la figura 6. Al inicio de cada prueba el robot realizó un movimiento que simulaba una pisada, usado como evento de sincronización. La pisada consistió en un movimiento corto y rápido proveniente de la base del robot, se mantuvo un ángulo fijo entre los dos segmentos. Se capturó el movimiento del brazo con los sensores SAM y las cámaras de VICON en simultáneo (Ver anexo 2).

### FLEXIÓN-EXTENCIÓN HORIZONTAL



### FLEXIÓN-EXTENCIÓN VERTICAL



### FLEXIÓN-EXTENCIÓN 2 ESLABONES

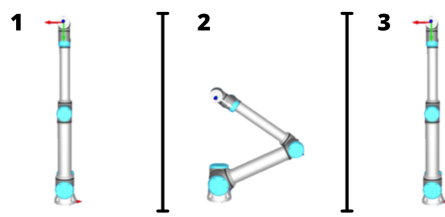


Figura 6: Esquema de la rutina de validación UR5e.

Esta prueba fue implementada bajo condiciones controladas con el fin de establecer posteriormente un protocolo de validación. Por lo que los datos obtenidos fueron evaluados durante el proyecto que se desarrolla en el documento presentado.

### 3. Estado del arte

Para evaluar el Proyecto del sistema de adquisición de movimiento SAM, es necesario evaluar los ángulos articulares del tren inferior, los cuales constan de la cadera, rodilla y tobillo. Para evaluar esto es necesario tener en cuenta los rangos articulares, los cuales se pueden simplificar en flexión-extensión, abducción-aducción y rotación que dependiendo el área de evaluación se puede determinar sus grados de libertad, teniendo en cuenta el tren inferior se puede observar (Hamill y cols., 2015):

- Cadera:

Debido a la conexión de la cadera, la cual se da entre el acetábulo de la pelvis y la cabeza del fémur, esta se puede representar como un movimiento “ball and socket”, esto significa que se puede evaluar como una movimiento de tres grados de libertad.

- Rodilla:

Este se puede evaluar el ángulo producido entre la conexión de la tibia con el fémur, las cuales se puede simplificar como un movimiento bisagra, por lo cual esta articulación se obtiene un grado de libertad (flexión-extensión).

- Tobillo:

Esta articulación se considera como una conexión compleja, ya que el pie y el tobillo se forma, como una estructura de 26 huesos irregulares, treinta conexiones sinovial, cien ligamentos y treinta músculos; por lo cual, aunque se considere como un ángulo de un grado de libertad, debido a su composición, se puede establecer posturas tales como la pronación y supinación.

Cabe aclarar que todas las articulaciones del cuerpo humano tienen 6 grados de libertad, sin embargo, se reducen los grados de libertad dependiendo del movimiento óptimo de la articulación evaluada.

Para cuantificar estos ángulos articulares, en la actualidad, existen dos herramientas o sistemas de captura de movimiento basados en cámaras optoelectrónicas y sensores inerciales. Exceptuando las herramientas de evaluación, tales co-

mo los goniómetros, ya que este es manual y no es posible recolectarlo durante una rutina.

### 3.1. Sistema optoelectrónico

Esta se da a partir de una reflexión de los marcadores ubicados sobre el objeto de evaluación dando la posición del objeto, debido a los marcadores reflectivos (pasivos) que son captados por las cámaras infrarrojas que capturan estas frecuencias y por medio de la ubicación de las cámaras se establece una triangulación para pasar de las imágenes 2D a una posición 3D, estos datos son procesados por un software, a partir de ello se puede estimar el movimiento del objeto, entre estos se pueden ver:

**Northern Digital (Canadá):** Líder mundial, innovador y fabricante de medición óptica y soluciones de medición electromagnética (*Northern Digital, 2022*).

**Optitrack (EE.UU):** Sistemas de captura de movimiento con precisión y medición 3D para robótica, VR y animación (*Optitrack, 2022*).

**Vicon Motion System (Inglaterra):** Pionero en un rango de tecnologías- desde ópticas hasta inerciales y VR (*Vicon Motion System, 2022*).

### 3.2. Sistema a partir de sensores inerciales

El sistema a partir de sensores puede implicar una versión más portátil, en donde, a diferencia de la salida del sistema optoelectrónico, el cual da posiciones, se determinan ángulos de Euler o matrices de rotación de cada sensor. Mediante un procesamiento es factible determinar los ángulos articulares, sin embargo, no hay una suficiente investigación sobre este método. Se pueden presentar problemas en la sincronización, desfase de los sensores y desconocimiento en la precisión. Actualmente, en el mercado es posible encontrar:

**3-Space MoCap Starter Bundle:**



Figura 7: Sistema de 3-Space MoCap Starter Bundle.

La línea de productos de sensores de 3-Space MoCap de Yost Labs es una familia de miniaturas, de alta precisión, alta confiabilidad; con un sistema de Referencia (AHRS) / unidades inerciales de medida (IMU). Cada Yost Labs el sensor de de 3-Space utiliza un giroscopio triaxial, acelerómetro y sensores de brújula en junto con procesamiento avanzado y Kalman a partir de cuaterniones filtrados, para determinar la orientación relativo a una referencia absoluta en tiempo real (Yost Labs, 2022).

**MTi-610 IMU:**



Figura 8: Sistema MTi-610 IMU

El sensor de orientación basado en MEMS de grado industrial más flexible. Los productos de esta asequible serie son ligeros y robustos, además de rentables y fáciles de integrar. La serie es altamente flexible, con soporte CAN nativo, soporte de receptor del Sistema de Satélite de Navegación Global (GNSS) externo o interno y posicionamiento Cinemático en Tiempo Real (RTK). Con esta serie, puede acceder a múltiples niveles de integración, ya que incluye Unidades de Medición Inercial (IMU), Unidades de Referencia Vertical (VRU), Sistema de Referencia de Actitud y Rumbo (AHRS) y Sistema de Navegación Global por Satélite/Sistema de Navegación Inercial (GNSS/INS) . La serie MTi 600 ofrece fusión de sensores con todas las funciones algoritmos con un kit de desarrollo de software abierto (SDK) fácil de usar (Xsens, 2022).

**Shadow Motion Capture System - Animator:**





Figura 9: Sistema shadow Motion Capture System - Animator (*Shadow*, 2022).

El sistema de captura de movimiento fácil de usar y listo para producción para juegos y películas Controlador de sensor inalámbrico 17 sensores de inercia de precisión Todos los accesorios portátiles Formato de archivo FBX Windows, macOS, aplicación Linux Actualizaciones gratuitas Estuche de almacenamiento y transporte (*Shadow*, 2022).

**Perception Neuron 3 Body Kit:**



Figura 10: Sistema Perception Neuron 3 Body Kit (*Noltom Perception Neuron, 2022*).

Perception Neuron 3 es el sistema de captura de movimiento inalámbrico más pequeño del mundo. Este sistema basado en correas y sensores inalámbricos hacen del mundo un escenario de captura de movimiento. La transmisión de datos se realiza directamente desde los sensores de captura de movimiento al receptor USB-C. Perception Neuron 3 es adecuado para una variedad de aplicaciones de captura de movimiento que incluyen animación, VFX, desarrollo de juegos y actuación en el escenario (*Noltom Perception Neuron, 2022*).

## **4. Desarrollo**

El proyecto llevado a cabo se puede dividir en tres fases: Validación de los datos, pruebas de confiabilidad y construcción de una interfaz gráfica.

### **4.1. Validación de datos**

Los datos adquiridos en la rutina con el robot UR5e que se muestra en la figura 6 fueron utilizados para validar los datos capturados con SAM al compararlos con las mediciones de VICON. La figura 11 evidencia el procedimiento implementado para el procesamiento de los datos usando MATLAB. Inicialmente la información obtenida de VICON fue pre-procesada en NEXUS (software provisto por VICON para captura de datos). Se eliminaron saltos obtenidos por los ángulos de Euler de las orientaciones entregadas por SAM. Posteriormente, se sobre muestreó a 200 Hz por medio de una interpolación con el método de P-chip y se implementó una sincronización entre sensores a través de la correlación cruzada entre las aceleraciones lineales, tomando como indicador del inicio de cada prueba la simulación de la pisada realizada por el robot. Luego de sincronizar los sensores se redujo la frecuencia de muestreo de SAM y de VICON a 50Hz, para llevarlos a la frecuencia original de SAM.

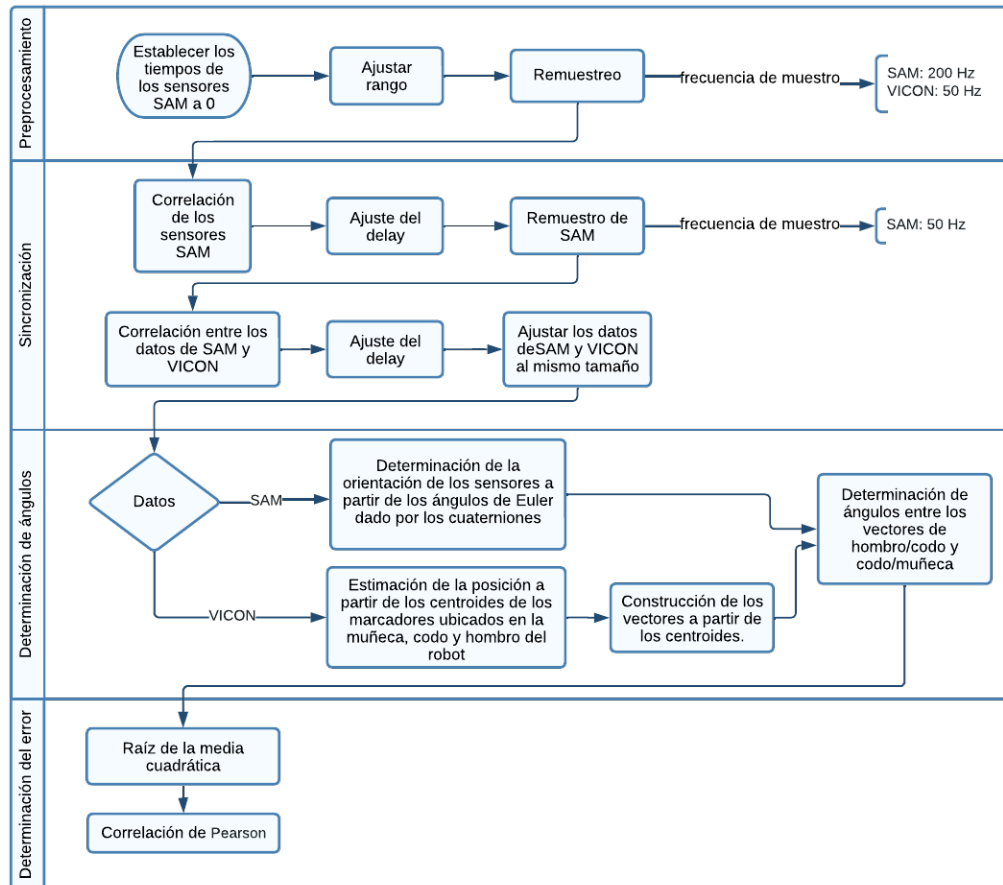


Figura 11: Diagrama de flujo del procesamiento de validación.

Seguidamente, se llevó a cabo una correlación cruzada entre los datos de SAM y de VICON y se ajustó el tamaño de las muestras para que fueran iguales. A partir de la información de cada uno de los sistemas, se estimó el ángulo que formaba cada uno de los brazos del robot. En la figura ?? se puede observar que cada una de las extremidades del robot contaba con un grupo de marcadores VICON, por lo que se estimó el centroide de ellos que coincidió con el eje de rotación de la articulación para establecer dos vectores que se presentan en la figura 12 como flechas naranjas. La determinación de la orientación de SAM se hizo a partir de ángulos de Euler (roll, pitch, yaw) que fueron trasladados a una matriz de rotación usando cuaterniones, para establecer los mismos vectores que se habían calculado con VICON. Finalmente, se cuantificó el ángulo formado entre los dos vectores para cada uno de los sistemas y los resultados se compararon entre ellos por medio de la prueba estadística Bland-Altman, la correlación de Pearson y el valor RMSE (error cuadrático medio).

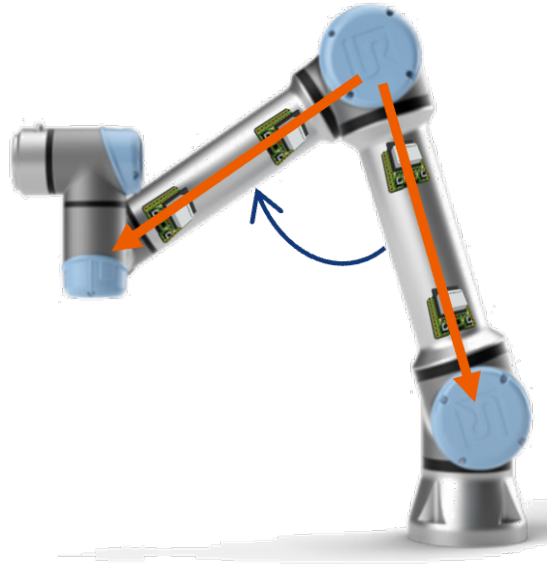


Figura 12: Estimación del ángulo.

## 4.2. Pruebas de repetibilidad

Para evaluar la viabilidad y repetibilidad del uso de los sensores SAM se realizó una prueba durante dos días. Los participantes del proyecto se rotaron siendo investigadores, para acomodar los sensores y dirigir la prueba, al igual que se rotaron como sujetos de prueba. Teniendo en total 3 investigadores y 3 sujetos de prueba.

Se posicionaron cinco sensores SAM sobre la pierna dominante de cada participante como lo presenta la figura 13. Cada sujeto llevó a cabo dos veces la misma rutina, variando el investigador que posicionaba los sensores. Este procedimiento se repitió el segundo día. Obteniendo 12 pruebas en total, 6 realizadas en un día y 6 implementadas en la siguiente sesión.

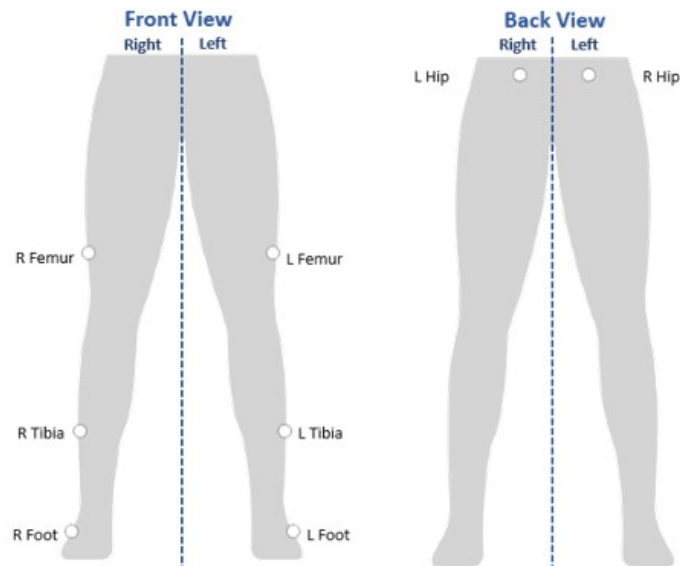


Figura 13: Ubicación de los sensores durante la prueba.

Esta prueba se realizó basada en la información brindada por el servicio médico del Tecnológico de Monterrey campus Ciudad de México. Los cuales constaban de dos etapas: La primera de estiramiento, donde se solicitaba al participante ejecutar una posición sostenida durante un tiempo. La segunda se componía de cuatro secuencias de cuatro repeticiones, como se observa en la figura 14. El protocolo completo de la prueba se puede ver en los anexos.

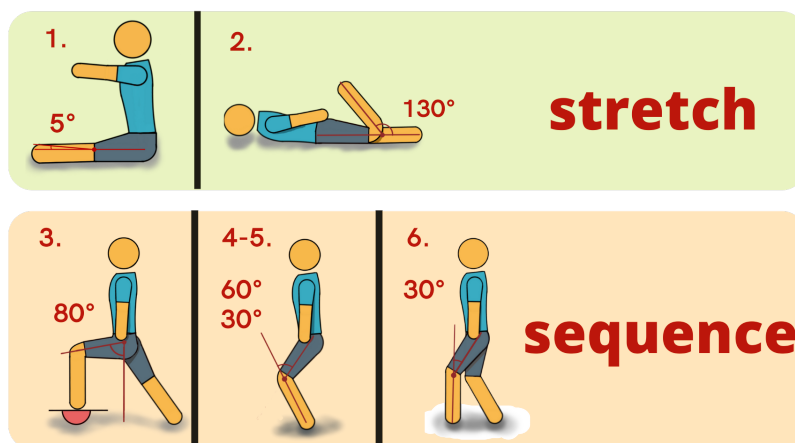


Figura 14: Esquema de la rutina de ejercicios para la prueba de repetibilidad.

Para procesar esta información, se trasladó del lenguaje de programación MATLAB a Python, debido que este tiene compatibilidad con otros programas relevantes para el desarrollo de la interfaz y futuras aplicaciones posibles del

proyecto. Se mantuvo el mismo procesamiento realizado con anterioridad, sin tener en cuenta lo relacionado con VICON, tal como se puede observar en la figura 15. Con esta información se implementó el algoritmo que muestra la figura 15, se estimaron los ángulos articulares del tren inferior (cadera, rodilla y tobillo), determinando flexión-extensión, abducción-aducción y la rotación sobre cada una de las articulaciones.

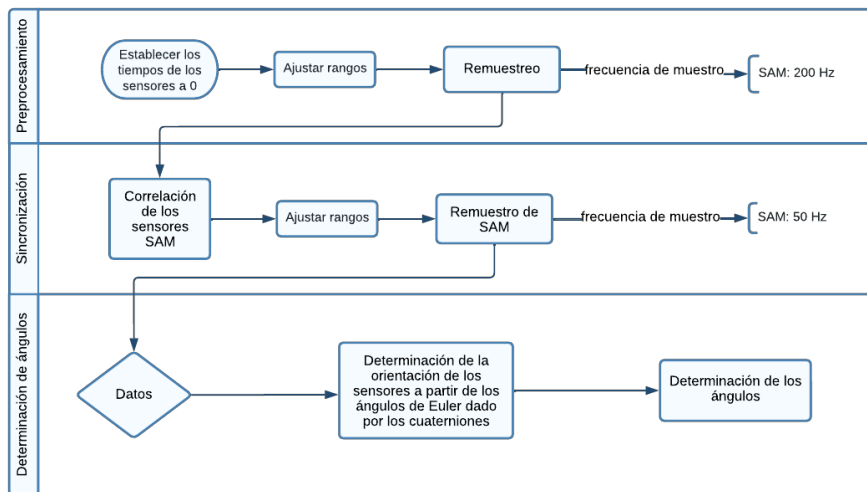


Figura 15: Diagrama de flujo del procesamiento de Python.

Finalmente, para determinar estos ángulos se establecen como referencia los sensores aledaños. Según el ángulo que se quiera observar se fija un plano de referencia con base en un sensor sobre el cual se traza un vector para calcular el ángulo como se muestra en la figura 16, en donde  $n$  correspondería a la normal del plano,  $b$  siendo el vector de referencia para determinar el ángulo, los cuales  $\alpha$  correspondería al ángulo entre plano-vector y  $\theta$  que correspondería el ángulo entre los dos vectores, normal y de referencia.

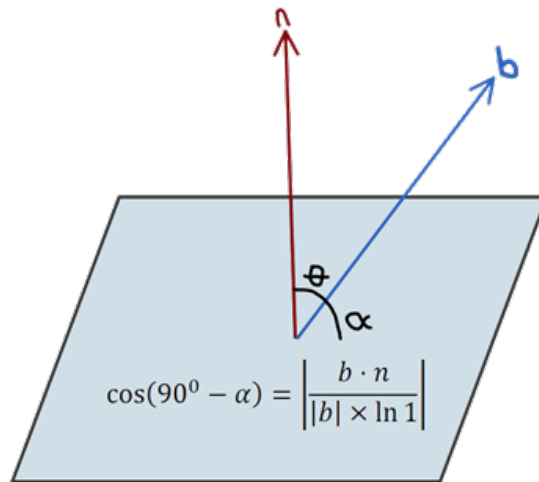


Figura 16: Ecuación del ángulo, entre plano y vector.

Para la evaluación de los resultados realizados en la prueba se implementó una sincronización manual, esto se realizó mediante las similitudes de movimientos encontradas en las gráficas de los ángulos y segmentadas para que queden del mismo tamaño, a causa de la falta de comunicación que se tiene entre los sensores actualmente. Por otra parte, se segmentaron de forma manual las pruebas por etapas para determinar la relación que se obtenía entre los dos días. Durante la ejecución de la prueba se solicitó a los participantes que realizaran un pequeño salto antes de iniciar cada secuencia de ejercicios. Este salto fue tomado como referencia para clasificar el tiempo en el que sucedía un nuevo ejercicio durante la prueba. Luego, con estos ángulos segmentados por prueba y normalizados por ciclos, se evaluó la diferencia de las medidas de cada segmento entre días e investigadores sobre un mismo sujeto a través del valor RMSE, el método de Bland-Altman, y la correlación de Pearson.

### 4.3. Interfaz gráfica

La creación de la interfaz como página web se efectuó en el entorno de Tailwind y Svelte, son frameworks y compiladores que usan lenguaje de HTML, CSS y JavaScript. Con el fin de hacer que la interacción del profesional de la salud con la herramienta sea sencilla, se tuvieron en cuenta los siguientes requerimientos:

- Insertar datos personales del paciente.

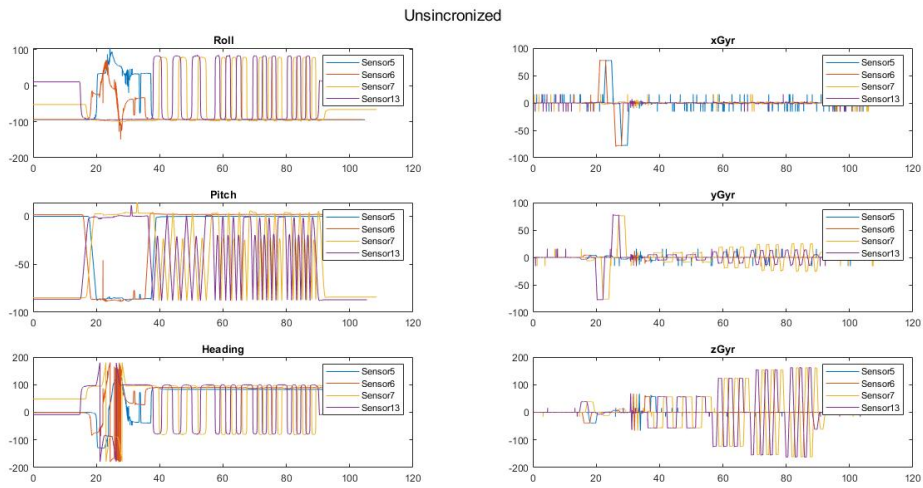


- Cargar los archivos de los sensores.
- Seleccionar la ubicación de los sensores de acuerdo con la sección del cuerpo en la que se haya trabajado.
- Visualizar ángulos de varias articulaciones en diferentes planos anatómicos.
- Opción de añadir comentarios del especialista.
- Descargar un reporte en pdf con los datos del paciente, las gráficas angulares y los comentarios adicionales.
- Botón de ayuda con la explicación del funcionamiento del hardware.

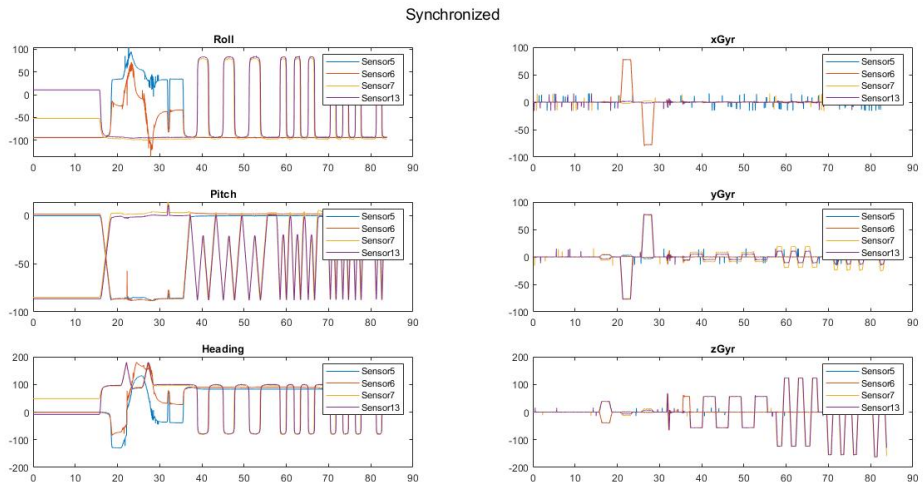
## 5. Resultados

### 5.1. Validación de datos

La figura 17a muestra los datos adquiridos por los sensores sobre el robot UR5e antes de ser procesados y sincronizados. La columna de la izquierda presenta las orientaciones de cada uno de los sensores en ángulos de Euler (roll, pitch, yaw), mientras que la columna de la derecha indica las aceleraciones en coordenadas cartesianas (x, y, z). Luego de implementar el pre-procesamiento y la correlación se obtienen señales sincronizadas entre ellas como se aprecia en la figura 17b. Para este ejemplo se expone únicamente la sincronización de flexión-extensión vertical cuando se ubicaron los sensores SAM de manera lateral.



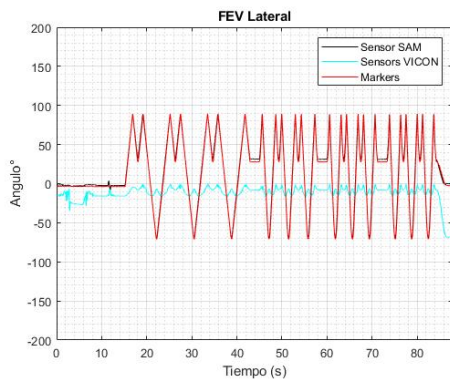
(a) Señales sin procesar.



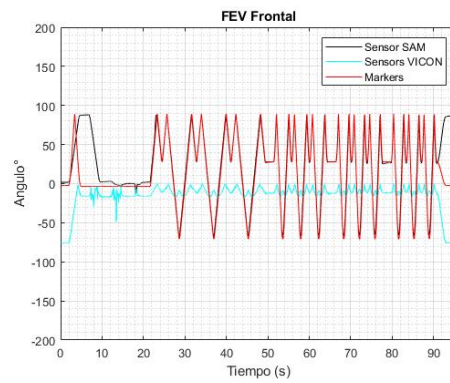
(b) Señales procesadas.

Figura 17: Comparación entre señales no sincronizadas y sincronizadas de flección-extensión vertical ubicando a SAM de manera lateral.

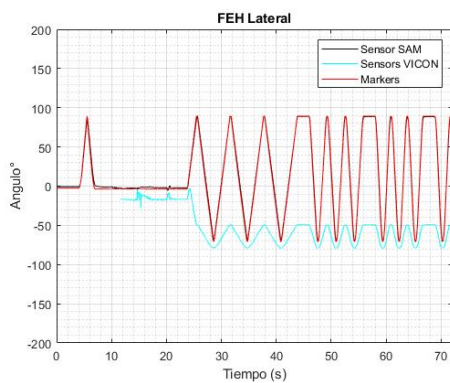
Al tener todas las pruebas sincronizadas se calcularon los ángulos articulares como lo muestra la figura 18. Donde la señal trazada de negro son los ángulos de SAM y la señal roja son los ángulos de VICON. La señal azul enseña los ángulos medidos a partir de marcadores de VICON dispuestos sobre los sensores SAM. La columna izquierda muestra los resultados de las pruebas realizadas con los sensores SAM ubicados de manera lateral sobre el robot, mientras que la columna derecha exhibe las señales cuando los sensores se ubicaron frontalmente.



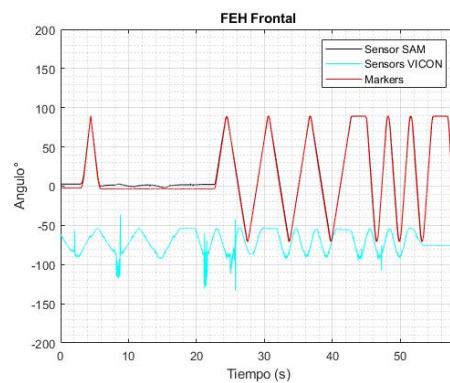
(a) Vertical lateral.



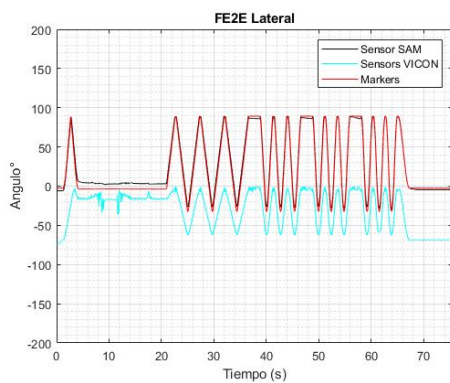
(b) Vertical frontal.



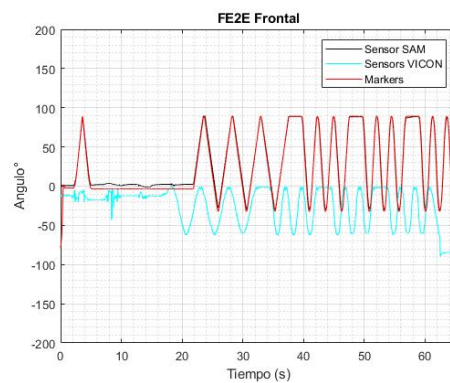
(c) Horizontal lateral.



(d) Horizontal frontal.



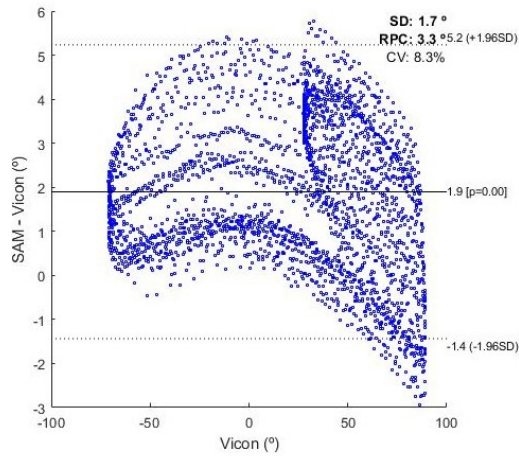
(e) Dos eslabones lateral.



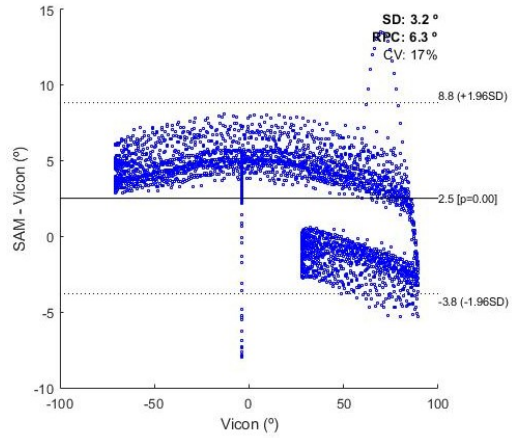
(f) Dos eslabones frontal.

Figura 18: Ángulos medidos en flexión-extensión a partir de SAM y VICON.

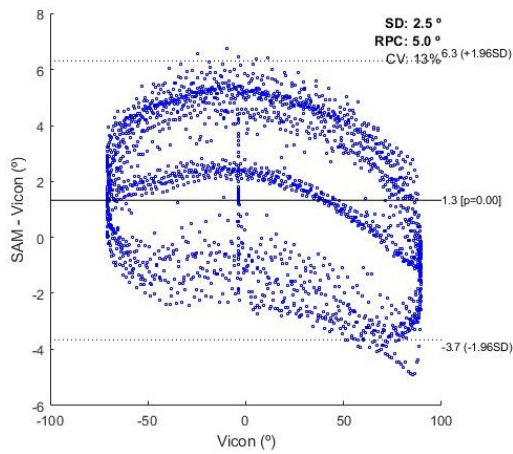
La figura 19 muestra las gráficas obtenidas a partir del método de Bland-Altman para cada una de las pruebas. Con base en ella se obtienen la desviación estándar (SD), el coeficiente de repetibilidad (RPC), el coeficiente de variación (CV), una línea de diferencia promedio y los límites de concordancia.



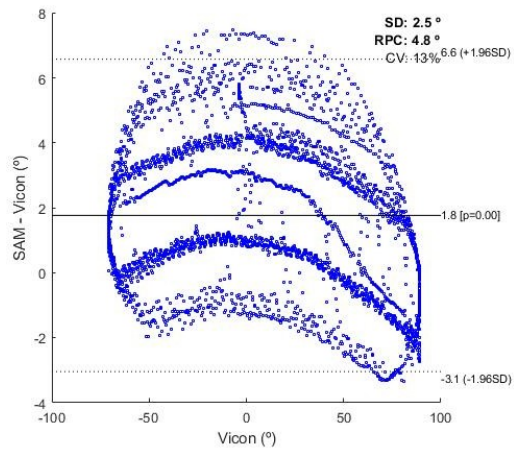
(a) Vertical lateral.



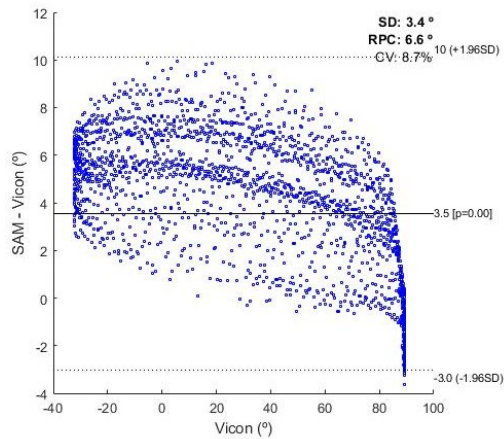
(b) Vertical frontal.



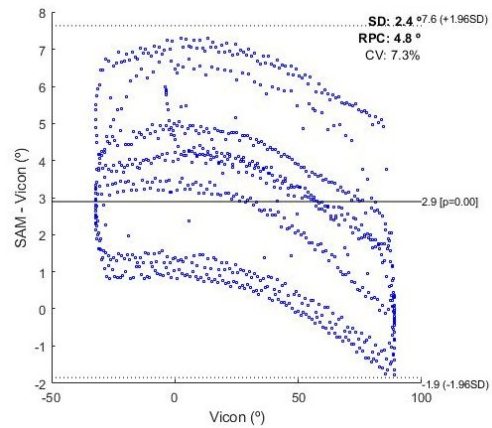
(c) Horizontal lateral.



(d) Horizontal frontal.



(e) Dos eslabones lateral.



(f) Dos eslabones frontal.

Figura 19: Gráficas prueba Bland-Altman.

Para cada uno de los tres movimientos (flexión-extensión: horizontal, vertical, dos eslabones) se estimó la diferencia entre los ángulos medidos por SAM (señal negra en la figura 18) y por VICON (señal roja en la figura 18) usando medidas

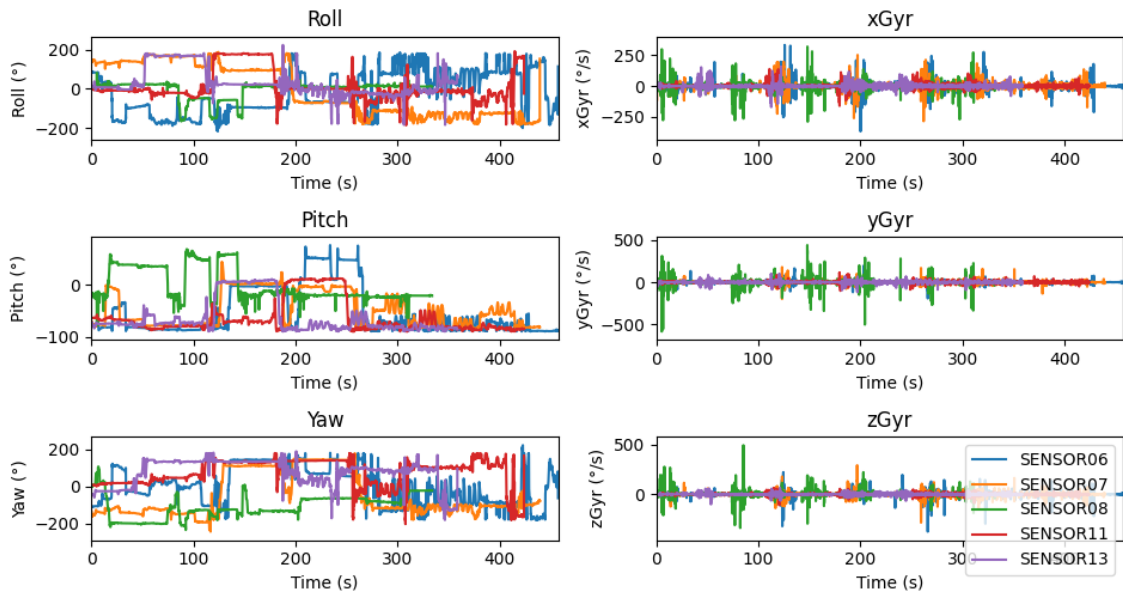
estadísticas. No se tuvieron en cuenta las mediciones obtenidas al posicionar marcadores sobre los sensores (señal azul en la figura 18), puesto que los marcadores se desplazaban y no eran captados de manera correcta por VICON al estar tan cerca unos de otros, generando medidas erradas. Los resultados de la diferencia de los tres movimientos se promediaron. En el cuadro 2 se observa el promedio para cada medida en las pruebas posicionando a SAM de manera lateral y frontal.

		<b>Lateral</b>	<b>Frontal</b>
<b>RMSE</b>		<i>3,41</i>	<i>3,95</i>
<b>Correlación de Pearson</b>		<i>0,99</i>	<i>0,99</i>
<b>Prueba Bland-Altman</b>	<b>Coefficiente de reproducibilidad</b>	<i>4,96 °</i>	<i>5,30 °</i>
	<b>Coefficiente de variación</b>	<i>10%</i>	<i>12,4%</i>

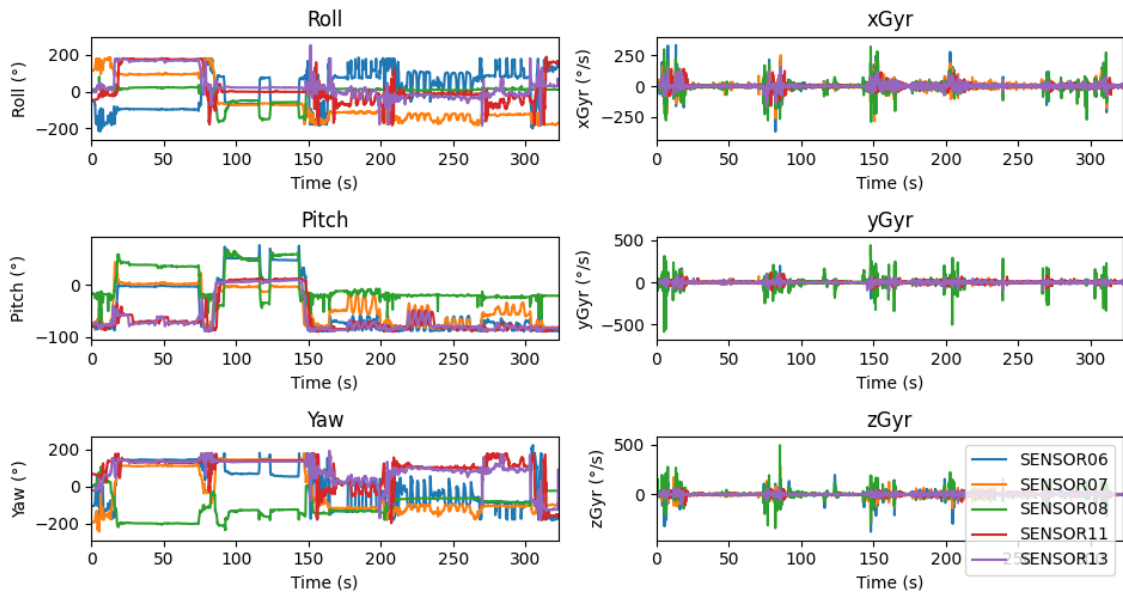
Cuadro 2: Comparación SAM vs VICON.

La diferencia de los resultados no fue significativa estadísticamente. Sin embargo, para todas las pruebas estadísticas se presentaron resultados menores en lateral. A excepción de la correlación de Pearson, donde fueron iguales.

## 5.2. Pruebas de repetibilidad



(a) Ejemplo de señal sin sincronizar.



(b) Ejemplo de señal sincronización manual.

Figura 20: Sincronización manual.

La figura 20b muestra los datos desincronizados. Con las señales procesadas como muestra la figura 20b se determinaron los ángulos articulares medidos. La figura 21 presenta los ángulos calculados para una de las pruebas.

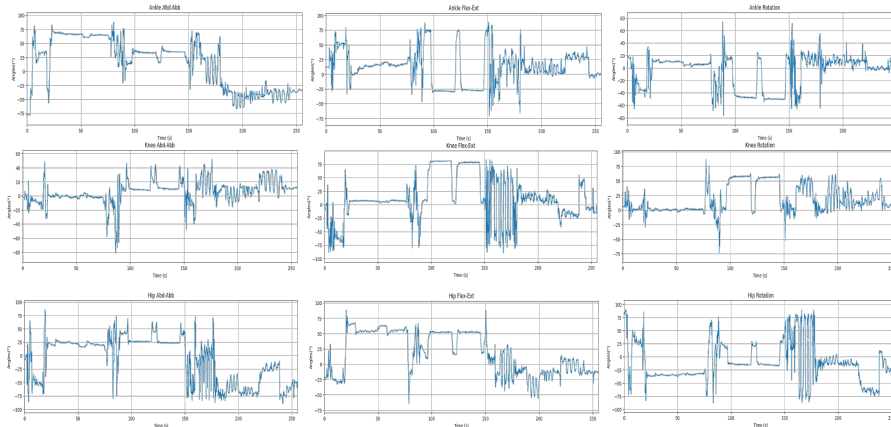


Figura 21: Ángulos determinados del tren inferior.

Se compararon entre los dos días, en donde no se tuvo en cuenta la variación del investigador, debido al tiempo de procesamiento, con respecto a las fechas límites, se realizó un promedio entre los resultados tal como se puede observar en el cuadro 3, teniendo en cuenta que la correlación de Pearson es  $r$ , el coeficiente de reproducibilidad es RPC y el coeficiente de variación es CV.

		$r$	RMSE	RPC (°)	CV (%)
Hip	Flex_ext	0,364	9,417	36,617	-932,444
	AbdAbb	0,302	14,691	42,944	-43,278
	Rot	0,296	13,936	50,283	498,056
Knee	Flex_ext	0,239	16,617	51,072	180,722
	AbdAbb	0,351	10,128	60,817	-466,389
	Rot	0,262	13,067	40,700	241,944
Ankle	Flex_ext	0,294	16,283	49,278	57,944
	AbdAbb	0,227	7,906	23,100	-33,222
	Rot	0,189	11,106	31,411	50,333

Cuadro 3: Resultado promedio de las pruebas de repetibilidad.

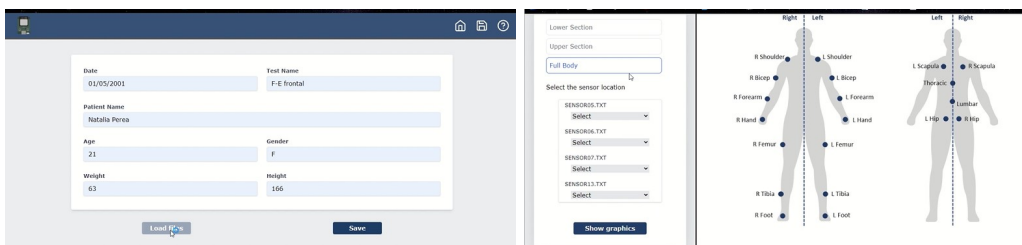
Los resultados obtenidos de manera individual se pueden observar en el anexo 6.

### 5.3. Interfaz gráfica

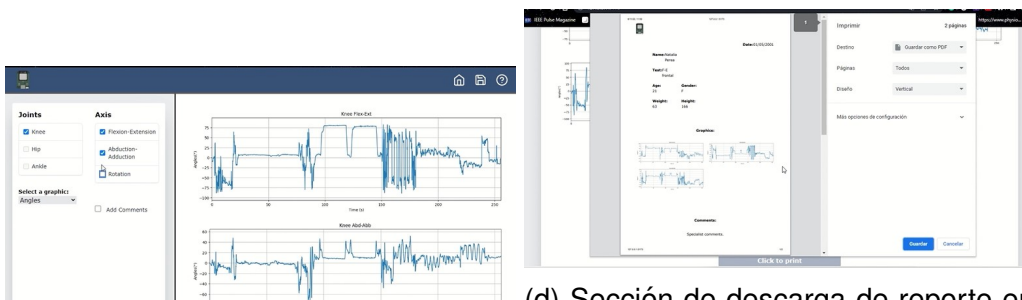
La figura 22 muestra las páginas de la interfaz. En la primera sección que muestra la figura 22a el especialista puede ingresar datos del paciente relevantes como nombre, edad, género, altura y peso, así como el nombre de la prueba realizada. Posteriormente, a través del botón de "load" permite cargar archivos los archivos de los sensores. Al guardar esta información el usuario es dirigido a la página que se observa en la figura 22b, allí se debe seleccionar el lugar donde



se posicionaron los sensores de acuerdo a la sección trabajada guiado por el esquema. Una vez ajustadas las posiciones es posible elegir los datos que se quieran desplegar, como muestra la figura 22c. Es posible alternar entre múltiples articulaciones en un solo movimiento o varios movimientos de una misma articulación. Dentro de esta sección existe un campo donde el profesional de la salud puede añadir comentarios que considere pertinentes. En la parte superior derecha de la página web, el logo de guardar lleva a la sección de la figura 22d que enseña la información del paciente registrada, las gráficas angulares seleccionadas anteriormente y los comentarios del usuario, donde finalmente tiene la opción de descargar el reporte en formato pdf.



(a) Ingreso de la información del paciente. (b) Selección de la ubicación de los sensores.



(c) Visualización de ángulos. (d) Sección de descarga de reporte en formato pdf.

Figura 22: Interfaz.

## 6. Análisis

### 6.1. Validación

Las pruebas realizadas con el robot UR5e permitieron establecer el comportamiento de los sensores SAM en un entorno controlado. La figura 17b muestra las señales sincronizadas entre si correctamente. Sin embargo, se evidenció que para algunas pruebas fue necesario implementar un ajuste manual, puesto que la correlación cruzada no fue suficiente para que las señales se sincronizaran entre ellas.

Los errores estimados a partir de la diferencia de los ángulos medidos por SAM y por VICON se basaron en tres pruebas:

- Valor RMSE:

Este valor permite establecer la raíz cuadrada de la distancia cuadrada promedio que existe entre un valor real y otro pronosticado (Gonzales, 2018). Se evalúa, qué tan cerca están en cada muestra los ángulos medidos por SAM de los ángulos medidos por VICON. Los valores enseñan una distancia promedio de 3.68, lo cual indica que los ángulos medidos por SAM se acercan a los ángulos medidos por VICON, ya que la diferencia entre la predicción y el valor real es pequeña.

- Correlación de Pearson:

La correlación indica qué tan semejante es la morfología de una señal con respecto a otra. Mide la relación estadística entre dos variables continuas en un rango de -1 a +1 (QuestionPro, s.f.). Un valor cercano a +1, como es el caso de la relación entre las señales de SAM y de VICON supone que conforme aumentan los ángulos medidos por VICON, también incrementan los medidos por SAM.

- Prueba de Bland-Altman:

Es un método gráfico que permite comparar dos técnicas de medición. Es usado para establecer si un nuevo método es fiable con base en uno ya establecido (Gil, 2017). La diferencia media calculada para las pruebas laterales fue de 2.2°, mientras que para frontal fue de 2.4°. Estos valores

indican que en promedio, todos los ángulos SAM difieren en  $2.3^{\circ}$  a comparación de VICON. Sin embargo, en todas las gráficas de la figura 19 se observa una tendencia positiva cuando se miden ángulos cercanos a  $0^{\circ}$ , es decir, que SAM realiza mediciones de ángulos mayores que las de VICON. En la medición de ángulos cercanos a los  $100^{\circ}$  SAM tiende a medir ángulos más pequeños.

Por otro lado, la desviación estándar promedio fue de  $2.5^{\circ}$  (10 %) y  $2.7^{\circ}$  (12.4 %) para lateral y frontal, respectivamente. Por lo que es preciso afirmar que un ángulo medido por SAM puede variar  $\pm 2.6^{\circ}$  en promedio.

Un menor rango de límites de concordancia indica una menor distancia, por lo que en el 95 % de los casos la diferencia de los ángulos medidos por SAM estarán dentro de 1.96 veces la desviación estándar. A través del coeficiente de reproducibilidad (RPC) es factible estimar los grados en los cuales SAM varía con respecto a VICON al repetir una medida reiteradas veces. Se obtuvieron valores de  $4.96^{\circ}$  para lateral y  $5.3^{\circ}$  para frontal, lo cual señala que el 95 % de las mediciones de SAM variarán en promedio  $5.13^{\circ}$  de la desviación estándar de la diferencia de los ángulos medidos.

En general se evidencia que para un movimiento controlado en un eje SAM es capaz de realizar mediciones muy similares a las del estándar de oro. Se observaron discrepancias menores en las pruebas donde SAM fue ubicado de manera lateral. No obstante, la diferencia entre la ubicación lateral y frontal no fue significativa estadísticamente.

## **6.2. Pruebas de repetibilidad**

Con los datos obtenidos se puede encontrar una desconexión entre las pruebas realizadas entre los dos días.

Teniendo en cuenta los rangos de la correlación de Pearson, en donde el valor máximo es +1, se encontraron resultados cercanos a 0. Lo cual indica que no existe una relación entre los datos medidos en días distintos.

Por otra parte, en el cuadro 3 el valor RMSE muestra que la distancia máxima entre los ángulos medios entre días en un mismo sujeto es de 16.61, lo cual

supone una distancia grande que puede conllevar a medidas imprecisas. Adicionalmente, los valores de RPC y CV exhiben mediciones muy alejadas entre sí, que no son reproducibles esto se puede ver en los resultados obtenidos en el coeficiente de variabilidad.

Los desfases observados pueden atribuirse a factores como la sincronización manual y la segmentación no automática de los eventos durante cada prueba. Puesto que no se cuenta con una comunicación electrónica entre los sensores que permita establecer el inicio de una prueba mediante estampas de tiempo. Al evaluar datos de repetibilidad con humanos se debe tener en cuenta el poco control sobre el tiempo de realización de cada prueba, puesto que el tiempo de ejecución de los movimientos secuenciales dependió de cada sujeto. Por tanto, es posible que un mismo sujeto se tardara más realizando un ejercicio en diferentes días de prueba y además, pudo variar el movimiento en sí. Lo que pudo reflejarse en los resultados obtenidos, por lo que no se puede afirmar con seguridad que la variación observada se deba a una incorrecta medición de SAM o a factores externos.

Adicionalmente, las pruebas entre días se realizaron en espacios diferentes para uno de los sujetos. El primero fue un laboratorio que cuenta con un sistema de cámaras para Mocap, mientras que las pruebas del segundo día se realizaron al aire libre. El ruido electromagnético presente en cada uno de los espacios pudo variar e incidir en los valores medidos. No obstante, no se realizó una comparación entre los ángulos bajo diferentes condiciones ambientales.

Es por eso que, aunque se muestra un primer avance en la determinación de los ángulos del tren inferior, se recomienda que en trabajos futuros se profundice y evalúen mediciones de articulaciones con más de un grado de libertad, usando sensores con comunicación entre sí que permitan establecer marcas de tiempo. Esto evitaría errores causados por sincronizar y segmentar manualmente las señales, puesto que es posible que se compararan fragmentos de pruebas diferentes, lo que pudo generar discrepancias en las mediciones. Además, observar la variación de las mediciones cuando se llevan a cabo en espacios con diferente ruido electromagnético puede mostrar qué tan sensibles son los sensores a este. Finalmente, implementar un mayor control sobre el protocolo de la

rutina, restringiendo en cierta medida la movilidad de los participantes, podría ayudar a diferenciar entre los errores de medición generados por SAM y los que suceden a causa del sujeto evaluado. Generar una retroalimentación acústica al participante podría ayudar a establecer mayor precisión en los tiempos, además de asegurarse que el ángulo ejecutado siempre sea el mismo.

### **6.3. Interfaz**

Se cumplió con el desarrollo de una interfaz que permitiera la interacción del profesional de la salud con los datos medidos por los sensores. Sin embargo, si en un futuro se logra establecer una comunicación WIFI de los sensores sería posible obtener datos en tiempo real que permitan al especialista observar el movimiento de un sujeto por segmentos y posteriormente los ángulos calculados. Además, reduciría la interacción del usuario con los sensores, evitando los errores que puedan ser generados por manipulación del sistema.

Es necesario estudiar a fondo las necesidades del usuario final para determinar la información que les es relevante, para que esta sea visualizada en la interfaz. Así, será posible incrementar las posibilidades de que la herramienta construida sea acogida en el mercado.

## 7. Conclusiones

- Fue posible validar los datos adquiridos con SAM usando a VICON como estándar de oro, obteniendo medidas similares.
- A pesar de que no se evidenció una diferencia estadísticamente significativa, se observaron mejores resultados al posicionar a los sensores SAM lateralmente.
- Se desarrolló un algoritmo capaz de calcular ángulos articulares del tren inferior basado en los datos adquiridos por SAM.
- Las pruebas de repetibilidad mostraron una gran variación entre los datos medidos por SAM en mismos sujetos durante diferentes días.
- Es necesario establecer una comunicación entre los sensores SAM para instaurar una sincronización automática e indicar el inicio de una prueba.
- Se propuso el diseño de interfaz donde el especialista puede introducir datos del paciente y visualizar los ángulos de múltiples articulaciones en diferentes planos anatómicos.

## Referencias

- Bersamira, J. N., Chavez, R. J. A. D., Salgado, D. D. S., Sumilang, M. M. C., Valles, E. R., Roxas, E. A., y Cruz, A. R. D. (2019, 11). Human gait kinematic estimation based on joint data acquisition and analysis from imu and depth-sensing camera. *2019 IEEE 11th International Conference on Humanoid, Nanotechnology, Information Technology, Communication and Control, Environment, and Management, HNICEM 2019*. doi: 10.1109/HNICEM48295.2019.9072775
- Brice, S., y Philippa, B. (2019). Comparing inertial measurement units and marker-based biomechanical models during dynamic rotation of the torso. *European Journal of Sport Science*. Descargado de <https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1666167> doi: 10.1080/17461391.2019.1666167
- de la Tejera et al, J. (2021).
- de Valencia, U. P. (s.f.). *Análisis biomecánico*. Descargado de <https:// analisisbiomecanico.ibv.org/valoracion-biomecanica/que-es.html>
- Gil, C. (2017). *Análisis gráfico de bland-altman*. Descargado de [https://rstudio-pubs-static.s3.amazonaws.com/326677\\_ed20688ec0b14e39986fc4afe0144748.html](https://rstudio-pubs-static.s3.amazonaws.com/326677_ed20688ec0b14e39986fc4afe0144748.html)
- Gonzales, L. (2018). *Evaluando el error en los modelos de regresión*. Descargado de <https://aprendeia.com/evaluando-el-error-en-los-modelos-de-regresion/>
- Gómez, L., y Silva, G. (2018, 7). Human motion capture and analysis systems: a systematic review/sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática. *Prospectiva*, 16, 24-34. Descargado de <http://ojs.uac.edu.co/index.php/prospectiva/article/view/1587> doi: 10.15665/RP.V16I2.1587
- Hamill, J., Knutzen, K. M., y Derrick, T. R. (2015). *Biomechanical basis of human movement*.
- Inc, H. L. (2017). Bno080 data sheet.
- Nogueira, P. (2011). Motion capture fundamentals: A critical and comparative analysis on real-world applications.

*Noltom perception neuron.* (2022). Descargado de <https://neuronmocap.com/content/product/pn3-kit>

*Northern digital.* (2022). Descargado de <https://www.ndigital.com/>

*Optitrack.* (2022). Descargado de <https://optitrack.com/>

QuestionPro. (s.f.). *Coeficiente de correlación de pearson.* Descargado de <https://www.questionpro.com/blog/es/coeficiente-de-correlacion-de-pearson/>

Quitian, L. G. F. T., y Sanchez, B. C. C. (2019). Algoritmo de medición de rango articular en miembros inferiores, a partir de sensores inerciales.

*Shadow.* (2022). Descargado de <https://shop.motionshadow.com/products/shadow>

Taheri, O., Salarieh, H., y Alasty, A. (2020). Human leg motion tracking by fusing imus and rgb camera data using extended kalman filter. Descargado de <https://arxiv.org/abs/2011.00574> doi: 10.48550/ARXIV.2011.00574

*Vicon motion system.* (2022). Descargado de <https://www.vicon.com/>

*Xsens.* (2022). Descargado de <https://shop.xsens.com/shop/mti-600-series/mti-610/>

*Yost labs.* (2022). Descargado de <https://yostlabs.com/product/3-space-mocap-starter-bundle/>