



**Desarrollo y evaluación de un sistema de medición de factores asociados a la simetría de la marcha basado en Unidades de Medición Inercial (IMU) para su implementación en el seguimiento de la adaptación de sujetos amputados a su prótesis de miembro inferior**

Juan Pablo Vasco Marín

Artículo de investigación para optar al título de Bioingeniero

Asesora

Jenny Kateryne Aristizábal Nieto, Magíster (MSc) en Ingeniería Biomédica

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería

Bioingeniería

Medellín, Antioquia, Colombia

2022

Cita	Vasco Marín [1]
<b>Referencia</b> Estilo IEEE (2020)	[1] J.P. Vasco Marín, “Desarrollo y evaluación de un sistema de medición de factores asociados a la simetría de la marcha basado en Unidades de Medición Inercial (IMU) para su implementación en el seguimiento de la adaptación de sujetos amputados a su prótesis de miembro inferior”, Trabajo de grado profesional, Bioingeniería, Universidad de Antioquia, Medellín, Antioquia, Colombia, 2022.



Grupo de Investigación Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC).



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

**Repositorio Institucional:** <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - [www.udea.edu.co](http://www.udea.edu.co)

**Rector:** John Jairo Arboleda Céspedes.

**Decano/Director:** Jesús Francisco Vargas Bonilla.

**Jefe departamento:** John Fredy Ochoa Gómez.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

## **Dedicatoria**

A mis padres que me lo han dado todo sin guardarse nada, sin escatimar en sacrificios y luchas diarias durante años, para brindarme la oportunidad de seguir día a día en este sueño de ser bioingeniero y de alcanzar cada una de las metas que me he propuesto, apoyándome en los momentos difíciles, brindándome desde niño el carácter y el ejemplo de constancia, fortaleza y confianza en Dios para superarlos, creyendo siempre en mí, más de lo que yo pudiese hacerlo, y celebrando junto a mí cada uno de los triunfos en mi camino.

A mi hermanita que siempre ha estado junto a mí en este camino, en el cual hemos podido apoyarnos y motivarnos a soñar en grande, a alcanzar todas las metas que nos proponemos en la vida y que, además, comienza su vida universitaria en nuestra querida Alma Máter, donde sé que alcanzará grandes metas y será tan feliz como yo lo he sido.

A mis abuelos y abuela que se han ido a la casa del Padre, porque siempre están en mi mente y corazón, y allá donde están, espero que estén orgullosos de mí.

## **Agradecimientos**

Agradezco al grupo de investigación GIBIC por darme la oportunidad de participar en el proyecto “Evaluación de estrategia combinada para mejorar la adherencia de sujetos amputados por Artefactos Explosivos Improvisados (AEI) al uso de prótesis de miembro inferior de bajo costo” enmarcado en la convocatoria nacional 808-2018 de MinCiencias, además, quiero agradecer a los profesores Jonathan Gallego y Sofía Henaó por todo lo que me han enseñado profesional y personalmente, por la confianza que me han tenido a pesar de la poca experiencia al comienzo de mi vinculación al grupo y durante los últimos casi tres años, por la paciencia y sobre todo, por despertar mi vocación de investigador. Agradezco también a mis compañeros Santiago Caro y Daniel Duque, porque gracias al gran trabajo en equipo logramos todos metas enormes, y hoy en día siento que crecí profesionalmente codeándome con gigantes. Doy las gracias a Minciencias por brindarme los recursos para realizar parte del tiempo de mi práctica académica en Francia como pasantía de investigación, así como agradezco a la profesora Juliana Uribe por la confianza, las recomendaciones hechas en Francia y el esfuerzo para lograr realizar mi estadía en Saint-Étienne. Agradezco a Jérôme Molimard, a Aicha Errabity y Nicolas Curt por acogerme, enseñarme y ayudarme tanto en STBio en el CIS de la École des Mines de Saint-Étienne, tanto en mi proyecto de práctica como brindándome la oportunidad de trabajar juntos en el proyecto relacionado a la lumbalgia, cuyos resultados fueron aceptados para ser presentados de forma oral en el Noveno Congreso Internacional de Biomecánica que tendrá lugar en Taipéi, Taiwán en julio de 2022. También, quiero agradecer a la profesora Jenny Kateryne por todo su apoyo, paciencia y consejos como mi asesora de pasantía y de práctica. Agradezco a todos los miembros de la Corporación Mahavir Kmina que me apoyaron en las pruebas de mi proyecto y a todos los pacientes que participaron como voluntarios. Por último, agradecer a toda mi familia, amigos y hermanos de comunidad por siempre estar ahí para apoyarme y creer en mí.

## TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN .....	11
ABSTRACT .....	12
I. INTRODUCCIÓN .....	13
II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	16
III. OBJETIVOS.....	20
IV. HIPÓTESIS.....	21
A. Hipótesis de trabajo .....	21
B. Hipótesis estadística .....	21
H0) Hipótesis nula .....	21
HA) Hipótesis alternativa .....	21
V. MARCO TEÓRICO .....	22
A. Amputación y rehabilitación .....	22
B. Unidad de Medición Inercial – IMU .....	23
C. Protocolo de comunicación I2C .....	23
D. Multiplexor.....	24
E. Ángulos de Euler y Cuaterniones.....	24
F. Pruebas de caminata .....	26
VI. METODOLOGÍA .....	27
VII. RESULTADOS Y ANÁLISIS .....	43
VII. CONCLUSIONES .....	71
REFERENCIAS .....	74

## LISTA DE TABLAS

TABLA I. COMPORTAMIENTO ESPERADO PARA LOS GRUPOS DE INDICADORES DE SIMETRÍA .....	35
TABLA II. COMPORTAMIENTO DE LA SEÑAL DE BALANCEO DE IMU UBICADA EN REGIÓN LUMBAR.....	37
TABLA III. COMPORTAMIENTO DE LAS SEÑALES ANGULARES DE LAS IMU UBICADAS EN MIEMBROS INFERIORES.....	38
TABLA IV. UBICACIÓN ANATÓMICA DE CADA IMU PARA REALIZAR LAS PRUEBAS 10MWT. ....	41

## LISTA DE FIGURAS

Fig. 1. Sistema compuesto por cuatro IMU para el análisis de marcha y la estimación de marcadores de envejecimiento y osteoartritis en la rodilla. ....	18
Fig. 2. Sistema compuesto por siete IMU, implementado para su validación como herramienta de análisis cinemático de la marcha, respecto a sistemas OMC. ....	19
Fig. 3. Amputaciones y prótesis transtibial y transfemoral. ....	22
Fig. 4. IMU Adafruit BNO055. ....	23
Fig. 5. Tarjeta electrónica con PCA9548A. ....	24
Fig. 6. Ángulos de Euler para un cuerpo. Ángulo de Cabeceo ( <i>Pitch</i> ), Balanceo ( <i>Roll</i> ) y Guiñada ( <i>Yaw</i> ). ....	25
Fig. 7. Diagrama de flujo de la metodología implementada para el desarrollo del proyecto. ....	27
Fig. 8. a) Sistema de dos IMU puesto en funcionamiento, compuesto del microcontrolador Adafruit Feather M0 LE, dos IMU y un smartphone con la aplicación de Android del sistema. b) Ubicación de los sensores para las pruebas de medición de ángulo de lordosis. ....	29
Fig. 9. Ejemplo de tratamiento de la aceleración vertical de la IMU 2 ubicada en la pelvis, mostrando en color magenta la demarcación de pasos, en una línea horizontal roja el promedio de la señal u offset y, en color azul, los umbrales para demarcación de pasos. a) Antes de realizar la eliminación de las regiones de aceleración y desaceleración de la prueba 10MWT. b) Después de realizar la eliminación de regiones de aceleración y desaceleración de la prueba 10MWT. ....	36
Fig. 10. Muestra del ángulo de balanceo de un sujeto sano con demarcación de pasos en color magenta durante prueba 10MWT. ....	39
Fig. 11. Muestra del ángulo de balanceo de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta, límites de inicio y fin de búsqueda de máximos y mínimos, alrededor de una marca de paso, en líneas verticales roja y azul, respectivamente. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo, evidenciando primer paso marcado en flexión de cadera, opuesto a IMU en miembro derecho. b) Señal de IMU en miembro inferior derecho, evidenciando primer paso marcado en extensión de cadera, opuesto a IMU en miembro izquierdo. ....	39

Fig. 12. Muestra del ángulo de cabeceo de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo. b) Señal de IMU en miembro inferior derecho. ....	40
Fig. 13. Muestra del ángulo de guiñada de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo. b) Señal de IMU en miembro derecho .....	40
Fig. 14. Ubicación aproximada de las IMU sobre los sujetos para la realización de la prueba 10MWT. ....	41
Fig. 15. Diagrama de conexiones del sistema de dos IMU del cual se parte para el desarrollo del proyecto. ....	43
Fig. 16. Buffer de información que se envía mediante Bluetooth LE al teléfono inteligente con una aplicación de Android desarrollada para el sistema. ....	46
Fig. 17. Diagrama etapas identificadas en el flujo de datos en el sistema de dos IMU de partida.	47
Fig. 18. Ejemplo de las curvas y la información obtenida mediante el sistema de dos IMU tras realizar el procesamiento de una prueba de flexión y extensión máxima de cadera permaneciendo de pie. ....	47
Fig. 19. Multiplexor TCA9548A de Adafruit con 1 canal de entrada y 8 canales de salida para comunicación bidireccional I2C. ....	48
Fig. 20. Diagrama de conexiones para el sistema de tres IMU. ....	50
Fig. 21. Sistema construido para la realización de la prueba de concepto de un sistema de 3 IMU utilizando un multiplexor como solución a la limitación de las direcciones I2C. ....	50
Fig. 22. Ejemplos de modificaciones en las etapas para el sistema de tres IMU con multiplexor. A) Las flechas rojas resaltan el uso de la función que permite seleccionar entre canales en Arduino. B) Estructura de la nueva tabla en la base de datos. ....	51
Fig. 23. Gráficas en tiempo real de los datos de tres IMU en un smartphone. A) Curvas obtenidas en posiciones estáticas y diferentes entre sí. B) Curvas obtenidas al mover de forma simultánea las IMU partiendo de posiciones iniciales diferentes entre sí. (aceleración en la parte superior y ángulos de rotación en la parte inferior) .....	52
Fig. 24. Esquemático del circuito para un sistema de tres IMU elaborado con KiCad para el diseño de la tarjeta PCB. ....	53

Fig. 25. Tarjeta PCB para el sistema de tres IMU. A) Diseño en interfaz de huellas de KiCad. B) Resultado de fabricación de la tarjeta PCB. ....	53
Fig. 26. Caras inferior y superior del sistema electrónico ensamblado en tarjeta PCB. ....	54
Fig. 27. Vistas de las piezas diseñadas como carcasas y acoples de los elementos electrónicos del sistema de tres IMU, junto con el ensamble simulado de las piezas. ....	56
Fig. 28. Sistema de tres IMU ensamblado en su totalidad, con componentes electrónicos debidamente fijados y conectados, utilizando cables JST – SH cortos para mejor visualización. Configuración física del sistema que permite una fácil calibración simultánea. ....	56
Fig. 29. Sistema de tres IMU ensamblado utilizando cables fabricados de un metro con conexión JST – SH de un metro para las pruebas con usuarios de prótesis de miembro inferior. Configuración física del sistema luego de realizar la calibración y antes de ubicar. ....	57
Fig. 30. Datos brutos de las tres IMU tomadas de un archivo en formato CSV, graficados mediante Octave y realizando movimientos con las IMU fijadas a la carcasa de la tarjeta PCB. ....	57
Fig. 31. a) y c) Ejemplos de señales crudas sin filtrado digital de altas frecuencias. b) y d) Ejemplos de señales crudas con filtrado digital de altas frecuencias. ....	59
Fig. 32. Ángulos de cabeceo, alabeo y guiñada con sistema de referencia global para las tres IMU. ....	60
Fig. 33. Aceleraciones anteroposterior, mediolateral y vertical con sistema de referencia global para las tres IMU. ....	60
Fig. 34. Curvas de aceleración para un ciclo de marcha promedio, en color azul las curvas de cada ciclo, en color rojo la curva promedio. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha. ....	61
Fig. 35. Diagramas de potencia asociada a los armónicos de la frecuencia dominante del ciclo de marcha promedio de cada miembro, en cada eje anatómico. En correspondencia con los resultados de la Fig. 34. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha. ....	62
Fig. 36. Resultados entregados por el sistema de procesamiento para generación de indicadores de simetría de la marcha. Figura en correspondencia con las pruebas relacionadas a las Fig. 34 y Fig. 35. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha. ....	64



Fig. 37. Conjunto de armónicos e índices de relación armónica reportados en la literatura para la aceleración anteroposterior de un sujeto sano (izquierda) y el mismo sujeto al adicionar peso en una de sus extremidades para inducir asimetrías (derecha). .....65

Fig. 38. Distribución de resultados obtenidos de 12 indicadores de asimetría representado en diagrama de cajas y bigotes para grupo de 14 sujetos amputados usuarios de prótesis de miembro inferior y 12 sujetos sanos, incluyendo el *p-value* obtenido mediante prueba U de Mann-Whitney-Wilcoxon. ....66

Fig. 39. Distribución de resultados obtenidos de 12 indicadores de asimetría representado en diagrama de cajas y bigotes para grupo de 11 sujetos con amputación transtibial y 3 sujetos con amputación transfemoral, usuarios de prótesis de miembro inferior y, 12 sujetos sanos, incluyendo el *p-value* obtenido mediante prueba de U de Mann-Whitney-Wilcoxon, representados como S-TT para la prueba entre Sanos y Transtibiales, S-TF para la prueba entre Sanos y Transfemorales y, por último, TT-TF para la prueba entre Transtibiales y Transfemorales. ....68

## SIGLAS, ACRÓNIMOS Y ABREVIATURAS

<b>MSc</b>	Magister Scientiae
<b>AEI</b>	Artefactos Explosivos Improvisados
<b>CTeI</b>	Ciencia, Tecnología e Innovación
<b>OMC</b>	Captura de Movimiento Óptica (sigla en inglés)
<b>IMU</b>	Unidad de Medición Inercial (sigla en inglés)
<b>HR</b>	Relación Armónica (sigla en inglés)
<b>H0</b>	Hipótesis nula
<b>HA</b>	Hipótesis alternativa
<b>I2C</b>	Circuito Inter-Integrado (sigla en inglés)
<b>SDA</b>	Datos del sistema (sigla en inglés)
<b>SCL</b>	Reloj del sistema (sigla en inglés)
<b>2MWT</b>	Prueba de Caminata de Dos Minutos (sigla en inglés)
<b>10MWT</b>	Prueba de Caminata de Diez Metros (sigla en inglés)
<b>GIBIC</b>	Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica
<b>STBio</b>	Ingeniería de Superficies y de Tejidos Biológicos (sigla en francés)
<b>ABS</b>	Acrilonitrilo Butadieno Estireno (sigla en inglés)
<b>CSV</b>	Valores Separados por Coma (sigla en inglés)
<b>ADDR</b>	Dirección (sigla en inglés)
<b>IDE</b>	Entorno Integrado de Desarrollo (sigla en inglés)
<b>HTTP</b>	Protocolo de Transferencia de Hiper-Texto (sigla en inglés)
<b>LED</b>	Diodo Emisor de Luz (sigla en inglés)
<b>PCB</b>	Placa de Circuito Impreso (sigla en inglés)
<b>FIR</b>	Respuesta Finita al Impulso (sigla en inglés)
<b>IIR</b>	Respuesta Infinita al Impulso (sigla en inglés)

## RESUMEN

En el proceso de adaptación de sujetos amputados de miembro inferior a su prótesis se pueden presentar los denominados problemas de adherencia, que desencadenan en el abandono de la prótesis por factores físicos o psicológicos. El grupo de investigación GIBIC ha desarrollado una estrategia para mejorar la adherencia de sujetos amputados a su prótesis. En dicho proceso de adherencia se pueden presentar patrones asimétricos en la marcha que, de no identificarse y corregirse a tiempo, permanecerán y generarán a futuro problemas de salud en el miembro intacto. Los patrones de simetría de la marcha se miden usualmente con sistemas OMC por su confiabilidad, sin embargo, sus condiciones de operación los convierten en una herramienta de difícil acceso. Por lo tanto, el objetivo de este proyecto fue el desarrollo y evaluación de un sistema alternativo para la generación de indicadores de simetría en sujetos con prótesis de miembro inferior utilizando sensores IMU, por su versatilidad y validez según la literatura para dicho fin. El sistema fue desarrollado y evaluado en catorce usuarios de prótesis de miembro inferior y doce sujetos sanos, para un total de veintiséis sujetos, realizando tres pruebas 10MWT para cada uno, portando una IMU en la región lumbar y una IMU en la superficie lateral de cada muslo. El sistema presentó un buen desempeño al distinguir sujetos amputados de sujetos sanos mediante ocho de los doce indicadores de simetría generados por el sistema, abriendo la posibilidad de convertirse en un sistema para la evaluación cuantitativa del proceso de adaptación al uso de prótesis de miembro inferior.

***Palabras clave* — Amputados, Rehabilitación, Prótesis, Adherencia, Simetría, IMU, 10MWT, Indicadores.**

## ABSTRACT

In the process of adaptation of lower limb amputated subjects to their prosthesis, so-called adherence problems may occur, which trigger the abandonment of the prosthesis due to physical or psychological factors. The GIBIC research group has developed a strategy to improve the adherence of amputated subjects to their prostheses. In this adherence process, asymmetric patterns can occur in gait that, if not identified and corrected in time, will remain, and generate future health problems in the intact limb. Symmetry patterns are usually measured with OMC systems due to their reliability, however, their operating conditions make them a difficult tool to access. Therefore, the objective of this project was to develop and evaluate an alternative system in order to obtain some symmetry indicators in subjects with lower limb prostheses, using IMU sensors due to their versatility and validity according to the literature for this purpose. The system was developed and evaluated in fourteen lower limb prosthesis users and twelve healthy subjects, for a total of twenty-six subjects, performing three 10MWT tests for each one, wearing an IMU in the lumbar region and an IMU on the lateral surface of each thigh. The system presented a well-enough performance in distinguishing amputated subjects from healthy subjects in eight of the twelve symmetry indicators generated by the system, by opening the possibility of becoming a system for the quantitative evaluation of the adaptation process to the use of lower limb prostheses.

***Keywords* — Amputees, Rehabilitation, Prosthesis, Adherence, Symmetry, IMU, 10MWT, Indicators.**

## I. INTRODUCCIÓN

La calidad de vida de las personas suele verse reducida por una amplia variedad de patologías que pueden darse tanto por causas naturales como el envejecimiento, como también por eventos o accidentes que dejan secuelas por sí mismos o por las intervenciones quirúrgicas que desencadenan. Dentro de dicho grupo se encuentran las amputaciones de miembro inferior, las cuales hacen parte de las amputaciones estimadas a nivel mundial, cuya incidencia se encuentra entre 6 y 30 personas por cada 100.000 habitantes [1], [2], [3]. Se estima que las causas de dichas amputaciones se dividen principalmente entre la diabetes mellitus, traumatismos y anomalías congénitas [4].

En Colombia se estima que aproximadamente el 10% de la población cuenta con algún tipo de discapacidad, entre los cuales el porcentaje de personas amputadas se encuentra entre el 5% y el 10%, contando como causas principales a enfermedades vasculares, congénitas, diabetes, extirpación de tumores, traumas, accidentes de tránsito y consecuencias del histórico conflicto armado [5]. Las prótesis de miembro inferior han mostrado los mejores resultados en la rehabilitación, permitiendo que sus usuarios se reintegren a su vida cotidiana al disminuir las limitaciones causadas por la amputación, sin embargo, diversas cuestiones psicológicas y anatómicas relacionadas a su uso, inducen el abandono de la prótesis por parte de algunos usuarios, lo cual es un fenómeno conocido como “Problemas de Adherencia” [6].

Con el objetivo de buscar una solución al abandono de la prótesis, el Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC) de la Universidad de Antioquia, en conjunto con la Corporación Mahavir Kmina, se encuentran desarrollando el proyecto titulado “*Evaluación de estrategia combinada para mejorar la adherencia de sujetos amputados por Artefactos Explosivos Improvisados (AEI) a su de prótesis de miembro inferior de bajo costo*”, enmarcado en la convocatoria nacional 808-2018 de Minciencias, cuya finalidad es “*Fomentar la generación de conocimiento a través de proyectos CTeI que afronten retos del país, que estimulen la formación de capital humano a nivel de doctorado y deriven en productos con potencial de transferencia a diferentes grupos de interés*”.

Además de tratar de solucionar los problemas de adherencia, una parte importante que debe intentar garantizarse en dicho proyecto es la correcta adherencia a la prótesis, debido a que ésta pueda darse de manera exitosa pero incorrecta. La afirmación anterior se basa en una característica ampliamente evidenciada en la manera de caminar de las personas con prótesis de miembro inferior, que corresponde al hecho de que éstos usualmente presentan patrones de marcha asimétricos, es decir, irregularidades en la biomecánica de la marcha respecto a la forma de caminar de sujetos con sus dos miembros intactos, las cuales son generadas por la compensación de problemas de ajuste o manejo de la prótesis, es decir, problemas de adherencia. Se ha encontrado además que, aquellas personas con un nivel de amputación más proximal tienden a tener mayores índices o niveles de asimetría en la marcha [7].

Varios estudios han asociado las asimetrías en la marcha de personas con amputación de miembro inferior con el aumento del riesgo de sufrir problemas de salud como lo son: la osteoartritis, el dolor lumbar, la osteopenia, los daños en los tejidos blandos y el deterioro del equilibrio, de forma que, si no se realiza la oportuna identificación y corrección de dichos patrones asimétricos, el uso de la prótesis puede desencadenar a largo plazo problemas de salud adicionales e indeseados [7].

El método clínico para la evaluación de niveles de simetría de la marcha se conoce como análisis de marcha, el cual es una herramienta que permite encontrar información útil para el diagnóstico de patologías y la toma de decisiones por parte del personal médico, como también permite realizar seguimiento a tratamientos de pacientes en proceso de rehabilitación en función de diferentes variables como las alineaciones, los tiempos y amplitudes de cada parte del ciclo de marcha, entre otros [8]. El análisis de marcha se ha realizado de manera estandarizada mediante sistemas de Captura de Movimiento Óptico (*OMC* por sus siglas en inglés), sin embargo, recientemente se han estado desarrollando y validando sistemas alternativos basados en Unidades de Medición Inercial (*IMU* por sus siglas en inglés) por diversas limitaciones que presenta el sistema *OMC*, a pesar de la alta calidad y confiabilidad en los resultados que brinda al personal médico [8].

Según lo anterior, el fin del presente proyecto de investigación, que se presenta en este informe, fue desarrollar y evaluar el desempeño de un sistema basado en *IMU* que permita estimar

cuantitativamente indicadores de simetría de la marcha en usuarios de prótesis de miembro inferior, además de brindar información específica de los rangos de movimiento de los miembros inferiores para la ayuda del diagnóstico clínico y la identificación de problemas que requieran tratamiento específico para cada paciente.

De esta manera, se presenta a continuación el análisis del problema, los antecedentes encontrados en relación con el objetivo principal, las hipótesis a comprobar, la metodología implementada en el desarrollo del proyecto y, finalmente, los resultados junto con su respectivo análisis y conclusiones utilizando una menor cantidad de IMU respecto a la utilizada en los estudios previos relacionados al análisis de marcha. Según lo anterior, se propone partir del sistema de dos IMU desarrollado por Molimard et al. [9] para agregar una tercera IMU, realizando la respectiva instrumentación, prototipado, fabricación, y la posterior transmisión, almacenamiento y procesamiento de datos adquiridos.

## II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La tecnología actualmente estandarizada para la captura de movimiento utilizada para el análisis de marcha, y generación de indicadores de simetría, es la Captura de Movimiento Óptica (OMC por sus siglas en inglés), la cual brinda resultados de alta calidad y la mayor confiabilidad en el personal médico, sin embargo, presenta una barrera de acceso importante para pacientes y médicos debido a que requiere de espacios interiores o laboratorios especializados, cuyo acondicionamiento es de alto costo y complejidad, para garantizar un ambiente controlado en cuanto a iluminación, presencia de materiales reflectivos, arreglos precisos de múltiples cámaras, etc., además de requerir personal experto en su manipulación. Por otra parte, es un sistema que por los motivos presentados anteriormente, no puede transportarse para realizar el análisis de marcha a pacientes que habitan en ciudades que no cuentan con este tipo de laboratorios, o en zonas remotas, lo que representa una barrera de acceso por los desplazamientos que requieren los pacientes según sus condiciones socioeconómicas [8].

Debido a las limitaciones del OMC, diversas alternativas más prácticas y portables para realizar captura de movimiento y análisis de marcha han sido investigadas y evaluadas en comparación a los sistemas OMC a modo de validación, entre ellas, el uso de sistemas de análisis de marcha basados en IMU, sobre los cuales se han analizado diferentes arreglos de sensores, como también sus limitaciones, errores asociados y su validez como herramienta diagnóstica [8]. Entre dichos sistemas se encuentran sistemas compuestos por una IMU y utilizan sólo la información del acelerómetro integrado en ésta, entregando únicamente un tipo de indicador de simetría, que además es adimensional y, aunque ha mostrado un buen desempeño como medidor de la suavidad o fluidez de la marcha, la información detallada que entrega sobre los rangos de movimiento del tren inferior son nulos [10].

Por otra parte, sistemas que integran entre cuatro y siete IMU ubicadas en segmentos del tren inferior, han mostrado un buen desempeño, pero con una consecuente complejidad incrementada en su implementación, procesamiento y análisis de datos, además de un significativo aumento de costo al tratarse de sistemas comerciales en algunos de los casos, sin embargo, a modo de antecedentes para el actual proyecto se detallarán posteriormente dichos sistemas.



Según lo anterior, frente a los inconvenientes que presentan los sistemas OMC y los sistemas basados en IMU encontrados en la literatura para el análisis de marcha, la posible solución que se planteó fue la elaboración y evaluación de un sistema portable y de bajo costo respecto a los sistemas presentes en el mercado, como una nueva posible herramienta de seguimiento y evaluación periódica en el proceso de adherencia a la prótesis en pacientes con amputación de miembro inferior, compuesto esencialmente de tres IMU y demás elementos necesarios, para generar índices de simetría e información suficiente, mas no demasiado compleja, sobre la cinemática de la marcha, en comparación con los sistemas presentes en el mercado.

En primer lugar, Brach et al. han analizado el sistema más sencillo basado en IMU para la estimación de un factor de simetría denominado Relación Armónica (*HR* por sus siglas en inglés), el cual indica la suavidad o fluidez de la marcha, paso a paso, se compone de una única IMU ubicada en la zona lumbar al nivel de la vértebra L3. Dicho sistema analiza únicamente las señales de los acelerómetros entregadas por la IMU en los ejes anteroposterior, vertical y mediolateral del cuerpo durante la marcha, descomponiendo las señales en su espectro frecuencial y analizando las componentes principales de dicho espectro [11].

En segundo lugar, se encontró que Hafer et al. realizaron comparaciones respecto a los parámetros espaciotemporales de la marcha y, el rango de movimiento de la rodilla, obtenidos mediante un sistema OMC y el sistema compuesto por cuatro IMU que se muestra en la Fig. 1. Los resultados de este estudio indican que no hay diferencias significativas entre los análisis realizados con ambos métodos y, además, que muchos de los parámetros de la marcha obtenidos con sensores IMU son confiables y válidos clínicamente [12].

En el estudio de Berner et al. se implementó el sistema de siete IMU, cada IMU se ubicó en uno de los siete segmentos del tren inferior del sistema musculoesquelético, y las mediciones se compararon con un sistema OMC, tal y como se puede observar en la Fig. 2, donde se aprecia una IMU al nivel de la pelvis, una IMU en cada muslo, al igual que una en cada pierna y cada dorso del pie, además de los marcadores reflectivos requeridos por el sistema OMC. Como conclusión, un sistema de IMU frecuentemente calibrado genera información clínicamente aceptable, debido a

que los patrones de la marcha son prácticamente los mismo, sin embargo, no se deben comparar directamente debido a que los valores absolutos no son comparables [8].



Fig. 1. Sistema compuesto por cuatro IMU para el análisis de marcha y la estimación de marcadores de envejecimiento y osteoartritis en la rodilla. Fuente [12].

Además de análisis de marcha, los sistemas basados en IMU han sido útiles para realizar estudios que relacionan problemas como la lumbalgia con la postura, la dinámica y el grado de independencia entre la cintura escapular y la cintura pélvica durante la marcha, tal y como lo han hecho Molimard et al., utilizando únicamente dos IMU conectadas a un microcontrolador que procesa y envía los datos de cada muestreo a una base de datos, como herramienta de bajo costo y menores efectos nocivos respecto a métodos como OMC o imagen por rayos X, respectivamente, para la medición de geometrías de la columna [9].



Fig. 2. Sistema compuesto por siete IMU, implementado para su validación como herramienta de análisis cinemático de la marcha, respecto a sistemas OMC. Fuente [8].

### III. OBJETIVOS

#### *A. Objetivo general*

Desarrollar y evaluar el desempeño de un sistema de medición de factores asociados a la asimetría de la marcha basado en tres unidades de medición inercial como herramienta de bajo costo y fácil portabilidad para el seguimiento de la adaptación de sujetos amputados a su prótesis de miembro inferior

#### *B. Objetivos específicos*

1. Desarrollar y fabricar un prototipo de un sistema de medición de variables inerciales basado en tres IMU que permita capturar curvas asociadas al movimiento de tres de los segmentos del tren inferior
2. Realizar pruebas de concepto sobre el prototipo que permitan hacer las respectivas correcciones y poder fabricar el sistema de medición final
3. Desarrollar el algoritmo de procesamiento de las señales adquiridas que permita obtener indicadores relacionados a la simetría o asimetría de la marcha
4. Evaluar el desempeño del sistema con usuarios de prótesis de miembro inferior de la corporación Mahavir Kmina para determinar su eficacia en la obtención de indicadores y el seguimiento de estos durante el proceso de adaptación inicial.

## IV. HIPÓTESIS

### *A. Hipótesis de trabajo*

Se puede distinguir sujetos sanos (miembros inferiores intactos y sin alteraciones en la marcha) de sujetos con prótesis de miembro inferior a partir de los indicadores de simetría generados a partir de las señales capturadas por un sistema de análisis de marcha simplificado que utilice únicamente tres IMU, ubicadas en los tres segmentos superiores del tren inferior del cuerpo humano.

### *B. Hipótesis estadística*

Las siguientes hipótesis se establecen para cada uno de los indicadores de simetría que se obtengan implementando el sistema de tres IMU que se desarrolle en el presente proyecto.

*H<sub>0</sub>) Hipótesis nula:* El indicador en cuestión no se distingue entre los dos grupos a través de un sistema de tres IMU para análisis de marcha, por las características del sistema o por la naturaleza del indicador.

*H<sub>A</sub>) Hipótesis alternativa:* El indicador en cuestión se distingue entre los dos grupos a través de un sistema de tres IMU para análisis de marcha, por las características del sistema o por la naturaleza del indicador.

## V. MARCO TEÓRICO

### A. Amputación y rehabilitación

Una amputación es un procedimiento en el que se extirpa una parte del cuerpo, miembro o parte de él a través de uno o más huesos [13]. Dentro del tipo de amputaciones de miembro inferior, las amputaciones que atraviesan la tibia y el peroné se conocen como amputaciones transtibiales. Las amputaciones transfemorales por su parte son aquellas que atraviesan el fémur. En la Fig. 3 se puede observar un ejemplo de estas amputaciones con una representación de las prótesis que se utilizan para reintegrar a las personas amputadas a su vida cotidiana.

Para el seguimiento del proceso de adaptación a la prótesis, los profesionales de la salud que se encargan de los procesos de rehabilitación suelen realizar análisis de marcha, de manera que se puedan detectar a tiempo diferentes patrones que indiquen riesgos de sufrir afectaciones colaterales en el sistema musculoesquelético por el propio uso de la prótesis. La herramienta más estandarizada para realizar dicho análisis son los sistemas ópticos de captura de movimiento, los cuales se basan en el uso de cámaras distribuidas en un espacio determinado y el uso de marcadores ubicados en diferentes segmentos y articulaciones del sujeto, sin embargo, por su complejidad y alto costo se han desarrollado sistemas alternativos basados en los sensores IMU.

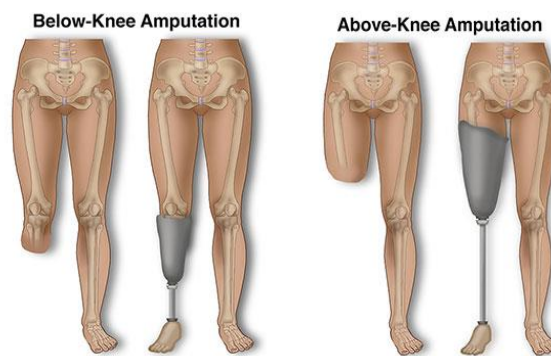


Fig. 3. Amputaciones y prótesis transtibial y transfemoral. Fuente [13].

### B. Unidad de Medición Inercial – IMU

Una Unidad de Medición Inercial (IMU) es un sistema compuesto por tres tipos de sensores: un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, los cuales generalmente realizan mediciones en tres ejes, generando así un sistema de medición con 9 grados de libertad [14]. Las IMU suelen ser acoplados por diferentes fabricantes a tarjetas electrónicas que facilitan el acceso a los pines, entre ellos se encuentra el sensor comercializado como “Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor”, el cual permite obtener la orientación absoluta como vector de Euler o como cuaternión y, además, entrega vectores de velocidad angular, aceleración, fuerza de campo magnético, aceleración lineal y gravedad. En la Fig. 4 se puede observar un ejemplar de dicho sensor.

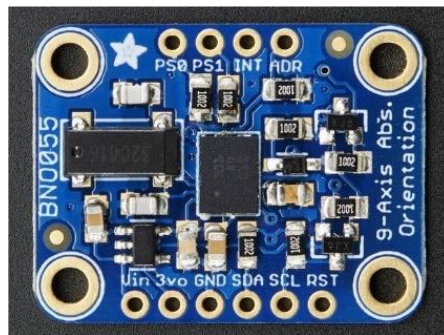


Fig. 4. IMU Adafruit BNO055. Fuente <https://www.adafruit.com>.

### C. Protocolo de comunicación I2C

Debido al potencial de las IMU Adafruit BNO055 es necesario comprender varios de los principios de su funcionamiento, entre ellos, el protocolo de comunicación. I2C (Inter Integrated Circuit), desarrollado por Philips Semiconductor, es un protocolo para comunicación cableada entre circuitos integrados en el cual, la transmisión de información en bytes se da a través de un cable denominado SDA de forma bidireccional entre un dispositivo que regula la transmisión, que recibe el nombre de Maestro, y generalmente un dispositivo que envía información o sigue órdenes conocido como Esclavo. Los valores lógicos por dicho canal, como también sucede en el cable SCL que transmite la señal de reloj, se dan mediante resistencias de pull-up que permiten tener altos y bajos de voltaje en función del voltaje de alimentación y la tierra. Cada uno de los

dispositivos involucrados en el protocolo deben tener asignada una dirección que se codifica generalmente en hexadecimal [15].

#### D. Multiplexor

Para tener un sistema de tres sensores BNO055, es necesario que se tengan cuatro direcciones diferentes para el correcto funcionamiento (una para el Maestro y tres para los sensores), por lo tanto, para una mejor comprensión en secciones posteriores del informe, se debe conocer el funcionamiento de un multiplexor. Un multiplexor es un circuito que permite tomar varios canales de información como entrada y realizar su envío organizado y separado temporalmente a través de un único canal de salida, permitiendo recibir y distribuir información también en el sentido contrario. Una de las referencias de multiplexor utilizadas para evitar posibles problemas de direcciones en la comunicación I2C es el encapsulado TCA9548A, el cual se presenta en la Fig. 5, dicho dispositivo asigna internamente una dirección diferente a cada uno de sus ocho canales bidireccionales, permitiendo conectar hasta ocho dispositivos que, de fábrica, cuentan con la misma dirección [16].

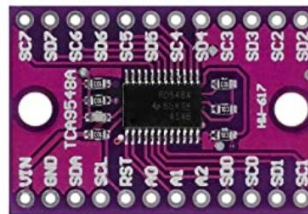


Fig. 5. Tarjeta electrónica con PCA9548A. Fuente [17].

#### E. Ángulos de Euler y Cuaterniones

Dentro de la información que puede extraerse de una IMU para procesamiento y análisis, se encuentra aquella relacionada a la rotación del sensor en el espacio, esta puede venir representada en ángulos de rotación convencionales, o ángulos de Euler, los cuales se denominan ángulos de cabeceo (*pitch* en inglés), balanceo (*roll* en inglés) y guiñada (*yaw* en inglés) (Ver Fig. 6) [18]. Dichos ángulos pueden presentar un problema conocido como Bloqueo de cardán, en los sistemas de medición como las IMU, dicho problema consiste en la alineación permanente entre dos ejes de los tres ejes de rotación, de forma que se pasa de tener tres grados de libertad a tener



únicamente dos para la medición, lo que genera información errónea respecto a la orientación del objeto [18].

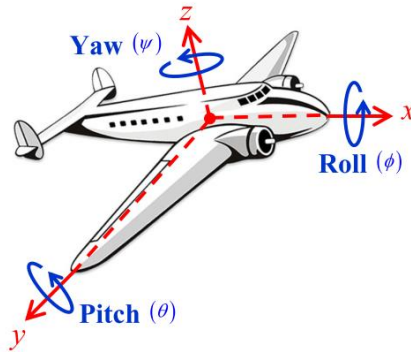


Fig. 6. Ángulos de Euler para un cuerpo. Ángulo de Cabeceo (*Pitch*), Balanceo (*Roll*) y Guiñada (*Yaw*). Fuente[18].

Como solución a dicho problema, se ha desarrollado un sistema de representación de la orientación en el espacio que evita el Bloqueo de Cardán, dicho sistema se basa en la representación en cuatro componentes: un escalar y tres vectores ortogonales, cuya magnitud total es unitaria, conformando lo que se conoce como cuaternión unitario [18].

Los cuaterniones unitarios, representados por el símbolo  $Q$ , no tienen un significado físico intuitivo, debido a que no se representa en el espacio euclídeo tridimensional, en cambio, se ubica imaginariamente en lo que se conoce como una tri-esfera. Mediante las operaciones matemáticas adecuadas es posible intercambiar la representación de la orientación de un objeto entre ángulos de Euler y cuaterniones unitarios. Entre las principales características de los cuaterniones unitarios se encuentran [18]:

1.  $Q \in \mathcal{R}^4$
2.  $\|Q\| = 1$
3.  $Q = q_0 + \mathbf{i} q_1 + \mathbf{j} q_2 + \mathbf{k} q_3$  donde  $q = [q_1, q_2, q_3]^T \in \mathcal{R}^3$  and  $q_0 \in \mathcal{R}$
4.  $S^3 = \{Q \in \mathcal{R}^4 / \|Q\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} = 1\}$

Donde:

$Q$  representa al cuaternión,  $q_0$  es la componente escalar real del cuaternión,  $q_1$ ,  $q_2$  y  $q_3$  son las magnitudes de las componentes vectoriales del cuaternión,  $\mathbf{i}$ ,  $\mathbf{j}$  y  $\mathbf{k}$  son las direcciones de las

componentes vectoriales del cuaternión, las cuales son perpendiculares entre sí y, finalmente,  $S^3$  corresponde a la tri esfera imaginaria donde se encuentran contenidos los cuaterniones.

#### *F. Pruebas de caminata*

Finalmente, un concepto importante para la interpretación de la sección de pruebas de este proyecto son las evaluaciones de marcha, lo cual acoge una diversidad de pruebas que consisten en la ejecución de la marcha por tiempos o distancias determinadas, encontrando entre ellas a pruebas como la caminata de dos minutos (*2MWT* por sus siglas en inglés) o la caminata de diez metros (*10MWT* por sus siglas en inglés). Cada prueba tiene como finalidad evaluar aspectos diferentes, aunque se puedan evaluar elementos en común. En el caso de la prueba *10MWT*, la ejecución consiste en iniciar en posición de bipedestación estática y, al recibir la orden, se camina a la velocidad natural del paciente hasta una marca distanciada 10 metros del punto de partida, lugar en el que se detiene la marcha y se da por terminada la prueba. La prueba *10MWT* permite evaluar factores como la movilidad funcional y la marcha mediante la evaluación de la velocidad, siendo útil para el diagnóstico de daño cerebral, pérdida o disparidad entre miembros, esclerosis múltiple, enfermedad de Párkinson, daño en columna vertebral, entre otros [19].

## VI. METODOLOGÍA

La metodología implementada para cumplir los objetivos del proyecto se dividió en cuatro etapas, correspondientes a los cuatro objetivos específicos previamente enunciados, tal y como se observa en la Fig. 7. Cada etapa se subdividió en pasos consecutivos, los cuales se detallan a continuación:

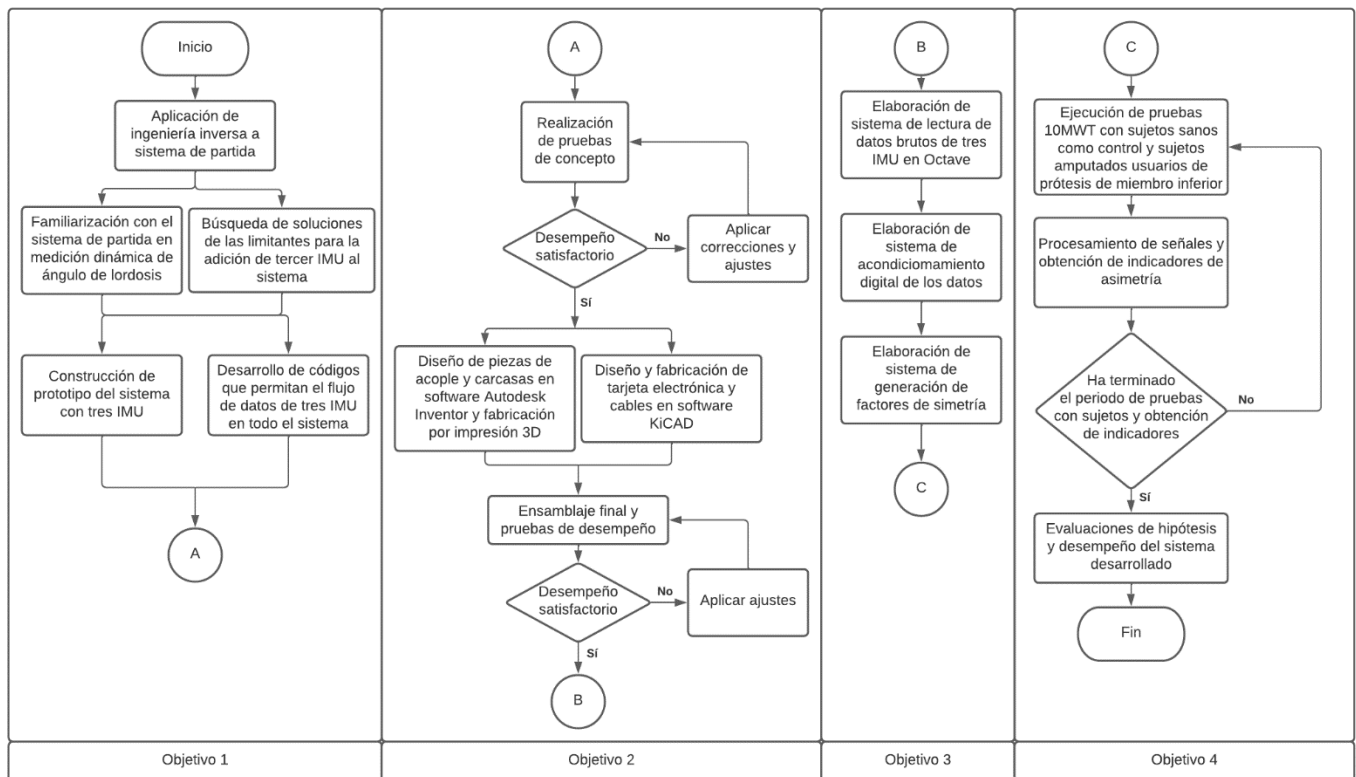


Fig. 7. Diagrama de flujo de la metodología implementada para el desarrollo del proyecto.

### 1. *Desarrollo y fabricación de prototipo de un sistema de medición de variables inerciales basado en tres IMU que permita capturar curvas asociadas al movimiento de tres de los segmentos del tren inferior*

1.1. En primera instancia, se tomó la decisión de tomar como punto de partida uno de los sistemas basado en IMU que se presentaron en la sección de *Antecedentes*, el cual corresponde al sistema desarrollado por Molimard et al. [9], debido a la posibilidad de realizar un trabajo colaborativo entre el grupo GIBIC y el departamento STBio del centro

de investigación Centro de Ingeniería y Salud de la École des Mines de Saint-Étienne, del cual es director Molimard. Con base en dicha decisión, se realizó un proceso de familiarización con dicho sistema, aplicando ingeniería inversa tanto en cuestión de hardware como de software, de forma que pudo conocerse las referencias de los elementos electrónicos, el diagrama de conexiones del sistema, su implementación en código y el flujo de información de dicho sistema.

- 1.2. Una vez se reconoció el modo de operación del sistema en cuanto a la captura, transmisión y almacenamiento de datos, se procedió a realizar pruebas de funcionamiento del sistema para la medición del ángulo de lordosis de la columna como parte del trabajo de apoyo y colaboración con STBio. El beneficio para el proyecto de investigación de la práctica académica de esta sección fue el reconocimiento del comportamiento de las señales de las IMU en relación con su movimiento en el espacio, según la ubicación que se realice de estas respecto a los planos anatómicos, además, se puso a prueba el sistema de envío y procesamiento de datos para la adquisición de información de interés.

El sistema utilizado se muestra en la fotografía de la Fig. 8.a, donde se puede observar que éste permite una visualización en tiempo real de las variables medidas a través de un smartphone. El sistema fue testeado entonces para la medición del ángulo de lordosis, ubicando los sensores en una posición como la que se muestra en Fig. 8.b, realizando pruebas como flexión y extensión máxima de cadera permaneciendo de pie, inclinación máxima de tronco permaneciendo de pie hacia ambos laterales y pruebas de marcha conocidas como Sit-To-Stand [20] y Timed-Up-and-Go [19].

- 1.3. Luego de haber alcanzado un alto grado de conocimiento sobre el sistema de dos IMU de Molimard et. al [9], se realizó una identificación de todos los elementos del sistema que requiriesen cambios fundamentales o superficiales para la adición de la tercera IMU. De esta forma, se logró reconocer las limitaciones para efectuar dichas modificaciones, cuáles eran las posibles soluciones a éstas y, finalmente, la elección de soluciones.

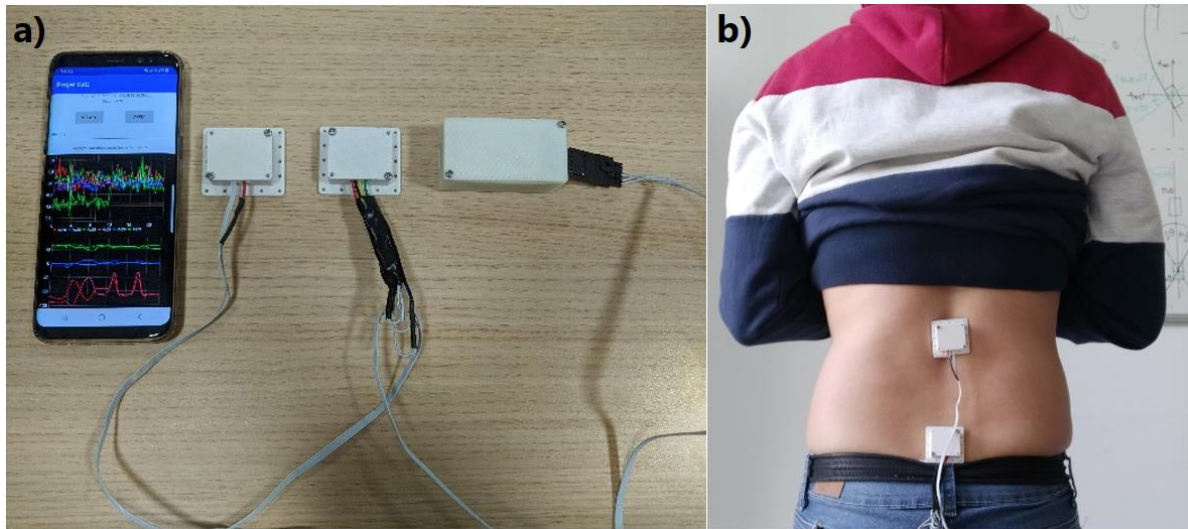


Fig. 8. a) Sistema de dos IMU puesto en funcionamiento, compuesto del microcontrolador Adafruit Feather M0 LE, dos IMU y un smartphone con la aplicación de Android del sistema. b) Ubicación de los sensores para las pruebas de medición de ángulo de lordosis.

1.4. Como parte final de la primera etapa de la metodología, se diseñó el diagrama de conexiones de un sistema de medición basado en tres IMU, incluyendo las soluciones seleccionadas para las limitaciones encontradas, de forma que, como prototipo se realizó el montaje del sistema sobre una placa de desarrollo o “*protoboard*”, aplicando las respectivas modificaciones o adiciones necesarias en los sistemas de captura, transmisión y almacenamiento de datos, de forma que se pudiese continuar con la etapa de prueba que se describe a continuación.

2. *Realización de pruebas de concepto sobre el prototipo que permitan hacer las respectivas correcciones y poder fabricar el sistema de medición final*

2.1. La realización de la prueba de concepto del sistema de captura de variables inerciales basado en tres IMU se realizó sobre el prototipo construido en “*protoboard*”, levantando levemente el prototipo de la mesa y realizando movimientos rotatorios leves, de forma que se comprobase que las variables se visualizaban correctamente en la aplicación para smartphone que permite la visualización en tiempo real de las variables del sistema, la cual también fue debidamente modificada para dicho fin.

En este caso, se comprobó de forma visual la correspondencia con la realidad de las curvas observadas en pantalla tras realizar los movimientos, además, se verificó el envío y almacenamiento correcto de los datos, de tal manera que se identificaron y aplicaron los ajustes necesarios al sistema, para pasar con mayor seguridad al desarrollo y fabricación de los elementos del sistema de medición final, cuyo procedimiento se describe en las etapas que se encuentran a continuación.

- 2.2. Con el fin de obtener un sistema electrónico robusto que disminuyese riesgos de rotura de cables, se desarrolló una tarjeta electrónica mediante el software libre KiCad, diseñando en primera instancia el esquemático basado en el diagrama de conexiones implementado en la prueba de concepto, en segunda instancia, organizando la distribución de elementos en la tarjeta mediante la interfaz de huellas, realizando un proceso de evaluación cíclico mediante impresiones y pruebas de acople con los elementos a soldar. De dicho proceso se generaron siete versiones de la tarjeta electrónica, donde en cada una se realizaron modificaciones según las necesidades y limitaciones respecto a la adquisición de los elementos para soldar y el método de fabricación de bajo costo disponible a través del Centro de Microelectrónica de la École des Mines de Saint Étienne.

Una vez definido el diseño final, se generaron los denominados archivos Gerber, los cuales permiten realizar el maquinado, impresión de material conductor y taladrado de agujeros, dichos archivos se enviaron al Centro de Microelectrónica, el cual realizó la entrega tres semanas después de la recepción de los archivos Gerber. Durante dicho periodo de tiempo se realizó la etapa de diseño de piezas de acople y carcasa que se describirá posteriormente.

Finalmente, los elementos necesarios fueron debidamente soldados a la tarjeta electrónica, utilizando una estación de soldadura con caudín, estereoscopio para mejorar la visualización de los elementos a soldar debido a su reducido tamaño, aumentando la precisión en el proceso y, por último, bases de fijación para facilitar y agilizar el proceso.

- 2.3. Con el fin de portar el sistema electrónico de control y los sensores de manera segura y ergonómica, se realizó el diseño y fabricación de diferentes piezas de acople y carcasas para el sistema utilizando Autodesk Inventor, se diseñaron cajas con su respectiva tapa para la tarjeta electrónica y para cada una de las IMU.

En este proceso se tuvo en cuenta el método de calibración de las IMU implementadas, ideando un sistema para facilitar la calibración de las tres IMU al mismo tiempo, de forma que en la tapa de la caja para la tarjeta electrónica se diseñó un sistema de tres rieles trapezoidales macho que permitiesen fijar o retirar a voluntad las cajas de las tres IMU, al unirse a un riel hembra trapezoidal diseñado en la base de las cajas de las IMU, con un juego de 0.1 mm entre todas las caras en contacto para facilitar el acople.

Las piezas fueron fabricadas mediante impresión 3D utilizando el material ABS en color blanco, la impresora utilizada tiene como referencia uPrint SE Plus [21], cuyo software de control es Catalyst EX, útil para la selección de la altura de capa, el tipo y densidad de relleno, además de la adición del material de soporte requerido y la selección de la ubicación de la pieza en la cama de impresión.

- 2.4. Ensamblaje del sistema final con las piezas diseñadas y fabricadas, para finalmente realizar pruebas de desempeño y ajustes en caso de ser necesarios.

Posterior a la fabricación de los elementos electrónicos, carcasas, acoples y cables para el funcionamiento del sistema, se realizó el ensamble de todos los componentes y se verificó el desempeño del dispositivo mediante pruebas similares a las realizadas en la prueba de concepto, comprobando nuevamente de forma visual la correspondencia con la realidad de las curvas observadas en pantalla tras realizar los movimientos, verificando el envío y almacenamiento correcto de los datos.

3. *Desarrollar el algoritmo de procesamiento de las señales adquiridas que permita obtener indicadores relacionados a la simetría o asimetría de la marcha*

- 3.1. Elaborar script de lectura de datos para archivos con un nuevo arreglo de datos con información de tres vectores utilizando el software libre Octave para ejecutar códigos en lenguaje MATLAB.

Habiendo finalizado el proceso de fabricación del dispositivo, se procedió en primera instancia a adaptar el sistema de procesamiento de señales del dispositivo con dos IMU de Molimard et al. [9], de forma que se pudiese leer y mostrar los datos brutos del sistema de tres IMU, las cuales se corresponden con la aceleración en los tres ejes espaciales con un sistema de referencia basado en la calibración de cada IMU y, por otra parte, los cuaterniones como información de la rotación respecto a los mismos tres ejes [22]. Según lo anterior, utilizando el software Octave para la ejecución de algoritmos en lenguaje MATLAB, se desarrolló un sistema de lectura de archivos CSV con información de tres IMU, permitiendo visualizar las variables capturadas durante un tiempo de muestreo determinada en diferentes gráficas mediante la función *plot*.

- 3.2. Elaborar script de acondicionamiento digital de la información correspondiente a las señales adquiridas.

Ahora bien, con el propósito de obtener, en primera instancia, señales suficientemente limpias de ruido, de forma que se pudiesen obtener datos correctos en las etapas posteriores del procesamiento y, en segunda instancia, la obtención de variables más intuitivas para la interpretación a partir de los datos crudos, se realizaron diferentes pruebas con el sistema y se identificó la presencia de un ruido aleatorio y sin periodicidad en las señales, el cual se presentó de forma ocasional en algunas de las pruebas, por lo tanto, se atacó dicho ruido mediante una atenuación por código, de cambios bruscos en la señal, aplicando sobre toda la señal la Ecuación 1, cuya función es la de recalculer cada muestra en función del valor de la muestra anterior y la muestra actual, generando en cierta medida un efecto de filtro



pasa bajas donde, a menor valor de  $\gamma$  se genera que la muestra actual dependa en mayor medida de la muestra anterior, y viceversa.

$$a_{nf} = \gamma * a_n + (1 - \gamma) * a_{nf-1} \quad (1)$$

Donde:

$a_{nf}$  representa la muestra actual atenuada,  $a_n$  es la muestra actual sin atenuación,  $a_{nf-1}$  corresponde a la muestra anterior a  $a_{nf}$ , que ha sido previamente atenuada y, por último,  $\gamma$  representa el valor que dará mayor significancia a la muestra actual o a la muestra anterior en el cálculo de  $a_{nf}$ . El valor implementado para  $\gamma$  fue de 0.05, de manera que el valor de cada  $a_{nf}$  dependía en un 95% de la muestra anterior atenuada  $a_{nf-1}$  y en un 5% del valor actual  $a_n$ .

A pesar de que una de las posibles consecuencias de los filtros pasa bajas es la disminución de las amplitudes de forma generalizada, se consideró que gracias al efecto del filtro en todas las señales del sistema, las proporciones de simetría han de conservarse, así que, tras observar un comportamiento suficientemente satisfactorio se procedió con la generación de variables más intuitivas para el análisis y la interpretación, tomando como punto de partida las variables crudas recibidas desde el sistema de medición.

La primera modificación realizada fue convertir las aceleraciones entregadas por las IMU desde un sistema de referencia local original (relacionado a la calibración de la IMU), pasando a un sistema de referencia global (relacionado a la posición macro sobre la superficie de la tierra y la orientación del campo magnético terrestre) para finalmente convertir a un sistema de referencia anatómico con ejes vertical, anteroposterior y medio lateral. A su vez, los datos de rotación almacenados como cuaterniones se convierten a ángulos de Euler (ángulos relacionados a la rotación alrededor de los tres ejes espaciales, ortogonales entre sí), denominados como ángulos de cabeceo, alabeo y guiñada, con base en la teoría de los cuaterniones para la conversión entre sistemas [22].

- 3.3. Elaborar script que permita tomar la información acondicionada sobre cada señal y generar indicadores de asimetría según los factores relacionados que se encuentren reportados en la literatura, utilizando el software libre Octave para ejecutar lenguaje MATLAB.

Finalmente, la etapa tres de la metodología condujo al desarrollo del procesamiento de señales para la generación de indicadores de simetría, los cuales se establecieron, para su posterior generación, con base en una búsqueda bibliográfica, de tal manera que se obtuvieron los siguientes cuatro grupos de indicadores:

- **Relación armónica a partir de IMU 2 en región lumbar:** Consiste en la obtención de la potencia acumulada de los armónicos pares y los armónicos impares de las señales de aceleración de la región lumbar o pélvica, como representación de las naturaleza bifásica y monofásica de las aceleraciones durante la marcha sana, respectivamente. Se indica que, para las aceleraciones vertical y anteroposterior, el comportamiento es bifásico en un ciclo de marcha y, por lo tanto, la relación armónica de pares e impares debería ser mayor a uno y cuando mayor sea, mayor simetría presenta la marcha. Por el contrario, para la aceleración medio lateral, cuyo comportamiento es monofásico en un ciclo de marcha, se espera que dicha relación armónica se comporte de manera inversa, dividiendo la potencia de los impares entre la potencia de los pares, esperando de igual forma que cuanto mayor sea, mejor simetría se presenta [10].
- **Diferencia entre ángulos máximos promedios de inclinación hacia cada lateral a partir de IMU 2 en región lumbar:** Consiste en tomar todos los picos máximos y mínimos del ángulo de alabeo como medida de la inclinación del tronco hacia los lados durante la marcha, es decir, considerando que los positivos corresponden a uno de los laterales y, los negativos, al lado opuesto, de esta forma, se puede hacer un promedio de dichos picos y corregir los signos para realizar la diferencia entre los promedios. Cuanto más se aleje dicha diferencia del cero, mayor será la asimetría de la marcha [11].

- **Diferencia de ángulos máximos y mínimos promedio de cabeceo, alabeo y guiñada entre IMU 1 e IMU 3 ubicadas en el segmento de los muslos:** De manera similar al grupo de indicadores anterior, mediante las IMU 1 e IMU 3 se pretende obtener máximos y mínimos de los tres ángulos de Euler, para realizar comparación entre los máximos entre las dos IMU, de manera que se obtengan diferencias que cuanto más se alejen del cero, mayor asimetría indicarán, los dos miembros inferiores, partiendo del concepto de que el ángulo recorrido por cada IMU ha de ser el mismo sin importar la altura a la que se ubique sobre el segmento del muslo [8].
- **Diferencia de tiempos entre pasos mediante IMU 2 en región lumbar:** Consiste en obtener las marcas temporales de cada paso durante las pruebas con la señal de aceleración vertical de la IMU ubicada en la región lumbar, de forma que sea posible calcular el tiempo promedio que toma un paso con cada miembro inferior, y de esta forma, obtener una diferencia que, cuanto mayor sea, mayor simetría indicará.
- **Frecuencia de caminata:** Consiste en obtener la frecuencia con que el sujeto realiza los pasos de manera natural, calculándola a partir de la frecuencia dominante de la aceleración vertical, como indicador de la velocidad de caminata.

De dichos indicadores se presenta su comportamiento esperado en la **TABLA I**, para los respectivos patrones simétricos o asimétricos.

TABLA I  
COMPORTAMIENTO ESPERADO PARA LOS GRUPOS DE INDICADORES DE SIMETRÍA

Grupo de indicadores	Simetría	Asimetría
Relación Armónica	Aumenta	Disminuye
Diferencias de ángulos	Tiende a cero	Se aleja de cero
Frecuencia de caminata	Aumenta	Disminuye

Partiendo ahora del tipo de prueba recomendada por la literatura para el análisis de simetría de la marcha: la prueba de caminata de diez metros (10MWT por sus siglas en inglés), se realizó el primer tratamiento a las señales mediante el descarte del primer y

último 20% de los datos registrados (Ver Fig. 9), las cuales son mediciones que corresponden a la etapa de aceleración y desaceleración en la marcha, de forma que se conserva únicamente el 60% de los datos recopilados, que corresponden a la etapa de velocidad constante en dicha prueba de caminata de diez metros [7].

A continuación, siguiendo las recomendaciones encontradas en la literatura, se realizó en una demarcación de pasos identificando los cruces por cero de la señal de aceleración vertical [23]. Sin embargo, en lugar de marcar los cruces por cero, se marcaron los cruces por el nivel de offset de la señal, el cual fue calculado mediante un promedio de toda la señal de caminata constante, además de sólo contar aquellos cruces encontrados entre dos picos de la señal que estuviesen separados por lo menos el tiempo mínimo entre dos pasos que se obtiene al correr, debido a que picos que se encontrasen más cercanos no serían de naturaleza humana (Ver Fig. 9). De manera adicional, se almacenó en variables acumulativas el tiempo entre pasos realizado con cada pierna, calculado a partir del periodo de muestreo de las señales, para posteriormente obtener un promedio para cada miembro inferior y calcular la diferencia de tiempo de paso.

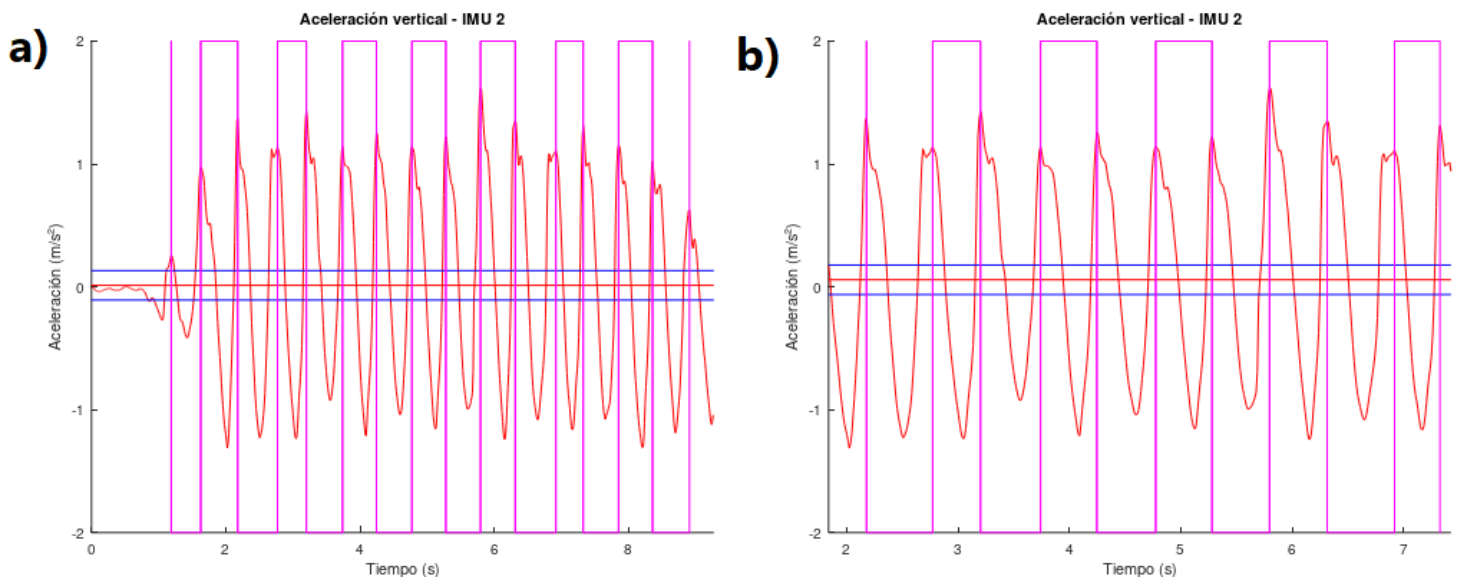


Fig. 9. Ejemplo de tratamiento de la aceleración vertical de la IMU 2 ubicada en la pelvis, mostrando en color magenta la demarcación de pasos, en una línea horizontal roja el promedio de la señal u offset y, en color azul, los umbrales para demarcación de pasos. a) Antes de realizar la eliminación de las regiones de aceleración y desaceleración de la prueba 10MWT. b) Después de realizar la eliminación de regiones de aceleración y desaceleración de la prueba 10MWT.

Posteriormente, a partir de dicha demarcación de pasos se seccionaron las señales para la obtención de los indicadores. En el caso del análisis de las aceleraciones para la obtención de la relación armónica, se realizó un promediado e interpolación de los ciclos de marcha de cada pierna, en los tres planos anatómicos, para realizar el análisis frecuencial y obtener el rango de frecuencias de los cuales se compone la señal promedio mediante la transformada rápida de Fourier y, tomando la magnitud de los primeros 20 armónicos de la frecuencia dominante por recomendación de la literatura, se halló la relación entre armónicos pares e impares [10]. El indicador de relación armónica en cada plano anatómico se obtuvo como el promedio de los respectivos indicadores calculados para el ciclo de marcha promedio de cada miembro. Adicionalmente, a partir de la frecuencia dominante de la aceleración vertical obtenida en el análisis de cada miembro, se obtuvo la frecuencia de caminata promediando ambas frecuencias.

Para las variables angulares que se detallarán a continuación, se realizó una eliminación del offset de cada señal, con el fin de que breves variaciones en la ubicación de las IMU fuese irrelevante, conservando únicamente entonces el rango de movimiento de las IMU. Además, se analizó en qué casos las variables de interés se hacían positivas o negativas según la ubicación de cada sensor, obteniendo la información de la **TABLA II** y la **TABLA III** de manera que se lograron invertir los signos de las señales que se consideraron necesarias para homogenizar el comportamiento de las señales en función de los movimientos anatómicos.

A manera de ejemplo de lo anterior, se invirtió la señal de ángulo de balanceo de la IMU ubicada en la pierna izquierda de forma que, para ambas piernas siempre se mostrase la flexión de cadera como un valor positivo, facilitando la posterior comparación entre valores, aclarando que, en última instancia las comparaciones se realizaron con valores absolutos (Ver Fig. 11).

TABLA II  
COMPORTAMIENTO DE LA SEÑAL DE BALANCEO DE IMU UBICADA EN REGIÓN LUMBAR

<b>Lateral de la inclinación de tronco</b>	<b>Comportamiento</b>
Izquierdo	Positivo
Derecho	Negativo

Para la obtención de máximos y mínimos de balanceo, de la IMU ubicadas en la región lumbar, como medida de la inclinación hacia los laterales del tronco, se tomó el máximo y mínimo de la señal de cada zancada, es decir, cada dos pasos, debido a la naturaleza de la señal, la cual en un ciclo de marcha o zancada exhibió un máximo positivo de inclinación a la izquierda y un máximo negativo de inclinación a la derecha (Ver Fig. 10). Dichos valores fueron almacenados en variables acumulativas, para finalmente obtener el promedio según la cantidad de pasos contados. La diferencia de dichos promedios fue obtenida a partir de los valores absolutos de cada variable.

Para la obtención de máximos y mínimos de balanceo, de las IMU ubicadas en los muslos, como medida de los movimientos de flexión y extensión de las caderas, se tomaron los máximos y mínimos de la señal entre la posición  $n-20$  y la posición  $n+20$ , donde  $n$  corresponde a la marca temporal de cada paso (Ver Fig. 11). Dichos valores fueron almacenados en variables acumulativas de flexión y extensión para la pierna izquierda o derecha, en función de si el primer paso identificado fue realizado con la pierna derecha o con la pierna izquierda, para finalmente obtener el promedio según la cantidad de pasos contados. La diferencia de dichos promedios fue obtenida a partir de los valores absolutos de cada variable.

TABLA III  
COMPORTAMIENTO DE LAS SEÑALES ANGULARES DE LAS IMU UBICADAS EN MIEMBROS INFERIORES

Ángulo	Posición	Miembro inferior	
		Derecho	Izquierdo
Balanceo	Neutra	Cero	Cero
	Flexión	Positivo	Negativo
	Extensión	Negativo	Positivo
Cabeceo	Neutra	Cero	Cero
	Abducción	Positivo	Positivo
	Aducción	Negativo	Negativo
Guiñada	Neutra	Indeterminado	Indeterminado
	Rotación externa	Negativo	Positivo
	Rotación interna	Positivo	Negativo

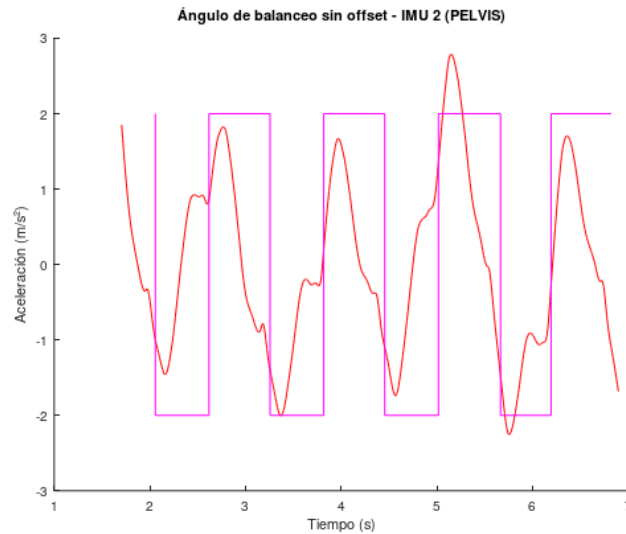


Fig. 10. Muestra del ángulo de balanceo de un sujeto sano con demarcación de pasos en color magenta durante prueba 10MWT.

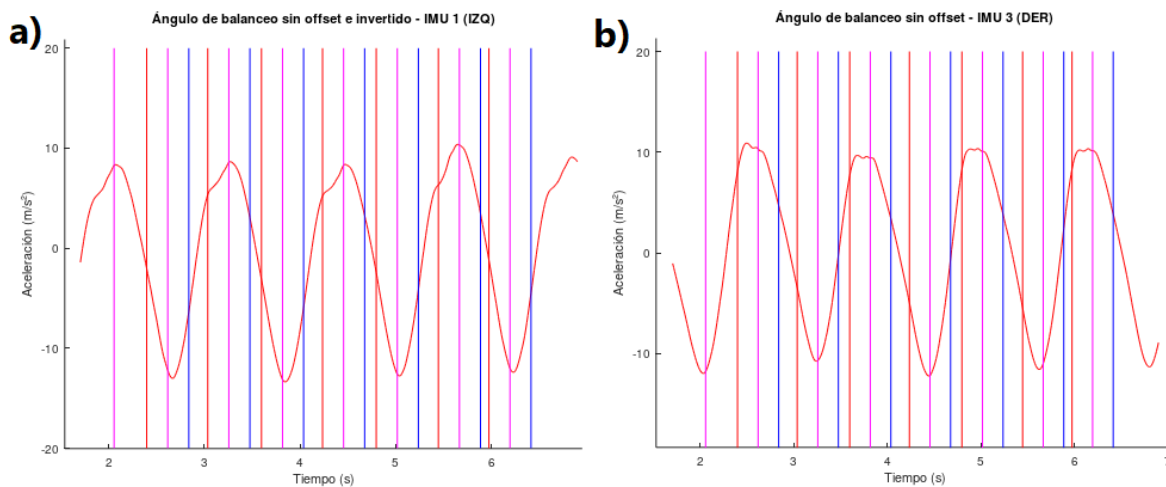


Fig. 11. Muestra del ángulo de balanceo de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta, límites de inicio y fin de búsqueda de máximos y mínimos, alrededor de una marca de paso, en líneas verticales roja y azul, respectivamente. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo, evidenciando primer paso marcado en flexión de cadera, opuesto a IMU en miembro derecho. b) Señal de IMU en miembro inferior derecho, evidenciando primer paso marcado en extensión de cadera, opuesto a IMU en miembro izquierdo.

Para la obtención de máximos y mínimos de cabeceo, de las IMU ubicadas en los muslos, como medida de los movimientos de abducción y aducción de las caderas, se tomó el máximo y mínimo de la señal de cada zancada, es decir, cada dos pasos, debido a la naturaleza de la señal (Ver Fig. 12). De igual forma fueron almacenados en variables acumulativas para la posterior obtención de promedios y cálculo de diferencias.

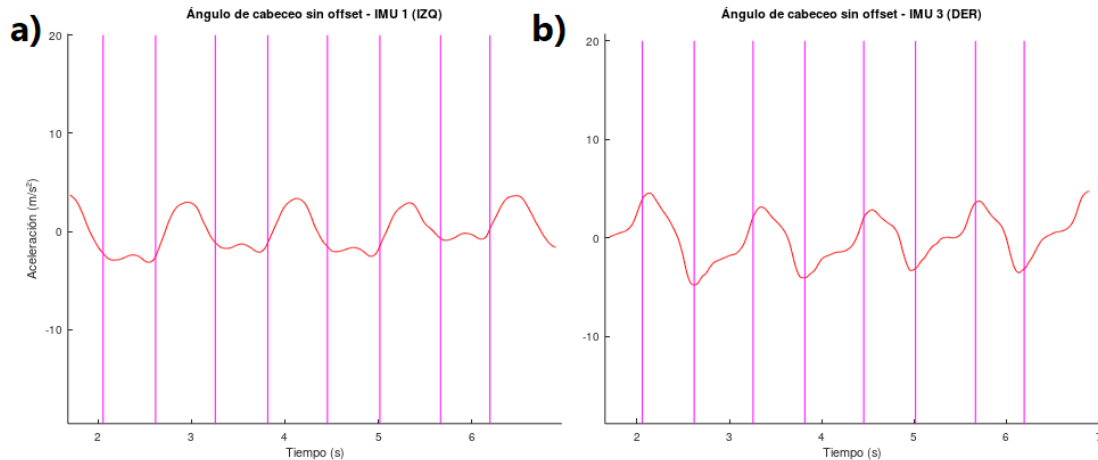


Fig. 12. Muestra del ángulo de cabeceo de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo. b) Señal de IMU en miembro inferior derecho.

Para la obtención de máximos y mínimos de guiñada, de las IMU ubicadas en los muslos, como medida de los movimientos de rotación externa y rotación interna de las caderas, se tomó el máximo y mínimo de la señal de cada zancada, es decir, cada dos pasos, debido a la naturaleza de la señal (Ver Fig. 13). De igual forma fueron almacenados en variables acumulativas para la posterior obtención de promedios y cálculo de diferencias.

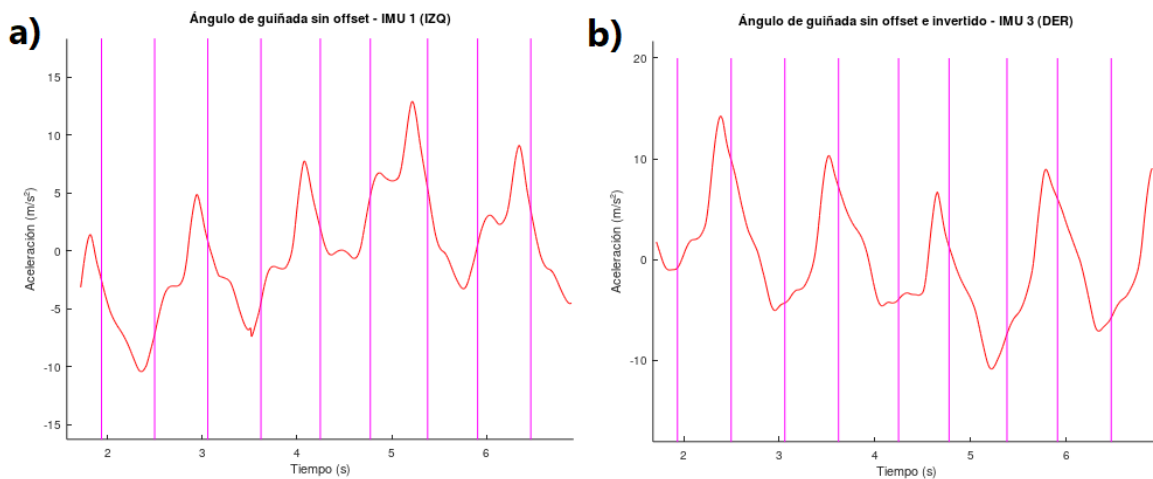


Fig. 13. Muestra del ángulo de guiñada de IMU ubicadas en miembros inferiores durante prueba 10MWT de un sujeto sano, con demarcación de pasos en líneas verticales color magenta. a) Señal de IMU en miembro inferior izquierdo. b) Señal de IMU en miembro derecho

Dando entonces por terminada la etapa tres de la metodología, se prosiguió a ejecutar la etapa cuatro que se describe a continuación.



4. *Evaluar el desempeño del sistema con usuarios de prótesis de miembro inferior de la corporación Mahavir Kmina para determinar su eficacia en la obtención de indicadores y el seguimiento de estos durante el proceso de adaptación inicial.*

Como se mencionó anteriormente, con base en la literatura relacionada al análisis de simetría de la marcha, se eligió la prueba denominada 10MWT, ubicando las IMU como se presenta en la **TABLA IV**, junto con su respectiva denominación en los sistemas de flujo de datos y procesamiento. Dicha fijación se realizó mediante cinta adhesiva doble cara, para fijarse sobre la piel y sujetar de igual forma las cajas de las IMU. En la Fig. 14 se muestra un ejemplo de la ubicación de las tres IMU.

TABLA IV  
UBICACIÓN ANATÓMICA DE CADA IMU PARA REALIZAR LAS PRUEBAS 10MWT

IMU	Ubicación para prueba 10MWT
1	Positivo. Superficie lateral del segmento más proximal del miembro inferior izquierdo a la altura que permitiese la presencia o ausencia de la prótesis, entre la articulación de la rodilla y la articulación de la cadera, tratando de ubicarse al mismo nivel que la IMU 3.
2	Superficie de la región lumbar de la espalda entre el nivel de las vértebras L1 y L5, acercándose lo más posible a L5.
3	Superficie lateral del segmento más proximal del miembro inferior derecho a la altura que permitiese la presencia o ausencia de la prótesis, entre la articulación de la rodilla y la articulación de la cadera, tratando de ubicarse al mismo nivel que la IMU 1.

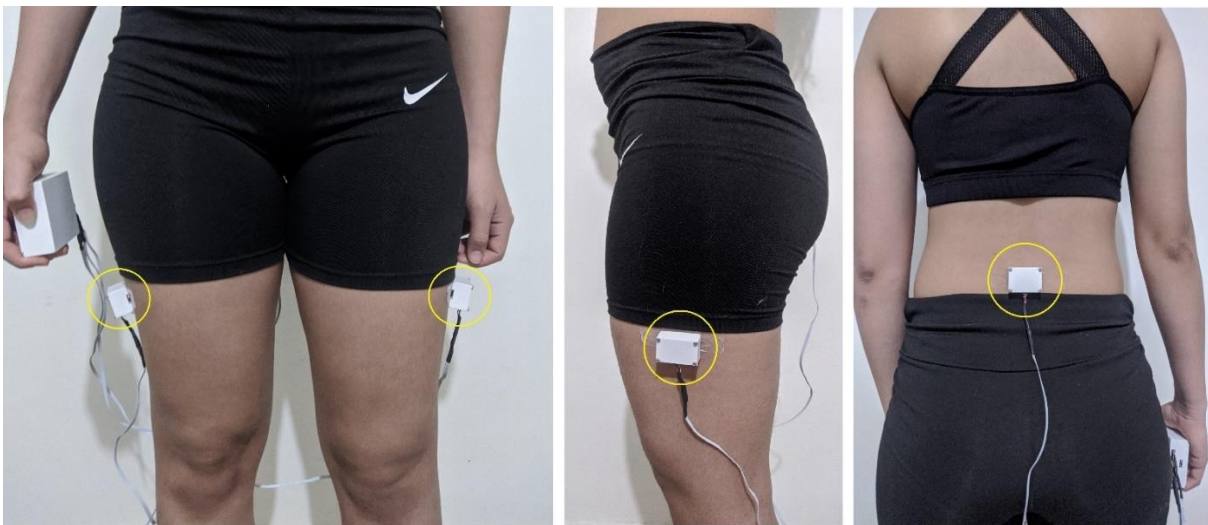


Fig. 14. Ubicación aproximada de las IMU sobre los sujetos para la realización de la prueba 10MWT.

El tamaño de la muestra mínima de sujetos usuarios de prótesis de miembro inferior, para la evaluación del desempeño del sistema en la generación de indicadores de simetría, se estableció con base en el método propuesto por Walter et al. [24], donde al establecer que se realizarían tres pruebas 10MWT por sujeto, una confiabilidad mínima del 60% y una confiabilidad ideal del 90% en los resultados del estudio, el mínimo de sujetos era de 12.8, lo cual se aproximó a 13 usuarios de prótesis como mínimo.

Según lo anterior, las pruebas se realizaron en las instalaciones de la Corporación Mahavir Kmina, entidad sin ánimo de lucro que brinda prótesis y seguimiento a amputados de miembro inferior de manera gratuita. El 10MWT se realizó tres veces tomando mediciones con el sistema sobre 14 sujetos con prótesis de miembro inferior, contando entre ellos con 11 amputados transtibiales y 3 amputados transfemorales, además, como muestra control para realizar una comparación entre grupos se realizó también la prueba tres veces con 12 sujetos sanos, para un total de 26 sujetos y 78 archivos que fueron procesados para obtener indicadores de simetría.

Teniendo en cuenta que los datos a analizar son cuantitativos, que el análisis se realiza entre dos grupos independientes y que no se realizó una caracterización de la distribución de datos para comprobar si la distribución seguía el patrón normal, o de campana de Gauss, se decidió entonces realizar la obtención del valor-p de significancia mediante la prueba U de Mann-Whitney-Wilcoxon.

- 4.1. La evaluación de hipótesis se realizó inicialmente agrupando en Amputados y Sanos, obteniendo el respectivo valor de significancia para refutar o no la hipótesis nula, además, se realizó la representación en diagramas de cajas y bigotes para cada variable, comparando dichos grupos.
- 4.2. Debido a la distribución de datos observada en los diagramas de cajas y bigotes obtenida en la primera agrupación, se decidió subdividir el grupo de Amputados para generar tres grupos: Transtibiales, Transfemorales y Sanos. Se realizó el respectivo cálculo del valor de significancia y se obtuvieron nuevos diagramas de cajas y bigotes.

## VII. RESULTADOS Y ANÁLISIS

### 1. *Desarrollo y fabricación de prototipo de un sistema de medición de variables inerciales basado en tres IMU que permita capturar curvas asociadas al movimiento de tres de los segmentos del tren inferior*

#### 1.1. Familiarización con sistema de dos IMU

El proceso de ingeniería inverso realizado sobre el sistema de dos IMU del cual se partió, permitió encontrar, en primer lugar, la composición que se presenta en la Fig. 15 en forma de diagrama de conexiones, como se puede observar el centro de control del sistema es el microcontrolador Feather M0 LE de Adafruit, el cual se encuentra conectado a dos IMU de referencia BNO055 de Adafruit, mediante un canal de comunicación basado en el protocolo de comunicación I2C, el cual requiere de las dos resistencias de pull-up, una de ellas en la línea de transmisión de datos SDA y, la otra, en la línea de señal de reloj SCL. Cabe resaltar también la conexión que hay entre el voltaje de alimentación y el pin ADDR de una de las IMU, debido a su gran importancia para garantizar el correcto funcionamiento del sistema, gracias a que dicha conexión permite cambiar la dirección I2C por defecto de la IMU, pasando de 0x28 a 0x29, evitando los errores en la comunicación I2C que se generarían al tener dispositivos con la misma dirección en un canal I2C. Por último, el sistema es alimentado mediante la conexión del microcontrolador a una batería de litio, controlando el encendido o apagado del sistema mediante un switch.

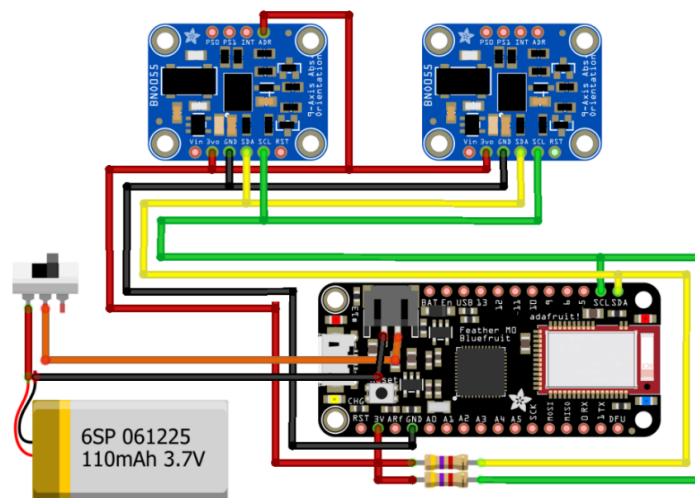


Fig. 15. Diagrama de conexiones del sistema de dos IMU del cual se parte para el desarrollo del proyecto. Fuente [9].

Adicionalmente, se encontró que su microcontrolador se puede programar con el Entorno de Desarrollo Integrado de Arduino, sin embargo, se debe realizar antes el siguiente procedimiento:

- i. Ingresar a la sección Herramientas en el menú principal de Arduino IDE
- ii. Ubicar el ratón sobre la casilla de Placa.
- iii. Dar clic en la sección Gestor de tarjetas que se encuentra en el menú que se ha desplegado.
- iv. En la ventana que se abre seleccionar Todos en el selector de tipo, y escribir en la caja de texto del buscador el término *Adafruit SAMD Boards*
- v. Verificar que dentro de las tarjetas incluidas en el paquete se encuentre aquella con el nombre *Adafruit Feather M0*, y pulsar el botón de Instalar.
- vi. Reiniciar Arduino IDE para que se realicen los cambios.
- vii. Ingresar nuevamente a la casilla de Placa en la sección de Herramientas de Arduino IDE.
- viii. Ubicarse sobre Adafruit SAMD (32-bits ARM Cortex-M0+ and Cortex-M4) Boards
- ix. Seleccionar la tarjeta Adafruit Feather M0

Una vez completado el proceso anterior, se debe conectar el microcontrolador al computador donde se ha desarrollado el código en Arduino IDE, mediante el puerto micro USB del Feather M0 LE.

Por otra parte, para utilizar las IMU BNO055 se deben agregar algunas librerías al entorno de desarrollo y realizar su respectiva inclusión en el programa del microcontrolador, estas son: *Adafruit\_Sensor.h*, *Adafruit\_BNO055.h*, *imumaths.h* de *utility*, *Adafruit\_BLE.h*, *Adafruit\_BluefruitLE\_SPI.h*, *Adafruit\_BluefruitLE\_UART.h*, *BluefruitConfig.h*. Estas pueden agregarse mediante el gestor de bibliotecas del IDE de Arduino.

En el proceso de análisis del firmware del microcontrolador se encontró que su estructura es la siguiente:

Se definen los objetos que corresponden a las dos IMU, se define la conexión bluetooth y se espera a que esta se logre establecer para continuar con la calibración de los sensores. Durante la calibración de las IMU, a cada una se le solicita su estado de calibración, recibiendo de estas un valor de 0 a 3 en cuatro variables diferentes, correspondientes al estado de calibración de los sensores giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, y, por último, el sistema de control de la IMU, donde 0 indica que no ha sido calibrado y 3 indica la calibración en todos grados de libertad de los sensores. Los datos enviados por bluetooth al teléfono con la aplicación de Android antes de que la calibración se termine satisfactoriamente, corresponden al valor entre 0 y 3 del total de las 12

variables de calibración de los 3 sensores, de esta forma, desde la aplicación se impide el almacenamiento de datos de medición si aún no se han calibrado las IMU.

Para la calibración de los sensores se deben seguir diferentes procedimientos, para el giroscopio basta con dejar en reposo estático el sensor sobre una superficie plana, para el magnetómetro se debe balancear la IMU en todas las direcciones, para finalmente calibrar el acelerómetro girando  $360^\circ$  el sensor respecto a uno de los dos ejes paralelos a la superficie de apoyo, realizando pausas aproximadamente cada  $45^\circ$ .

Respecto al envío de información se encontró que para cada muestreo de todas las variables se almacena en un buffer, en primer lugar, una marca de tiempo, posteriormente las aceleraciones en cada uno de los ejes del sensor y, por último, la rotación en cada eje en formato de cuaternión, debido a que este formato soluciona un problema conocido como bloqueo de cardán. La marca de tiempo consume por defecto 4 bytes, y cada variable consume 2 bytes por eje, adicionando la cuarta variable de la componente  $w$  de los cuaterniones se obtiene un buffer de 32 bytes, sin embargo, el sistema cuenta con una optimización en el envío de la información mediante bluetooth, la cual logra crear un vector o buffer de información que envía la información mediante 28 bytes, lo que corresponde a una reducción de 4 bytes respecto a los 32 originales.

En la Fig. 16 se puede observar el buffer optimizado, el cual se crea aprovechando una de las propiedades de los cuaterniones unitarios que permite calcular la magnitud de una de las cuatro componentes si se conoce la magnitud de las otras tres, siendo necesario enviar únicamente el signo de dicha componente a calcular luego del envío. Dicho signo se envía para cada IMU en los dos primeros bits del cuarto byte del buffer. Cabe resaltar que, aunque lo anterior reduce la capacidad de conteo de tiempo, el cambio es despreciable teniendo en cuenta que las pruebas que se realizan con dicho dispositivo requieren un tiempo mucho menor al tiempo máximo que puede contar el microcontrolador. Para finalizar el programa del microcontrolador, el buffer es enviado mediante una estructura de comunicación serial a través de módulo bluetooth de baja energía del microcontrolador, luego de atravesar una etapa de encriptado y conversión a una cadena de texto en la que se adiciona al final la clave necesaria para desencriptar la información.

Posición	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	...
Variable	tiempo bits 26-31	tiempo bits 16-23	tiempo bits 8-15	Signo w28 + Signo w29 + tiempo bits 2-7	Ax28	Ax28	Ay28	Ay28	Az28	Az28	Ax29	Ax29	...

12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27
Ay29	Ay29	Az29	Az29	Rx28	Rx28	Ry28	Ry28	Rz28	Rz28	Rx29	Rx29	Ry29	Ry29	Rz29	Rz29

Fig. 16. Buffer de información que se envía mediante Bluetooth LE al teléfono inteligente con una aplicación de Android desarrollada para el sistema.

En la etapa posterior del flujo de información se encuentra la aplicación de Android, la cual hace parte del sistema de dos IMU del cual se parte para el presente proyecto, sus funciones principales son permitir la visualización en tiempo real de las variables recibidas desde el microcontrolador, almacenar temporalmente dichos datos y, enviarlos mediante un protocolo de transferencia de datos HTTP hacia una página web construida en el lenguaje PHP, cuya función consiste en recibir la información y realizar las consultas necesarias mediante SQL para guardar la información en una base de datos cuyas tablas fueron propiamente construidas.

Las últimas etapas encontradas en el proceso de ingeniería inversa son aquellas relacionadas al tratamiento de las señales, iniciado por un algoritmo de Python que permite descargar la información de la base de datos mediante la librería PyMySQL, además de realizar la exportación de datos en archivos en formato CSV, los cuales son finalmente procesados a través del software libre Octave que permite ejecutar scripts en lenguaje MATLAB, de manera que, a partir de los datos brutos, se pueden obtener las variables de interés mediante operaciones con los datos importados. En la Fig. 17 se presenta un diagrama del flujo de información desde los sensores hasta el software Octave.

## 1.2. Pruebas de funcionamiento del sistema de medición con dos IMU.

Las pruebas de funcionamiento del sistema de dos IMU para la medición de ángulo de lordosis en la etapa de familiarización con el sistema de partida, generó información como la presentada en la Fig. 18, en la realización de una flexión máxima de cadera, seguida de una

extensión máxima de cadera, donde el sujeto permaneció de pie y portaba el sistema de dos IMU como se mostró en la Fig. 8.b.

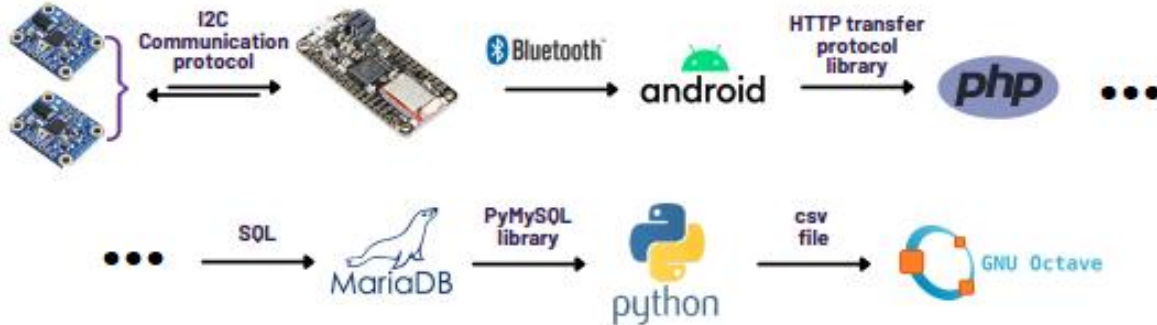


Fig. 17. Diagrama etapas identificadas en el flujo de datos en el sistema de dos IMU de partida.

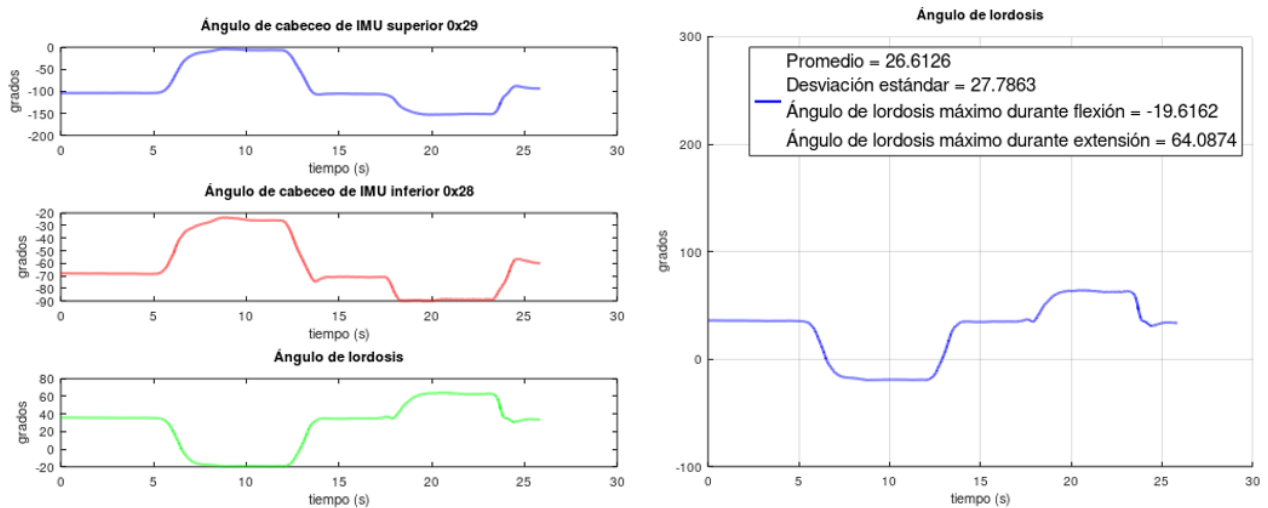


Fig. 18. Ejemplo de las curvas y la información obtenida mediante el sistema de dos IMU tras realizar el procesamiento de una prueba de flexión y extensión máxima de cadera permaneciendo de pie.

### 1.3. Identificación de limitaciones y posibles soluciones para adicionar tercera IMU.

En el proceso de identificación de limitaciones para la adición de una tercera IMU al sistema se identificó una única limitante proveniente del protocolo de comunicación entre el microcontrolador Adafruit Feather M0 LE y las IMU Adafruit BNO055, y es que como se explicó previamente, el protocolo de comunicación I2C requiere que cada dispositivo posea una dirección diferente, de manera que una vez el maestro de órdenes a un esclavo, la respuesta sea generada por



un único dispositivo, debido a que, si se generan respuestas de varios de ellos a causa de poseer la misma dirección I2C, se generarán problemas en la transmisión de la información.

La presencia de dos IMU Adafruit BNO055 no es problemática debido a que la soldadura del pin ADDR de la IMU al pin 3V de la misma permite modificar la dirección I2C por defecto, pasando de 0x28 a 0x29, ambas representadas en base hexadecimal, de forma que soldando dichos pines en sólo una de las dos IMU se obtienen dos direcciones diferentes y así el microcontrolador puede comunicarse separadamente con cada IMU. Sin embargo, la adición de una tercera IMU genera conflicto debido que no es posible generar una tercera dirección I2C diferente a las anteriores, de forma que se tendrían dos IMU con la misma dirección y la tercera IMU con una dirección diferente, lo que produciría conflictos en la comunicación.

Respecto a las posibles soluciones, se encontraron diferentes tipos, algunas de ellas basadas en software y una de ellas basada en hardware. Dentro de las posibles soluciones por software se encontraron librerías como SoftI2Cmaster [25] y SoftWire [26] para Arduino, sin embargo, la opción por hardware fue elegida por su simplicidad y mejor compatibilidad con los componentes fabricados por Adafruit, dicha solución corresponde al multiplexor TCA9548A de Adafruit (Ver Fig. 19), cuya función consiste en multiplexar la comunicación I2C bidireccional entre un dispositivo maestro, que se conecta a los pines SDA y SCL del multiplexor que se denominan entradas, y 8 canales I2C de salida. Según lo anterior, contar con diferentes canales I2C permite tener dispositivos con la misma dirección I2C siempre y cuando éstos se encuentren en canales diferentes, siendo incluso innecesario soldar el pin ADDR de cualquiera de las tres IMU a un alto lógico.



Fig. 19. Multiplexor TCA9548A de Adafruit con 1 canal de entrada y 8 canales de salida para comunicación bidireccional I2C. Fuente [27].



#### 1.4. Construcción del prototipo del sistema de medición de tres IMU.

El prototipo para realizar pruebas de concepto del sistema de tres IMU se presenta en la Fig. 20, en el cual se observan, como diferencias respecto al sistema de dos IMU, la presencia de la tercera IMU y del multiplexor Adafruit TCA9548A como etapa intermedia en la comunicación entre el microcontrolador Adafruit Feather M0 y las tres IMU Adafruit BNO055, además, la adición de tres LED como indicadores visuales de calibración satisfactoria para cada IMU y cuatro resistencias de pull up que completan las seis resistencias necesarias para los tres canales I2C de salida diferentes. Es importante aclarar que a pesar de realizar comunicación I2C entre el microcontrolador y el multiplexor, no es necesario adicionar resistencias de pull-up a las líneas SDA y SCL debido a que estas se encuentran integradas en la tarjeta del multiplexor, únicamente para el canal de entrada. En la Fig. 21 se puede observar el sistema construido en la placa de pruebas para la realización de la prueba de concepto del sistema.

La adición del multiplexor y la nueva cantidad de datos correspondiente a tres IMU requirió de modificaciones, comenzando por el código del Adafruit Feather M0 LE, se adicionó la librería *Wire.h* y una función que permite seleccionar y cambiar entre los canales del multiplexor antes de enviar cualquier orden o mensaje mediante I2C. Dicha función fue implementada en los lugares requeridos, tal y como en los procesos cíclicos de calibración y muestreo (Ver Fig. 22.a.), y adicionalmente, se agregaron variables y se modificó el buffer según la cantidad de variables adicionadas al sistema por las mediciones de la IMU adicional.

Cabe resaltar que se conservó la lógica de optimización del buffer de datos a pesar del incremento de su tamaño, de forma que en el cuarto byte del buffer se hizo uso de un bit adicional para el almacenamiento del signo de la componente  $w$  del cuaternión de rotación de la tercera IMU y, a pesar de reducirse aún más el límite de conteo de tiempo, dicha capacidad sigue siendo más que suficiente para las condiciones de uso previstas para el sistema, debido a que el nuevo límite de conteo de tiempo es de aproximadamente 6 días con 5 horas y 7 minutos y, las pruebas a realizar tomarían en cualquier caso menos de un minuto de registros.

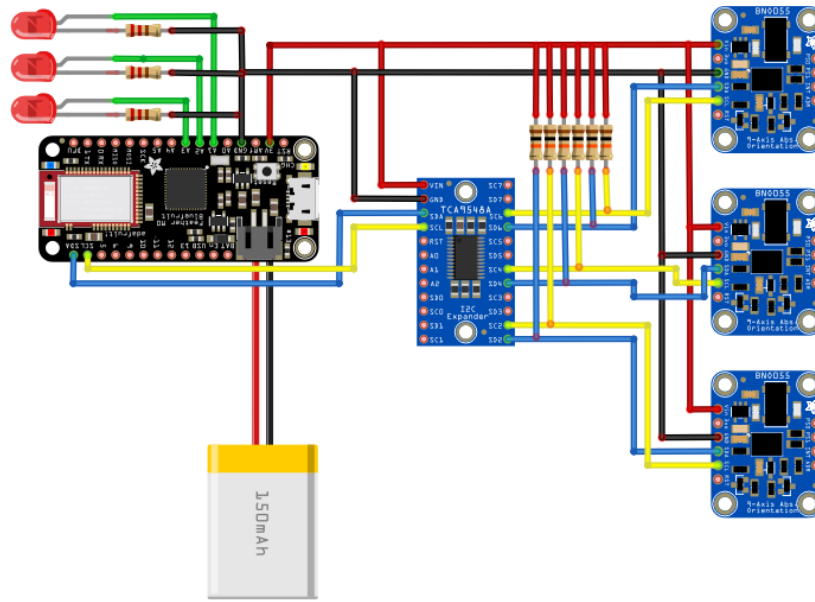


Fig. 20. Diagrama de conexiones para el sistema de tres IMU.

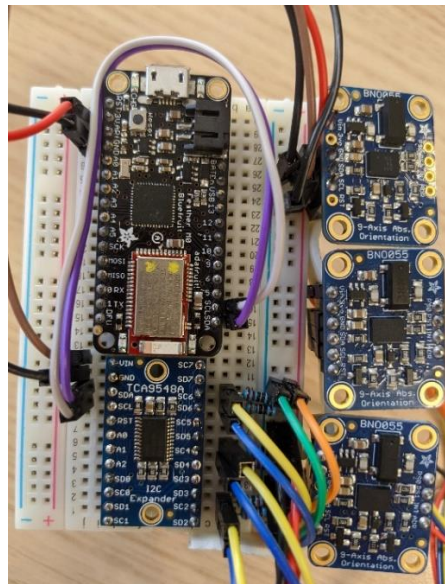


Fig. 21. Sistema construido para la realización de la prueba de concepto de un sistema de 3 IMU utilizando un multiplexor como solución a la limitación de las direcciones I2C.

Respecto a las demás fases, no fue necesario incluir nuevas librerías o componentes, sino únicamente la adición de variables y aumento de tamaño en entornos de almacenamiento y envío de información, por ejemplo, el aumento de curvas a graficar en la aplicación de Android, el aumento de columnas en la tabla de almacenamiento en la base de datos (Ver Fig. 22.b.), entre otros.

**a)**

```

if(notCalibrated){
uint8_t systemIMU1, gyroIMU1, accelIMU1, magIMU1;
uint8_t systemIMU2, gyroIMU2, accelIMU2, magIMU2;
uint8_t systemIMU3, gyroIMU3, accelIMU3, magIMU3;
→ tcasselect(2);
systemIMU1 = gyroIMU1 = accelIMU1 = magIMU1 = 0;
IMU1.getCalibration(&systemIMU1, &gyroIMU1, &accelIMU1, &magIMU1);
→ tcasselect(4);
systemIMU2 = gyroIMU2 = accelIMU2 = magIMU2 = 0;
IMU2.getCalibration(&systemIMU2, &gyroIMU2, &accelIMU2, &magIMU2);
→ tcasselect(6);
systemIMU3 = gyroIMU3 = accelIMU3 = magIMU3 = 0;
IMU3.getCalibration(&systemIMU3, &gyroIMU3, &accelIMU3, &magIMU3);

if(systemIMU1+gyroIMU1+accelIMU1+magIMU1 > 11 ){//12-1
Serial.println("IMU 1 CALIBRATED");
digitalWrite(pinLED_IMU1,HIGH);
}
if(systemIMU2+gyroIMU2+accelIMU2+magIMU2 > 11 ){//12-1
Serial.println("IMU 2 CALIBRATED");
digitalWrite(pinLED_IMU2,HIGH);
}
if(systemIMU3+gyroIMU3+accelIMU3+magIMU3 > 11 ){//12-1
Serial.println("IMU 3 CALIBRATED");
digitalWrite(pinLED_IMU3,HIGH);
}

```

**b)**

practica trametroisimu
idTest: int(11)
TimeMs: int(11)
AxIMU1: float
AyIMU1: float
AzIMU1: float
AxIMU2: float
AyIMU2: float
AzIMU2: float
AxIMU3: float
AyIMU3: float
AzIMU3: float
RwIMU1: float
RxIMU1: float
RyIMU1: float
RzIMU1: float
RwIMU2: float
RxIMU2: float
RyIMU2: float
RzIMU2: float
RwIMU3: float
RxIMU3: float
RyIMU3: float
RzIMU3: float

Fig. 22. Ejemplos de modificaciones en las etapas para el sistema de tres IMU con multiplexor. A) Las flechas rojas resaltan el uso de la función que permite seleccionar entre canales en Arduino. B) Estructura de la nueva tabla en la base de datos.

## 2. Realización de pruebas de concepto sobre el prototipo que permitan hacer las respectivas correcciones y poder fabricar el sistema de medición final

### 2.1. Pruebas de concepto de sistema de medición de tres IMU

El resultado de las pruebas de concepto del sistema de tres IMU se muestra en la Fig. 23, donde se muestran capturas de pantalla de la graficación en tiempo real de las nueve curvas correspondientes a las mediciones de las tres IMU en funcionamiento. De esta manera, se puede considerar que las etapas de ingeniería inversa y desarrollo del prototipo para el sistema de tres IMU, incluyendo la elección del multiplexor como solución a la limitación de las direcciones I2C, fueron fructíferas y exitosas, al lograr el funcionamiento y comunicación de un microcontrolador con tres IMU, para la captura, envío, graficación en tiempo real y almacenamiento de dichas señales, que serían de utilidad para la posterior evaluación de dicho sistema como herramienta para la obtención de indicadores de simetría de la marcha.

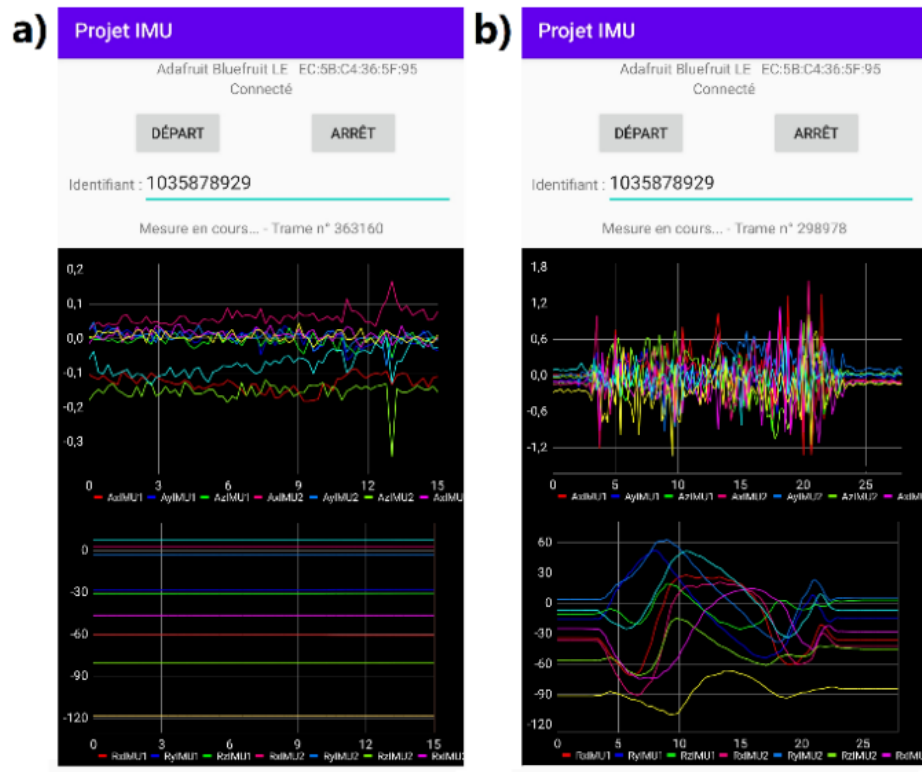


Fig. 23. Gráficas en tiempo real de los datos de tres IMU en un smartphone. A) Curvas obtenidas en posiciones estáticas y diferentes entre sí. B) Curvas obtenidas al mover de forma simultánea las IMU partiendo de posiciones iniciales diferentes entre sí. (aceleración en la parte superior y ángulos de rotación en la parte inferior)

## 2.2. Diseño y fabricación de tarjeta electrónica.

El esquemático generado para la tarjeta electrónica, con base en el diagrama de la Fig. 20, en el software de diseño de tarjetas PCB KiCad se presenta en la Fig. 24, identificando, de izquierda a derecha, pines header que faciliten a futuro el acceso a los pines del microcontrolador en caso de llegar a ser necesario, el microcontrolador Adafruit Feather M0 LE y, a su derecha, el multiplexor Adafruit TCA9548A y las resistencias de pull up para los canales de salida I2C, finalizando dicha sección con los conectores o puertos para conectar las líneas de alimentación, tierra y comunicación I2C de cada una de las IMU. En la parte inferior se observan los agujeros de montaje que facilitaron la fijación de la tarjeta a su carcasa y, los LED indicadores de calibración.

De dicha tarjeta electrónica, se presenta su última versión en la Fig. 25.a. en la interfaz de diseño de KiCad y, en la Fig. 25.b., el resultado de la fabricación

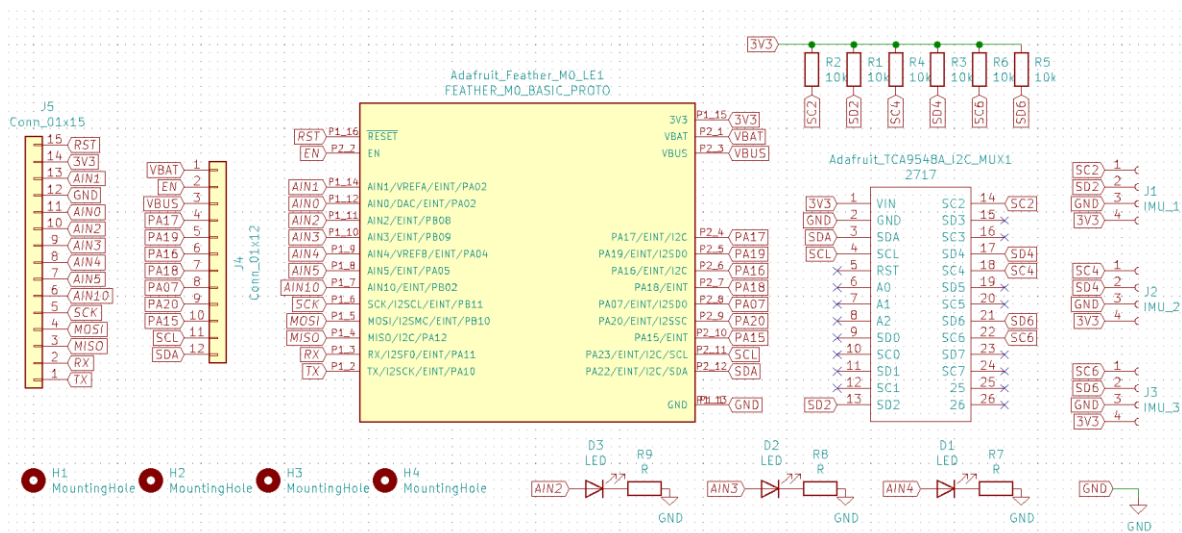


Fig. 24. Esquemático del circuito para un sistema de tres IMU elaborado con KiCad para el diseño de la tarjeta PCB.

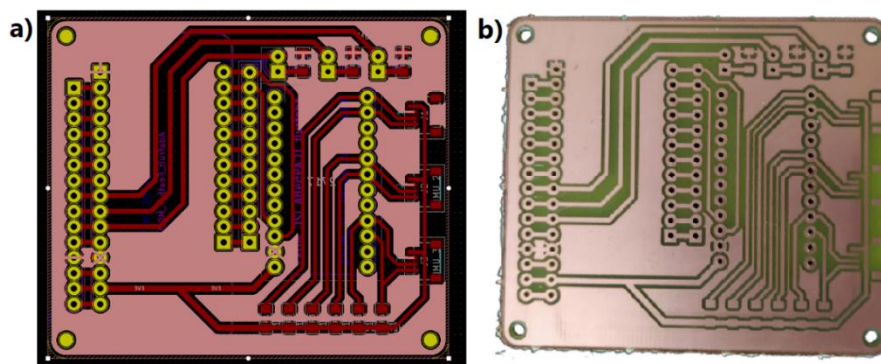


Fig. 25. Tarjeta PCB para el sistema de tres IMU. A) Diseño en interfaz de huellas de KiCad. B) Resultado de fabricación de la tarjeta PCB.

La tarjeta electrónica completamente ensamblada, con todos los elementos soldados se presenta en la Fig. 26, donde se muestran las dos caras del sistema electrónico final, identificando en la cara inferior, que se muestra a la izquierda, las pistas de conexión, las resistencias de pull up conectadas a los canales de comunicación I2C, las resistencias de regulación de corriente de los LED y los conectores tipo JST – SH, que fueron seleccionados debido a su amplia incorporación en los sistemas de conexión rápida de Adafruit. En la cara superior que se muestra a la derecha, se observa el microcontrolador Feather M0 LE, el multiplexor TCA9548A, los LED indicadores de calibración satisfactoria y, finalmente, los pines header de conexión rápida.



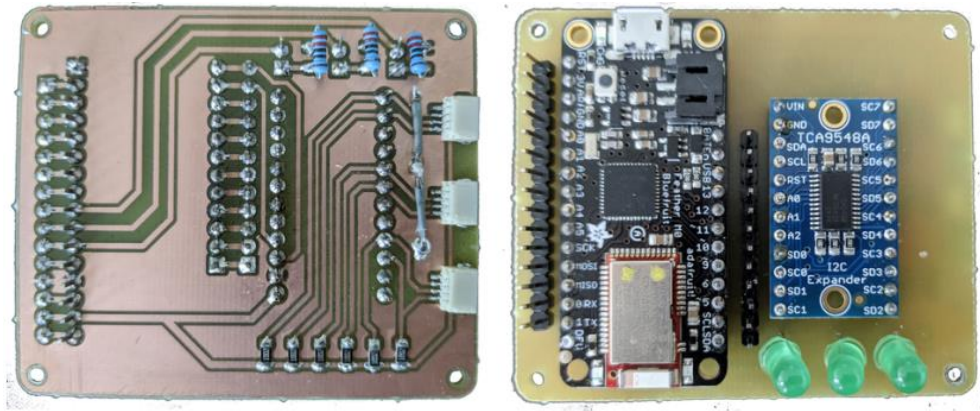


Fig. 26. Caras inferior y superior del sistema electrónico ensamblado en tarjeta PCB.

Según el resultado observado en la Fig. 26, se puede considerar exitosa la etapa de diseño de la tarjeta electrónica para la obtención de un sistema electrónico compacto y robusto, debido a que la soldadura de los elementos se logró realizar de manera efectiva, y además, al evitarse la comunicación por cables soldados entre sí o acoplados mediante elementos de conexión rápida, el sistema adquirió un riesgo menor a desconexión de componentes, brindándole una mayor resistencia a las vibraciones a las que el sistema se sometería posteriormente en la fase de pruebas de caminata para evaluar su desempeño en la generación de indicadores de simetría.

### 2.3. Diseño y fabricación de piezas de acople y carcasas.

En la Fig. 27 se muestran separadas por colores algunas de las vistas principales de las piezas diseñadas utilizando Autodesk Inventor, además de una representación renderizada del ensamblaje de las piezas. En dicha figura se identifica la base de la carcasa principal con el color verde, la cual fue diseñada a partir de las medidas de la tarjeta PCB debido a que ésta se ubicaría allí, en dicha pieza se pueden identificar diferentes aberturas que sirven para la salida de cables para la conexión de las IMU y adaptadores de corriente para la carga de la batería de litio, como también se visualizan sistemas de sujeción para elementos como un switch de encendido y apagado del sistema. La tapa o cobertura de la pieza anterior se identifica con el color naranja, sobre la cual se diseñó el sistema de rieles.

Las recién mencionadas carcasas de las IMU se reconocen mediante el color morado, contando con los agujeros para la fijación de la tarjeta BNO055, un agujero donde se fijaría

posteriormente un conector hembra JST – SH que se soldaría a los respectivos pines para conectar de manera fácil y segura las IMU con la tarjeta PCB y, finalmente, en su cara inferior se tiene el agujero de geometría trapezoidal que permite la fijación en los rieles mencionados en el párrafo anterior. Adicionalmente, se observa el diseño de las tapas para las carcasas de las IMU en color azul, y un accesorio de funcionalidad estética en color naranja, que se ubica en la región del switch de encendido y apagado para la cobertura de la tarjeta de dicho switch. Finalmente, se puede observar el ensamble simulado en vista 3D de las piezas diseñadas.

#### 2.4. Ensamble de dispositivo, pruebas de desempeño y ajustes.

En la Fig. 28 se puede apreciar el resultado final de la etapa dos de la metodología del proyecto en cuestión, donde para una visualización más limpia del sistema se usaron cables cortos con conexión JST – SH para la toma de fotografías de las diferentes vistas del sistema final. También, en la Fig. 29 se presenta el sistema con las tres IMU, en su carcasa, separadas de la carcasa de la tarjeta PCB y utilizando los cables de un metro fabricados especialmente para las pruebas 10MWT realizadas. En las pruebas de desempeño del sistema final se observó que el comportamiento fue igual de satisfactorio que aquel mostrado por el sistema en estado de prueba de concepto.

De esta manera, al evidenciar que el sistema definitivo fabricado como un dispositivo compacto, de funcionamiento estable, se puede considerar que en definitiva, es posible el desarrollo de un dispositivo con tres IMU para la captura de variables cinemáticas de la marcha, a pesar de que puede considerarse que el conjunto de carcasas podría realizarse a futuro mediante vaciado, para tener acabados que brinden mayor similitud con los dispositivos médicos comerciales y, que la tarjeta electrónica podría fabricarse de manera más profesional sin aumentar excesivamente el costo del sistema, debido a que la tarjeta finalmente fabricada e implementada sólo cuenta con una cara conductora y no tiene acabados de protección a dicho circuito, por lo que podría desarrollarse un sistema aún más estable y robusto electrónicamente que, incluso podría reducirse en tamaño mediante la implementación de agujeros conductores, vías internas por multicapas en la tarjeta y, la fijación de elementos electrónicos por las dos caras de la tarjeta PCB.

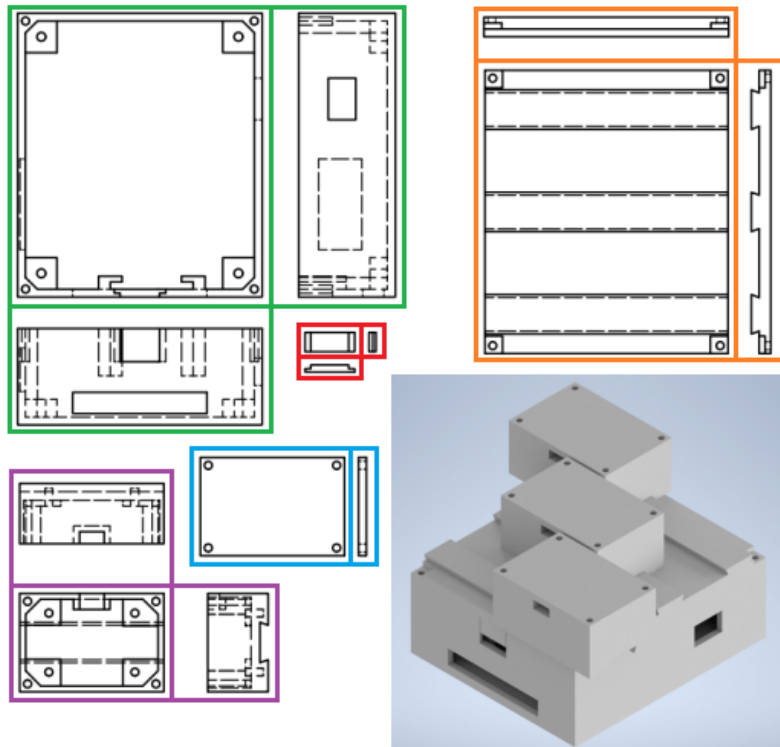


Fig. 27. Vistas de las piezas diseñadas como carcasas y acoples de los elementos electrónicos del sistema de tres IMU, junto con el ensamble simulado de las piezas.

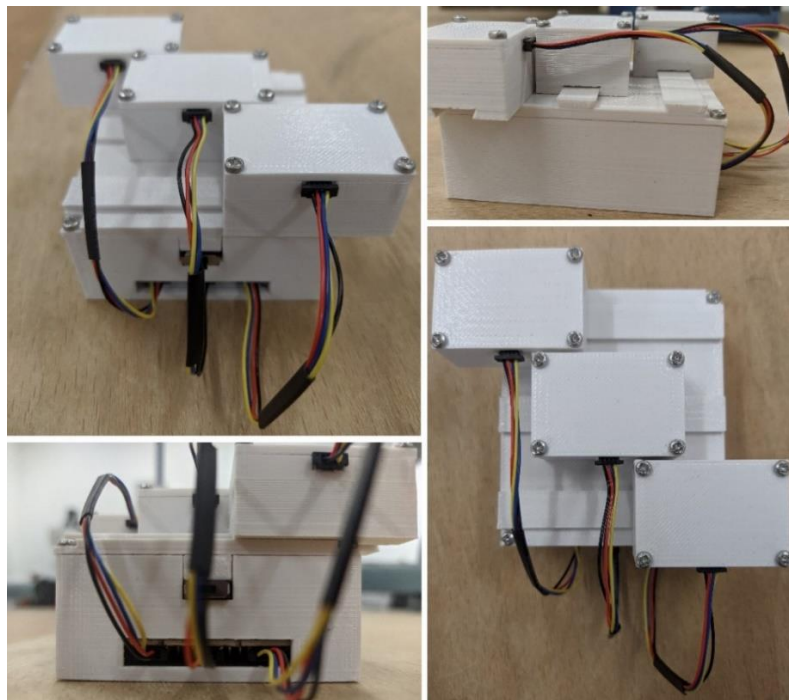


Fig. 28. Sistema de tres IMU ensamblado en su totalidad, con componentes electrónicos debidamente fijados y conectados, utilizando cables JST – SH cortos para mejor visualización. Configuración física del sistema que permite una fácil calibración simultánea.



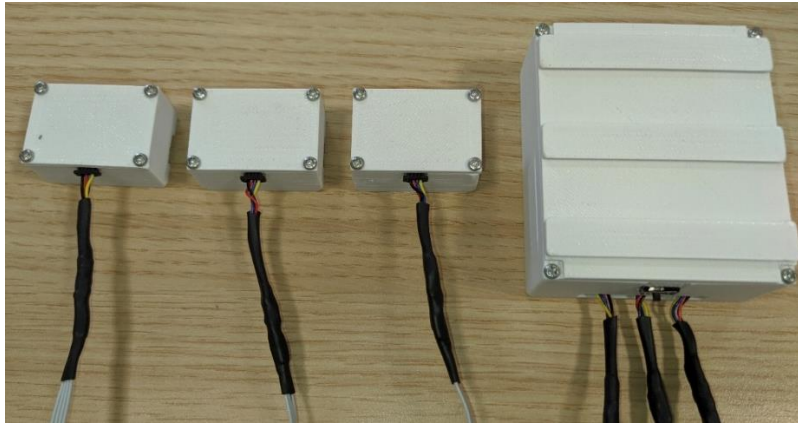


Fig. 29. Sistema de tres IMU ensamblado utilizando cables fabricados de un metro con conexión JST – SH de un metro para las pruebas con usuarios de prótesis de miembro inferior. Configuración física del sistema luego de realizar la calibración y antes de ubicar.

### 3. Desarrollo del algoritmo de procesamiento de las señales adquiridas que permita obtener indicadores relacionados a la simetría o asimetría de la marcha

#### 3.1. Elaboración de script de lectura de datos de tres IMU.

Respecto a la tercera etapa relacionada al desarrollo del procesamiento de señales, el primer resultado se muestra en la Fig. 30, observando la graficación de los datos brutos que se corresponden con: el tiempo, las aceleraciones en los tres ejes de la IMU representadas al lado izquierdo en los colores rojo, verde y azul y, las cuatro componentes de los cuaterniones representadas en el lado derecho en los colores rojo, verde, azul y negro, tanto para la IMU 1 como para las IMU 2 e IMU 3.

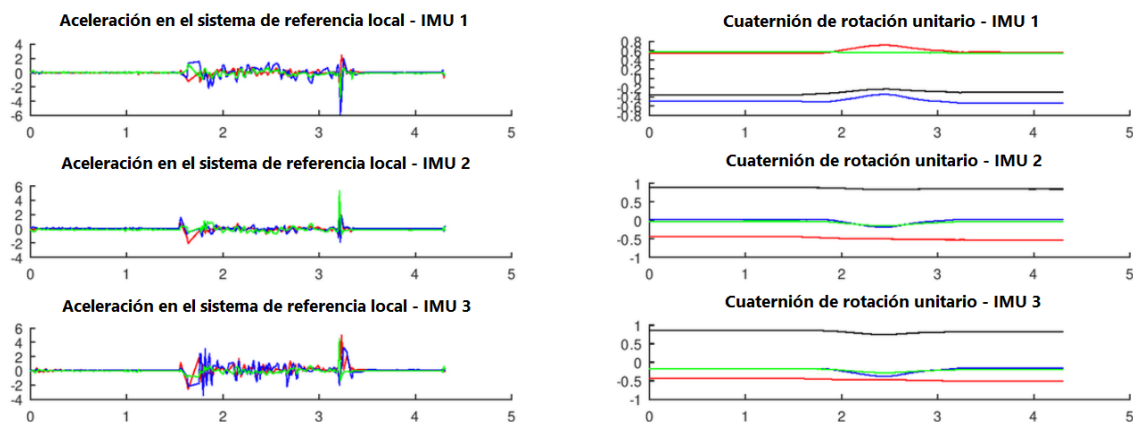


Fig. 30. Datos brutos de las tres IMU tomadas de un archivo en formato CSV, graficados mediante Octave y realizando movimientos con las IMU fijadas a la carcasa de la tarjeta PCB.

### 3.2. Elaboración de script de acondicionamiento de señales para sistema de tres IMU.

En la Fig. 31 se observa el primer resultado de la sección relacionada al acondicionamiento de las señales, presentando dos grupos de señales sin filtrar en las secciones a) y d), que corresponden al movimiento simultáneo de las IMU acoplados a la carcasa de la tarjeta PCB y a una prueba 10 MWT (10 Meters Walk Test [19]) con un sujeto sano, por otra parte, se muestra el efecto logrado de la atenuación de ruido en las secciones b) y d).

Respecto a la Fig. 31, de manera objetiva puede afirmarse que el comportamiento del filtro no es totalmente satisfactorio, debido a que aún hay una leve presencia de los ruidos que se intentan eliminar, además, como se observa principalmente en la sección d, las señales se ven retrasadas fuertemente en las primeras muestras por el efecto de rechazo de cambios repentinos en la señal que genera el método implementado para la reducción del ruido de alta frecuencia. Dichos comportamientos indeseados podrían evitarse mediante la aplicación un proceso de filtrado más riguroso, por ejemplo, utilizando filtros FIR o IIR, a la par que se podría ajustar de mejor manera la banda de transición, la ganancia antes de cierta frecuencia de corte aproximada y la atenuación a partir de dicha frecuencia. A pesar de esto, el resultado se consideró suficientemente bueno, debido a que el efecto de las primeras muestras no afectaría el resultado por la conservación de sólo el 60% central de las señales capturada durante la prueba *10MWT*, conocida como la fase estacionaria de la prueba, además de que la atenuación de ruido lograda mejoró casi en su totalidad las señales más intuitivas que se obtienen a partir de las señales crudas, como se observa a continuación.

El segundo resultado de la sección de acondicionamiento, que corresponde a la conversión de datos crudos a variables más intuitivas, se muestra en las Fig. 32 y Fig. 33 para una prueba 10 MWT. Gracias a la información que se observa en dichas figuras, respecto a la información que se puede analizar de, por ejemplo, las secciones c y d de la Fig. 30, correspondiendo todas a una muestra de *10MWT*, se puede afirmar que el procesamiento de las señales para convertir la información en datos de compresión más intuitiva fue exitoso, debido a que variables como aceleraciones anteroposterior, vertical y mediolateral, junto con ángulos de cabeceo, balanceo y

guiñada, teniendo en cuenta la ubicación de cada sensor, pueden ser analizados por inspección visual de manera más sencilla por parte del personal médico.

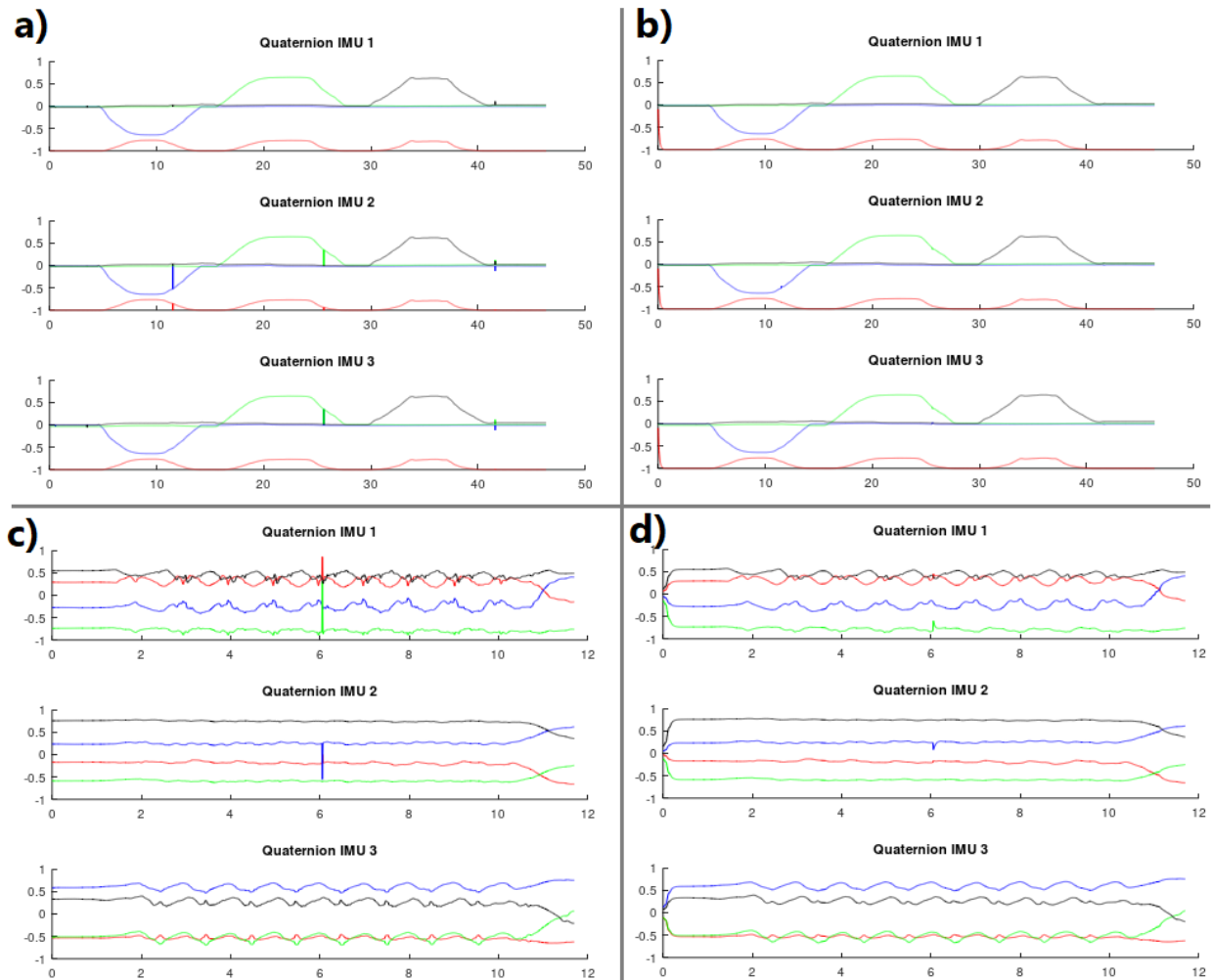


Fig. 31. a) y c) Ejemplos de señales crudas sin filtrado digital de altas frecuencias. b) y d) Ejemplos de señales crudas con filtrado digital de altas frecuencias.

Por otra parte, por la coherencia de los datos visualizados tras la conversión, se puede considerar como un éxito el envío de información comprimida mediante los cuaterniones y el aprovechamiento de sus propiedades, debido a que las señales se transmitieron y reconstruyeron correctamente sin ninguna alteración de la naturaleza de las señales.

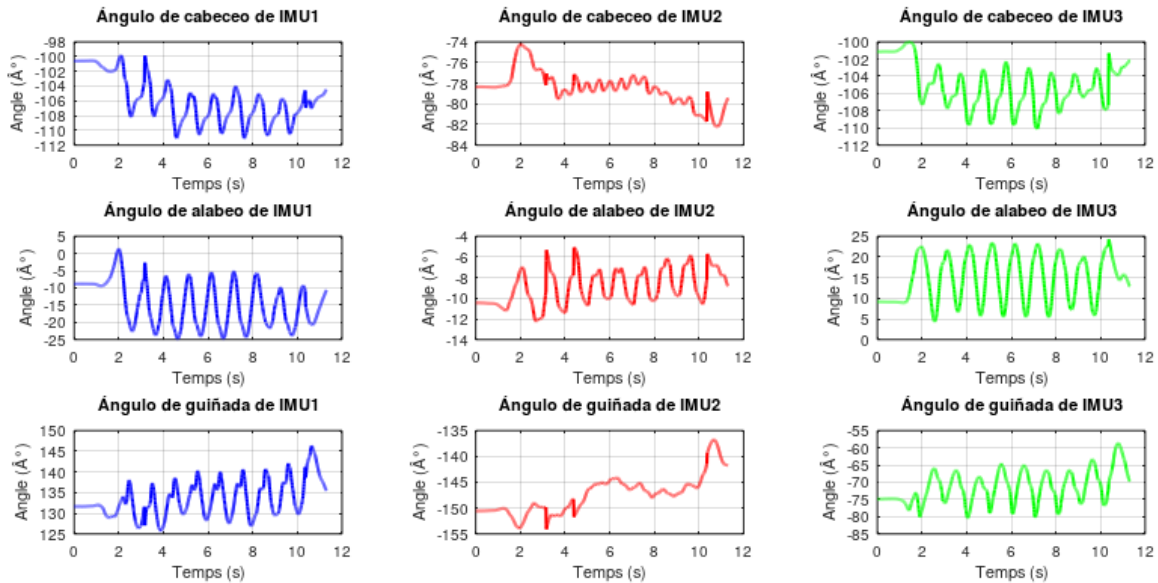


Fig. 32. Ángulos de cabeceo, alabeo y guiñada con sistema de referencia global para las tres IMU.

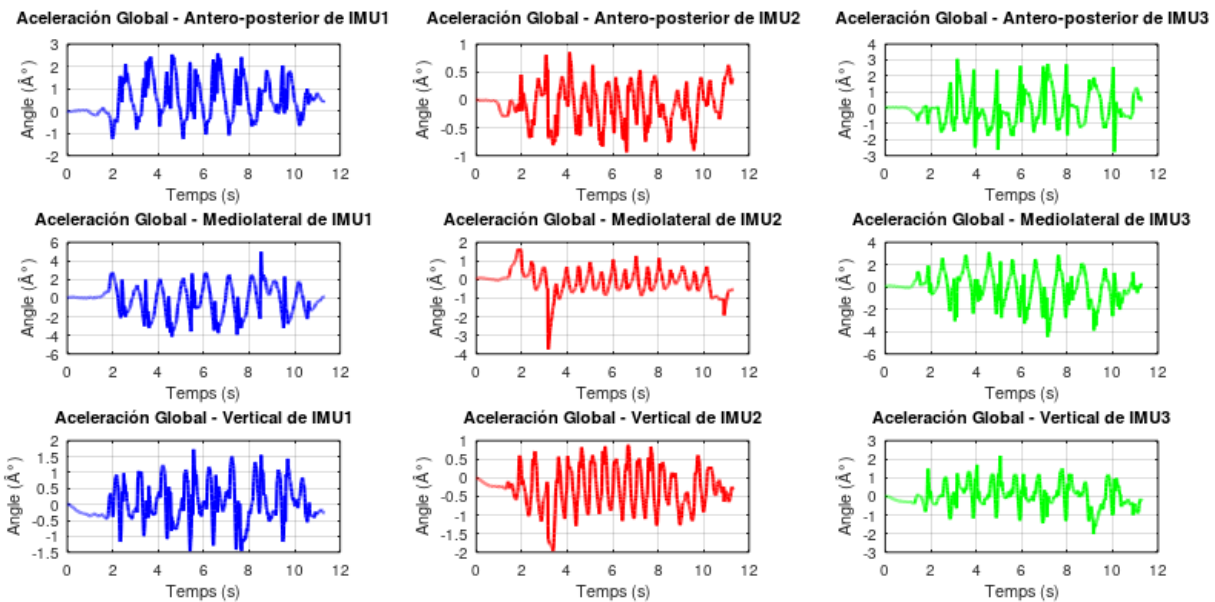


Fig. 33. Aceleraciones anteroposterior, mediolateral y vertical con sistema de referencia global para las tres IMU.

### 3.3. Elaboración de script para generación de indicadores de simetría de la marcha.

Ahora, en la sección de generación de indicadores de simetría, se presenta un ejemplo del primer resultado en las Fig. 34 y Fig. 35. En la Fig. 34 donde se observa la generación de curvas promedio de aceleración en los ejes anatómicos para cada pierna, para una persona sana y para un

usuario de prótesis de miembro inferior y, en la Fig. 35 se presenta el diagrama de potencias que permite el análisis frecuencial de armónicos de las señales promedio de aceleración para cada miembro en un ciclo de marcha.

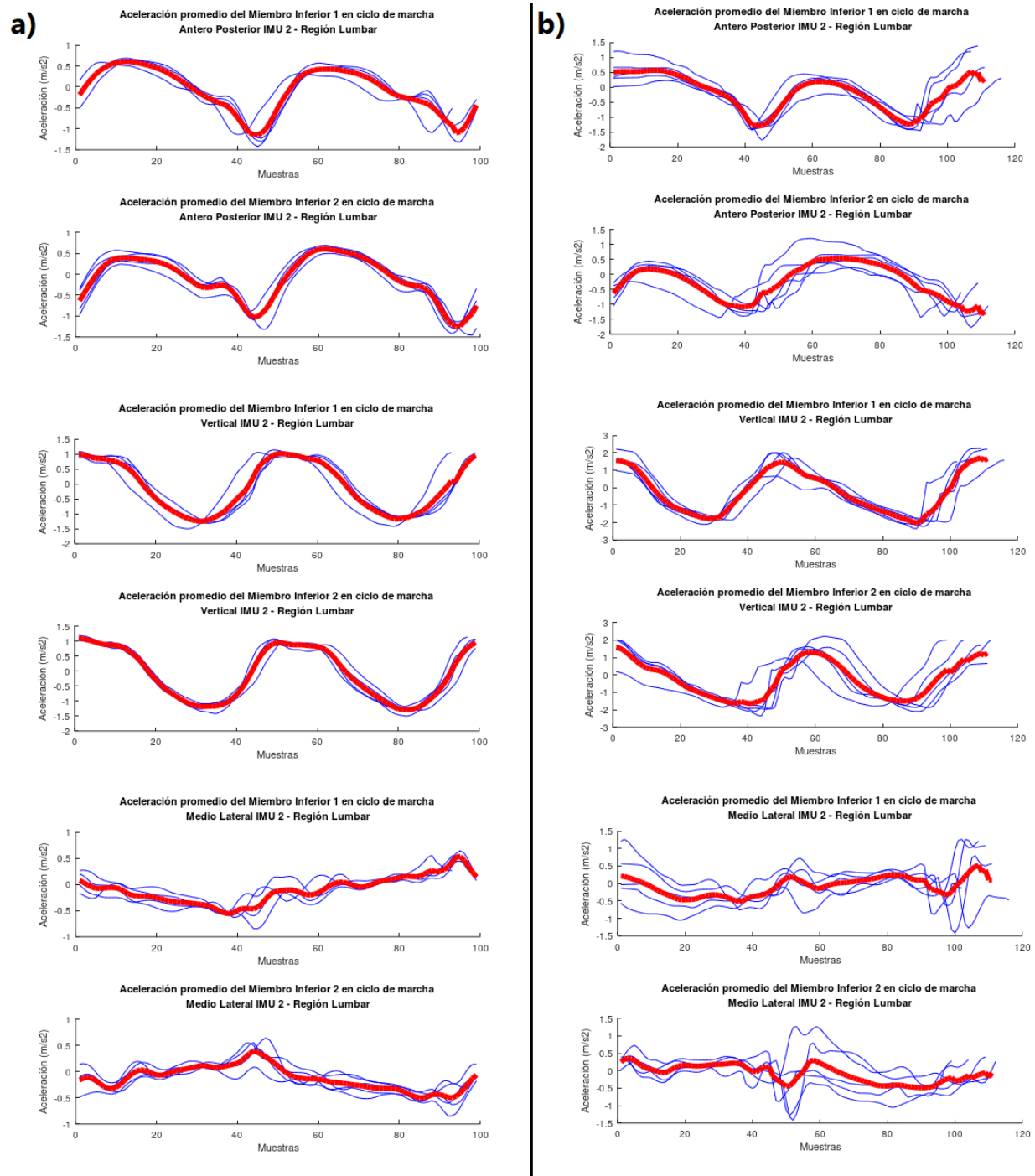


Fig. 34. Curvas de aceleración para un ciclo de marcha promedio, en color azul las curvas de cada ciclo, en color rojo la curva promedio. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha.

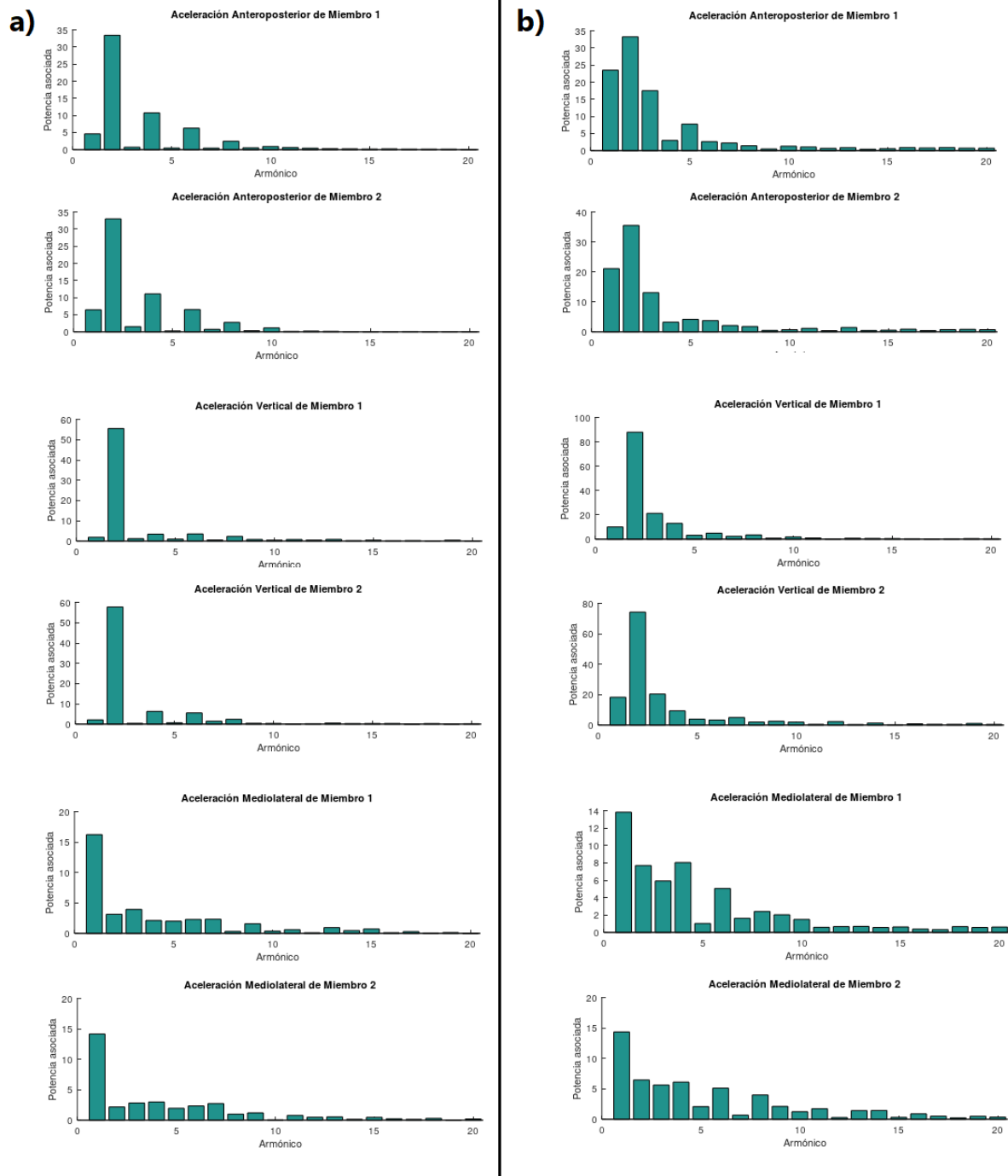


Fig. 35. Diagramas de potencia asociada a los armónicos de la frecuencia dominante del ciclo de marcha promedio de cada miembro, en cada eje anatómico. En correspondencia con los resultados de la Fig. 34. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha.

Por otra parte, el sistema general de generación de indicadores de simetría, elaborado en lenguaje Matlab y ejecutado en Octave, entrega los resultados que se presentan en la Fig. 36, donde se presentan en inglés y abreviados, de manera respectiva y en orden, los siguientes datos:

- 
- Tiempo promedio de paso con miembro 1, en milisegundos.
  - Tiempo promedio de paso con miembro 2, en milisegundos.
  - Diferencia de tiempos promedio de pasos, en milisegundos.
  - Ángulo máximo promedio de inclinación hacia la derecha del tronco, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de inclinación hacia la izquierda del tronco, en grados.
  - Diferencia de ángulos máximos de inclinación del tronco hacia los laterales, en grados
  - Ángulo máximo promedio de flexión del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de extensión del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de flexión del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de extensión del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de flexión entre miembros inferiores, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de extensión entre miembros inferiores, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de abducción del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de aducción del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de abducción del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de aducción del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de abducción entre miembros inferiores, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de aducción entre miembros inferiores, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de rotación externa del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de rotación interna del miembro inferior derecho, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de rotación externa del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Ángulo máximo promedio de rotación interna del miembro inferior izquierdo, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de rotación externa entre miembros inferiores, en grados.
  - Diferencia de ángulos promedio de rotación interna entre miembros inferiores, en grados.
  - Frecuencia dominante en aceleración vertical del ciclo promedio del miembro 1, en Hertz.
  - Relación armónica de la aceleración vertical del ciclo promedio del miembro 1, adimensional.
  - Frecuencia dominante en aceleración vertical del ciclo promedio del miembro 2, en Hertz.
  - Relación armónica de la aceleración vertical del ciclo promedio del miembro 2, adimensional.
  - Frecuencia dominante en aceleración anteroposterior del ciclo promedio del miembro 1, en Hertz.
  - Relación armónica de la aceleración anteroposterior del ciclo promedio del miembro 1, adimensional.
  - Frecuencia dominante en aceleración anteroposterior del ciclo promedio del miembro 2, en Hertz.
  - Relación armónica de la aceleración anteroposterior del ciclo promedio del miembro 2, adimensional.
  - Frecuencia dominante en aceleración mediolateral del ciclo promedio del miembro 1, en Hertz.



- Relación armónica de la aceleración mediolateral del ciclo promedio del miembro 1, adimensional.
- Frecuencia dominante en aceleración mediolateral del ciclo promedio del miembro 2, en Hertz.
- Relación armónica de la aceleración mediolateral del ciclo promedio del miembro 2, adimensional.
- Frecuencia de caminata, en Hertz.

Entre los datos listados anteriormente, con base en los datos presentados en la Fig. 36, se distinguen mediante un subrayado aquellos utilizados para la evaluación de hipótesis, los cuales consisten básicamente de la diferencia entre variables de la misma naturaleza biomecánica, el promedio de relaciones armónicas por tipo de aceleración y, por último, la frecuencia de caminata.

<p><b>a)</b></p> <pre> meanStepTimeLimb1_miliseconds = 534.60 meanStepTimeLimb2_miliseconds = 550.00 timeStepsDifference_miliseconds = 15.400  meanMaxRollAngleRight_degrees = 1.2310 meanMaxRollAngleLeft_degrees = 1.4239 rollDifference_degrees = 0.1928  meanMaxFlexAngleRight_degrees = 10.374 meanMaxExtAngleRight_degrees = 13.381 meanMaxFlexAngleLeft_degrees = 11.059 meanMaxExtAngleLeft_degrees = 12.031 flexDifference_degrees = 0.6845 extDifference_degrees = 1.3492  meanAbdAngleRight_degrees = 2.5586 meanAddAngleRight_degrees = 2.7438 meanAbdAngleLeft_degrees = 2.1734 meanAddAngleLeft_degrees = 2.4353 abdDifference_degrees = 0.3852 addDifference_degrees = 0.3085  meanExtRotAngleRight_degrees = 5.6919 meanIntRotAngleRight_degrees = 5.0602 meanExtRotAngleLeft_degrees = 5.1251 meanIntRotAngleLeft_degrees = 5.8216 extRotDifference_degrees = 0.5668 intRotDifference_degrees = 0.7614  freqDomAccVertLimb1_Hz = 1.8365 HR_accVertLimb1 = 8.2081  freqDomAccVertLimb2_Hz = 1.8365 HR_accVertLimb2 = 12.392  freqDomAccAntPosLimb1_Hz = 1.8365 HR_accAntPosLimb1 = 6.7190  freqDomAccAntPosLimb2_Hz = 1.8365 HR_accAntPosLimb2 = 5.6155  freqDomAccMedLatLimb1_Hz = 0.9183 HR_accMedLatLimb1 = 1.9893  freqDomAccMedLatLimb2_Hz = 0.9183 HR_accMedLatLimb2 = 1.9977  freqGait_Hz = 1.8365 </pre>	<p><b>b)</b></p> <pre> meanStepTimeLimb1_miliseconds = 534.60 meanStepTimeLimb2_miliseconds = 638.00 timeStepsDifference_miliseconds = 103.40  meanMaxRollAngleRight_degrees = 1.8019 meanMaxRollAngleLeft_degrees = 1.5145 rollDifference_degrees = 0.2874  meanMaxFlexAngleRight_degrees = 13.061 meanMaxExtAngleRight_degrees = 14.153 meanMaxFlexAngleLeft_degrees = 13.793 meanMaxExtAngleLeft_degrees = 17.623 flexDifference_degrees = 0.7326 extDifference_degrees = 3.4701  meanAbdAngleRight_degrees = 2.0105 meanAddAngleRight_degrees = 1.8131 meanAbdAngleLeft_degrees = 1.8523 meanAddAngleLeft_degrees = 2.8397 abdDifference_degrees = 0.1582 addDifference_degrees = 1.0266  meanExtRotAngleRight_degrees = 5.9460 meanIntRotAngleRight_degrees = 6.2715 meanExtRotAngleLeft_degrees = 5.8135 meanIntRotAngleLeft_degrees = 5.4646 extRotDifference_degrees = 0.1325 intRotDifference_degrees = 0.8069  freqDomAccVertLimb1_Hz = 1.6380 HR_accVertLimb1 = 2.7843  freqDomAccVertLimb2_Hz = 1.6380 HR_accVertLimb2 = 1.8243  freqDomAccAntPosLimb1_Hz = 1.6380 HR_accAntPosLimb1 = 0.8143  freqDomAccAntPosLimb2_Hz = 1.6380 HR_accAntPosLimb2 = 1.0622  freqDomAccMedLatLimb1_Hz = 0.8190 HR_accMedLatLimb1 = 1.9696  freqDomAccMedLatLimb2_Hz = 0.8190 HR_accMedLatLimb2 = 1.9742  freqGait_Hz = 1.6380 </pre>
--	--

Fig. 36. Resultados entregados por el sistema de procesamiento para generación de indicadores de simetría de la marcha. Figura en correspondencia con las pruebas relacionadas a las Fig. 34 y Fig. 35. a) Sujeto Sano b) Usuario de prótesis de miembro inferior con amputación transtibial derecha.

Según todo lo evidenciado a través de las Fig. 34, Fig. 35 y Fig. 36 como resultados para el sistema de procesamiento de datos y generación de indicadores desarrollado, se puede considerar que la información entregada por el sistema es bastante coherente con los resultados que podrían esperarse según la literatura. Comenzando por las aceleraciones promedio por ciclos de marcha, la



comparación presentada entre un sujeto sano y un usuario de prótesis, evidencia diferencias significativas entre dichos sujetos, observando curvas más suavizadas, regulares y similares entre miembros en el sujeto sano, mientras que para el caso específico del usuario de prótesis en cuestión, las curvas presentan comportamientos que difieren más entre miembros, poseen formas un poco más irregulares que requieren, según la teoría de Fourier, componentes adicionales para la formación de señales con apariencia triangular como se observa principalmente en la aceleración vertical de dicho sujeto con amputación.

En cuanto al análisis espectral de las señales de cada sujeto, se encuentra un excelente y coherente desempeño en la obtención de la potencia asociada de los armónicos de los ciclos de marcha promedio, porque como se puede observar en los resultados del sujeto sano, los armónicos predominantes de las aceleraciones vertical y anteroposterior son pares, tomando como base la frecuencia dominante, gracias a que dichas aceleraciones poseen naturaleza bifásica, así como también se puede observar una predominancia de los armónicos impares para la aceleración mediolateral, siendo principal el aporte del primer armónico, para comprobar de esta forma su naturaleza monofásica. Caso contrario es lo observado en los resultados para un sujeto con prótesis de miembro inferior, donde se observa la presencia significativa de armónicos que no corresponden con la naturaleza de cada señal, lo que se traduce como irregularidades en la marcha [10].

A modo de contraste con la teoría de relación armónica encontrada en la literatura, se presenta la Fig. 37, donde se puede observar en el lado izquierdo la composición de armónicos de la señal de aceleración anteroposterior de un sujeto sano y, a la derecha, el conjunto de armónicos que se generan tras inducir en el mismo sujeto una asimetría mediante la adición de peso en uno de los miembros inferiores [10].

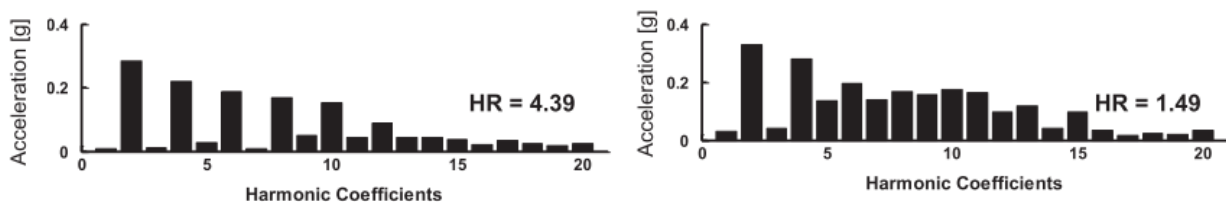


Fig. 37. Conjunto de armónicos e índices de relación armónica reportados en la literatura para la aceleración anteroposterior de un sujeto sano (izquierda) y el mismo sujeto al adicionar peso en una de sus extremidades para inducir asimetrías (derecha). Fuente [10].

4. Evaluación del desempeño del sistema con usuarios de prótesis de miembro inferior de la corporación Mahavir Kmina para determinar su eficacia en la obtención de indicadores y el seguimiento de estos durante el proceso de adaptación inicial.

Finalmente, respecto a la representación estadística comparativa implementando diagramas de cajas y bigotes y, las pruebas de U de Mann-Whitney-Wilcoxon, se muestra en la Fig. 38 el resultado del análisis entre dos grupos: Amputados y Sanos, observando la distribución de los 12 indicadores de simetría analizados y su respectivo valor-p o *p-value*.

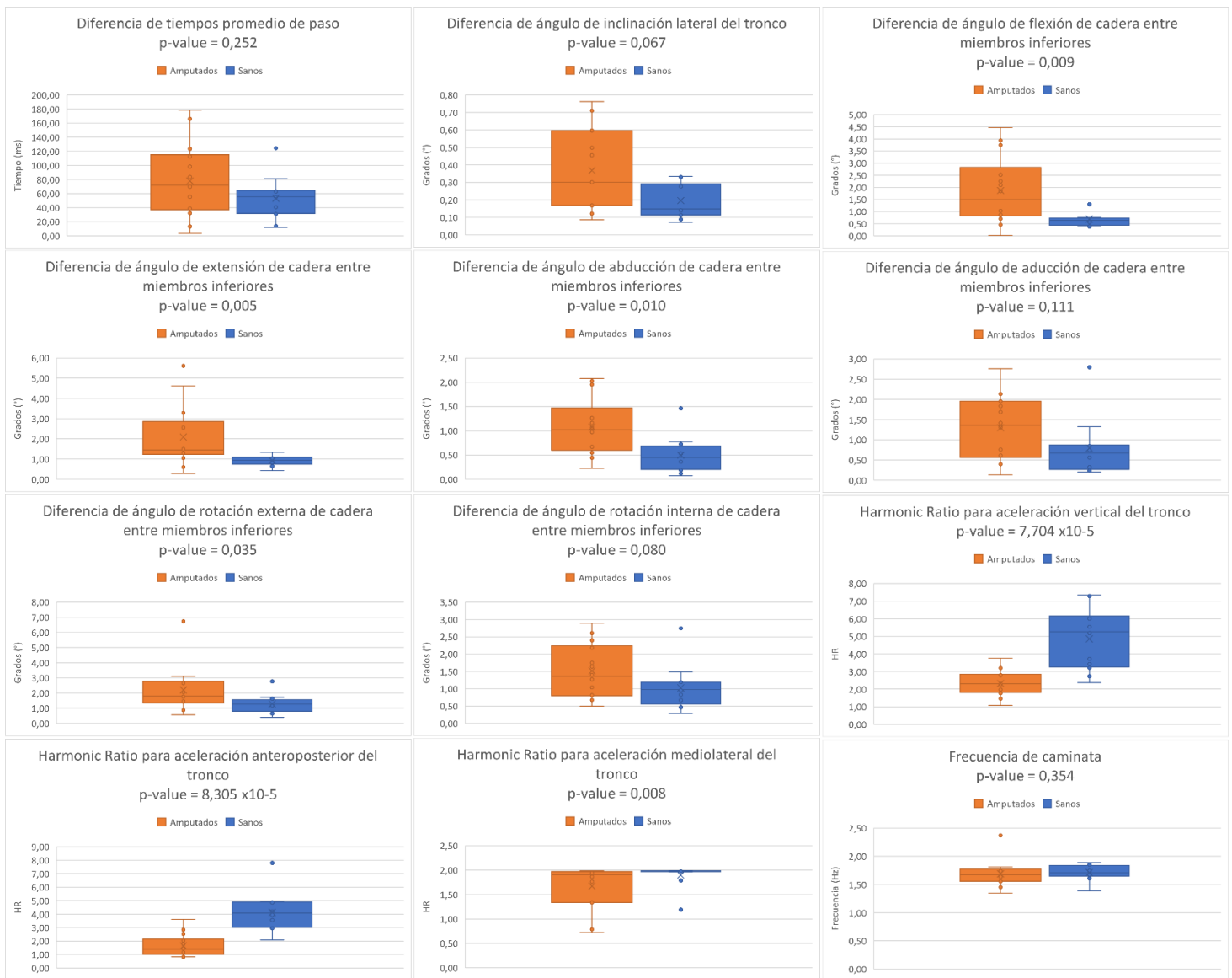


Fig. 38. Distribución de resultados obtenidos de 12 indicadores de asimetría representado en diagrama de cajas y bigotes para grupo de 14 sujetos amputados usuarios de prótesis de miembro inferior y 12 sujetos sanos, incluyendo el *p-value* obtenido mediante prueba U de Mann-Whitney-Wilcoxon.

De los resultados presentados en la Fig. 38, se puede resaltar el hecho de que siete de los doce indicadores generados por el sistema permiten negar la hipótesis nula por el *p-value* obtenido, estableciendo que la hipótesis alternativa puede cumplirse de manera generalizada, debido a que por medio de dichos indicadores se logran distinguir niveles de simetría de la marcha, es decir, diferenciar el nivel de simetría de la marcha en dichos factores entre sujetos sanos y usuarios de prótesis, considerando que los sujetos sanos han de presentar la simetría promedio y, la más alta, en la marcha. Según lo anterior, se puede considerar que el sistema cumple la función para la cual fue desarrollado en más de la mitad de los indicadores, es decir, es capaz de distinguir entre grupos de sujetos sanos y sujetos amputados, lo que puede tomarse como prueba del potencial del sistema para realizar seguimiento en el proceso de adherencia a la prótesis, para que éste se dé de manera correcta.

Ahora, respecto a los indicadores para los cuales se cumple la hipótesis nula, es de destacar que, contrario a lo que podría pensarse, un indicador en el que podría esperarse una diferencia significativa como lo es la **frecuencia de caminata**, resulta no ser realmente diferente entre sujetos sanos y amputados, o por lo menos, no logra identificarse diferencia con el sistema de tres IMU desarrollado.

Respecto a la **diferencia de tiempo de paso entre miembros inferiores**, también se observa un comportamiento contrario a lo esperado, en parte porque en la realización de las pruebas 10MWT se observó que usualmente los usuarios de prótesis permanecían un periodo de tiempo más prolongada sobre el miembro intacto que sobre su prótesis, motivo por el en la distribución de los datos en el diagrama de cajas y bigotes, se observa que la diferencia de tiempo tiene un rango amplio entre el valor mínimo y máximo registrado para los sujetos amputados, tanto así que en este rango quedan contenidos los valores de este mismo parámetro para sujetos sanos.

Este último fenómeno de diagramas de cajas y bigotes alargados, o muy dispersos, para los usuarios de prótesis, se presentó también en las demás variables que no refutaron la hipótesis nula. Según lo anterior, y como se mencionó en la metodología, se realizó la subdivisión en tres grupos, por lo que en la Fig. 39 se muestra el resultado del análisis para: Transtibiales, Transfemorales y Sanos, encontrando en los *p-value* para cada par de grupos así: S-TT para la prueba entre Sanos y

Transtibiales, S-TF para la prueba entre Sanos y Transfemorales y, por último, TT-TF para la prueba entre Transtibiales y Transfemorales.

Se evidenció que el indicador de **diferencia de tiempo de pasos**, obtenido con el sistema de tres IMU, sí distingue entre sujetos amputados y sujetos sanos, correspondiendo entonces con lo observado durante la realización de los experimentos.



Fig. 39. Distribución de resultados obtenidos de 12 indicadores de asimetría representado en diagrama de cajas y bigotes para grupo de 11 sujetos con amputación transtibial y 3 sujetos con amputación transfemoral, usuarios de prótesis de miembro inferior y, 12 sujetos sanos, incluyendo el *p-value* obtenido mediante prueba de U de Mann-Whitney-Wilcoxon, representados como S-TT para la prueba entre Sanos y Transtibiales, S-TF para la prueba entre Sanos y Transfemorales y, por último, TT-TF para la prueba entre Transtibiales y Transfemorales.

Sin embargo, cuatro de los cinco indicadores iniciales que no permitieron distinguir entre amputados y sanos tampoco son útiles al separar el tipo de amputación, lo que podría significar que no es posible realizar la distinción mediante el sistema de tres IMU o que no existe diferencia entre sujetos sanos y amputados para dichos indicadores. Una posible explicación para el resultado del indicador de **diferencia de inclinación del tronco hacia los laterales** podría ser que la ubicación de la IMU en la región lumbar se hizo por debajo del nivel que podría arrojar diferencias entre grupos, es decir, que podría probarse a ubicar la IMU al nivel de la primera vértebra lumbar o al nivel de las vértebras torácicas para comprobar o refutar el resultado obtenido.

Respecto al indicador de **diferencia en la rotación interna de cada miembro**, el resultado podría explicarse a partir de una posible limitación del sistema, considerando que la variable de guiñada que es la variable en cuestión, es sensible a pequeños cambios en la dirección de la marcha, lo que se traduciría como un offset de baja frecuencia sobre el que se encontraría la señal a pesar de que se retire parte del offset mediante la eliminación del promedio de la señal, de forma que si dicho movimiento leve de rotación, que representaría ruido, es superior a los ángulos de rotación interna de los miembros, la señal puede hacerse indistinguible entre sanos y amputados. Por lo tanto, la verificación del resultado obtenido se haría aplicando un filtro pasa altas con una frecuencia de corte menor a la frecuencia de caminata del paciente en cuestión, para comprobar si la no diferenciación prevalece.

Adicionalmente, es importante destacar el resultado obtenido para el *p-value* entre Sanos y Transfemorales para el indicador de **diferencia de rotación externa entre miembros inferiores**, el cual indica que, con toda probabilidad, cualquier valor obtenido para sujetos sanos, podría encontrarse también para sujetos con amputación transfemoral, y viceversa. Teniendo en cuenta la evidente distinción entre Sanos y Transtibiales, y que los sujetos con amputación transfemoral presentan patrones más asimétricos que los transfemorales [7], se podría verificar el resultado ampliando la muestra de usuarios de prótesis con amputación transfemoral y aplicando el mismo filtrado que se menciona en el párrafo anterior, debido a que la rotación externa también está ligada al ángulo de guiñada.

Por otra parte, debe resaltarse que la mayoría de los indicadores no distinguió entre los dos niveles de amputación entre usuarios de prótesis de miembro inferior, dicho resultado podría corroborarse ampliando la muestra de sujetos con amputación transfemoral, sin llegar a concluir apresuradamente que, por el hecho de no haber diferenciado entre estos dos grupos de manera casi generalizada en los indicadores, no significa que el sistema vaya a ser ineficiente en el seguimiento periódico de pacientes en el proceso de adherencia por no identificar diferencias entre los niveles de asimetría, porque para realizar dicha conclusión debería hacerse un estudio de larga duración donde se comparen los resultados obtenidos con el sistema de tres IMU, sistemas convencionales de análisis de marcha y la evaluación de profesionales especializados en este tipo de rehabilitación.

Finalmente, como ha podido observarse tanto en la Fig. 38, como en la Fig. 39, entre los resultados obtenidos para sujetos sanos se han presentado datos que según la tendencia del grupo pueden considerarse anormales o poco comunes, encontrando así, puntos fuera de los límites inferior o superior de cada diagrama de cajas y bigotes. Estos denominados *outliers* podrían eliminarse del presente análisis en caso de tratarse de sujetos específicos cuyos indicadores fuesen anormales en su mayoría, porque posiblemente hayan ocurrido errores en la realización de la prueba, sin embargo, se encontró que dichos datos corresponden a sujetos diferentes, por lo tanto, no es posible desechar dicha información. Además, este resultado podría ser un indicio de la capacidad del sistema para detectar condiciones específicas en la marcha de sujetos sanos que podrían requerir también de un proceso de terapia para su corrección, a pesar de presentar índices de simetría superiores a los de sujetos amputados.

## VII. CONCLUSIONES

La versatilidad ampliamente documentada de las IMU queda evidenciada al haber logrado desarrollar un sistema de tres IMU para la medición de factores de simetría de la marcha y, obtener información relacionada a las variables cinemáticas asociadas a la marcha de una persona con prótesis de miembro inferior, a partir de un sistema de dos IMU que fue desarrollado para la medición del ángulo de lordosis y su asociación con el dolor lumbar, es decir, una aplicación con un enfoque notablemente diferente, claro está, luego de realizar las modificaciones necesarias para aumentar la cantidad de IMU y adaptar cada paso en el envío, almacenamiento y procesamiento de los datos para una mayor cantidad de datos capturados con los sensores.

El desarrollo adecuado de un sistema de procesamiento de señales es igual de importante que el diseño y fabricación del sistema de captura, envío y almacenamiento de datos, debido a que si dicho desarrollo direcciona de forma adecuada y se basa correctamente en las evidencias encontradas en la literatura, es posible obtener la información que se desee obtener a partir de sensores o sistemas previamente utilizados para obtener información diferente, al punto de que posiblemente la información obtenida con el sistema de procesamiento de señales adecuado, tenga validez clínica.

El sistema basado en tres IMU que se desarrolló, incluyendo tanto el diseño electrónico, como su funcionamiento, y el procesamiento de sus señales, para la generación de indicadores de simetría de la marcha en usuarios de prótesis de miembro inferior, mostró tener un buen desempeño al encontrar que siete de los doce indicadores generados lograron refutar la hipótesis nula al identificarse como diferentes entre sujetos con amputación y sujetos con sus miembros intactos, obteniendo una confiabilidad en los resultados hasta del 90% según la confiabilidad estimada a partir de la cantidad de pruebas realizadas y la cantidad de sujetos evaluados, además de que se espera un aumento en la cantidad de indicadores que diferencien entre los grupos tras realizar a futuro el respectivo aumento de muestras, las mejoras en el sistema de procesamiento y en el posicionamiento de las IMU.

A pesar de los resultados prometedores del sistema, se hace hincapié en el hecho de que la información no fue validada con sistemas estándar para análisis de marcha y la evaluación de profesionales en el área de rehabilitación de amputados, de forma que, para trabajos futuros se propone realizar una validación clínica, donde se comprueben los resultados obtenidos en el presente proyecto y, donde además, se evalúe su eficacia como herramienta de seguimiento en el proceso de adherencia a la prótesis a lo largo del tiempo, para verificar si la información arrojada por el sistema de tres IMU desarrollado, será de utilidad para la identificación cuantitativa y temprana de patrones asimétricos en la marcha, de forma que el personal médico pueda aplicar tratamientos apropiados y oportunos que disminuyan el riesgo de padecer los daños asociados a las asimetrías de la marcha en usuarios de prótesis de miembro inferior.



## ANEXOS

## Anexo A

En la tabla que se presenta a continuación se observan a detalle los resultados obtenidos para cada, realizando una separación por grupos analizados. A cada sujeto se le asignó un identificador para la distinción de los archivos correspondientes a las pruebas realizadas con cada uno, además, se presenta información adicional como su edad y sexo.

En la parte inferior de la tabla se presentan los valores p obtenidos entre grupos, identificados como S-A para la distinción inicial en dos grupos de sanos y amputados, S-TT para la comparación entre sanos y amputados transtibiales, S-TF para sanos y amputados transfemorales y, finalmente, TT-TF para la comparación de resultados obtenidos para amputados transtibiales y transfemorales.

Grupo	ID	Edad	Sexo	time Step diff	mean roll diff	mean flex diff	mean ext diff	mean abd diff	mean add diff	mean ext Rot diff	mean int Rot diff	mean HR Acc Vert	mean HR Acc AntPos	mean HR Acc MedLat	freq Gait
Sanos	S1	30	M	54,91	0,33	0,61	1,09	0,07	0,61	1,63	2,74	2,37	2,07	1,98	1,74
	S2	23	M	35,20	0,33	0,42	1,08	0,36	0,21	0,66	0,83	7,29	4,86	1,98	1,79
	S3	20	F	62,94	0,28	0,38	0,65	0,56	0,25	1,18	0,67	5,54	3,00	1,97	1,85
	S4	18	F	124,48	0,14	0,48	0,43	0,36	0,74	0,65	1,20	2,73	3,56	1,99	1,89
	S5	17	M	65,08	0,09	1,33	1,33	0,56	1,32	0,39	0,29	3,21	4,92	1,97	1,66
	S6	19	M	40,64	0,12	0,70	0,85	0,72	0,56	1,32	0,99	6,20	4,93	1,98	1,61
	S7	44	F	11,86	0,14	0,57	0,84	0,53	0,88	1,22	1,00	5,18	3,94	1,99	1,66
	S8	25	M	55,73	0,29	1,30	0,72	0,19	0,85	1,24	0,51	6,00	4,21	1,19	1,67
	S9	29	M	81,22	0,07	0,67	1,03	0,12	0,23	1,73	1,49	7,34	7,80	1,98	1,65
	S10	17	M	62,70	0,11	0,75	1,17	1,46	2,80	1,30	0,96	3,43	3,05	1,79	1,39
	S11	20	F	30,80	0,28	0,39	1,06	0,25	0,77	2,77	1,19	3,72	2,94	1,98	1,86
	S12	45	M	14,06	0,16	0,70	0,81	0,78	0,32	1,38	0,46	5,34	4,24	1,99	1,77
Amputados Transtibiales	A1	21	F	98,14	0,17	1,16	2,56	0,67	0,82	2,79	2,89	2,84	2,03	1,34	1,66
	A2	37	M	42,66	0,18	2,10	1,41	1,16	0,61	2,75	2,40	2,02	1,77	1,97	1,77
	A3	35	M	166,10	0,50	0,46	0,27	1,95	1,95	2,06	2,18	2,30	3,61	0,73	1,74
	A4	46	M	74,03	0,60	1,03	0,60	0,72	2,76	6,73	1,75	1,97	1,19	1,98	1,56
	A6	27	M	123,45	0,09	1,12	1,41	0,61	1,83	1,48	1,40	1,82	0,82	0,79	1,45
	A7	19	M	178,20	0,30	0,02	1,30	0,97	1,31	1,75	0,67	2,32	2,53	1,94	1,64
	A8	59	M	38,74	0,46	2,52	2,71	1,31	0,40	1,63	0,50	2,79	1,45	1,98	1,68
	A9	37	M	112,57	0,12	0,86	1,58	2,08	0,42	1,87	0,76	3,20	2,84	1,97	1,69
	A10	28	M	83,42	0,71	1,84	3,28	0,22	0,76	0,57	0,81	1,76	1,05	1,86	1,61
	A12	15	F	55,37	0,17	0,70	1,05	0,44	0,14	2,66	1,64	3,77	1,37	1,76	1,78
A13	39	F	69,72	0,76	2,25	1,49	0,55	1,42	1,44	1,27	2,87	1,57	1,79	1,81	
Amputados Transfemorales	A5	20	M	13,20	0,19	4,47	1,39	1,07	1,69	1,09	2,61	2,29	0,91	1,96	1,55
	A11	32	M	32,14	0,44	3,75	5,61	2,02	2,14	0,87	1,04	1,46	0,82	1,97	1,35
	A14	32	F	3,54	0,14	3,93	4,62	1,26	1,97	3,12	1,32	1,08	1,16	1,34	2,37
Prueba U de Mann-Whitney-Wilcoxon	S-A	p-value		0,252	0,067	0,009	0,005	0,010	0,111	0,035	0,080	0,000	0,000	0,008	0,354
	S-TT	p-value		0,023	0,069	0,045	0,025	0,036	0,325	0,012	0,157	0,001	0,000	0,015	0,423
	S-TF	p-value		0,048	0,425	0,011	0,004	0,025	0,031	1,000	0,136	0,004	0,004	0,089	0,516
	TT-TF	p-value		0,005	0,640	0,005	0,161	0,225	0,088	0,088	0,769	0,060	0,051	0,938	0,555

## REFERENCIAS

- [1] F. Salaffi *et al.*, “Health-related quality of life in multiple musculoskeletal conditions: A cross-sectional population based epidemiological study. II. The MAPPING study,” *Clin. Exp. Rheumatol.*, vol. 23, no. 6, pp. 829–839, 2005.
- [2] M. Asano, P. Rushton, W. C. Miller, and B. A. Deathe, “Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 32, no. 2, pp. 231–243, 2008, doi: 10.1080/03093640802024955.
- [3] L. Godlwana, T. Nadasan, and T. Puckree, “Global trends in incidence of lower limb amputation: a review of the literature,” *South African J. Physiother.*, vol. 64, no. 1, Feb. 2008, doi: 10.4102/SAJP.V64I1.93.
- [4] M. J. McLaughlin, “Lower Limb Amputation and Gait,” *Braddom’s Rehabil. Care A Clin. Handb.*, pp. 57-65.e4, Jan. 2018, doi: 10.1016/B978-0-323-47904-2.00010-6.
- [5] C. Quintero-Quiroz, A. Jaramillo Zapata, M. T. De Ossa Jimenez, and P. A. Villegas Bolaños, “Descriptive study of stump ’ s conditions to users of lower limb prosthetics,” *Rev. Colomb. Med. Física y Rehabil.*, vol. 25, no. 2, pp. 94–103, 2015.
- [6] O. Horgan and M. MacLachlan, “Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: A review,” *Disabil. Rehabil.*, vol. 26, no. 14–15, pp. 837–850, Jul. 2004, doi: 10.1080/09638280410001708869.
- [7] S. Clemens, K. J. Kim, R. Gailey, N. Kirk-Sanchez, A. Kristal, and I. Gaunaurd, “Inertial sensor-based measures of gait symmetry and repeatability in people with unilateral lower limb amputation,” *Clin. Biomech.*, vol. 72, no. December 2019, pp. 102–107, 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.007.
- [8] K. Berner, J. Cockcroft, L. D. Morris, and Q. Louw, “Concurrent validity and within-session reliability of gait kinematics measured using an inertial motion capture system with repeated calibration,” *J. Bodyw. Mov. Ther.*, vol. 24, no. 4, pp. 251–260, 2020, doi: 10.1016/j.jbmt.2020.06.008.
- [9] J. Molimard, T. Delettraz, and E. Ojardias, “Development of a miniaturized motion sensor for tracking warning signs of low-back pain,” *BIODEVICES 2021 - 14th Int. Conf. Biomed. Electron. Devices; Part 14th Int. Jt. Conf. Biomed. Eng. Syst. Technol. BIOSTEC 2021*, no. April, pp. 129–134, 2021, doi: 10.5220/0010291701290134.
- [10] J. L. Bellanca, K. A. Lowry, J. M. VanSwearingen, J. S. Brach, and M. S. Redfern,

- “Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry,” *J. Biomech.*, vol. 46, no. 4, pp. 828–831, 2013, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.12.008.
- [11] J. S. Brach *et al.*, “Validation of a measure of smoothness of walking,” *Journals Gerontol. - Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 66 A, no. 1, pp. 136–141, 2011, doi: 10.1093/gerona/glq170.
- [12] J. F. Hafer, S. G. Provenzano, K. L. Kern, C. E. Agresta, J. A. Grant, and R. F. Zernicke, “Measuring markers of aging and knee osteoarthritis gait using inertial measurement units,” *J. Biomech.*, vol. 99, p. 109567, 2020, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109567.
- [13] B. L. Martín, M. Jesús, and P. Hernández-Rico, “Amputación.”
- [14] N. Ahmad, R. A. R. Ghazilla, N. M. Khairi, and V. Kasi, “Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications,” *Int. J. Signal Process. Syst.*, vol. 1, no. 2, pp. 256–262, 2013, doi: 10.12720/ijsp.1.2.256-262.
- [15] D. Eisenreich and B. DeMuth, “The I2C Bus,” *Des. Embed. Internet Devices*, pp. 433–466, Jan. 2002, doi: 10.1016/B978-187870798-7/50012-8.
- [16] Phillips Semiconductors, “Datasheet - PCA9548A,” *Datasheet*, 2005.
- [17] “AZDelivery PCA9548A Multiplexeur I2C Multiplexeur 8 canaux Compatible avec Arduino incluant Un Ebook! : Amazon.fr: Commerce, Industrie et Science.” [Online]. Available: <https://www.amazon.fr/AZDelivery-TCA9548A-Multiplexeur-canaux-incluant/dp/B086W7SL63>. [Accessed: 27-Oct-2021].
- [18] H. A. Hashim, “Special Orthogonal Group  $SO(3)$ , Euler Angles, Angle-axis, Rodriguez Vector and Unit-Quaternion: Overview, Mapping and Challenges,” no. 3, 2019.
- [19] M. Gandolfi, C. Geroin, A. Picelli, N. Smania, and M. Bartolo, *Assessment of Balance Disorders - Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders*. 2018.
- [20] W. G. M. Janssen, H. B. J. Bussmann, and H. J. Stam, “Determinants of the sit-to-stand movement: A review,” *Phys. Ther.*, vol. 82, no. 9, pp. 866–879, 2002, doi: 10.1093/ptj/82.9.866.
- [21] Stratasy, “uPrint SE Plus,” <Http://Www.Stratasy.Com>, no. 400717, p. 1, 2016.
- [22] W. J. D. Cova, *Cuaterniones Visualización De Rotaciones De Cuerpos Rígidos Cuaterniones Regional Cordoba*. 2019.
- [23] G. Bastas, J. J. Fleck, R. A. Peters, and K. E. Zelik, “IMU-based gait analysis in lower limb

- prosthesis users: Comparison of step demarcation algorithms,” *Gait Posture*, vol. 64, no. April, pp. 30–37, 2018, doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.05.025.
- [24] S. D. Walter, M. Eliasziw, and A. Donner, “Sample size and optimal designs for reliability studies,” *Stat. Med.*, vol. 17, no. 1, pp. 101–110, 1998, doi: 10.1002/(SICI)1097-0258(19980115)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E.
- [25] T. E. Kurt, “GitHub - todbot/SoftI2CMaster: Software I2C / TWI library for Arduino allows any two pins to be SDA & SCL,” 2020. [Online]. Available: <https://github.com/todbot/SoftI2CMaster>. [Accessed: 03-Feb-2022].
- [26] Arduino, “SoftWire - Arduino Reference.” [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/reference/en/libraries/softwire/>. [Accessed: 03-Feb-2022].
- [27] L. Fried, “Overview | Adafruit TCA9548A 1-to-8 I2C Multiplexer Breakout | Adafruit Learning System.” [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-tca9548a-1-to-8-i2c-multiplexer-breakout>. [Accessed: 03-Feb-2022].