



# UNIVERSIDAD DE LA RIOJA

## TESIS DOCTORAL

Título
<b>Sistema portable de sensores integrados para la adquisición de datos hacia el diseño de exoesqueletos</b>
Autor/es
<b>Íñigo Sanz Peña</b>
Director/es
Julio Blanco Fernández y Joo H. Kim
Facultad
Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial
Titulación
Departamento
Ingeniería Mecánica
Curso Académico



**Sistema portable de sensores integrados para la adquisición de datos hacia el diseño de exoesqueletos**, tesis doctoral de Íñigo Sanz Peña, dirigida por Julio Blanco Fernández y Joo H. Kim (publicada por la Universidad de La Rioja), se difunde bajo una Licencia Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 3.0 Unported. Permisos que vayan más allá de lo cubierto por esta licencia pueden solicitarse a los titulares del copyright.

© El autor  
© Universidad de La Rioja, Servicio de Publicaciones, 2019  
publicaciones.unirioja.es  
E-mail: publicaciones@unirioja.es

# **SISTEMA PORTABLE DE SENSORES INTEGRADOS PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS HACIA EL DISEÑO DE EXOESQUELETOS**

TESIS DOCTORAL

Presentada como requisito para  
el Título de

DOCTOR EN INGENIERÍA

(Innovación en Ingeniería de Producto y Procesos Industriales)

MENCIÓN INTERNACIONAL

en la

UNIVERSIDAD DE LA RIOJA



Autor: Iñigo Sanz Peña

Febrero de 2019

Director: Dr. Julio Blanco Fernández

Dr. Joo H. Kim

Iñigo Sanz Peña ha afirmado su derecho a ser identificado como el autor de esta investigación titulada “*Sistema portable de Sensores Integrados para la Adquisición de Datos hacia el Diseño de Exoesqueletos*”.

Constatando que la totalidad de la misma se desarrolló durante la candidatura al título de Doctor en Ingeniería en La Universidad de La Rioja. Todas las fuentes o aportaciones externas a esta investigación han sido descritas y referenciadas en este documento. Las partes correspondientes a esta investigación publicadas a través de otras fuentes o instituciones son descritas claramente en esta tesis doctoral.



*Para mis padres. Gracias por hacerlo posible.*

## AGRADECIMIENTOS

Me gustaría comenzar agradeciendo a mi mentor y director Julio Blanco Fernández, responsable del grupo investigador IDG (*Integral Design Group*) en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de La Rioja, su asesoramiento, motivación y apoyo incondicional. Gracias por mantenerme en el buen camino, dándome confianza y por ayudarme a convertirme en el investigador que soy. A mi co-director Joo H. Kim, director del laboratorio *Applied Dynamics and Optimization Laboratory* en *New York University*, agradecer el entusiasmo, ideas y consejos aportados. Gracias por hacerme formar parte de un laboratorio asombroso y por transmitirme tu motivación por la biomecánica de la marcha humana. No quiero olvidarme del resto de miembros del laboratorio, Carlos y William, quienes me ayudaron a asentarme en la ciudad de Nueva York. Siempre ofreciéndome ayuda dentro y fuera del ámbito investigador. Me ayudasteis a obtener experiencia investigadora y dos buenos amigos. Carlotta, siempre es un placer colaborar contigo. Agradecer a Hyun y Sarvesh su ayuda durante la fase experimental. Vuestra dedicación y entusiasmo en la investigación me ayudó a dar lo mejor de mí. También agradecer a Peter S. Walker, director del *Walker Lab*, del Departamento de Cirugía Ortopédica en el hospital *NYU Langone Orthopedic Hospital*. Gracias a su visión adquirí experiencia investigadora a través de nuestros proyectos en colaboración. Por último, pero no menos importante, este viaje no habría sido posible sin mi familia y amigos alrededor del mundo. Muchas gracias por la comprensión a pesar de la distancia y la falta de comunicación debido a la carga de trabajo, siempre habéis creído en mí.

## ACKNOWLEDGMENTS

I would like to start by acknowledging the guidance, encourage and endless support of my advisors. Julio Blanco Fernández who leads the Integral Design Group from the Mechanical Engineering Department at Universidad de La Rioja. Thank you for keeping me always on track, giving me confidence and for helping me become the researcher I am today. To Joo H. Kim, director of the Applied Dynamics and Optimization Laboratory at New York University: Your ideas, input, and enthusiasm were very helpful. Thank you for making me part of such an amazing lab and transmitting me your motivation for biomechanics of human walking. I do not want to forget about the rest of the lab members Carlos and William, whom helped me settle down in New York City. Always offering their help inside and outside the lab boundaries. You guys made me gain not only research experience but also good friends. Carlotta, it is always a pleasure collaborating with you. Hyun and Sarvesh, I really appreciate all the help during the experimental phase. Your dedication and enthusiasm on research helped me give the best of me. I also want to thank Peter S. Walker who leads the Walker Lab from the Department of Orthopedic Surgery at NYU Langone Orthopedic Hospital. I gained a lot of research experience through our collaborative projects thanks to your vision. Last but not least, this voyage would not have been possible without my family and friends all around the globe. Many thanks for understanding my situation, despite the distance and sometimes the lack of communication due to the workload, you always cheered me up and believed in me.

# RESUMEN

## *Introducción*

En la última década, las investigaciones han llevado a desarrollar diferentes tipologías de exoesqueletos. Exoesqueletos de asistencia al movimiento permiten a pacientes con lesiones de médula espinal caminar con la asistencia de muletas. Sin embargo, aspectos como el coste de adquisición, mantenimiento y las exigentes validaciones como dispositivo médico (FDA y EU MDR), limitan su uso a investigación y terapias de rehabilitación. Esto plantea la necesidad de incrementar la eficiencia en costes del proceso de diseño. Los sistemas convencionales de captura del movimiento implican un alto coste y personal cualificado, traduciéndose en el coste final del diseño del exoesqueleto. Además, presentan limitaciones para su uso en ambientes exteriores. Lo cual indica la necesidad de mejora en la eficiencia en costes y versatilidad de los Sistemas de Adquisición de Datos para la captura del movimiento.

## *Metodología*

Esta investigación muestra el desarrollo de un novedoso Sistema Portable de Sensores Integrados para la Adquisición de Datos que reemplazan la necesidad de empleo de sistemas convencionales. Se trata de un diseño evolutivo que permite dotar al exoesqueleto la capacidad de asistencia al movimiento de las extremidades inferiores en una segunda fase. Basado en una estructura fabricada mediante impresión 3D, mide los datos cinemáticos en el plano sagital a través del uso de encoders integrados en cada articulación. Los datos cinemáticos de las extremidades superiores, se adquieren a través de *IMU* de bajo coste. La fuerza de contacto con el suelo se mide mediante el empleo de suelas sensitivas. Una herramienta de visualización en línea y un modelo de segmentos multi-cuerpo completan el sistema, para obtener los pares articulados a través del método de dinámica inversa (*inverse dynamics*).

## *Resultados*

Los resultados mostraron trayectorias similares de los datos cinemáticos a las obtenidas en otras investigaciones previas mediante el uso de sistemas convencionales de cámaras y marcadores. Las fuerzas de contacto también muestran trayectorias similares a las obtenidas en investigaciones previas mediante el uso de plataformas dinamométricas. Los resultados cinemáticos y cinéticos obtenidos por el sistema mostraron una precisión y desviación estándar similar a la de sistemas convencionales de cámaras, marcadores y

plataformas dinamométricas. El empleo de los métodos de corrección desarrollados, mostró resultados determinantes en el uso de suelas sensitivas con 9, 12 y 14 sensores. Obteniendo para el empleo de 9 sensores, desviaciones inferiores a 0,1 del valor normalizado con respecto al uso de plataformas dinamométricas en otras investigaciones de la componente vertical de la fuerza. Los resultados en el entorno Matlab-Simulink®, demostraron la aplicación del sistema como base para el desarrollo de una herramientas de software para simulación.

### *Conclusiones*

El Sistema Portable de Adquisición de Datos desarrollado permite reemplazar el uso de sistemas convencionales para los estudios de movimiento, independientemente del ambiente. Proporcionando un sistema portable para la adquisición de datos en ambientes exteriores, a un coste accesible. El uso de sensores integrados en el exoesqueleto para las extremidades inferiores, ofrece una herramienta física para el diseño y simulación de exoesqueletos. Su diseño evolutivo permite convertirlo acorde a las especificaciones de la investigación. Proporcionando así una herramienta eficiente en costes a investigadores implicados en el diseño de exoesqueletos para las extremidades inferiores.

**Palabras clave: sensores portables, adquisición de datos, análisis de la marcha, diseño de exoesqueletos, fuerza de contacto, inverse dynamics.**

# ABSTRACT

## *Introduction*

Biomechanical research has led to the development of different types of exoskeletons in the last decade. Assistive exoskeletons allow patients with different levels of spinal cord injuries to walk with the assistance of crutches. However, aspects such as the retail price, maintenance cost, and the medical device demanding requirements (FDA and EU MDR), limit its use to research and hospitals (therapy-based). This proposes the need to increment the efficiency of the design process. Conventional motion-capture systems based on cameras and markers involve a high investment for research labs and qualified staff, translating into the exoskeleton design costs. In addition, these systems present limitations in outdoors environments, due to its stationary equipment. Indicating the need to improve the cost efficiency and the versatility of Motion Capture Data Acquisition Systems.

## *Methodology*

This research focuses on the design and development of a novel Wearable Sensor-Integrated System for Data Acquisition and online visualization tools that replace the need of conventional equipment. It has an evolutionary design that allows the exoskeleton structure to transform into an assistive lower limb exoskeleton in a second phase. It is based on a 3D printed lower body exoskeleton that measures the kinematics with integrated encoders at each joint in the sagittal plane, for the upper body motion, low cost IMUs where used. The ground reaction force is acquired through sensitive insoles. An online visualization software tool was developed to do motion analysis and a full body segment model was to use it as a system capable of obtaining the joint torques through inverse dynamics.

## *Results*

The results showed trajectories of the kinematic data similar to those obtained in previous studies by conventional systems of cameras and markers. The ground reaction forces also follow similar trajectories to those obtained in previous research with the use of force plates. Kinematic and kinetic results obtained by the system showed similar accuracy and standard deviations to that of conventional systems based on cameras, markers and force plates. The developed methods for the vertical component of the ground reaction force, showed promising results in the use of sensitive insoles using 9, 12 and 14 sensors.

The vertical ground reaction force results showed deviations lower than 0,1 for the normalized values of the total subject weight, using 9 sensor insoles. The results using Matlab-Simulink® as a simulation environment, proved the application of the system as a base for the development of software simulation tools.

### *Conclusions*

The Wearable Sensor-Integrated System for Data Acquisition System allows replacing the use of conventional motion capture systems, regardless of the environment of application. It provides a portable system for Data Acquisition in outdoor environments, at an affordable cost. The use of integrated sensors in the lower body exoskeleton offers a physical device for the design and simulation of exoskeletons. The system has an evolutionary design; therefore it can be easily evolved according to the researcher specifications. It provides a cost efficient tool for researchers involved in the design of lower body exoskeletons.

**Keywords: wearable sensors, data acquisition, gait analysis, exoskeleton design, ground reaction force, inverse dynamics.**

# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>13</b>
<b>1.1. MOTIVACION</b>	<b>13</b>
<b>1.2. OBJETO DE LA INVESTIGACION</b>	<b>16</b>
<b>1.3. EXOESQUELETOS Y WEARABLE ROBOTS: Trasfondo y Retos</b>	<b>17</b>
<b>2. ESTADO DE LA TÉCNICA Y TECNOLOGÍA</b>	<b>19</b>
<b>2.1. BIOMECANICA DEL MOVIMIENTO HUMANO</b>	<b>19</b>
<b>2.2. ANTECEDENTES E HISTORIA</b>	<b>20</b>
<b>2.3. TECNOLOGÍA INSPIRADA EN LA BIOMECÁNICA</b>	<b>25</b>
<b>2.4. EXOESQUELETOS Y WEARABLE ROBOTS</b>	<b>27</b>
2.4.1 Equipos médicos y de rehabilitación	28
2.4.2 Aplicaciones militares y de aumento de capacidades	30
2.4.3 Productos para la industria y el consumidor doméstico	31
2.4.4 Otras aplicaciones y tipologías.	32
<b>2.5. EL CICLO DE LA MARCHA HUMANA</b>	<b>33</b>
<b>2.6. ADQUISICIÓN DE DATOS BIOMÉTRICOS Y ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO</b>	<b>35</b>
2.6.1 Análisis cinemático	36
2.6.1.1 Modelos de análisis	36
2.6.1.2 Técnicas y materiales de adquisición de datos cinemáticos	39
2.6.1.3 Comparativa de las técnicas de adquisición de datos cinemáticos	48
2.6.1.4 Necesidades de un sistema alternativo de adquisición de datos cinemáticos	51
2.6.2 Análisis dinámico	51
2.6.2.1 Dinámica inversa	55
2.6.2.2 Técnicas y materiales de adquisición de datos de la fuerza de contacto	57
2.6.2.3 Comparativa de las técnicas de adquisición de la fuerza de contacto	65
2.6.2.4 Necesidades de un sistema alternativo de adquisición de datos de la fuerza de contacto	66
2.6.3 Procesamiento de los datos cinemáticos y simulaciones	68
<b>3. NECESIDADES, OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	<b>67</b>
<b>3.1. INTRODUCCION</b>	<b>70</b>
<b>3.2. NECESIDADES Y RETOS</b>	<b>71</b>



<b>3.3. OBJETIVOS</b>	<b>72</b>
<b>3.4. HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACION</b>	<b>73</b>
<b>4. METODOLOGÍA Y CASOS DE ESTUDIO</b>	<b>74</b>
<b>4.1. INTRODUCCIÓN: SISTEMA PORTABLE Y HERRAMIENTAS DE SOFTWARE PARA EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO</b>	<b>74</b>
<b>4.2. CASO DE ESTUDIO: SISTEMA PORTABLE DE SENSORES INTEGRADOS PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS WIMDA (WEARABLE INTEGRATED DEVICE FOR MOTION DATA ACQUISITION)</b>	<b>75</b>
4.2.1 Diseño ideológico y conceptual	75
4.2.2 Fase de pre-diseño	77
4.2.3 Fase de diseño evolutivo	80
4.2.4 Fabricación	87
4.2.5 Sistema de adquisición de datos	91
4.2.5.1 Sistema de adquisición de datos integrados (iDAS)	91
4.2.5.2 Datos cinemáticos de la parte inferior del cuerpo	93
4.2.5.3 Datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo	98
4.2.5.4 Datos cinéticos. Suela sensitiva	112
<b>4.3. CASO ESTUDIO: INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN EN LÍNEA Y MODELO PARA EL ANÁLISIS Y SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO HUMANO</b>	<b>143</b>
4.3.1 Interfaz de visualización de los datos cinemáticos de la parte inferior del cuerpo	143
4.3.2 Interfaz de visualización de la fuerza de contacto y COP	146
4.3.3 Modelo para el análisis y simulación del movimiento humano	148
4.3.4 Modelo multi-cuerpo humano + exoesqueleto	150
4.3.4.1 Modelo biomecánico	150
4.3.4.2 Dinámica del modelo matemático	163
<b>5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	<b>166</b>
<b>5.1. PROTOCOLO PARA REALIZACIÓN DE PRUEBAS</b>	<b>168</b>
5.1.1 Características de la prueba de análisis de la marcha	169
5.1.2 Datos obtenidos de los sujetos de estudio	169
<b>5.2. RESULTADOS</b>	<b>170</b>
5.2.1 Resultados cinemáticos obtenidos por el exoesqueleto	170
5.2.2 Resultados cinemáticos obtenidos mediante unidades inerciales	181
5.2.3 Discusión de resultados cinemáticos	188
5.2.4 Resultados cinéticos obtenidos por las suelas sensitivas	193

5.2.5	Discusión de resultados cinéticos	202
5.2.6	Resultados de la aplicación del sistema a la simulación	207
5.2.7	Discusión de la aplicación en el modelado y simulación	216
<b><u>6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS</u></b>		<b><u>218</u></b>
<b>6.1.</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>218</b>
<b>6.2.</b>	<b>CONCLUSIONS</b>	<b>222</b>
<b>6.3.</b>	<b>LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>225</b>
<b>6.4.</b>	<b>FUTURE WORK</b>	<b>226</b>
<b>6.5.</b>	<b>CONTRIBUCIONES</b>	<b>228</b>

# CAPÍTULO 1

## INTRODUCCIÓN

### 1.1. MOTIVACION

A lo largo de la historia, el ser humano ha centrado sus esfuerzos y motivaciones en crear y desarrollar máquinas que realicen tareas y funciones que el hombre no es capaz de llevar a cabo. Muchas de estas invenciones han sido fruto de la necesidad de realizar tareas de diversa índole que hagan la vida para los seres humanos más fácil y cómoda. A parte de la necesidad de crear máquinas capaces de suplir o facilitar el trabajo humano y de ejecutar operaciones físicamente imposibles para el ser humano, la innovación y el desarrollo se ha focalizado en la reducción del tiempo empleado en la realización de tareas como base para la aceleración del progreso.

Una de las áreas que más ha visto la disminución del tiempo empleado es el transporte o la locomoción. Desde la invención de la rueda o la invención del calzado hasta la tecnología aeroespacial, pasando por la invención de la locomotora de vapor o el automóvil. Todos estos descubrimientos han sido fruto de la necesidad del ser humano por mejorar el aprovechamiento del tiempo; una variable convertida en un recurso agotable para los seres vivos. Es por eso por lo que intentamos dilatar el tiempo disponible reduciendo el empleo del mismo, en este caso el transporte; para así poder utilizarlo en otras funciones que a su vez permitan acelerar el avance de la especie humana.

Los aspectos fundamentales en el diseño y desarrollo de sistemas de transporte se han focalizado en diferentes puntos a lo largo de la historia: Aumento de la capacidad de carga o del número de personas a transportar, medio a atravesar, disponibilidad de uso, aumento de confort, menor coste. En la actualidad, la mayoría de recursos destinados a este área se centran en el desarrollo de medios de transporte más eficientes energéticamente y más respetuosos con el medio ambiente, (como es el caso de los propulsados por energía eléctrica), optimizando el consumo de combustibles convencionales y desarrollando paralelamente nuevas fuentes de propulsión (energía solar como *Solarimpulse Foundation* [9], o la investigación en nuevos métodos de propulsión en el sector aeroespacial). Por otro lado la mejora del confort y aumento de la flexibilidad continúa siendo un aspecto muy

---

importante; fruto de ello es el desarrollo emergente de sistemas de transporte autónomos (trenes, aviones y automóviles).

También sigue habiendo espacio para la innovación en el desarrollo de nuevos medios de transporte revolucionarios (la mayoría aún en fase de prototipo) como son el transporte de vagones en tubos de vacío (*Hyperloop [10]*), la tecnología de vehículos aéreos no tripulados aplicada al transporte de pasajeros (*Vahana de Airbus [11]*) o el desarrollo de los coches autónomos entre otros. La tendencia común en el desarrollo de nuevos medios de transporte, parece estar centrada en el movimiento de pasajeros de forma que este desplazamiento no incurra en prácticamente ningún esfuerzo físico ni mental sobre quien lo utiliza, y de algún modo hacer que la acción como tal, pase a un segundo plano, reduciendo en gran medida el gasto de tiempo empleado.

Sin embargo este enfoque tiene también aspectos negativos como son la pérdida de flexibilidad y libertad de desplazamiento, así como la inexistencia de tales medios para recorridos de corta distancia o en lugares donde las infraestructuras no permiten el uso de la mayoría de los medios de transporte existentes (ciudades congestionadas, terreno montañoso y sin infraestructuras, poblaciones aisladas, países subdesarrollados, etc.). Para solventar esta carencia, la propuesta es desarrollar nuevos sistemas de transporte que permitan un desplazamiento más flexible y autónomo de cada ser humano mediante la utilización de robots biomecátronicos portados por el usuario y controlados por él ser humano que los lleva, de tal forma que exista una armonía con los movimientos naturales del cuerpo humano, denominados exoesqueletos o *wearable robots*.

Las investigaciones en este campo, persiguen diseñar un sistema de transporte que dote al ser humano de autonomía, flexibilidad y libertad de desplazarse, así como reducir el tiempo empleado, dotándole de una mejor calidad de vida, sostenible y respetuosa con el medio ambiente, reduciendo el uso de vehículos en la vida cotidiana, con una disponibilidad de uso inmediata, sin requerir infraestructuras específicas. Esta investigación se centra en el diseño de exoesqueletos biomecátronicos, para el tren inferior humano, con la meta de alcanzar en el futuro las siguientes funciones:

- Permitir el desplazamiento de los usuarios reduciendo el esfuerzo y el tiempo empleados, aumentando el rendimiento locomotor del tren inferior humano utilizando la energía eléctrica como fuente de propulsión.

- Permitir el diseño de exosqueletos de aumentación, que posibiliten recorrer mayores distancias y a mayor velocidad sin la aparición de fatiga.
- Dotar al usuario de la capacidad para desplazarse en terreno irregular e inclinado, propio de zonas rurales o de montaña.
- Aumentar la autonomía en los desplazamientos de las personas ancianas.
- Facilitar la movilidad a personas con discapacidades locomotoras en las extremidades inferiores.
- A Utilizar con fines deportivos, para mejorar el rendimiento durante el entrenamiento.
- Cumplir el requisito imprescindible de poder ser utilizado sin provocar ningún daño en el sistema músculo-esquelético.

La motivación de esta investigación, es conseguir llevar a cabo tales propósitos a un coste asequible, permitiendo así el desarrollo de un sistema de transporte sostenible y eficiente, provocando una mejora notable en los desplazamientos contribuyendo así al progreso humano. El cual gracias a la fabricación en masa y el crecimiento de un nuevo sector tecnológico se traduzca en mejoras sobre los dispositivos existentes empleados a mejorar la calidad de vida de personas con discapacidad.

Hasta ahora, el desarrollo de exoesqueletos se ha centrado en restaurar la movilidad de personas con discapacidad. Eso ha causado que la producción en serie no alcance la envergadura propia de los otros sectores relacionados con medios de transporte. A pesar de lo cual, incluso considerando únicamente esta aplicación, el mercado potencial es inmenso. Se estima que alrededor del 15% de la población mundial vive con alguna forma de discapacidad, de los cuales el 2-4% experimentan dificultades significativas en su funcionamiento. Estimación que está aumentando debido al envejecimiento de la población, a la rápida propagación de las enfermedades crónicas, así como a las mejoras en las metodologías utilizadas para medir la discapacidad [12].

La Convención de Naciones Unidas sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad, que entró en vigor en mayo de 2008, declaró que la discapacidad es una prioridad en materia de derechos humanos y recomienda: Reforzar y apoyar la investigación sobre discapacidad asignando recursos de manera eficiente. Recomienda diversos ámbitos de investigación, como la calidad de vida y bienestar de las personas con discapacidad; la

---

superación de los obstáculos en diversos contextos; reforzar las aptitudes de investigación en una diversidad de disciplinas, entre ellas la salud y la rehabilitación.

Actualmente la tendencia predominante en el desarrollo de la tecnología relacionada con el sector de la robótica, se centra en reemplazar trabajos físicos, repetitivos, peligrosos o dañinos a largo plazo que no requieren de un proceso creativo y pueden ser automatizados. Por el contrario, la robótica aplicada al ser humano directamente, como es el caso de exoesqueletos o robots portables, tiene la misión de dotar o reinstaurar la habilidad de movimiento propia del ser humano, la cual le permita desarrollar tareas diarias que impliquen movimiento físico.

A pesar de que los exoesqueletos comercializados son un producto reciente de los últimos años, las ideas, conceptos y desarrollos en investigación llevan más de una década y siguen avanzando en el conocimiento sobre el funcionamiento del movimiento humano a nivel fisiológico y de control neuronal. Sin embargo, al tratarse de una tecnología de implantación comercial incipiente y en la mayoría de los casos experimental, la industria que rodea y suministra esta tecnología, no se ha desarrollado lo suficiente como para proveer una gama de productos que se adapten a las necesidades de diseño de una manera eficiente en costes. Al margen de la disponibilidad de nuevas tecnologías como pueden ser actuadores, sistemas de control o dispositivos electrónicos específicos para ese diseño, es necesario desarrollar y mejorar la tecnología actual para su aplicación sobre exoesqueletos y robots portables. La necesidad de llenar las carencias técnicas de los exoesqueletos actuales, es la que ha motivado esta investigación a contribuir al diseño de nuevos exoesqueletos más eficientes.

## **1.2. OBJETO DE LA INVESTIGACION**

El ámbito de investigación se centra en el diseño y desarrollo de sistemas y herramientas novedosas de adquisición y análisis de datos biométricos orientados al diseño de exoesqueletos de asistencia y aumento de capacidades durante el movimiento humano de las extremidades inferiores. La aplicación de la Biomecánica sobre sistemas robóticos directamente conectados y en armonía con la anatomía del cuerpo humano, que se adapten al movimiento deseado por el usuario reinstaurando o proporcionando una mejora en el rendimiento locomotor, a través de una reducción de esfuerzo durante la ejecución de tareas que impliquen el uso del sistema músculo esquelético inferior. También es aplicable a otro tipo de dispositivos destinados a otras funciones o enfocado a diferentes usuarios, como

---

puede ser el caso de equipamiento para rehabilitación o exoesqueletos destinados a personas con diferentes tipologías de lesiones que afectan al movimiento de las piernas.

El objeto de esta investigación es una mejora de la eficiencia en costes, a través del empleo de sistemas alternativos de adquisición de datos que permiten su uso en cualquier ambiente y situación permitiendo además su uso como herramienta de simulación y control de la actuación. Convirtiendo las fases de prototipo en fases de prototipo funcional, permitiendo avanzar en el diseño mecánico y de control de una forma simultánea, coordinada y cooperativa entre los equipos de diseño, de fabricación y médico-fisioterapeuta. Facilitando la reducción en inversión y tiempo transcurrido entre el desarrollo en un laboratorio y su comercialización. Los centros de investigación mejorarían su capacidad para convertirse en un producto comercial más rápidamente, promoviendo la investigación en el campo de los exoesqueletos proporcionando herramientas eficientes en costes para el análisis del movimiento humano. El proporcionar las herramientas necesarias para la creación de exoesqueletos de asistencia al movimiento de las extremidades inferiores aplicado a investigaciones de diversa índole, al facilitar el proceso de adquisición y empleo de datos biométricos en el control de la actuación durante el movimiento humano.

Esta investigación se alinea con el Programa Europeo H2020, dentro de la prioridad “retos sociales”, en el “III programa de Salud y Bienestar 2014-2020” y encaja plenamente con el objetivo específico “1.4.1. *Envejecimiento activo, vida autónoma y asistida: Promover la investigación e innovación multidisciplinaria que combine ciencias del comportamiento, gerontología, ciencia digital y de otro tipo para obtener soluciones rentables y sencillas que permitan una población que envejece y a las personas con discapacidad una vida cotidiana activa, autónoma y asistida*”.

### **1.3. EXOESQUELETOS Y WEARABLE ROBOTS: Trasfondo y Retos**

En la última década las investigaciones han llevado a desarrollar diferentes dispositivos y equipos que permiten asistir, mejorar el movimiento, e incluso dotar de capacidades motrices a personas con daños en el sistema de médula espinal, permitiendo la asistencia o recuperación de determinados movimientos del cuerpo para desplazarse sin necesidad de la utilización de una silla de ruedas. Actualmente se están desarrollando numerosas investigaciones en el campo de la Biomecánica aplicada al diseño de nuevos exoesqueletos y robots con lo que parece indicar un futuro prometedor en el ámbito del desarrollo hacia nuevas soluciones. Hace más de medio siglo que se empezaron a desarrollar los primeros

---

exoesqueletos destinados al ser humano, a pesar ello, quedan todavía muchos aspectos tecnológicos y muchas mejoras técnicas por implementar, para que las funciones que pretenden conseguir se cumplan satisfactoriamente para los distintos colectivos de usuarios a los que van destinados.

A pesar de las diferentes tipologías de exoesqueletos existentes, con diferentes funciones y características, la gran mayoría de exoesqueletos destinados a la población general han sido diseñados para asistir en terapias de rehabilitación, se encuentran en centros médicos y hospitales de forma reducida o se comercializan a un coste elevado, además de tener una capacidad de uso limitada que contrasta con la necesidad continua del movimiento de caminar. Limitaciones en las regulaciones aplicadas por diferentes países para su uso como dispositivo personal en el ámbito diario, vienen determinadas por la seguridad del paciente y en parte son debidas a la falta de funcionalidad de los exoesqueletos. Es cierto que en los últimos años van saliendo al mercado nuevos productos que permiten a las personas el uso autónomo de los mismos confiriéndoles la posibilidad de caminar, pero sus costes de fabricación y de mantenimiento impiden a la mayoría de usuarios poseer uno. Si consideramos que en 1978 se diseñó el primer exoesqueleto moderno, denominado *Active Suit* [13], y a pesar de que más de una veintena de empresas y universidades han empleado décadas de trabajo en el diseño de nuevos exoesqueletos, se pone de manifiesto la necesidad de tomar diferentes caminos y estrategias en el proceso de diseño.

La mayoría de dispositivos han sido destinados al sector médico [14], lo cual ha influido en que la eficiencia en coste sea un factor de menor importancia. Actualmente el sector se encuentra en un punto en el que debería enfocarse en la producción en serie, en la optimización de los procesos de diseño y fabricación e implementación de Normas. Después de décadas destinadas al desarrollo tecnológico y funcional del producto, es momento de crear exoesqueletos eficientes en costes que permitan un acceso global a los usuarios que necesitan disponer de una tecnología tan relevante. Muchas de las limitaciones tecnológicas y técnicas con las que se encuentran, son la falta de soporte de las industrias auxiliares como por ejemplo, actuadores, baterías o sistemas ergonómicos entre otros.



# CAPÍTULO 2

## ESTADO DE LA TÉCNICA Y TECNOLOGÍA

En este capítulo se presentan los conceptos principales de la Biomecánica y de una de sus ramas de aplicación, la cual concierne al ámbito de esta investigación: la Biomecánica del movimiento humano. Con el fin de introducir la terminología y conceptos necesarios para comprender esta investigación, así como la ciencia en la que se basa el funcionamiento de los dispositivos resultantes de su aplicación, como son los exoesqueletos y robots portables. Se describe el estado de la tecnología y de la técnica a través de un resumen de la historia, una clasificación de exoesqueletos acorde a su aplicación y tipología, así como las problemáticas y limitaciones de los mismos aún sin resolver.

### **2.1. BIOMECANICA DEL MOVIMIENTO HUMANO**

La Biomecánica es la aplicación de la mecánica en el estudio de la biología [15]. A través de la Biomecánica se busca entender la mecánica de los sistemas vivos. Engloba el estudio de un amplio rango de sistemas inherentes en el ser humano como por ejemplo el sistema cardiovascular, pulmonar, o el mecanismo celular; aplicada al ámbito de esta investigación sería el sistema músculo-esquelético, del que se analiza la gran variedad de movimientos físicos implicados en el ciclo de caminar. La Biomecánica del cuerpo humano puede ser descrita como una disciplina que describe, analiza y evalúa el movimiento humano [16]. Combina conocimientos de disciplinas científicas tales como la anatomía, fisiología y mecánica entre otras. Es importante concretar que esta investigación se fundamenta en la Biomecánica del movimiento humano o Biomecánica de la locomoción humana, debido a que la Biomecánica engloba no sólo los sistemas biológicos del cuerpo humano sino también otros organismos vivos, haciendo que el espectro de aplicación del término Biomecánica sea

---

muy amplio. Es por eso que de aquí en adelante se utiliza el término Biomecánica sin especificar, pero se refiere a esta aplicación en concreto.

## 2.2. ANTECEDENTES E HISTORIA

La Biomecánica del movimiento humano, ha sido siempre uno de los ámbitos más estudiados en la historia debido a su complejidad, perfección e importancia para los seres vivos. Se trata de un tema reciente pero con orígenes ancestrales y un desarrollo paulatino marcado por el desarrollo de la mecánica, la matemática, la anatomía y la fisiología. Se ha descrito la evolución a lo largo de la historia dividiéndola por épocas y líneas de investigación (biología y mecánica relacionada con el movimiento humano). De esta manera se intenta mostrar la evolución de la biomecánica del movimiento humano y la de sus ciencias madre. El crecimiento de un árbol no es posible si sus raíces no se desarrollan al mismo tiempo.

Durante esta investigación, se ha tratado de exponer las diferentes contribuciones de los diferentes científicos e investigadores más contribuyentes al desarrollo en este caso de la biomecánica del movimiento y más adelante en diversos campos de aplicación en cuanto a avances investigadores. No es ecuánime establecer un único creador o padre de la Biomecánica. Dada la dificultad para conocer todos los autores implicados en estudios o contribuciones a lo largo de la historia y del mundo (incluso hoy en día, publicaciones en otros idiomas como por ejemplo el chino pasan inadvertidas para gran parte de la comunidad científica e investigadora [17], [18]) lo correcto sería atribuirles el nombre de *padres de la Biomecánica* a diferentes científicos remarcando sus contribuciones. En este caso *padres de la Biomecánica del Movimiento Humano*.

### *Antigüedad*

*Filosofía y Biología (anatomía y fisiología muscular)*. Posiblemente el análisis más antiguo sobre el movimiento que se conoce es el de Aristóteles (384–332A.C.). En su tratado *De Motu Animalium* narra sus observaciones y planteamiento sobre el origen y causas del movimiento animal, también hizo descripciones de anatomía y las funciones de los órganos [19]. Al otro lado del mundo también se tienen razones para creer que la Biomecánica tuvo su origen hace cientos de años. El libro chino *Nei Jing* o *Internal Classic* escrito por autores anónimos, data del periodo Warring (472-221 A.C), trata el concepto de la circulación sanguínea referente al hombre y la circulación en el universo [15]. Esta publicación nos hace pensar que la bibliografía de la que disponemos y sobre la que forjamos la Historia mundial pueda estar incompleta debido a publicaciones científicas en diferentes lenguas.

---

*Física, matemáticas y mecánica.* Arquímedes (287-212 A.C). Sentó las bases de la mecánica racional y estableció los principios de la estática. Desarrolló paradigmas matemáticos y mecánicos.

### ***Siglo XVI***

*Biomecánica, Arte y Biología (anatomía y fisiología muscular).* Leonardo da Vinci (1452-1519). Reconocido por varios autores como el primer ingeniero biomecánico, realizó las primeras ilustraciones y anotaciones explicativas sobre la anatomía y fisiología del cuerpo humano; analizando las fuerzas ejercidas por los músculos y la función de las articulaciones a pesar de quedar incompletas [20]. Una de sus investigaciones más conocidas fue la Biomecánica implicada en el vuelo de los pájaros.

### ***Siglo XVII - XVIII - Revolución científica***

*Biomecánica y Fisiología muscular.* Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679). No tan famoso como los científicos anteriores (sí en el campo de la Biomecánica), se le suele atribuir el título de padre de la Biomecánica aplicada al movimiento humano (utilizado por la *American Society of Biomechanics* para su premio más importante). Su libro titulado “*De Motu Animalium*” [21], [22], con el mismo nombre que el trabajo de Aristóteles, describe en detalle el funcionamiento del cuerpo humano. Utilizando los métodos analíticos en el campo de la Mecánica desarrollados por Galileo y aplicándolos sobre la Biología del cuerpo humano, calculó el equilibrio de fuerzas sobre diversas articulaciones del cuerpo humano así como la ventaja mecánica del sistema músculo-esquelético. Fue el primero en entender que las palancas del sistema músculo-esquelético impulsan el movimiento, más que incrementar la fuerza, por la que los músculos deben ejercer fuerzas superiores a las que se oponen al movimiento [23]. Comenzó con las primeras investigaciones sobre los principios mecánicos de la locomoción, representando el punto de inicio de los estudios de la Biomecánica de locomoción [24], estableciendo los primeros pasos sobre el análisis de la dinámica del cuerpo y los movimientos de los músculos. Es por su publicación sobre la primera investigación científica de la Biomecánica aplicada a la locomoción, o movimiento del ser humano, por lo que se le atribuye mayor relevancia en el campo de esta investigación que a otros científicos que estudiaron la mecánica aplicada a otras ramas de la biología.

---

*Biomecánica, Biología (Fisiología Cardio-vascular).* Otros científicos destacados que se interesaron por las aplicaciones Biomecánicas: William Harvey (1578-1658) con el descubrimiento de la circulación sanguínea. Thomas Young (1773-1829), que realizó estudios sobre la mecánica y leyes del movimiento implicadas en el funcionamiento del corazón, venas y arterias, el estudio de los principios mecánicos implicados en la circulación de la sangre, además del análisis de otras funciones del cuerpo humano [25].

Sin embargo estos avances no implican al sistema músculo-esquelético (Biomecánica del movimiento humano o la locomoción), se ha considerado necesario hacer una breve descripción de la Historia, para tratar de aclarar la definición y alcance de la Biomecánica. Posterior a los estudios de Borelli, hasta mediados del siglo XIX aparecen pocas referencias sobre investigaciones de Biomecánica del movimiento humano en la literatura científica. La mayoría de contribuciones al desarrollo de la Biomecánica aplicada al movimiento humano se desarrollaron en la ciencia madre de la mecánica.

*Matemática y Mecánica.* Las contribuciones de Isaac Newton (1642-1727), Leonhard Euler (1707–1783), Jean De Ron d’Alambert (1717-1783) y Joseph Lagrange (1736-1815) sobre los teoremas matemáticos y leyes físicas aplicadas al estudio del movimiento, haciendo posible describir el movimiento de cuerpos rígidos, impulsaron el desarrollo analítico de la Biomecánica como ciencia.

### *Siglo XIX*

*Biomecánica.* Wilhelm Eduard Weber (1804-1891) y Eduard Friedrich Wilhelm Weber (1806-1871). En 1836 la publicación “*Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge*” de los hermanos Weber estableció la mecánica de las acciones musculares con una base científica. También describieron la fisionomía de las articulaciones y ligamentos en diferentes fases del movimiento y del salto. Proporcionaron una descripción avanzada del patrón de comportamiento cinemático de los ligamentos cruzados de la rodilla y su función para mantener el cuerpo de pie [26]. Empezaron a profundizar en los estudios sobre la posición del centro de gravedad del cuerpo humano estático y en movimiento. Asemearon el movimiento de las piernas con el movimiento pendular [24], [27]. El avance del conocimiento de la mecánica del cuerpo estaba impedido principalmente por la falta de métodos matemáticos y de tecnología para analizar y reproducir la cronología del movimiento.

---

*Ingeniería, Cinematografía, Biomecánica.* Etíneo Jules Marey (1838-1904). Precursor por sus estudios de cinematografía. Transformó el análisis del movimiento humano de una ciencia observacional a otra basada en cuantificación, gracias a la cinematografía con su técnica fotográfica definida por él mismo en 1888 como *chronophotographic*. Esta técnica permitía analizar el movimiento en las imágenes de forma sencilla utilizando ejes y puntos fotosensibles de referencia en las articulaciones que se resaltaban en las fotografías. Fue el primero en medir y relacionar las fuerzas de reacción del suelo con el movimiento. Sus investigaciones también proporcionaron datos acerca del almacenamiento y la reutilización de la energía elástica y variaciones del centro de gravedad durante el movimiento [28]. Las técnicas fotográficas empleadas para analizar el movimiento abrieron el camino a estudios experimentales del patrón del ciclo de la marcha humana. A lo largo de los años las técnicas cinematográficas y el equipamiento para realizar la obtención de datos fue mejorando y como consecuencia de ello, los estudios de movimiento se dotaron de datos más precisos durante cada uno de los instantes de la fase del movimiento humano.

Emil du Bois-Reymond (1818-1896) y Guillaume Duchenne (1806-1875) sentaron las bases de la electrofisiología experimental. La aplicación de la electromiografía (EMG), para la medición de la activación de los músculos durante las fases del movimiento mediante el uso de electrodos superficiales supuso un gran avance de cara al futuro en cuanto al control y obtención de datos [28]. En esta época, la Biomecánica pasó de ser una ciencia intuitiva a estar basada en la cuantificación y el análisis matemático, gracias a las técnicas de análisis y obtención de datos a través de la fotografía y la electromiografía (EMG).

### ***Siglo XX - actualidad***

Al igual que el siglo XVII se considera como uno de los momentos clave en la Historia de la Biomecánica del movimiento humano, debido al desarrollo de la mecánica clásica, mediados del s.XX es también considerado como otro momento clave. El desarrollo tecnológico de las guerras mundiales, el crecimiento de los centros de investigación gracias a un incremento de la financiación. La aparición de las computadoras y de las técnicas de computación numérica, permiten el modelado del movimiento humano haciendo posible la simulación con métodos como el de los elementos finitos (MEF). Durante esta época y hasta el presente el aumento del número de investigadores dedicados al avance de la Biomecánica del movimiento humano hace imposible resumir y enumerarlos, debido a los numerosos avances y aportaciones. La creación de sociedades Biomecánicas, la instauración de la biomecánica deportiva, la aparición de la biomecánica como disciplina universitaria y el

---

nacimiento de revistas especializadas son algunos de los acontecimientos genéricos acontecidos durante este siglo.

En la actualidad, el análisis del movimiento humano ha alcanzado un elevado nivel de detalle, gracias a la tecnología para la adquisición de datos como sensores de posición, de fuerza, acelerómetros y equipamiento biométrico. A partir de los datos obtenidos, mediante el modelado y simulación, se han obtenido resultados científicos muy satisfactorios, solucionando problemáticas complejas para ayudar a personas con dificultades durante el ciclo de caminar.

A pesar de ello todavía se desconocen muchos aspectos referentes al movimiento humano. Por ejemplo cómo intervienen diferentes músculos para producir el movimiento de las extremidades en torno a las articulaciones. La complejidad del sistema músculo-esquelético hace que la determinación de las implicaciones de los músculos en el movimiento humano, tendones y ligamentos que se unen en una articulación, sean difíciles de determinar. La eficiencia energética de los músculos y la coordinación del sistema musculoesquelético durante el movimiento son, entre otros, aspectos todavía por investigar en profundidad.

Otro aspecto importante sobre el que se está investigando en la actualidad, es la respuesta del sistema musculoesquelético para mantener el equilibrio durante el ciclo de caminar bajo diversas condiciones, como puede ser caminar en terreno irregular o bajo la actuación de fuerzas externas que alteren el equilibrio. Estudios sobre cómo perturbar el equilibrio en todas las direcciones a través de perturbaciones provocadas para observar cómo somos capaces de corregir esas perturbaciones y desequilibrios evitando perder el control durante la marcha [29]. Estas investigaciones sobre el movimiento humano ayudan a mejorar el desarrollo de *wearable robots* y exoesqueletos más eficientes.

A pesar de la idea general de que la Biomecánica y sus ramas como ciencia aplicada es reciente; como se puede ver, ha sido desarrollada a lo largo de toda la Historia con importantes avances y descubrimientos muy anteriores al siglo XX. Hoy en día la Biomecánica es ampliamente considerada como una ciencia complementaria de la Biología y la Mecánica con varias líneas de investigación independientes sobre las que van desarrollándose cada vez más aportaciones científicas y aplicaciones tecnológicas.

---

### 2.3. TECNOLOGÍA INSPIRADA EN LA BIOMECÁNICA

Previamente se ha introducido la Biomecánica como ciencia y terminología. Se ha presentado un resumen de las investigaciones relacionadas con diferentes estudios de la Biomecánica del ser humano que han permitido avanzar en el conocimiento del funcionamiento mecánico de la locomoción humana. A través de la aplicación del conocimiento de esta ciencia, empleando disciplinas de ingeniería mecánica y electrónica, han dado lugar a tecnologías que solucionan problemas relacionados con la Biomecánica del movimiento humano mediante dispositivos que interactúan y operan en armonía con las personas. A esta disciplina se le conoce con el término de Biomecatrónica, y es la fuente de creación de los exoesqueletos y *wearable robots* (Fig. 2.1).

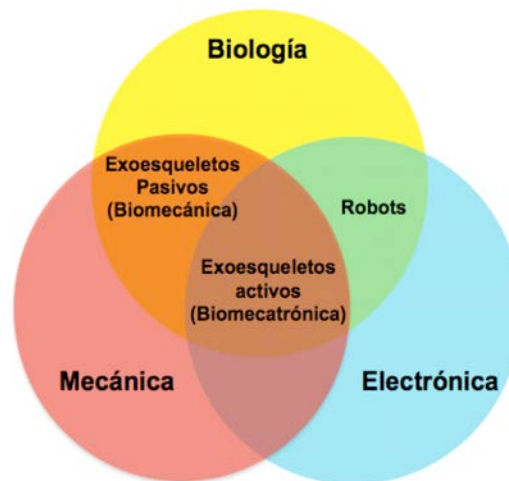


Figura 2.1. Origen de la Biomecatrónica

Se consideran dispositivos biomecatrónicos aquellos que integran elementos mecánicos y electrónicos para asistir y mejorar el control del motor humano [30]; abarca los campos de la robótica y la neurociencia. Inicialmente los robots fueron creados como alternativa a los humanos, para realizar tareas en ámbitos industriales o peligrosos, con el fin de reemplazarlos en la realización de tareas repetitivas y de alta precisión, sin embargo actualmente hay una transición de interacción entre humanos y robots [31]. Mientras que inicialmente solo se trataba de una interacción, entre humano y robot, de índole informativa, a la hora de transferir las órdenes o tareas a realizar, ahora se trata de una interacción física. La aplicación donde más importancia tiene esta interacción es en los robots diseñados para trabajar en consonancia con el cuerpo humano, también denominados *wearable robots*; son robots orientados a personas, los cuales son portados por el usuario al que proporciona una funcionalidad física. La misión de un *wearable robot* puede ser la de reinstaurar, sustituir,

complementar o aumentar una capacidad física del usuario que lo porta; en esta investigación, la capacidad está relacionada con el movimiento humano.

Dependiendo de la necesidad, puede que funcionen sobre una o varias partes del cuerpo. Desde prótesis que reemplazan una parte del cuerpo para realizar por completo una capacidad perdida, a órtesis, dispositivo externo aplicado al cuerpo, para asistir o aumentar el movimiento en usuarios con diferentes tipologías de discapacidades. El hecho de que se denominen *wearable robots* no significa necesariamente que se traten de robots autónomos, portables o ambulatorios. Cabe puntualizar la diferencia entre *wearable robots* y exoesqueletos, sobre los cuales se centra esta investigación. Como se ha explicado anteriormente:

- Un *wearable robot* es toda órtesis, prótesis y exoesqueleto que sea portado por el usuario.
- Un exoesqueleto utiliza la anatomía del usuario como herramienta de diseño biomimética para su estructura mecánica, basada en la cinemática del cuerpo.

El usuario porta el exoesqueleto en paralelo con su cuerpo, las articulaciones se comportan de la misma manera en el aspecto cinemático que las del cuerpo humano. Compuesto por segmentos que conectan las articulaciones, se unen al usuario de forma externa. Todo exoesqueleto es considerado un *wearable robot* pero no a la inversa. Anteriormente se ha comentado el biomimetismo implicado en el diseño mecánico de un exoesqueleto, sin embargo el término apropiado para un exoesqueleto como dispositivo biomecatrónico, es la bioimitación. El mimetismo utiliza las mismas acciones, partes del cuerpo y herramientas con las mismas metas, pero sin entender la mecánica y la consecuencia de las acciones, mientras que la imitación implica un conocimiento del funcionamiento y una adaptación a las necesidades buscadas [32]. Esta es precisamente la función de un exoesqueleto, un robot que funcione en armonía con las funciones y características del cuerpo humano a través de una interacción humano-máquina que controle la actuación. Dando lugar a un dispositivo con inteligencia humana y potencia robótica.

---



## 2.4. EXOESQUELETOS Y WEARABLE ROBOTS

Previamente se ha descrito el origen y la naturaleza de partida para el diseño de exoesqueletos y *wearable robots*. A continuación se presenta una clasificación de los mismos en diferentes grupos en base a diferentes características, aplicaciones y categorías. Dada la diferencia comentada previamente entre ambos términos, en línea con el ámbito de esta investigación, la clasificación se va a centrar en los exoesqueletos.

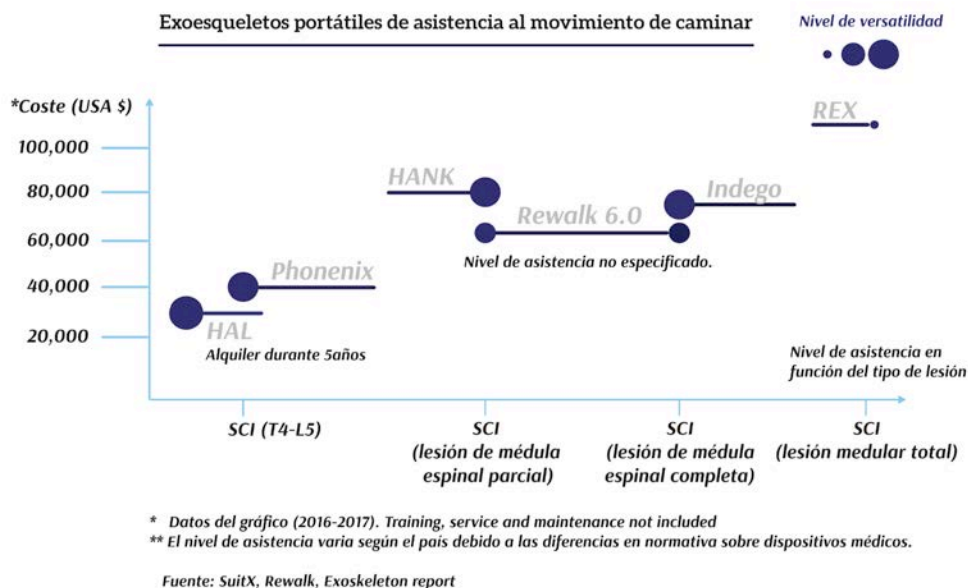
Sin embargo, varias de estas clasificaciones pueden llegar a incluir *wearable robots* ya que la definición entre *wearable robots* y exoesqueletos a veces no hace distinción, dependiendo de la estructura mecánica que lo compone. Debido al amplio número de exoesqueletos existentes en fase conceptual, prototipos y en periodo de pruebas, unos desconocidos y muchos otros de los que se carece de información pública suficiente, elaborar una única clasificación en la que englobar toda tipología de exoesqueletos no es sencillo. Incluso puede dar lugar a confusión a la hora de catalogar algún exoesqueleto, creando la necesidad de establecer nuevas subdivisiones. Diversos autores difieren en el enfoque a la hora de clasificarlos, utilizando diferentes razonamientos. Clasificaciones en base a sobre qué partes del cuerpo son sustituidas o asistidas, si dispone de actuadores activos o pasivos, la movilidad del mismo, la interfaz de control o, en base a su estructura mecánica [33, 34].

Otros autores realizan una clasificación en base a la función que realizan en colaboración con el usuario, diferenciando entre exoesqueletos robóticos de aumento de capacidades, órtesis y prótesis (robóticas y mecánicas) [35]. En algunos casos profundizan en subdivisiones generalmente de investigaciones y diseños concretos. Tales subdivisiones son, por ejemplo dentro de las órtesis, un subgrupo de activas y otro de pasivas, y por otro lado clasificarlas en función de qué parte del cuerpo asisten [34].

En base al sector al que van dirigidos, se pueden clasificar como destinados a equipamiento médico y de rehabilitación, a aplicaciones militares, al ámbito laboral-industrial, o al consumidor doméstico para diversas aplicaciones [36]. En esta investigación se mencionan los más relevantes para definir el alcance, objetivos e hipótesis de partida de esta investigación. Con un enfoque más detallado sobre los que reinstauran o aumentan las capacidades locomotoras del tren inferior, orientados a un uso diario, sin necesidad de estar ligados a un espacio de uso limitado.

### 2.4.1 Equipos médicos y de rehabilitación

Dentro de esta clasificación, existen exoesqueletos de aplicación clínica y uso personal. Exoesqueletos destinados a terapias de rehabilitación en centros médicos de carácter fijo y estático [37, 38]; En los cuales el paciente utiliza el exoesqueleto normalmente sobre una cinta ergométrica y dispone de una pantalla que le va instruyendo en la tarea a realizar. Permitiendo al paciente realizar ciclos de caminar alternando diferentes variables en función de las necesidades y objetivo deseado. Otros de carácter portátil, permiten a diferentes usuarios con diversos tipos de lesión medular reinstaurar el movimiento locomotor del tren inferior asistiendo el movimiento con la ayuda de muletas. También existen modelos en los que, debido a la estructura y funcionamiento del mismo, no es necesario el uso de muletas, aunque reducen la movilidad [39]



**Figura 2.2. Comparativa de exoesqueletos portátiles**

A pesar de que algunos de los exoesqueletos mostrados en la figura 2.2 estén a la venta del público, no están considerados en la categoría de producto comercial ya que se trata de aparatos médicos para uso clínico y de rehabilitación, teniendo limitaciones para el uso en el ámbito personal dependiendo de las administraciones regulatorias. Otros exoesqueletos, están orientados a terapias de rehabilitación y al aumento de las capacidades en personas de edad avanzada para asistir al movimiento en tareas cotidianas reduciendo así el esfuerzo y el posible riesgo de lesión debido a caídas [40, 41]. A pesar de ser de carácter móvil, Tienen bastantes limitaciones (dificultad de uso, necesita aprendizaje, alto coste y baja autonomía) para ser adquirido para uso cotidiano, que le impiden sustituir a sistemas convencionales

como las sillas de ruedas o los andadores. En la Figura 2.2. Se muestra una comparativa de algunos de estos exoesqueletos en función de la asistencia que proveen y su coste en el mercado. La gran mayoría tienen un precio de venta elevado superior al coste de un automóvil, en el caso de HAL (*Cyberdyne Inc., Tsukuba, Japón*) su precio equivale al alquiler durante un periodo de 5 años, debido a la dificultad de uso, necesidad de entrenamiento y tratarse de un dispositivo de uso médico y de rehabilitación. Esto quiere decir que al momento de redacción de esta tesis, no está aprobado todavía como dispositivo para uso personal. Otros exoesqueletos como es el caso de EksoGT (*Ekso, Richmond, USA*), Phoenix (*US Bionics Inc., Berkeley, USA*) o Hank (*Gogo Mobility Robots, Urretxu, España*) también son considerados como dispositivos médicos orientados a terapias de rehabilitación, esto quiere decir, que la regulación en países como la Unión Europea y Estados Unidos, no han aprobado su uso como dispositivo para uso personal. Por otra parte, existen exoesqueletos que disponen de esta aprobación, como es el caso de Rewalk Personal 6.0 (*ReWalk Robotics Ltd., Yokneam Illit, Israel*) aprobados por el organismo FDA para su uso personal y clínico en Estados Unidos. Indego (*Parker Hannifin, Cleveland, USA*) también dispone de aprobación por parte de la FDA para su uso en terapias de rehabilitación en pacientes que han sufrido derrames cerebrales que afecten a la locomoción además de su aprobación para pacientes con lesiones específicas de médula espinal (Fig. 2.3). Dada la complejidad de cada paciente, la aprobación de cada exoesqueleto depende del uso del dispositivo (rehabilitación como equipamiento médico y uso personal), el tipo de lesión del paciente y el país en el que se distribuye. Uno de los principales retos con los que se encuentran los fabricantes de exoesqueletos es la certificación en el uso médico y personal de cada dispositivo para las personas con diferentes niveles de discapacidad.



Figura 2.3. Exoesqueletos portátiles más populares. Foto cortesía de Exoskeleton Report [2]

### 2.4.2 Aplicaciones militares y de aumento de capacidades

Dentro de esta tipología se engloban los destinados al aumento de capacidades locomotoras, denominados *Performance augmenting robotic exoskeleton* o *Empowering robotic exoskeleton* [31]. Los inicios en el diseño de exoesqueletos de aumento de las capacidades humanas han sido en investigaciones, y por lo general siguen siendo, proyectos financiados por el sector militar para la asistencia a soldados en movimientos con carga [42, 43], convirtiéndose posteriormente en dispositivos de aplicación fuera del laboratorio tras la unión de la empresa *Lockheed Martin (Bethesda, USA)* en la comercialización del producto [44]. Actualmente existen exoesqueletos pasivos que extraen energía durante el caminar para recargar baterías [45], amortiguadores de impacto [46], los cuales podrían ser comercializados a pesar de tener un inicio con fines militares (Fig. 2.4). Laboratorios de investigación están desarrollando *wearable robots* o *soft exoskeletons* para la reducción del coste metabólico durante la marcha, a través del uso de exoesqueletos actuados por cables y de estructura flexible aplicados en exoesqueletos cuasi pasivos [47, 48] y con actuación eléctrica para la asistencia al movimiento en las articulaciones de la cadera y la rodilla [49]. Posteriormente los exoesqueletos de esta tipología han sido aplicados a su uso en el ámbito clínico para terapias de rehabilitación en pacientes que han sufrido derrames cerebrales [50].



Figura 2.4. A la izquierda el Exosuit flexible [39] y a la derecha el exoesqueleto R1-BLEEX [34]

### 2.4.3 Productos para la industria y el consumidor doméstico

Cada vez son más los exoesqueletos que se incluyen en esta categoría, en el momento de redacción de esta tesis, más de veinte modelos entre exoesqueletos y *wearables* destinados a la parte superior e inferior del cuerpo existen comercializados. Centrándonos en el tren inferior, están diseñados con el fin de mejorar la ergonomía y el confort de los operarios, para evitar problemas de fatiga durante periodos prolongados. Su uso ha demostrado descensos sustanciales de las fuerzas sobre la zona lumbar en el levantamiento de cargas manuales [51]. Otros exoesqueletos comercializados destinados a la reducción de fuerzas en la espalda para tareas de levantamiento de cargas son: HAL-LB (*Cyberdyne Inc., Tsukuba, Japón*), Chairless-chair (*Noonee, Zurich, Suiza*), LegX (*US Bionics Inc., Berkeley, USA*) (Fig. 2.5). Grandes fabricantes del sector del automóvil y electrónica también han dado sus pasos en el sector de los exoesqueletos en el desarrollo de modelos para la distribución de cargas pesadas [52], destinados al aumento de capacidades Atoun-Y (*Atoun Inc., Nara, Japón*) y prototipos de asistencia al movimiento, así como para la reducción de esfuerzos en la espalda durante tareas de manejo de cargas [53].



Figura 2.5. De izquierda a derecha: Exoesqueleto HAL-LB, Chairless-chair y Atoun-Y cortesía de Cyberdyne Inc., Noonee y Atoun Inc.

Previamente se han incluido los exoesqueletos dedicados al aumento de capacidades, dentro de la clasificación de aplicaciones militares. Sin embargo, también existe un interés por parte de los fabricantes en crear productos comerciales destinados a cubrir este tipo de funciones de aumentar las capacidades del usuario. En el sector militar la meta principal se centra en reducir el consumo metabólico durante largos periodos de marcha bajo condiciones de carga añadida, intentando reducir el peso, maximizando la autonomía y el confort. La tendencia del sector laboral se sitúa en el aumento de capacidades de fuerza o de resistencia

en operarios del sector industrial. Exoesqueletos que reducen el esfuerzo de determinadas tareas repetitivas utilizando actuadores pasivos [54] otros permiten utilizar herramientas pesadas en posiciones incómodas [55] o mediante el empleo de actuadores activos permiten a personas continuar con tareas y trabajos en los que se requiere fuerza física. A pesar de las numerosas tipologías de exoesqueletos con diferentes aplicaciones y funcionalidades, siguen apareciendo nuevos exoesqueletos o *wearable robots* pertenecientes a distintas categorías.

#### 2.4.4 Otras aplicaciones y tipologías.

Existen otras aplicaciones de exoesqueletos pertenecientes a diferentes sectores que no corresponden a ninguna de las categorías anteriormente descritas. Exoesqueletos utilizados como dispositivos de control de robots o maquinaria a través de exoesqueletos de teleoperación sobre las extremidades superiores empleados como sistemas de adquisición de datos cinemáticos de los movimientos de las extremidades superiores o como sistemas de rehabilitación generando fuerzas de asistencia sobre los brazos [56, 57]. Otros productos han orientado el empleo de exoesqueletos a su uso como herramienta de feedback sobre el usuario [58, 59] mientras el usuario camina sobre una cinta, el movimiento se registra a través de sistemas de vídeo [60-62]. Investigaciones recientes han empleado exoesqueletos virtuales para el control de robots mediante gestos transmitidos por un humano que alimentan el modelo biomecánico de un exoesqueleto virtual [63]

En los últimos años, el auge de la tecnología de realidad virtual y su aplicación al sector de los videojuegos, ha dado lugar a la aparición de exoesqueletos o *wearable robots*. Utilizados como herramienta para navegar y controlar las acciones del usuario en el mundo virtual, pueden ser considerados como un sistema de teleoperación [64]

Los exoesqueletos comentados previamente en la categoría de exoesqueletos militares [39,40], también denominados *exo-trajes* o *soft exoskeletons*, son una tendencia cada vez más común debido a la mejora en el confort e interacción humano-máquina así como la reducción del peso de la estructura y del exoesqueleto en general. Por lo que podría considerarse como una nueva tipología a la hora de clasificar los exoesqueletos. A día de hoy la mayor parte van destinados a la parte superior del cuerpo como por ejemplo *exo-trajes* diseñados con el fin de mejorar la ergonomía de los trabajadores [65]



## 2.5. EL CICLO DE LA MARCHA HUMANA

El movimiento de caminar puede ser definido como el ciclo de la marcha que los seres humanos utilizan a velocidades bajas [66]. La gran mayoría de investigadores tendemos a utilizar el término marcha y caminar como sinónimos. Dependiendo el contexto pueden emplearse indistintamente. Sin embargo, cabe recalcar las diferencias entre ambos términos. El diccionario de la Real Academia Española lo denomina como el modo de caminar del hombre. La marcha determina la tipología y estilo de caminar del ser humano, sirviendo como comparativa entre diferentes sujetos, mientras que el caminar se refiere al proceso de locomoción como tal.

El ciclo de marcha o la marcha, se trata de una consecución de movimientos locomotores originados por las extremidades inferiores y clasificadas por fases determinadas por posiciones de contacto con el suelo, los cuales se repiten periódicamente en cada ciclo de la marcha [67]. A lo largo de esta investigación se utiliza el término ciclo completo de la marcha o duración del ciclo para determinar el tiempo de duración del mismo. Traducido en porcentaje sobre a un 100% como tiempo total del ciclo.

Se considera el inicio del ciclo de la marcha el contacto de un pie con el suelo, finalizando con el nuevo contacto del mismo pie, sin embargo cualquier evento de contacto del pie puede ser considerado como inicio y fin del ciclo debido a la repetición cíclica de las secuencias del movimiento y o de las fases que componen la marcha. En esta investigación se ha empleado el contacto inicial o contacto del talón como indicador para el inicio del ciclo de la marcha. El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales, la fase de apoyo y la fase de balanceo las cuales a su vez se pueden subdividir en periodos determinados por las características del contacto del pie con el suelo (Fig. 2.6).

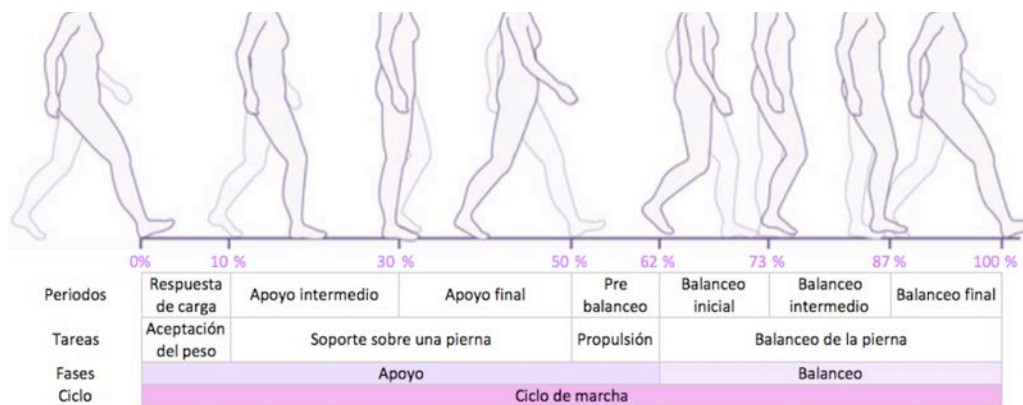
La fase de apoyo se subdivide en 4 periodos:

- Periodo de aceptación del peso o respuesta de carga, el cual comprende el periodo entre el contacto del talón del pie con el suelo hasta el contacto total del pie. El porcentaje del ciclo al que corresponde este periodo puede variar dependiendo del tipo de marcha asociada a cada sujeto y ronda entre el 10-12% del ciclo total.
- Periodos de apoyo (intermedio y final) continúan el ciclo hasta el 50%.

- El periodo de pre-balanceo se inicia cuando el pie realiza una dorsiflexión, y finaliza en el momento en el que el pie comienza la propulsión del movimiento dando comienzo a la fase de balanceo, la cual ocurre entre el 60-65% del ciclo de la marcha.

La fase de balanceo consta de 3 periodos:

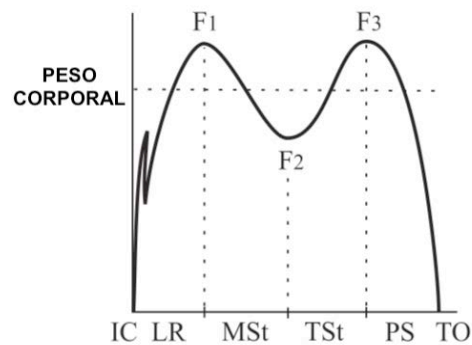
- Periodo de balanceo inicial, que comienza en el momento en el que el pie deja de tener contacto con el suelo.
- Periodo de balanceo intermedio que comprende el tiempo del pie en el aire.
- Periodo de balanceo final, que finaliza con el nuevo contacto del talón, terminando así un ciclo de la marcha.



**Figura 2.6. División de las fases que componen el ciclo de la marcha humana (Modificación de la figura 15-6. [3]).**

Dentro del ciclo de la marcha, se puede hacer una división del ciclo en base al contacto simple o doble, el cual ocurre cuando ambos pies al mismo tiempo están en contacto con el suelo, y se producen dos veces durante el ciclo de la marcha, al principio y al final de la fase de apoyo [67]. Periodo el cual corresponde a la aceptación de la carga en el contacto del talón y el momento previo a la propulsión de la pierna. La fase de contacto simple del pie, puede clasificar con precisión los periodos correspondientes a la fase de apoyo. En la Figura 2.7, se representa la fuerza vertical de contacto y los diferentes periodos (Contacto Inicial (IC), Respuesta de carga (LR), Apoyo Intermedio (MSt), Apoyo final (TSt), Pre Balanceo (PS) y levantamiento de puntera (TO) En esta investigación se emplea otra clasificación para definir la fase de contacto simple dividiéndola en: contacto del talón (IC), aceptación de la carga (LR), contacto total (MSt), contacto metatarsal (TSt) y levantamiento de la puntera (TO) eliminando el Pre Balanceo.





**Figura 2.7.** La fuerza vertical de contacto puede identificar con precisión los cinco periodos durante el apoyo simple de la pierna [5].

## 2.6. ADQUISICIÓN DE DATOS BIOMÉTRICOS Y ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO

Los exoesqueletos, al igual que otros dispositivos tecnológicos, requieren de determinados datos técnicos para la consecución del diseño y el posterior control de los actuadores. En el caso de los exoesqueletos destinados a la asistencia de las extremidades inferiores, requieren datos biométricos procedentes del cuerpo humano influyentes en el movimiento a asistir. En especial el empleo de datos cinemáticos para el control de la trayectoria predeterminada a seguir por el exoesqueleto [37, 68]. Estos datos son específicos de cada ser humano, con una variabilidad de los datos cinemáticos, dependiente de la edad [69], el género,[69, 70] peso [71], o la altura [72]. Los datos biométricos relacionados con el movimiento humano, se denominan datos cinemáticos y cinéticos, necesarios para el cálculo del sistema dinámico de cuerpo humano en movimiento en la obtención de las fuerzas y momentos que generan el movimiento sobre cada articulación. El ámbito de estudio de esta investigación se centra en el análisis de los movimientos locomotores, en concreto con el de la marcha humana, orientado al diseño de exoesqueletos para las extremidades inferiores. Por tanto, a continuación solo se describen los métodos, modelos y técnicas relacionadas con los estudios de movimiento que afecta a la locomoción. Aplicaciones a la adquisición y análisis de datos biométricos faciales [73, 74] y de reconocimiento de gestos han sido excluidos en la descripción del estado de la técnica [75].

### 2.6.1 Análisis cinemático

En este apartado se repasan los métodos y modelos de interpretación empleados en el análisis del movimiento del cuerpo humano sin tener en cuenta las causas de su origen. Es decir sin tener en cuenta las fuerzas internas o externas que lo originan, atendiendo exclusivamente a los detalles del movimiento como tal. El término empleado para denominar esta tipología de análisis es la cinemática. Los datos cinemáticos son aquellos que permiten la descripción de la posición de los cuerpos en el espacio y sus derivadas temporales (velocidades y aceleración) [76].

La interpretación de los movimientos permite entender y predecir el comportamiento humano en situaciones complejas. A través de diferentes enfoques, se emplean modelos para representar el cuerpo humano y su movimiento, con unas características y condiciones determinadas en función de los objetivos del análisis. Aplicaciones tales como la animación gráfica, estudios sobre la predicción del movimiento, elaboración de diagnósticos clínicos, aplicaciones médicas o el diseño de dispositivos de asistencia al movimiento entre otros.

El análisis cinemático del movimiento humano se puede clasificar en tres grandes áreas: el análisis del movimiento de partes individuales del cuerpo, el análisis del movimiento y comportamiento del cuerpo humano utilizando cámaras y el análisis de nivel superior a través de modelos computacionales [75]. Debido al ámbito de esta investigación, tan solo se describen los análisis que conciernen al movimiento del cuerpo entero debido al interés en el cálculo dinámico del sistema para la determinación de los pares articulados que originan el movimiento, los cuales sirven de base para el dimensionamiento y control de la asistencia motora.

#### 2.6.1.1 Modelos de análisis

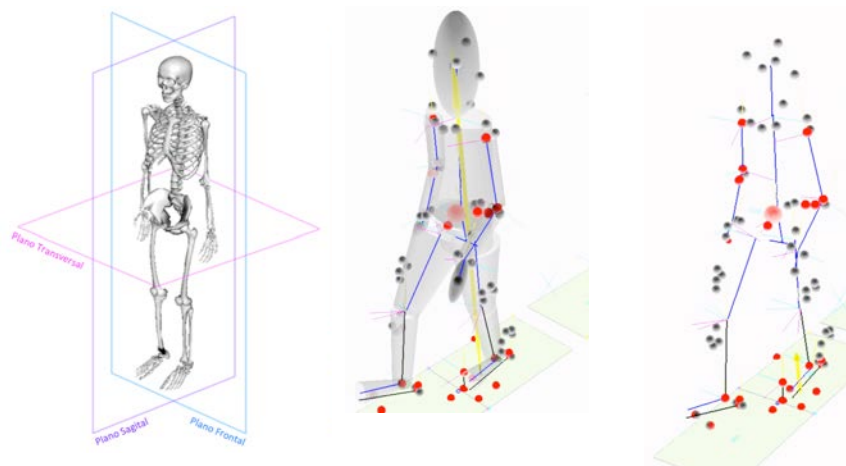
La interpretación, análisis y adquisición de datos cinemáticos que determinen las poses o posiciones del cuerpo humano en el espacio varían en cuanto al enfoque y tecnología empleados. Existen dos tipos de enfoques en el análisis del movimiento humano en el plano bidimensional [77-79], dependiendo de si emplean modelos gráficos para su estudio o no. En el caso de no emplear modelos gráficos, se utilizan colores o información de texturas obtenidas mediante cámaras y suposiciones de posiciones futuras para la determinación del movimiento [80, 81]. No obstante está más extendido el empleo de modelos gráficos [82, 83]. La mayoría de las técnicas empleadas para registrar el movimiento humano en el espacio tridimensional se basan en modelos gráficos que representan de forma simplificada el cuerpo

---

humano como una cadena cinemática. Estos modelos son alimentados por los datos cinemáticos mediante contornos, posiciones en el espacio cartesiano o variaciones de la posición angular de los elementos; datos obtenidos por tecnologías diferentes, entre las que destacan el uso de cámaras, sensores inerciales, goniómetros electrónicos o sensores de flexión resistivos.

#### A) Modelos de segmentos

La representación más sencilla del cuerpo humano consiste en un conjunto de segmentos rígidos conectados por articulaciones. A pesar de que el cuerpo humano no se comporta de esta manera, componiéndose de uniones no rígidas entre extremidades, las cuales que permiten extensiones limitadas por ligamentos y tendones [84], esta simplificación del modelo es ampliamente utilizada en el análisis del movimiento humano [75]. Otro modelos utilizan variantes basadas en el análisis de los diferentes grados de libertad de los componentes del cuerpo humano [85-89]. El método más extendido y el cual se emplean en la validación y comparación de resultados de esta investigación, se basa en los datos obtenidos at través de cámaras y marcadores reflectantes que determinan la posición en el espacio cartesiano [90].



**Figura 2.8.** En la parte izquierda la notación empleada en el análisis de movimiento, en la parte central el modelo biomecánico tridimensional con representación de los volúmenes que representan las partes del cuerpo y en la parte derecha el modelo de segmentos y la posición de los marcadores empleados en el software de análisis Visual 3D®.

El empleo de modelos de segmentos rígidos para representar el cuerpo humano permite la adaptación y perfeccionamiento del mismo acorde a las necesidades del análisis, desde modelos más sencillos que representan las partes del cuerpo como la cabeza, el torso, los brazos, las piernas y los pies unidos mediante articulaciones rígidas [91, 92], hasta modelos más complejos que emplean articulaciones con muelles virtuales, que modelan con más precisión el comportamiento elástico de las articulaciones humanas [93]. Otros modelos desarrollan la complejidad asignando mayores grados de libertad al modelo para representar de forma más precisa el cuerpo humano [94, 95]. Los segmentos que conforman el modelo están directamente relacionados con la proyección del cuerpo humano en contornos o volúmenes generados en dos o tres dimensiones. En función de la anatomía específica del sujeto a analizar, los segmentos son escalados en base a su antropometría. La figura 2.8 muestra la notación empleada en los planos de movimiento, un modelo sencillo 2D y otro complejo 3D el cual emplea un modelo compuesto por segmentos volumétricos elípticos. El modelo de segmentos en dos dimensiones proporciona la forma y estructura del cuerpo humano. En un modelo tridimensional, los elipsoides se emplean para describir las propiedades inerciales, la posición del sistema para el análisis del sistema dinámico.

#### *B) Modelos ocultos de Markov*

Existen modelos más complejos basados en el análisis computacional de imágenes secuenciales, apoyados en el análisis del movimiento del cuerpo humano como un sistema multi-cuerpo. El modelado de las partes del cuerpo emplea imágenes de diferentes personas en cada fotograma, realizando una superposición de todos los datos y teniendo en cuenta la relación anatómica entre las partes del cuerpo. La trayectoria de los movimientos se utiliza para extraer las características entre dos fotogramas consecutivos; los cuales determinan el componente periódico del movimiento para cada una de las partes del cuerpo [75]. Los modelos ocultos de *Markov* (*HMM*) son entrenados para el reconocimiento de los patrones característicos de la marcha [96]. El reconocimiento de los movimientos de la marcha a través de las diferentes poses, evita la necesidad del empleo de marcadores reflectantes o modelos complejos que hagan coincidir configuración de la cadena cinemática del modelo con los datos obtenidos en imágenes.

---

### 2.6.1.2 Técnicas y materiales de adquisición de datos cinemáticos

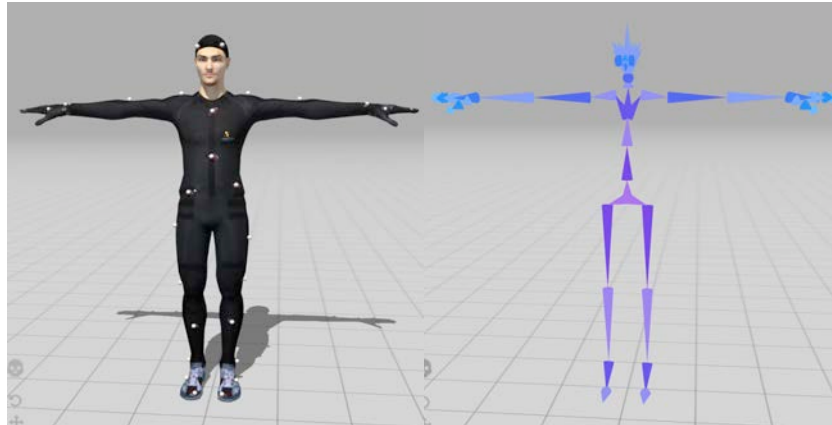
La adquisición de los datos cinemáticos de las articulaciones o segmentos que componen el cuerpo humano, son fundamentales en la consecución de los análisis del movimiento humano. En este apartado se describen las técnicas y tecnología empleada para la obtención de dichos datos biométricos, tratando diferentes enfoques centrados en la obtención de datos cinemáticos para el estudio de la marcha y movimientos locomotores; con especial interés en el movimiento de los miembros inferiores, así como el aprovechamiento de los sistemas de adquisición de datos como futuras herramientas de control de actuadores en exoesqueletos para la asistencia al movimiento en las extremidades inferiores.

#### *A) Cámaras infrarrojas y sistemas optoelectrónicos*

En el apartado anterior se han descrito los modelos y metodologías empleados en el análisis cinemático del movimiento humano. La ejecución de dichos modelos, que representan e incluso algunos predicen el movimiento, requiere de una fuente de datos biométricos, adquiridos mediante el empleo de diversas técnicas. En el apartado 2.2 Antecedentes e historia, se menciona el uso de cámaras en los primeros estudios del movimiento. Hoy en día, el empleo de cámaras sigue siendo el método más extendido y utilizado en la obtención de los datos cinemáticos que alimenta el modelo biomecánico.

La adquisición de datos se lleva a cabo en instalaciones con un espacio dedicado al movimiento del sujeto de estudio. Alrededor del sujeto y de la zona sobre la que se va a mover, se colocan cámaras infrarrojas o sistemas de vídeo con tecnología optoelectrónica, las cuales registran los movimientos del sujeto desde diferentes ángulos. El sujeto de estudio porta una serie de marcadores reflectantes (marcadores pasivos) como los que se muestran en la figura 2.9, los cuales se sitúan sobre posiciones específicas relacionadas con la anatomía del sujeto. Durante el movimiento, las cámaras emiten un pulso a través de las luces infrarrojas que rodean la lente (figura 2.10) a una frecuencia de entre 100-360FPS, la luz reflejada por los marcadores es la única registrada por las cámaras sincronizadas con la señal de pulso. La posición cartesiana en el espacio tridimensional determina la posición de cada marcador. Las trayectorias registradas por los marcadores alimentan el modelo biomecánico desarrollado, y mediante transformaciones e integración matemáticas calcula la cinemática del cuerpo humano definido previamente; proporcionando así los datos cinemáticos de salida.

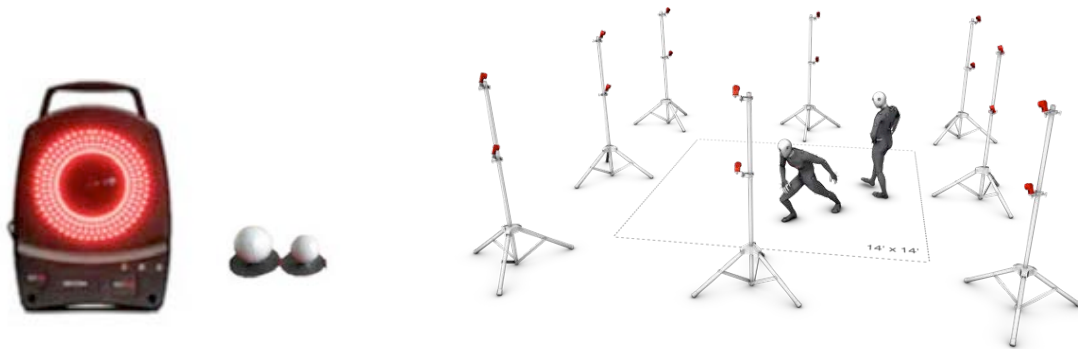
---



**Figura 2.9.** En la parte izquierda la posición del sujeto de estudio con los marcadores colocados en los puntos de referencia anatómicos. En la parte derecha la representación del modelo biomecánico de segmentos rígidos (*Mixamo*®).

El empleo de sistemas de procesamiento de imágenes optoelectrónicas clasificado dentro de los sistemas de visión 3D, es una variante al uso de cámaras infrarrojas en el cual se emplea una secuencia de tres cámaras para determinar la posición espacial de un punto en movimiento en coordenadas tridimensionales. El uso de sistemas de marcadores LED activos (sensores) que emiten un pulso LED secuencial, permite determinar la posición exacta de cada marcador utilizando métodos de interpolación sobre la señal recibida que determinan la posición [97]; gracias al empleo de sistemas multi-cámara integradas en cada cámara receptora (al menos tres), capaces de determinar la posición tridimensional del marcador con un dispositivo multi-cámara.

A pesar de que ambos métodos emplean un sistema de cámaras y marcadores, los dos métodos proporcionan datos de manera muy diferente. En el caso de los marcadores pasivos (reflectantes), cada cámara que registra la luz de un marcador siendo tan solo capaz de registrar su posición en 2D en el plano perpendicular al eje óptico [98]. La ventaja de los sistemas optoelectrónicos de marcadores activos con respecto al empleo de sistemas de cámaras infrarrojas y marcadores es que no necesitan una identificación de cada marcador con cada cámara para determinar la posición. Cada cámara infrarroja proporciona la posición bidimensional de un marcador (pasivo), requiriendo por tanto de al menos dos cámaras para determinar la posición tridimensional de un marcador pasivo mediante un proceso de triangulación matemática realizado por el software de procesamiento [99]; activando los marcadores pasivos (reflectantes) por la emisión del pulso provocado por las cámaras infrarrojas [100].



**Figura 2.10.** A la izquierda una cámara infrarroja Vicon 460 y marcadores reflectantes pasivos (Cortesía de *Vicon Motion Systems, Oxford, Reino Unido*). En la parte derecha una instalación para la obtención de datos cinemáticos (Cortesía de *NaturalPoint Inc.*).

El empleo de sistemas basados en técnicas de vídeo para la obtención de los datos cinemáticos ha sido empleado y demostrado como método fiable para la cuantificación y adquisición de la cinemática del cuerpo durante el movimiento en numerosos estudios. Sin embargo, no está exento de limitaciones y necesidades de mejora. El requerimiento de equipamiento especial, unas instalaciones fijas interiores preparadas, la necesidad de un software comercial dedicado, la influencia de la luz en el funcionamiento, el alto coste computacional y de procesamiento de los datos; implican un coste material y una curva de aprendizaje elevados para la obtención de los datos cinemáticos.

Aspectos como la necesidad de una instalación fija, complejidad en la calibración, el uso del equipamiento y colocación de los marcadores de forma precisa son aspectos a tener en cuenta. La identificación de las referencias anatómicas y su colocación pueden originar errores en la repetitividad de resultados. Esto indica la necesidad de disponer en determinadas aplicaciones o estudios de sistemas alternativos para la adquisición de datos que permitan una su uso en el exterior, reduzcan el coste y faciliten la obtención y el procesamiento de datos.

Existen otras alternativas de video-análisis sin el empleo de marcadores, denominados sistemas de visión 3D o sistemas de procesamiento de imagen. Los cuales se clasifican en sistemas activos y pasivos de visión [101]. El uso de escáneres láser y sistemas de luz estructurada, registran los datos del sujeto durante el análisis a través de un barrido de escaneo, obteniendo medidas 3D muy precisas [102]. Sin embargo requieren de un entorno de operación controlado y están limitadas al escaneo de poses estáticas, por lo que no son de aplicación a la obtención de los datos cinemáticos durante el movimiento. En cuanto a los sistemas pasivos, utilizan los datos obtenidos en imágenes de vídeo combinado con el uso de algoritmos complejos y modelos biomecánicos dependientes de la aplicación objeto de

estudio, en función de las partes del cuerpo que interese analizar; desarrollando algoritmos que reconstruyen la cinemática del cuerpo [103]. Esta reconstrucción cinemática de las partes de cuerpo se realiza por estimación de las poses a través del reconocimiento de las siluetas obtenidas por las cámaras y el brillo de los píxeles; diferenciando el movimiento de los píxeles con el fondo estático, al cual se le asigna un color negro por lo general. Este método permite una reducción sustancial del tiempo de preparación, pero requiere del uso de un software complejo y modelos biomecánicos específicos para cada aplicación [102, 104].

### *B) Acelerómetros y unidades de medición inercial*

El empleo de acelerómetros para la medida directa de las aceleraciones de las partes del cuerpo es una técnica que puede parecer reciente pero desde los inicios se ha aplicado a estudios relacionados con el movimiento humano [105-108]. Capaces de medir la aceleración lineal del objeto sobre el que se colocan, su funcionamiento se basa en la colocación de una masa interna conectada mediante transductores de fuerza, normalmente en forma de muelles, los cuales registran la aceleración de la masa interna a través de la fuerza registrada, convertida en una señal de voltaje. Los acelerómetros tri-axiales son capaces de medir aceleraciones en el espacio 3D; sin embargo, su aplicación es limitada en determinados casos de aplicación al análisis del movimiento humano, en las cuales la dirección absoluta del vector aceleración no cambia drásticamente, evitando orientaciones indeterminadas para el sensor. La solución para evitar estas problemáticas pasa por el empleo de unidades de medición inercial, utilizando la fusión de sensores para determinar la orientación de los cuerpos durante el movimiento.

La implementación de Unidades de Medición Inercial (IMU) integradas en Sistemas Electromecánicos (MEMS) permite una reducción del tamaño y del coste de implementación, además facilita la adquisición y el tratamiento de los datos de medida; convirtiéndose así en una alternativa ambulatoria al empleo de técnicas de vídeo. La IMU, compuesta por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, es capaz de medir la aceleración, la velocidad angular y la intensidad del campo magnético en el sistema de referencia local tridimensional del sensor. El aprovechamiento de la fusión de los datos obtenidos por los diferentes sensores permite el cálculo de la orientación del sensor de manera precisa en aplicaciones de análisis del movimiento humano [107, 109-111]. Es importante remarcar que la obtención de la orientación es determinada respecto a la orientación inicial del sensor, es decir con respecto al Sistema de Referencia Local de cada sensor. En determinados estudios

---



de movimiento puede ser necesario conocer la posición del sujeto de estudio respecto a un Sistema de Coordenadas Global fijo.

La orientación es descrita a través del empleo de cuaternios, matrices de rotación o ángulos de Euler. Existen algoritmos de integración para la determinación de la orientación [112]; sin embargo el ruido y los posibles errores provenientes de la lectura del giroscopio incurren en grandes errores de integración. El empleo de técnicas o filtros de fusión en la implementación de los algoritmos ayuda a minimizar el error en la orientación resultante, produciendo resultados precisos [113-115]. El método más empleado en el cálculo de la orientación suele emplear un valor estimativo por integración de la velocidad angular detectada por el giroscopio [116]. Una problemática derivada del uso de giroscopios es la desviación de la medida al realizar cambios bruscos de orientación. El empleo del acelerómetro permite corregir estas desviaciones utilizando la aceleración obtenida sobre el sistema de referencia del sensor [114]. A su vez, las medidas obtenidas por el acelerómetro, pueden causar indeterminación de la orientación en ciertos análisis del movimiento. Debido a que no son capaces de distinguir entre la aceleración gravitacional, traslacional y rotacional, producida sobre el sensor, es necesario determinar la dirección del vector de la componente gravitatoria. Para ello se emplea la medida obtenida por el magnetómetro; determinando así la orientación del sensor respecto al norte magnético que define el plano horizontal, el cual es perpendicular al vector de la componente gravitacional de la aceleración.

La combinación de acelerómetros y giroscopios situados en las extremidades inferiores, ha sido empleada con buenos resultados en la estimación de poses durante la marcha. Utilizando la velocidad angular obtenida por el giroscopio para estimar la aceleración y determinar por integración la posición angular de la cadera y de la rodilla [117-119] Algunos investigadores proponen métodos para emplear con sistemas que no dependen de una homogeneidad en el campo magnético, utilizando exclusivamente la medida del acelerómetro y del giroscopio para el análisis de la marcha; obteniendo resultados precisos en comparación con sistemas ópticos de video-análisis con marcadores [120, 121]. Estos estudios emplean IMU comerciales de coste elevado en comparación con los sensores de bajo coste lo que les permite conseguir un nivel de precisión mucho mayor [122, 123] (Fig. 2.11.). A pesar de la precisión de medida de las IMU comerciales, los resultados obtenidos comparativamente con sistemas convencionales no son del todo precisos en tareas que conciernen a la marcha para el registro de la orientación en determinadas partes del cuerpo humano [124].

---



**Figura 2.11.** A la izquierda un IMU comercial de alta precisión Xsens Awinda (Cortesía de Xsens Inc.), a la derecha IMU LSM9D1 de bajo coste (Cortesía Sparkfun Electronics).

El empleo de sensores IMU en combinación con sensores virtuales que simulan su posición en la articulación de la cadera y la rodilla, produce resultados razonables en comparación con otros sistemas de adquisición de datos. Sin embargo, depende de la precisión en la pose de inicio, lo cual genera errores notables en el cálculo de los ángulos de la cadera [125]. Dependiendo de las necesidades y condiciones del análisis del movimiento a analizar, la estrategia en la elección del algoritmo de fusión cambiará. Esto plantea un campo muy diverso con numerosas investigaciones como las comentadas previamente en las que cada investigación desarrolla nuevos algoritmos y técnicas de fusión de datos acorde a sus necesidades, produciendo resultados precisos en diferentes ámbitos pero no en todos al mismo tiempo. Por ejemplo la determinación de la posición del brazo de forma precisa detectando movimientos reales en el ámbito de la rehabilitación ambulatoria [126].

A pesar de que la fusión de los sensores presentes en una Unidad Inercial de Medida permite la obtención adecuada de la orientación de forma precisa, los sensores no están exentos de errores y limitaciones. El rendimiento del magnetómetro se ve afectado por la presencia de campos magnéticos producidos por dispositivos electrónicos y materiales ferromagnéticos cercanos, los cuales influyen en la medida y por consiguiente generan errores en el cálculo final de la orientación, limitando así la precisión de medida [127, 128]. La aplicación de las IMU afecta de manera directa en la elección de los algoritmos de fusión empleados en la obtención de la orientación final. Por ejemplo el uso de un filtro *Kalman* no es capaz de realizar computaciones rápidas debido al empleo frecuente de modelos no lineales como los cuaternios: es un filtro eficiente y ampliamente utilizado en aplicaciones de navegación y control de vehículos; mientras que en el cálculo de la orientación angular de

segmentos como la pierna o el pie, los cuales sufren movimientos y aceleraciones centrípetas rápidas, el rendimiento se ve disminuido [115, 129]. En el ámbito de la adquisición biométrica médica su validación está limitada a movimientos simples, tales como movimientos de inclinación del tronco o la cabeza que no producen grandes errores en la integración debido a la baja aceleración durante el movimiento en comparación con las extremidades [130]. Otros algoritmos están dedicados a la estimación de la orientación y al cálculo de la posición angular de las articulaciones mediante el empleo de algoritmos en la fase de post-procesado de datos [131].

### *C) Encoders y potenciómetros*

La obtención de medidas directas mediante el empleo de goniómetros electrónicos fue una de las primeras técnicas empleadas en la obtención de los datos biométricos cinemáticos. Adquiriendo los ángulos de flexión a través de la conversión de señales eléctricas en medidas continuas de posición angular mediante el uso de transductores [132, 133], .Los encoders lineales o rotativos, son transductores electromecánicos capaces de medir el movimiento relativo y el absoluto.

Existen diferentes tecnologías para obtener la señal de lectura: ópticas, mecánicas y magnéticas entre otras. Los encoders magnéticos incorporan un imán multipolar y un sensor de efecto Hall, el cual registra los cambios del campo magnético inducidos por el imán durante la rotación en forma de señal sinusoidal por cada revolución. La desventaja del uso de estos encoders es su baja resolución de medida a pesar de tener un bajo coste y largos ciclos de vida y funcionar sin contacto entre piezas. Además, requieren de un alineamiento especial de los imanes y un apantallado magnético de corriente continua para evitar las interferencias con otros sensores; lo cual puede incrementar la complejidad de su implementación y el coste [134]. Entre las aplicaciones destacables en el ámbito de los *wearable robots* están el registro de la posición de las manos [135], adquisición de datos en articulaciones activas sobre manos biomecátricas [136] y prótesis para las extremidades superiores [137]. Investigaciones recientes han empleado satisfactoriamente encoders magnéticos absolutos de bajo coste en la adquisición del ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha [138]. A pesar de que los resultados comparativos con sistemas convencionales de análisis de movimiento son buenos, el estudio tan solo comprende una articulación y la comparación entre sistemas de adquisición, no comprende el ciclo de la marcha simultáneamente. Las características dinámicas del movimiento humano plantean la

---

necesidad de un sistema con una buena resolución y precisión bajo condiciones dinámicas exigentes. Su uso como herramienta de control en línea tampoco ha sido validado, al tratarse de datos adquiridos en modo fuera de línea.

Uno de los más comunes es el caso de los encoders ópticos, los cuales proporcionan mucha mayor precisión y excelente respuesta dinámica, además de ser inmunes a la influencia de campos magnéticos cercanos con respecto a los encoders magnéticos [139]. En el caso de los encoders relativos o incrementales, una fuente de luz emite un pulso el cual pasa a través de las ranuras de un disco hasta un foto detector que detecta la posición relativa del disco, el número de ranuras en las que está dividido el disco determina la resolución de medida del encoder. Al tratarse de una medida relativa, implica la necesidad de determinar un cero de calibración en aplicaciones angulares de más de 360°. Por otro lado, los encoders absolutos producen una señal digital única para cada posición, pero su coste es mucho mayor al de los encoders incrementales gracias al uso de un disco codificado radialmente con las diferentes posiciones.

El empleo de encoders en sistemas robóticos y en líneas de producción industrial para el control de la posición rotativa de elementos, está muy extendido y es considerada la tecnología estándar debido al empleo predominante de motores rotativos. Aplicaciones de *wearable* robots empleados en tele-operación, utilizados como una herramienta de manejo a distancia, resemblan el empleo de encoders en robots industriales debido a la facilidad de incorporarlos en las articulaciones de la estructura mecánica. No obstante el uso de encoders en estas investigaciones no tiene un aplicación como herramienta para la adquisición de datos cinemáticos del cuerpo humano, si no que su empleo está orientado al control de la posición en *wearables* o exoesqueletos tele-operados [140]. Otras investigaciones han empleado encoders en robots fijos de rehabilitación destinados a realizar tareas que implican la movilidad de los brazos, utilizándolos como herramienta de retroalimentación en el control de los actuadores [57].

La implementación de encoders en sistemas completos capaces de adquirir los datos cinemáticos de las extremidades inferiores es exclusiva de exoesqueletos de asistencia al movimiento previamente desarrollados. Los datos cinemáticos obtenidos directamente por los encoders integrados en los actuadores de un exoesqueleto, con el fin de clasificar las fases que componen el ciclo de la marcha a través del empleo de algoritmos de redes neuronales para optimizar y mejorar la asistencia de los actuadores [141]. Investigaciones similares en el uso de redes neuronales para la clasificación de las fases de la marcha como alternativa al uso

---

de sensores de fuerza colocados en el pie [142]. Destacar que estas investigaciones emplean encoders instalados en exoesqueletos previamente diseñados y concebidos para la asistencia al movimiento, en los cuales necesitan emplear una asistencia llamada “fantasma” para compensar la influencia de la masa adicional del exoesqueleto sobre la marcha, debido al peso considerable del sistema completo. Además, se tratan de exoesqueletos de alto coste, por lo que su desarrollo no está destinado a ser usado como sistema de adquisición, puesto que presenta desventajas en peso y versatilidad para ser utilizado exclusivamente para la obtención de datos biométricos.

Por último, en la categoría de sensores capaces de obtener datos cinemáticos directos, se encuentran los potenciómetros. Se trata de transductores sencillos que emplean resistencias eléctricas para determinar la posición angular. A pesar de ser una opción muy económica y de reducido tamaño, problemas como la cuantificación digital de la señal y el ruido por deslizamiento interno reducen considerablemente la precisión y fiabilidad de estos sistemas. Un ejemplo del uso de potenciómetros en *wearables* es el control de la fuerza en una órtesis de asistencia al pie [143].

#### D) Goniómetros flexibles

Otra técnica empleada en la obtención de datos biométricos cinemáticos son los goniómetros flexibles electrónicos. Capaces de medir variaciones angulares a través de la deformación física de los mismos, se emplean en la obtención de los ángulos de flexión experimentados por las articulaciones para el análisis de los movimientos. En esencia se tratan de sensores resistivos compuestos por una o dos resistencias sensibles a la deformación, separadas entre sí por una lámina. Al ejercer una flexión que deforma las resistencias, la resistencia eléctrica del sensor varía, traduciéndose en una variación de voltaje, la cual está directamente relacionada con el ángulo de flexión. Los goniómetros flexibles presentan un método sencillo para obtener los ángulos de las articulaciones. Existen goniómetros basados en galgas extensiométricas, inductivos y de fibra óptica.

Disponen de unas dimensiones y pesos reducidos así como la comodidad y sencillez a la hora de instalar sobre el sujeto de estudio gracias a su geometría. Existen diferentes variantes comercializadas orientadas al estudio de posturas humanas y movimiento espinal [144-146]. Otros ejemplos de aplicación son: el control de una órtesis de sistema híbrido para la mejora del ciclo de la marcha [147], análisis de los movimientos de la pierna en sistemas biomecátricos [148], medida del ángulo de flexión de la rodilla durante la marcha.

---

Goniómetros inductivos han sido empleados en análisis de movimiento con un error máximo de  $6^\circ$  [149]. El desarrollo de goniómetros de fibra óptica mejora sustancialmente la precisión de medida en estudios del movimiento humano con unos resultados de  $0.01^\circ$  de resolución y una desviación estándar de  $0.1^\circ$  [150]. Algunos investigadores han empleado el uso de goniómetros en combinación con el uso de giroscopios y acelerómetros para la obtención del ángulo de flexión de la rodilla [1, 151](Fig. 2.12).

La posibilidad de versiones inalámbricas elimina la problemática del cableado evitando que afecte a la libertad de movimiento. Sin embargo, se trata de una técnica muy costosa debido al precio elevado de sus variantes comerciales, con un precio por unidad de entre 1000 y 1500€ sin incluir el sistema de adquisición de datos [152]. Con una precisión de  $\pm 2^\circ$  y una repetitividad de  $1^\circ$ , en aplicaciones donde se requiere precisión en la obtención de datos cinemáticos y un estudio de diversos grados de libertad para la misma articulación, como puede ser la cadera, presentan una limitación física a la hora de instalar los sensores sobre el cuerpo de estudio. Por otro lado las variantes económicas poseen unos ciclos cortos de fatiga y requieren de calibración extensiva, la cual cambia con el uso del sensor, requiriendo calibraciones periódicas, además de estar basados en sistemas alámbricos.



**Figura 2.12.** A la izquierda los goniómetros electrónicos comerciales (Cortesía de Biometrics Ltd.). A la derecha Fig. 1-a de [1]

### 2.6.1.3 Comparativa de las técnicas de adquisición de datos cinemáticos

Los análisis de movimiento que emplean el uso de sistemas de vídeo, requieren de personal especializado en el uso, calibración y un espacio delimitado exclusivo para la obtención de datos. Además, dificultan la posibilidad de realizar análisis ambulatorios y en ambientes exteriores con condiciones ambientales que afecten a los sistemas de vídeo, como puede ser

el caso de la luz diurna [153]. Por otra parte, los sistemas de video con marcadores activos incrementan el peso de los sensores y el cableado, dificultando en algunas situaciones el análisis de movimiento.

El empleo de sistemas de procesamiento de imagen 3D pasivos, para obtener resultados comparativos con sistemas basados en el empleo de marcadores, mostraron errores mínimos de  $3^\circ$  y máximos de  $50^\circ$  en los diferentes planos de movimiento [154]. Estos resultados dificultan su empleo como alternativa a los sistemas de marcadores en estudios clínicos y precisos del movimiento humano.

Estudios previos sobre la utilización de sensores o dispositivos de medida directa (*wearable robots*) han mostrado repetitividad y resultados cuantitativos sobre largos periodos de tiempo a un bajo coste y con buena portabilidad. Esto expone unas necesidades en el desarrollo de nuevos *wearables* o sensores integrados. Aspectos como la estabilidad de la señal, confiabilidad de algoritmos cinemáticos y cinéticos para el análisis de la marcha (IMU), el desarrollo de sensores de bajo coste y de reducido volumen son susceptibles de mejoras [155].

Investigaciones en el empleo de unidades de medición inercial para el análisis de movimiento ha demostrado errores medios de  $6.57^\circ$  (cadera) y  $4.7^\circ$  (rodilla) en el plano sagital en comparación con sistemas tradicionales de cámara-marcadores [117]. Otros estudios han obtenido mayores precisiones en la obtención de datos cinemáticos, con un error promedio de  $1^\circ$  (SD $1^\circ$ ) [117].

Esta problemática puede solventarse mediante el empleo de magnetómetros, que a su vez se emplean para delimitar la orientación del sensor en el plano horizontal en un sistema de referencia global, empleando la dirección del campo magnético de la tierra y la componente del vector aceleración de la gravedad para delimitar la orientación global del sensor [109]. Sin embargo, el empleo de magnetómetros tiene la desventaja de verse afectado por materiales ferromagnéticos cercanos al sensor. La ausencia de un sistema de referencia global que determine la posición de los sensores implica la necesidad de crearlo durante la fase de calibración, para así poder determinar los ángulos de flexión en las articulaciones [119]. Esto implica la necesidad de realizar una calibración sistemática previa al uso del sistema de adquisición sobre cada sujeto, la cual no existe de manera estandarizada entre las diferentes investigaciones [156].

---



El empleo de Unidades de Medición Inercial (MEMS-IMU) está influenciado por la calidad de la fusión de filtros y por el empleo de algoritmos matemáticos cinemáticos fiables. Además, implican la aplicación de complejos algoritmos de fusión, así como un proceso de calibración y validaciones con respecto a su precisión, repetitividad y fiabilidad que requiere de personal cualificado. En comparación con sistemas de medida directa como son los encoders ópticos, la precisión de medida es inferior [157] y se ve afectada por diferentes factores externos que pueden incurrir en errores de medida [127, 128]. Condiciones características del movimiento humano como el impacto durante la fase de aceptación de la carga pueden influir de manera negativa a la señal detectada por las IMU, al tratarse de sensores colocados sobre el cuerpo de forma no rígida con desplazamientos por deslizamiento relativos entre el sensor y el cuerpo; requieren emplear sistemas redundantes y como consecuencia menos eficientes en costes [125].

El uso de herramientas de post-procesado permite adquirir datos biométricos más precisos [131]; no obstante, su utilización como herramienta de análisis en línea impide su uso fiable como herramienta de retroalimentación en el control de los actuadores en exoesqueletos de asistencia al movimiento. Mientras que el uso de encoders ópticos, proporcionan una precisión en la adquisición de datos, sin necesidad de filtros ni algoritmos complejos de control, a través del uso de sensores integrados. Además de proporcionar una herramienta de control de la actuación en línea en exoesqueletos o *wearable robots*.

Durante esta investigación, no se ha encontrado ninguna investigación que haya utilizado el uso de encoders como herramienta para la adquisición de datos del movimiento humano; la cual proporciona la totalidad de los datos cinemáticos para analizar el movimiento humano, del mismo modo que se realiza con sistemas de video registro o unidades inerciales IMU; limitando su aplicación al reconocimiento de patrones del ciclo de la marcha [141, 142] o a la obtención de datos discretos, fuera de línea y pendientes de una validación consistentes; fallando por tanto como alternativa a los sistemas de adquisición convencionales..

Por último, el empleo de goniómetros como técnica para la creación de un sistema de adquisición de datos alternativo a sistemas convencionales, plantea problemáticas de implementación en el registro de los movimientos en articulaciones con más de un grado de libertad, como es el caso de la cadera o el hombro. De tal manera que la colocación de los goniómetros sin interferir entre sí o la libertad de movimiento, acarrea problemas. El empleo

---



de goniómetros alámbricos incurre en un cableado con las mismas dificultades anteriormente descritas; los inalámbricos representan un coste elevado sobre el sistema, pero necesario para la obtención de la cinemática del cuerpo entero. En lo que respecta a la precisión y fiabilidad del sistema, la precisión de los sistemas y su repetitividad dependen.

#### **2.6.1.4 Necesidades de un sistema alternativo de adquisición de datos cinemáticos**

Analizando tanto las técnicas empleadas en la obtención de datos cinemáticos biométricos durante el análisis de movimiento, las limitaciones, necesidades y posibles mejoras, se detectaron diferentes puntos sobre los que desarrollar un sistema alternativo de adquisición de datos cinemáticos que permita suplir carencias e incorporar nuevas prestaciones:

- Permitir la obtención de datos fuera del laboratorio, sin necesidad de unas instalaciones fijas y sin verse afectado por agentes externos, como la luz, que afecten el funcionamiento del sistema durante la adquisición de datos.
- Disminuir el coste del *hardware* y *software* del sistema.
- Reducir el tiempo de la curva de aprendizaje para el uso del sistema.
- Mantener una precisión de medida similar a la obtenida por sistemas de vídeo, el cual por ser un estándar en los estudios de movimiento, servirá para la validación de la eficiencia del nuevo sistema.
- Repetitividad; el nuevo sistema debe proporcionar resultados consistentes, sin verse afectado por factores externos, independientemente de la complejidad de los métodos de calibración y del movimiento a realizar.
- Posibilitar su aprovechamiento como sistema integrado de control de actuadores en exoesqueletos.

#### **2.6.2 Análisis dinámico**

El movimiento humano representa las características de un sistema dinámico compuesto por el cuerpo humano y los diferentes movimientos de las partes que lo componen a través de una cadena cinemática. Anteriormente se han descrito los métodos y modelos matemáticos empleados en la representación matemática del sistema y de la cinemática del mismo. Involucrando los datos biométricos cinemáticos que determinan el movimiento y la posición del cuerpo en el tiempo. El movimiento humano es por tanto un conjunto de masas conectadas entre sí mediante articulaciones dando forma a un cuerpo o sistema sobre el cual actúan fuerzas externas e internas las cuales producen el movimiento. El estudio del

---

movimiento sin tener en cuenta las fuerzas y prestando atención exclusivamente al propio movimiento se denomina cinemática, este estudio está descrito en el apartado 2.6.1. Por otro lado, el estudio de las fuerzas que provocan los movimientos se denomina cinética.

La dinámica es la parte de la mecánica clásica que estudia los objetos en movimiento y las causas que lo producen; en el caso del movimiento humano, las fuerzas. Al considerar un el sistema multi-cuerpo humano, existen dos tipos de fuerzas que actúan sobre el sistema:

- Las fuerzas internas, las cuales son las ejercidas por los grupos musculares, resultantes en los pares que actúan sobre las articulaciones causando el movimiento de las extremidades.
- Las fuerzas externas de interacción con el entorno; en el caso de la marcha humana, la fuerza de contacto con el suelo.

El análisis dinámico de movimiento puede resolverse a través de dos enfoques o métodos: El método de dinámica futura (*forward dynamics*) y el método de dinámica inversa (*inverse dynamics*). El primer método expresa la posición de los cuerpos del modelo biomecánico en función de las fuerzas que actúan sobre ellas; tal y como se indica en la ecuación 2.1, obteniendo la posición mediante integración.

$$\begin{aligned}
 \ddot{r} &= f(F, T) \\
 \dot{r} &= \int \ddot{r} dt \\
 r &= \int \dot{r} dt
 \end{aligned}
 \tag{Ec.2.1}$$

El método de dinámica inversa, describe las fuerzas y momentos en función de la posición angular de las articulaciones durante el movimiento, los cuales se expresan según la ecuación 2.2. Este es el método más empleado en estudios del movimiento humano para solución del sistema dinámico, debido a la dificultad en la obtención de las fuerzas ejercidas por los músculos que generan el movimiento. La resolución del sistema dinámico se realiza mediante el uso de las ecuaciones mecánicas Newtonianas o Lagrangianas para representar las ecuaciones del movimiento, las cuales describen el comportamiento de un sistema como una función del tiempo. El método *Newton-Euler* utiliza ecuaciones basadas en una descripción de funciones vectoriales de la mecánica, mientras que el método *Lagrange-Euler* emplea

---

funciones escalares [158]. Otros métodos menos empleados, híbridos de dinámica futura-inversa, se basan en la optimización del sistema neuromusculoesquelético son menos comunes en su empleo [159-162]

$$F = g(r, \dot{r}, \ddot{r}) \quad (\text{Ec.2.2})$$

El análisis del movimiento humano mediante el método de la dinámica futura implica la necesidad de conocer las fuerzas internas musculares. Existen transductores que pueden ser implantados para la obtención de la fuerza muscular, denominados sensores intramusculares electromiográficos (EMG). Se tratan de electrodos introducidos en las fibras musculares los cuales permiten obtener en detalle la activación motora unitaria en cada músculo, orientados más a investigaciones y análisis fisiológicos sobre las propiedades de las unidades motoras musculares [163, 164]. Sin embargo, estos métodos son altamente invasivos, por lo que no es posible colocar sensores internos sobre el sujeto de estudio en los músculos que componen el sistema del cuerpo humano durante el movimiento. Alternativamente, existen métodos no invasivos que permiten obtener señales superficiales sobre la activación de determinados grupos musculares mediante el uso de sensores electromiográficos (EMG) no invasivos. La señal eléctrica asociada a la contracción muscular, denominada electromiograma o EMG, es detectada por el sensor proporcionando una señal analógica la cual incrementa en magnitud gracias a la contracción muscular voluntaria producida por la tensión de las fibras musculares. Sin embargo, existen muchas variables que pueden influenciar la lectura de la señal, tales como la velocidad de contracción/extensión, la fatiga o la contracción involuntaria [16]. Estos parámetros hacen necesario el procesamiento y tratamiento de la señal para poder determinar la relación entre la fuerza ejercida y la señal obtenida. La complejidad en el control y calibración de los sensores limita la obtención de datos precisos y fiables para utilizarlos a través del método de dinámica futura obteniendo resultados tan precisos como los obtenidos a través del método de dinámica inversa. Además las señales obtenidas tienen un desfase en el retraso de la señal, lo cual hace que la precisión del sistema disminuya en el cálculo dinámico. Por esta razón, el empleo de sensores EMG y de sensores para la medida de las fuerzas internas (ej. Piezo-resistivos y ultrasonidos) se emplean en aplicaciones retroalimentación en el control de prótesis, exoesqueletos y *wearables* motorizados.

Aplicaciones en el ámbito del control de exoesqueletos de asistencia al movimiento, utilizados en la predicción del movimiento para la selección de la actuación, emplean las

---

señales de extensión/contracción obtenidas por las regiones musculares en las extremidades inferiores [165, 166]. Diferentes técnicas, modelos y exoesqueletos han sido empleados para medir la discrepancia entre la intención de movimiento y el movimiento real realizado por el exoesqueleto, utilizando señales electromiográficas como señal de control en la actuación de exoesqueletos [167, 168].

Existen otras tipologías de sensores empleados en la medición de las fuerzas. Estudios sobre el uso de sensores de ultrasonidos que registran el comportamiento vibratorio del tendón del tobillo, a través de la combinación de tensiómetros superficiales con el uso de acelerómetros en la obtención de la fuerza de activación muscular [7], sensores piezo-resistivos adaptados a partir de sensores comerciales resistivos sensibles a la presión, han sido empleados con éxito produciendo resultados muy similares, en la detección de fuerzas de contracción/extensión, a la obtenida mediante el empleo de sensores EMG [8]. Sensores piezoeléctricos de resonancia empleados en la medida de los cambios de rigidez en los músculos [169] (Fig. 2.13). Otros sensores utilizados en investigaciones para la medida de la activación muscular.: galgas extensiométricas [170], escáneres de ultrasonido [171], sensores neumáticos [172] y sensores ópticos [173] han sido utilizados en investigaciones para la medida de la activación muscular.

Debido a la dificultad mencionada en la obtención de las fuerzas internas del cuerpo humano causantes del movimiento, el cálculo de las fuerzas ha de ser obtenido de forma indirecta con el fin de obtener resultados precisos del análisis. Empleando un modelo matemático biomecánico de segmentos el cual emplea los datos cinemáticos obtenidos, las propiedades antropométricas y la fuerza y momentos de contacto con el suelo, es posible determinar las fuerzas de reacción en las articulaciones y los momentos generados por los grupos musculares en las articulaciones. Es decir, la aplicación del método de dinámica inversa.

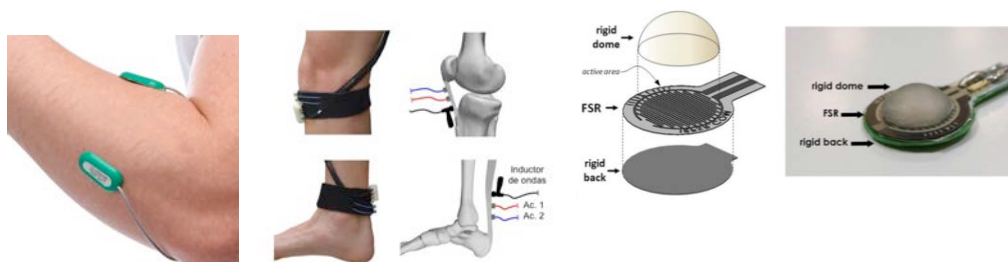


Figura 2.13. A la izquierda un sensor EMG superficial (Cortesía de Biometrics Ltd.), En el centro [7]. A la derecha un sensor piezo-resistivo [8]

### 2.6.2.1 Dinámica inversa

Siguiendo la aplicación de un modelo biomecánico de segmentos rígidos para la representación del cuerpo humano, disponiendo de los datos antropométricos referentes a la distribución de masa y dimensiones de las partes que componen el cuerpo, siguiendo el método de dinámica inversa comentado en el apartado anterior, se puede modelar la complejidad del sistema dinámico del cuerpo humano durante el movimiento. En función de las necesidades del análisis, el mismo se puede dividir en tres niveles de detalle. En el primero se realiza el cálculo de las fuerzas y momentos ocurridos en las articulaciones, el segundo nivel implica un modelado del comportamiento de las articulaciones, donde se pueden emplear sistemas de segundo orden para la determinación de parámetros como la rigidez y la viscosidad en la articulación. El tercer nivel de detalle involucra la consideración de los músculos que contribuyen al momento alrededor de las articulaciones, incluyendo los parámetros de inserción, origen o la dinámica del músculo. Debido a la complejidad de estos sistemas, es necesario emplear técnicas de optimización, como por ejemplo de eficiencia energética del par máximo muscular [158]. No obstante la determinación de las fuerzas musculares requiere aun así de métodos de optimización para su solución debido a la redundancia en la activación muscular y la indeterminación de la cuantía en la fuerza ejercida por cada músculo. La figura 2.14 representa de forma esquemática un diagrama del proceso.

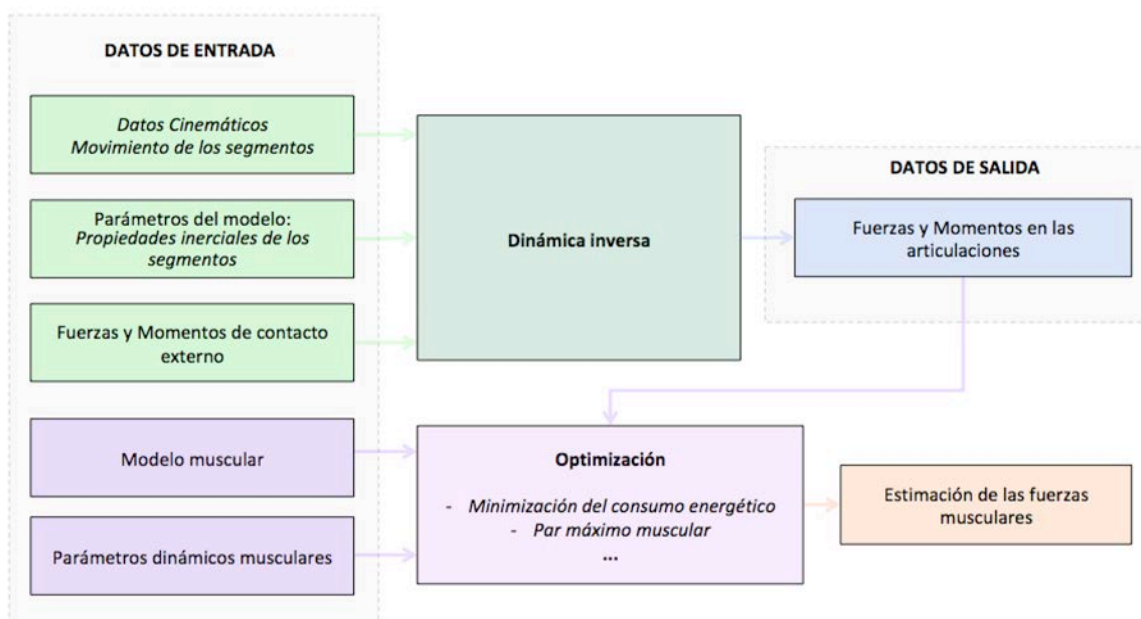


Figura 2.14. Esquema de los datos y parámetros empleados en el método de dinámica inversa para la obtención de las fuerzas y momentos en las articulaciones

Uno de los supuestos más comunes consiste en modelar el cuerpo humano como un mecanismo o cadena de segmentos rígidos (cabeza, cuello, torso, brazos, manos, piernas y pies) conectados entre sí mediante articulaciones, donde cada segmento tiene unas propiedades específicas, como su masa, longitud y volumen que se aproximan a los valores del cuerpo. Imitando una unión entre segmentos con unos grados de libertad determinados por la anatomía del cuerpo humano [84]. Durante el ciclo de la marcha, la única fuerza desconocida para la resolución del sistema por el método de dinámica inversa es la fuerza de reacción que el suelo ejerce sobre el cuerpo, considerando que no existen otras fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo. Conociendo las fuerzas externas, la masa de los elementos que componen el mecanismo y su aceleración a lo largo del ciclo, se pueden obtener los resultados de fuerzas y momentos alrededor de las articulaciones. Diferentes investigadores han empleado métodos de optimización estática y dinámica, como la estimación por mínimos cuadrados para mejorar la precisión de los resultados [174] o métodos de optimización dinámica aplicando mínimas limitaciones matemáticas [175]. Otras investigaciones han empleado el uso exclusivo de datos cinemáticos para la solución del método de dinámica inversa [176].

Los datos cinéticos correspondientes a las fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo por tanto, son necesarios para solucionar el sistema dinámico del cuerpo humano durante la marcha y determinar así los parámetros necesarios para el diseño y optimización de exoesqueletos y *wearable robots*, así como para determinar conclusiones derivadas del movimiento que puedan ser empleadas en rehabilitación o decisiones médicas. Permitiendo investigaciones sobre la postura del cuerpo y la marcha humana.

Estos datos cinéticos son las fuerzas externas ejercidas sobre el cuerpo humano durante el movimiento, es decir la fuerza de contacto de los pies con el suelo que determinan la interacción con el entorno durante la locomoción. Se consideran las fuerzas de contacto de la pisada durante el movimiento, a pesar de que otras fuerzas de perturbación puede estar presentes y alterar el sistema dinámico, haciéndolo más complejo debido a la posibilidad de indeterminaciones. Diversos estudios analizan la respuesta del cuerpo ante perturbaciones del terreno o situaciones imprevistas con el fin de aprender los mecanismos que realiza el ser humano para prevenir o evitar interrupciones o caídas durante el ciclo de marcha [29]. A la hora de analizar el movimiento humano y las fuerzas externas, se considera una marcha humana natural, es decir sin considerar apoyos externos a través del uso de muletas u otros aparatos de asistencia como andadores. Existen estudios en los que se incluyen estos aparatos

---

para analizar la influencia en la parte superior del cuerpo creando un modelo que los incluye [177]. Otros han empleado sensores de presión en la zona de contacto de las muletas con el suelo, para detectar la intención de movimiento y el control de la actuación en exoesqueletos [178]. Existen investigaciones en la estimación de la fuerza de contacto mediante el uso de suelas sensitivas y datos cinemáticos en el espacio articulado [179-181].

La información de la fuerza de contacto es importante, no solo para la resolución del sistema dinámico del movimiento humano para obtener el par en cada articulación, sino también para diagnosticar problemas médicos en el tren inferior, diseño de calzado, Biomecánica del deporte o prevención de lesiones, entre otras aplicaciones [182]. Entre los estudios de Biodinámica del cuerpo humano, sobre la superficie de contacto y factores que influyen, como la anatomía del pie o el tipo de calzado empleado durante la marcha, destacan:

- Relacionados con las estrategias y peculiaridades durante la fase de contacto con el suelo comparando diferentes opciones de contacto [183].
- Enfocados al estudio de calzado más eficiente y ergonómico [184].
- Relacionados con la Biomecánica y el rendimiento deportivo [185].
- Monitorización e identificación de las condiciones durante la marcha en terapias de rehabilitación [186].

La variabilidad de la superficie de contacto durante las diferentes fases de la marcha humana, es de gran importancia, a la hora de calcular la distribución de presiones durante las fases de contacto con una y dos piernas, para la localización del centro de presiones y las componentes de la fuerza resultante ejercida. La superficie de contacto varía en cortos instantes de tiempo debido a las características no rígidas de la anatomía humana (los pies, así como la gran mayoría del calzado empleado). Esto ocasiona que los métodos y tecnologías empleadas deban incorporar especificaciones técnicas que permitan solventar dichas problemáticas y complejidad a la hora de obtener la información necesaria para el análisis del movimiento

### **2.6.2.2 Técnicas y materiales de adquisición de datos de la fuerza de contacto**

Los dispositivos de medida se pueden clasificar en dos categorías: plataformas dinamométricas y suelas sensitivas de presión dentro del calzado [182]. A continuación se explican las ventajas y condicionantes de cada uno, poniendo énfasis en los que contribuyen a



desarrollar las bases de esta investigación en relación con la eficiencia en costes y versatilidad en la capacidad de obtención de datos diferentes escenarios y condiciones; en este caso en la adquisición de datos cinéticos.

Una de las primeras aplicaciones del uso de sistemas para detectar la distribución de presiones fue a través del análisis del calzado y los efectos sobre la superficie de contacto del pie [187]. En su inicio se emplearon para mejorar la salud del pie y examinar sus características con el fin de prevenir lesiones y riesgos [188]; principalmente estudios sobre problemas de ulceración en el pie debido a la diabetes, causados en zonas con exceso de presión durante el contacto del pie con el suelo [189]. Una de las peculiaridades de los sensores desarrollados para medir la fuerza de contacto en pacientes con ulceraciones es la necesidad de obtener la fuerza de fricción a pesar de la dificultad de medida en dispositivos portátiles. Estudios previos emplearon un complejo sistema de transductores colocados en forma de matriz utilizando galgas extensiométricas [190]. En lo que a esta investigación concierne, el empleo de técnicas para la medida y adquisición de la fuerza de contacto se centra en la locomoción humana y en la marcha en particular. Las técnicas y materiales empleadas son los siguientes:

#### *A) Plataformas dinamométricas*

Las plataformas dinamométricas son la tecnología más extendida en la medida y adquisición de las fuerzas y momentos de contacto durante la marcha. Compuestas por una plataforma plana y rígida formada por un conjunto de sensores de presión colocados en una matriz. Las plataformas se insertan en el suelo como si de una baldosa más se tratase, permitiendo una marcha normal sin alteraciones sobre la pisada; permitiendo la obtención de la fuerza de contacto independientemente del uso o no de calzado. Son capaces de medir y adquirir los valores de la fuerza y momentos de reacción en sus tres componentes (x,y,z), cuantificando el valor de la fuerza de propulsión durante la marcha incrementando así la precisión de los resultados de los pares articulados tras los cálculos de dinámica inversa [191].

Las plataformas pueden ser utilizadas para estudios estáticos y dinámicos, pero generalmente están restringidas a su uso en laboratorios, ya que requieren de una instalación fija embebida en el suelo. En otros casos, existen plataformas portátiles, sin embargo durante la adquisición de datos permanecen estáticas en un punto fijo sobre el que habrá que caminar. Esto presenta necesidad de forzar al sujeto de estudio a pisar durante la marcha en un lugar

---



concreto, implicando que el sujeto deba familiarizarse con su uso previamente, lo que en ocasiones causa una alteración de la marcha natural [192]. Además, dependiendo de la resolución de medida, puede ser importante realizar el contacto con la plataforma en la zona central, para permitir una obtención de datos precisa puede ser importante. Por otro lado, es un dispositivo estacionario y fácil de utilizar, extendido en laboratorios que realizan diversos estudios relacionados con el movimiento humano sobre un gran número sujetos [194, 195]. Las plataformas de grandes dimensiones como las que se muestran en la figura 2.15 permiten una obtención de datos durante más de un ciclo de la marcha, por lo que no condiciona el sincronismo y la pisada del sujeto durante sucesivos ciclos de la marcha [196]. Sin embargo, el coste de adquisición puede plantear, en algunas aplicaciones la necesidad de buscar soluciones alternativas más económicas [182]. Debido al diseño rígido, dimensiones y cableado necesario, impiden su uso en el exterior donde las condiciones del terreno son irregulares. Además en determinados casos su transporte lo convierte en un impedimento en su uso como sistema ambulatorio, como es el caso de las cintas ergométricas capaces de medir la fuerza de contacto durante la pisada.

A pesar de las desventajas focalizadas en la portabilidad de las plataformas y la dificultad de uso como herramienta ambulatoria, existen numerosas investigaciones en las cuales su aplicación Biomecánica para la obtención de la fuerza de contacto ha permitido realizar diagnósticos médicos y deportivos de gran utilidad [197, 198]. Su gran capacidad para adquirir datos en un amplio rango de característica dinámica, con fuerzas de hasta 8000N, una frecuencia de lectura de hasta 5000Hz y la posibilidad de medida de todas las componentes del vector fuerza y momento durante la fase de contacto, han convertido a las plataformas dinamométricas en el sistema convencional utilizado.



**Figura 2.15. De izquierda a derecha: Suela sensitiva F-scan (Tekscan™), plataforma dinamométrica FDM1.5 y cinta ergométrica sensible a la presión FDM-T (Zebris Medical GmbH).**

### *B) Suelas sensitivas de presión*

Otra alternativa como sistema de medición son los sistemas portátiles instalados en el interior del calzado. La particularidad de tratarse de elementos flexibles permite que el sujeto de estudio no esté influenciado por él mismo y por lo tanto sea capaz de realizar una marcha natural. Permitiendo una amplia variedad de estudios referentes al empleo de diferentes tipos de calzado, movimientos locomotores, ambiente exterior y terreno inclinado o escarpado [199].

Por lo general se sitúan entre el pie y el calzado, permitiendo así el estudio de la interacción entre calzado y pie. Entre sus ventajas cabe destacar la ligereza, suelas equipadas con superficies capaces de obtener la distribución de presiones del pie tienen un espesor inferior a tres milímetros y un peso inferior a trescientos gramos [200, 201]. Suelen estar compuestas por una suela sensitiva y por un sistema de adquisición y transmisión de datos alámbrico o inalámbrico, alimentado por una batería, lo cual dota de portabilidad y versatilidad al aparato, a la hora de utilizarlo en diferentes sesiones y usuarios con facilidad de uso y sin necesidad de entrenar al sujeto en su uso. Existen diferentes tipos de tecnología empleados en la fabricación de sensores capaces de medir la presión distribuida, las cuales implican unas características y requisitos determinados para su uso en estudios del movimiento humano relacionados con la marcha.

Por tratarse de una alternativa portátil a los sistemas fijos de medición, deben ser ligeros, pequeños, idealmente inalámbricos con un bajo consumo eléctrico. Deben permitir una marcha natural y segura que no condicione al usuario durante su uso, destinados a ser colocados en el interior del calzado por lo que deben ser flexibles y de bajo espesor, permitiendo adquirir medidas en los puntos más significativos de presión del pie [202]. En cuanto a la tecnología empleada para desarrollar el sensor de presión, existen diferentes tipologías, las más extendidas en dispositivos comerciales son los sensores resistivos (FSR), capacitivos, piezo-eléctricos y piezo-resistivos (Fig. 2.16). Características como la histéresis, un buen comportamiento ante los cambios de temperatura, un rango de medida acorde a la aplicación de uso, precisión del área a detectar, la frecuencia de operación y un ciclo de vida prolongado, son las principales características a tener en cuenta a la hora de emplear una determinada tecnología para el diseño del sensor de presión.

B.1) Los sensores resistivos (FSR), son los más utilizados, tanto en productos comerciales como en investigaciones, para el análisis del movimiento humano. Se basan en un conductor eléctrico colocado entre dos láminas, sobre las que se ejerce presión, el circuito

---

disminuye su resistencia al paso de la corriente detectada a través de la variación del voltaje, proporcional a la fuerza aplicada [203].

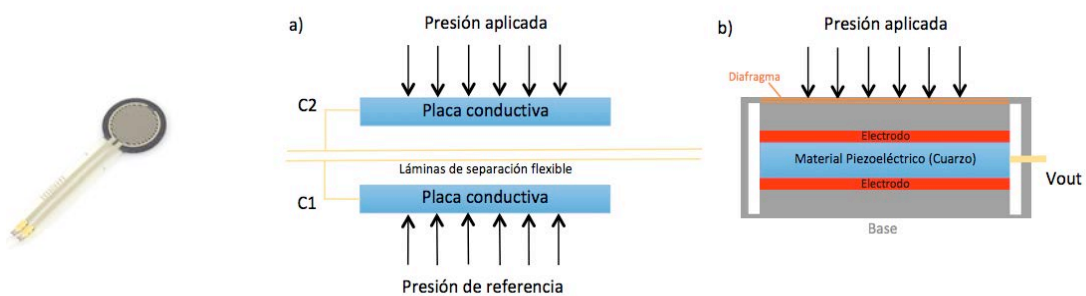
B.2) Los sensores capacitivos son similares en cuanto a su disposición. Consisten en dos láminas conductoras cargadas eléctricamente y separadas por una capa común elástica y dieléctrica. Al aplicar la presión, la capa dieléctrica se deforma permitiendo que las dos láminas conductoras se acerquen, lo que origina un cambio en el voltaje del circuito proporcional a la presión aplicada [204]. Los sensores resistivos y capacitivos son capaces de medir fuerzas estáticas pero no dinámicas.

B.3) El empleo de sensores piezoeléctricos se da en aplicaciones en las que se requiere una alta frecuencia de operación debido a la rapidez del movimiento y al corto espacio de tiempo de contacto del pie con el suelo, como puede ser el caso del estudio del movimiento en Biomecánica deportiva o en estudios clínicos [203]. Son capaces de medir las fuerzas dinámicas pero no las estáticas. Se componen de un elemento piezoeléctrico (cuarzo, turmalina, etc.) el cual crea un campo eléctrico al ejercer presión sobre él mismo, esta presión es detectada a través de la variación del voltaje. La mayoría se basa en el empleo de láminas de Fluoruro de Polivinilideno (PVDF) debido a su espesor delgado y a su flexibilidad. Este tipo de sensores posee una alta impedancia y baja intensidad de señal, por lo cual son susceptibles de ruido, requiriendo cables con protección especial y amplificadores. Algunos más avanzados poseen un sistema de pre-amplificación integrado en el cuerpo del transductor, reduciendo así la impedancia y facilitando el acondicionamiento de la señal [205].

B.4) Sensores piezo-resistivos. Su funcionamiento es similar al de los sensores resistivos, en este caso están fabricados con materiales semiconductores, los cuales varían su resistividad al aplicar una presión sobre ellos, disminuyendo su resistencia al paso de la corriente al aplicar presión sobre los mismos, causado por los cambios a nivel atómico en el material utilizado, como por ejemplo el sílice [205]. Productos comerciales derivados de esta tecnología han sido desarrollados por fabricantes de dispositivos médicos. El empleo de esta tipología permite frecuencias de muestreo de hasta 400Hz. Permitiendo un mayor rango de medida que los sensores resistivos [206].

---

A continuación se comentan los artículos publicados en revistas de alto impacto, en los que presentan sus investigaciones llevadas a cabo con diferentes tipos de sensores, sus ventajas y limitaciones: *Pollard* [207] empleó sensores de presión colocados en el interior del calzado orientados a medir las fuerzas de contacto y distribución de presiones en el pie, fueron motivados por problemas médicos de ulceración en pacientes con diabetes. Compuestos por un transductor magneto-resistivo uniaxial en forma de disco, capaz de obtener la fuerza de fricción en diferentes puntos de la planta del pie, en combinación con el uso de transductores de presión para obtener la componente vertical de la fuerza [208]. El mismo autor mejora el sensor anterior midiendo, simultáneamente, la componente axial de la fuerza de fricción [209], emplea sensores de fuerza resistivos (FSR) para la obtención de la distribución de presiones en el pie, para detectar las diferencias entre la marcha normal y la marcha arrastrada en pacientes de edad avanzada.



**Figura 2.16. Diferentes tecnologías empleadas en los de sensores empleados en suelas sensitivas. A la izquierda un sensor resistivo FSR (Cortesía de Sparkfun Electronics Inc.). A la derecha a) el funcionamiento de un sensor conductivo y b) el funcionamiento de un sensor piezoeléctrico.**

Fabricantes de dispositivos médicos comenzaron a desarrollar sistemas de medición de fuerzas en el pie. Utilizando un sistema inalámbrico colocado en el calzado capaz de medir el tiempo de contacto del pie, la distribución de peso en cada pie y el centro de presiones [210]. Otras investigaciones se centran en el estudio de la fuerza de fricción ocurrida entre el pie y el calzado, mediante el uso de sensores comerciales tri-axiales, capaces de obtener las tres componentes de la fuerza de contacto en puntos de máxima presión del pie [211]. El interés en este tipo de sistemas y sensores ha crecido en los últimos años, utilizando diferentes tecnologías como las anteriormente explicadas, para el diseño del sensor de presión, buscando crear un dispositivo para colocar dentro del calzado, utilizando sistemas alámbricos e inalámbricos.

Diversos estudios se han centrado en utilizar tecnologías ya existentes en el diseño del sensor de presión o mediante el empleo de sensores comerciales, creando una suela sensitiva o un calzado especial con el cual realizar los estudios correspondientes; modificando, en número y posición, los puntos de medida para determinar la cantidad y posición óptima de los sensores durante la marcha de pacientes con apoplejía [212, 213]. Otros estudios estiman la fuerza de contacto con el suelo, utilizando metodologías de optimización numérica aplicados a suelas sensitivas y la determinación de la relevancia de las zonas de contacto del pie en estudios sobre pacientes [212, 214]. Otros investigadores han empleado el uso de sensores comerciales de presión tri-axiales para crear un sistema portable que se acerque a las funcionalidades de una plataforma dinamométrica [215]. En la tabla 2.1 se muestra un resumen de las principales suelas sensitivas empleadas en la medida y la adquisición de las fuerzas de contacto del pie en estudios de movimiento.

La principal motivación en el desarrollo e investigación de las suelas sensitivas de presión es su gran ventaja respecto a las plataformas dinamométricas en cuanto a la portabilidad que proporcionan; permitiendo en cualquier ambiente exterior y tipología de terreno. A lo que hay que añadir un coste mucho menor, lo cual ha extendido el empleo de las mismas en diferentes aplicaciones. Algunos ejemplos:

- En rehabilitación, para medir la distribución de presiones en el pie durante el contacto, para determinar los esfuerzos ejercidos por el tren inferior, así como la detección del contacto y su sensibilidad [212].
- Como herramienta de respuesta sensorial informando sobre el exceso de presión ejercida en el pie [186, 216].
- En el entrenamiento deportivo, analizando el movimiento y contacto del atleta durante diferentes acciones como correr y saltar [217].
- En el diagnóstico médico, ya comentado anteriormente, sobre la adquisición de la distribución de presiones en el pie en pacientes con ulceración [218].

Origen	Descripción	Marca/Revista científica	Fuerza vertical		Fuerza de fricción		
			Distribución de presiones	Fuerza en la dirección vertical (eje Z)	Fuerza de fricción longitudinal (eje X)	Fuerza de fricción longitudinal (eje Y)	Medida simultánea de la componente vertical y de fricción
comercial	Suela Medilogic	Noraxon	SI	SI	NO	NO	NO
comercial	Suela Pedar	Novel	SI	SI	NO	NO	NO
comercial	Suela F-scan	Tekscan	SI	SI	NO	NO	NO
comercial	Suela Paromed	Paromed	SI	SI	SI	SI	NO
Investigación	Transductor Magneto-Resistivo	J. Biomed Eng. 1983	NO	NO	SI	SI	NO
Investigación	Transductor Magneto-Resistivo	J. Biomed Eng. 1992	NO	NO	SI	SI	SI
Investigación	Film Piezoeléctrico	Medical & Biological Engineering & Computing Julio 1996	NO	NO	SI	SI	SI
Investigación/comercial	Sensor de fuerza tri-axial	International Conference IEEE EMBS Boston 2011	NO	SI	SI	SI	SI
Investigación	Sensor óptico	International Conference / Biomedical Robotics and Biomechatronics 2012	NO	SI	SI	SI	SI
Investigación/comercial	Sensor de fricción mono y bi-axial	Robomech Journal 2014	NO	NO	SI	SI	SI

**Tabla 2.1. Resumen de los sistemas empleados en la medida de la fuerza de contacto**

### 2.6.2.3 Comparativa de las técnicas de adquisición de la fuerza de contacto

En el apartado anterior se ha explicado por qué el empleo de plataformas dinamométricas para la medida y adquisición de los datos de la fuerza de contacto durante los análisis de movimiento es el método más empleado. Debido a esto, se les denomina como método convencional, junto con el empleo de sistemas de cámaras y reflectores para la adquisición de datos cinemáticos. Su uso demuestra una gran capacidad de medida dinámica para análisis de movimiento deportivo, precisión de la medida, repetitividad y alta frecuencia de muestreo en diferentes investigaciones [194, 219-221]. No obstante su tipología estática, dimensiones y cableado, dificultan su uso como herramienta en análisis de movimiento ambulatorio y ambientes exteriores. Además de limitarse su uso como herramienta para la medida y adquisición de datos frente a sistemas como los de las suelas sensitivas.

El empleo de suelas sensitivas permite la adquisición de la fuerza de contacto durante análisis de movimiento en el ámbito ambulatorio y en ambientes exteriores. Proporcionando así una herramienta de diagnóstico y rehabilitación [222]. Además de presentar una alternativa portátil al uso de sistemas convencionales para la adquisición de la fuerza de contacto, se pueden emplear como sistemas de adquisición y señales de control de los actuadores [223, 224]. Por otro lado, a pesar de ser capaces de utilizarse en análisis de salto y carrera, presentan desventajas en cuanto a su capacidad máxima de medida en análisis dinámicos, limitando la capacidad de carga máxima con respecto al uso de plataformas dinamométricas [225]. El empleo de diferentes tecnologías en los sensores que la componen ha permitido la obtención de las fuerzas de fricción en ambas direcciones con buenos resultados [211], sin embargo, limitados a valores puntuales sobre la superficie de contacto, lo cual no proporciona una resolución lo suficientemente buena con respecto al uso de plataformas, obteniendo valores menos precisos en determinadas fases de contacto donde no se activen los sensores. Respecto a la obtención del Centro de Presiones (COP), el empleo de suelas sensitivas ha sido validado frente a los resultados obtenidos por plataformas [206].

Debido a esto, los sistemas portátiles de medida que se sitúan en el calzado, en opinión del autor de esta investigación, son los más apropiados, además de por lo comentado anterior, porque permiten una mayor libertad a la hora de obtener datos en diferentes condiciones y escenarios difíciles de simular en laboratorios o instalaciones, impidiendo realizar la obtención de datos en ambientes con variabilidad del terreno y más realistas, como la actividad cotidiana de cada día.

---

#### 2.6.2.4 Necesidades de un sistema alternativo de adquisición de datos de la fuerza de contacto

Teniendo en cuenta las limitaciones explicadas en el apartado anterior sobre los sistemas actuales empleados en la obtención de datos cinemáticos durante la fase de contacto, se describen las siguientes necesidades y mejoras de las que dotar a un nuevo sistema alternativo de adquisición de datos.

Los requisitos primarios necesarios en los dispositivos de medida de fuerzas son presión, frecuencia de lectura, precisión, sensibilidad y calibración [203]. En cuanto a la funcionalidad, deben permitir a los dispositivos medir la distribución de presiones durante el contacto, la localización del centro de presión, la obtención de las tres componentes de los vectores de fuerza y de momentos, a una frecuencia de lectura lo suficientemente rápida como para detectar las transiciones entre las distintas fases de contacto del pie. Los parámetros dependerán de la capacidad tecnológica y del rendimiento del dispositivo de medición. En algunos casos se busca una alta precisión de medida y alto rango, que incluya la posibilidad de medir cargas de impacto elevadas como es el caso de la Biomecánica deportiva, mientras que en otras puede que la portabilidad sea más condicionante a la hora de seleccionar el dispositivo de medida adecuado.

Los sistemas desarrollados basados en suelas equipadas con una superficie capaz de obtener la presión de contacto no han sido capaces de equiparar la funcionalidad de las plataformas dinamométricas en lo que a precisión y tipología de datos se refiere, como es el caso de la obtención de las tres componentes del vector fuerza y los tres momentos. Diversos investigadores han tratado de conseguir esta funcionalidad:

*Castellini* [226] mediante el diseño de sensores piezo-capacitivos, que combinan propiedades de medida de fuerzas estáticas y dinámicas con el fin de conseguir un mayor rango de medida permitiendo su uso en aplicaciones con una fase de contacto corta [227]. Utilizando la fusión de sensores de diferente índole para conformar un zapato compuesto de acelerómetros, giroscopios, sensores de presión resistivos, sensores de flexión, de presión dinámica y de campo eléctrico, transmitiendo los datos de forma inalámbrica para dotar al sistema de la portabilidad necesaria [202]. A través del uso de una matriz de tejido sensitiva a la presión capaz de obtener el centro de presiones, la presión media y máxima. Utilizando sensores digitales cosidos sobre la superficie exterior de unos calcetines, utilizados para medir la cadencia, velocidad de la marcha y el centro de presiones yang [228].

---



La necesidad de obtener las componentes horizontales del vector fuerza o las fuerzas de fricción es otra de las problemáticas en los sistemas portables de medición, lo que ha llevado a diversos investigadores a crear nuevas tecnologías capaces de obtener esta medida: [229] Mediante el empleo de sensores ópticos de bajo coste [230]. La utilización de sensores de presión con diferente orientación y recubiertos por silicona para amortiguar fuerzas de impacto que puedan dañar el sensor. Estos sistemas han sido calibrados y validados mediante el empleo de plataformas dinamométricas, como es el caso de dispositivos comerciales [206]; sin embargo su capacidad de medida no es simultánea en ambos ejes, la precisión en algunos casos es baja, requiere de un sistema que modifica altamente el calzado y por consecuencia las características de la marcha, o requiere de sensores comerciales de coste elevado. En otros casos es necesario combinar el uso de diferentes tipologías de sensores. Sacrificando en algunos casos la ligereza, coste, precisión, resolución de medida y aumentando el tiempo de procesado de datos o desarrollo de software y hardware.

Las suelas sensitivas de presión, miden las fuerzas de contacto entre el pie y el calzado, por lo que dependiendo del tipo de calzado utilizado, los valores pueden variar y no ser válidos dependiendo del objeto de estudio. Las fuerzas de fricción entre ambas superficies no son las mismas que las establecidas entre el calzado y el suelo lo que implica otra problemática añadida. Aspectos que requieren una mejora en el diseño de suelas sensitivas para proporcionar la precisión obtenida por el uso de plataformas dinamométricas incluyen:

- La obtención de las tres componentes de la fuerza de reacción con un rango dinámico suficiente para el estudio de la marcha aumentando la vida de la suela sensitiva y reduciendo la influencia de la fatiga e histéresis de los sensores en la medida.
- Un aumento de la resolución de medida sobre la superficie de contacto, en especial en los valores de las fuerzas de fricción.
- Una precisión aceptable en la obtención del centro de presiones (COP) validada frente al uso del sistema convencional.
- Una repetitividad y estabilidad de la señal que permita su uso como herramienta de control y retroalimentación de los actuadores en exoesqueletos de asistencia a las extremidades inferiores.
- Versatilidad del sistema referente al su uso por diferentes usuarios sin necesidad de rediseño de la suela sensitiva. Permitiendo independientemente

de la talla del calzado. En el caso de implicar modificación, ha de buscar no incurrir en altos costes ni complejidad de fabricación.

### 2.6.3 Procesamiento de los datos cinemáticos y simulaciones

La mayoría de exoesqueletos de asistencia y aumentación del movimiento de las extremidades inferiores se componen de un sistema de segmentos rígidos que componen la estructura, conectados a través de uniones esféricas o de bisagra articulada, las cuales imitan los grados de libertad correspondientes al sistema musculoesquelético del cuerpo humano [34]. Desde una evaluación robótica, los exoesqueletos tienen una configuración del espacio articulado [35]. Independientemente del tipo de actuador empleado en el diseño, la cinemática del movimiento del exoesqueleto se traslada al espacio articulado, sobre el cual rotan los segmentos que lo componen. El plano sagital, se corresponde con el plano predominante sobre el que se produce el movimiento de la marcha, lo cual indica la necesidad de procesar los datos cinemáticos de control en este plano en el espacio articulado. De tal modo que, frente a la obtención de datos cinemáticos en el espacio cartesiano por el uso de sistemas convencionales de video-marcadores, la obtención de los mismos en el espacio articulado de forma directa implica una eliminación del proceso de procesado. Evitando así la obtención de la posición en el espacio cartesiano para su posterior conversión al espacio articulado; reduciendo los errores de integración provenientes de los cálculos de cinemática inversa.

El procesado de datos hacia el cálculo de la cinemática inversa, transforma los resultados de la posición de los segmentos en posiciones angulares de las articulaciones. Este proceso es aplicable a la conversión de los datos cinemáticos adquiridos por la posición de los segmentos mediante el uso de cámaras y reflectores así como mediante el uso de sensores IMU. Utilizando algoritmos matemáticos tales como la aplicación de mínimos cuadrados en la estimación de la posición de los marcadores que determinan la pose del movimiento, requieren de un software dedicado que realice el procesado de datos. Existe *software* comercial en función del sistema empleado, lo cual implica un coste adicional [122, 231]. También existe software gratuitos de código abierto [232, 233]. Sin embargo, es común en ambos la necesidad de poseer personal cualificado en el empleo del *software*. Incurriendo de tal manera en una complejidad, no exclusiva de la adquisición de datos sino del procesamiento de los mismos, para ser capaces de aplicar los métodos de dinámica inversa para la obtención de los pares articulados.

---

Por todo esto, se plantea la necesidad de simplificar el procesamiento de los datos cinemáticos. Esta simplificación en la obtención de datos no sólo facilitaría el diseño de exoesqueletos al eliminar una posible fuente de errores por integración y reducción del tiempo de procesado. Permitiría además su uso como herramienta de control y retroalimentación en la actuación de exoesqueletos de asistencia al movimiento. Proporcionando una herramienta de adquisición y control integrado. Respecto a la visualización de los datos obtenidos, no dispone de una visualización en línea, lo cual no solo impide su uso como un sistema integrado de control sino que no tiene la ventaja del proceso de calibración y análisis instantáneo de la cinemática del cuerpo durante los estudios de movimiento.

*Software* comercial y gratuito para el análisis del movimiento proporcionan una herramienta potente para el cálculo de las fuerzas y momentos internos que producen el movimiento. A su vez son capaces de simular condiciones complejas como la ausencia de determinadas activaciones musculares y sus efectos sobre el movimiento, permitiendo así diagnósticos clínicos [161, 233]. Su uso también permite la simulación de exoesqueletos de asistencia al movimiento para ver sus efectos sobre la reducción del consumo metabólico [232]. A pesar de ello, esto requiere de un conocimiento avanzado en el uso del *software* y la necesidad de crear modelos específicos acorde a las necesidades del estudio. Además, carecen de una herramienta que permita la flexibilidad en la modificación del modelo biomecánico del ser humano. Teniendo que recurrir al modelado propio.

---

# CAPÍTULO 3

## NECESIDADES, OBJETIVOS e HIPÓTESIS

### 3.1. INTRODUCCION

Los exoesqueletos, al tratarse de dispositivos tecnológicos de nueva generación, los cuales se encuentran dentro de un subsector todavía en sus inicios, necesitan ser capaces de poseer un diseño flexible y con capacidad para evolucionar y mejorar su tecnología, permitiendo así conseguir una reducción en costes, con el fin de permitir la accesibilidad de los mismos a un mayor número de usuarios.

La elaboración de un dispositivo alternativo inalámbrico, portátil, flexible, realista y eficiente en costes para el análisis del movimiento humano surge de la necesidad patente en la creciente industria de exoesqueletos y *wearable robots*, principalmente en nuevas y pequeñas empresas (*Startups*), empresas nacidas en laboratorios de investigación universitarios (*Spinoffs*) y laboratorios equipados con áreas de fabricación (*FabLabs*) donde la inversión para la creación y desarrollo de nuevos dispositivos tecnológicos requiere de una estructura interna en diseño y de selección del proceso de fabricación adecuado para alcanzar una eficiencia en costes. Otra de las razones es el elevado coste de los exoesqueletos comerciales, lo cual demuestra la necesidad de introducir novedades tecnológicas y técnicas para mejorar la eficiencia del proceso de creación de un exoesqueleto. En este caso se realiza el diseño como base para la creación de un sistema de adquisición y procesado de datos novedoso. El no tener en cuenta diferentes aspectos, a priori secundarios, pero influyentes directa o indirectamente en el diseño y fabricación, lleva a situaciones de rediseño que pueden ser corregibles en futuras versiones del producto o no, pero en cualquier caso, con un reflejo en costes del producto.

La aparición en la última década de las técnicas de fabricación aditiva o impresión 3D, ha concluido en la creación de *FabLabs* a lo largo del mundo, en especial en centros de investigación y universidades. Esto hace que cada vez sean más numerosas las opciones para fabricar prototipos y productos derivados de las investigaciones, en esta investigación de un exoesqueleto de las extremidades inferiores, sin la necesidad de recurrir a agentes externos.

---

### 3.2. NECESIDADES Y RETOS

Utilizando como base de partida la necesidad de mejorar la **eficiencia en costes en exoesqueletos**, y por lo explicado previamente en la motivación y objeto de esta investigación, se enumeran las principales **necesidades y retos** sobre los que se ha desarrollado esta investigación con el fin de resolverlas:

#### *Necesidades en los dispositivos portátiles para la adquisición de datos del movimiento humano.*

- Herramientas que permitan obtener los datos fuera del laboratorio, durante tareas más cotidianas, en ambientes exteriores y bajo diferentes condiciones del terreno; con capacidades inalámbricas, accesibilidad a hardware y software libre.
- Herramientas y dispositivos que permitan el análisis del movimiento humano sin incurrir en costes elevados, y sin requerir de unas instalaciones fijas.
- Disponer de todos los datos cinemáticos y cinéticos necesarios para realizar los cálculos de dinámica inversa y obtener el par en las articulaciones.
- Que los dispositivos de medida de las fuerzas de contacto portátiles, tengan la capacidad de obtener las tres componentes del vector fuerza durante el contacto con el suelo.
- Proporcionar resultados consistentes (repetibles), con una precisión de medida similar a la obtenida por sistemas de vídeo.
- Posibilitar su aprovechamiento como sistema integrado de control de actuadores en exoesqueletos.

#### *Retos en el procesado de datos y análisis del movimiento humano.*

El procesado de datos provenientes de diferentes fuentes, señales analógicas y digitales, obtenidas a través de diferentes sensores requiere de un tiempo elevado de acondicionamiento de dichos sensores, calibración y pre-procesado. Posteriormente en el análisis del movimiento, se obtienen los datos en el espacio de coordenadas cartesianas para después convertirlo en coordenadas polares o angulares sobre cada articulación. A su vez, se requiere de un software dedicado y con una curva de aprendizaje media. Existe por tanto la necesidad de simplificar el procesado de datos, con el objetivo de disminuir la posibilidad de errores debido al gran volumen de datos y reducir el tiempo que requiere, mejorando la eficiencia en costes.

---

### ***Mejora en la flexibilidad del proceso de diseño.***

Con el fin de mejorar la eficiencia en costes del proceso de creación de un exoesqueleto, se hace necesario:

- Mejorar la flexibilidad en el diseño, que permita adaptarlo a las necesidades del usuario (funcionalidad, aplicación y características anatómicas).
- Reducir la complejidad de fabricación del prototipo, con facilidad para la evolución del diseño
- Posibilitar la fabricación de exoesqueletos en pequeños laboratorios o áreas *maker*.
- Emplear componentes de hardware y software libre.

### **3.3. OBJETIVOS**

El ámbito de investigación de esta investigación persigue el desarrollo de exoesqueletos eficientes en costes, que permitan asistir y aumentar las capacidades de las extremidades inferiores del cuerpo humano durante su movimiento. Para lograrlo, los objetivos empleados en esta investigación derivados de la búsqueda de la eficiencia en costes son:

1. Crear un sistema portable e inalámbrico, eficiente en costes, para la adquisición de datos cinemáticos y cinéticos relacionados con el movimiento humano e integrada en un exoesqueleto, en cualquier ambiente exterior e interior y en cualquier distancia.
  2. Desarrollar un sistema de adquisición de datos, destinado a asistir a las extremidades inferiores que permitan, en futuras investigaciones, emplearse como una herramienta para la retroalimentación y control de los actuadores mediante sensores integrados en las articulaciones.
  3. Proporcionar resultados consistentes (repetibles), con una precisión de medida a la altura de la obtenida por sistemas de vídeo.
  4. Optimizar el proceso de diseño de prototipos funcionales, que facilite la simulación física de ensayos de investigación y que sea posible fabricarlos en áreas *Maker*.
-

5. Desarrollar una herramienta de software libre capaz de visualizar, adquirir y permitir el cálculo de los datos necesarios para la optimización del diseño de exoesqueletos.
6. Suprimir el proceso de conversión de datos del espacio cartesiano al espacio articulado. Obteniendo los datos de forma más directa.

### 3.4. HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACION

En base a los objetivos comentados, se formulan las hipótesis sobre las que se fundamenta esta investigación con el fin de conseguir los objetivos soportados por resultados.

#### **Hipótesis 1.**

Para obtener los datos cinemáticos de las extremidades inferiores necesarios para el análisis de la marcha humana; ¿Es suficientemente preciso, fiable y con repetitividad de medida un sistema inalámbrico y portable de adquisición de datos en el plano sagital mediante el empleo de encoders ópticos?

#### **Hipótesis 2.**

Para obtener los datos cinéticos de la componente vertical de la fuerza de contacto; ¿Es suficiente preciso, fiable y con repetitividad de medida un sistema inalámbrico y portátil de suelas sensibles a la presión?

#### **Hipótesis 3.**

Para la obtención de todos los datos biométricos necesarios para el análisis del movimiento de la marcha humana; ¿Es posible emplear un sistema de adquisición de datos portable para la adquisición de datos en ambientes exteriores y sin dependencia de unas instalaciones y equipamiento fijo?

#### **Hipótesis 4.**

Una herramienta de visualización en línea y el empleo de sensores integrados utilizados en un sistema de adquisición de datos obtenidos en el espacio articulado; ¿Disminuye el tiempo de procesamiento de datos y cálculo computacional en los análisis del movimiento? ¿Facilita el empleo de sensores integrados en el sistema de adquisición el diseño de controladores para la actuación de exoesqueletos?

# CAPÍTULO 4

## METODOLOGÍA Y CASOS DE ESTUDIO

### 4.1. INTRODUCCIÓN: SISTEMA PORTABLE Y HERRAMIENTAS DE SOFTWARE PARA EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO

El objetivo principal de esta investigación es crear una herramienta inalámbrica, eficiente en costes, para la adquisición de datos cinemáticos y cinéticos biométricos obtenidos del movimiento humano, del cuerpo entero e integrada en un exoesqueleto, en cualquier ambiente y en cualquier distancia. Planteando así una alternativa fiable y repetitiva al uso de sistemas convencionales para el análisis del movimiento. Complementariamente, el desarrollo de herramientas de software que reduzcan la complejidad de procesado y solución de los pares articulados. Además de dotar de funcionalidad al sistema de adquisición de datos como sistema de sensores integrados, denominado iDAS para el control de la actuación de exoesqueletos de asistencia a las extremidades inferiores. Buscando el aprovechamiento estructural y de hardware del sistema de adquisición de datos, aumentando la eficiencia en costes del sistema. En este capítulo se describe la metodología desarrollada y empleada en el diseño del sistema de adquisición y las herramientas de software desarrolladas (Fig. 4.1).

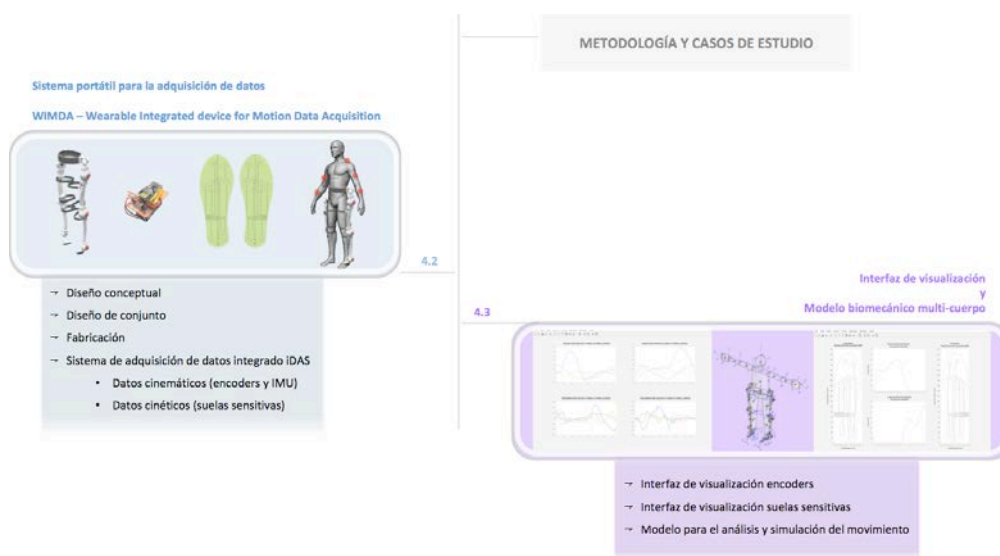


Figura 4.1. Esquema de la metodología



## 4.2. CASO DE ESTUDIO: SISTEMA PORTABLE DE SENSORES INTEGRADOS PARA LA ADQUISICIÓN DE DATOS WIMDA (WEARABLE INTEGRATED DEVICE FOR MOTION DATA ACQUISITION)

Las aportaciones de esta investigación se soportan en el diseño de un prototipo funcional, desarrollado siguiendo una metodología de diseño evolutivo, dividida en 3 fases secuenciales: Diseño conceptual, Pre-diseño y Diseño evolutivo; a su vez, esta última etapa se subdivide en dos fases. Todas ellas se analizan en detalle en los apartados 4.2.1, 4.2.2 y 4.2.3 respectivamente.

### 4.2.1 Diseño ideológico y conceptual

El desarrollo tecnológico nos acerca a vivir un futuro con más comodidades, solventando problemas y necesidades hasta entonces sin solución. El progreso tecnológico se basa en la evolución de un pensamiento o idea que busca solventar una problemática haciendo uso de la creatividad, el conocimiento, la tecnologías y técnicas existentes. La tecnología es por tanto una fuente de inspiración que retroalimenta futuras creaciones. La creatividad por si sola al margen del conocimiento científico y tecnológico no es capaz de llevar a cabo soluciones tecnológicas para el futuro.

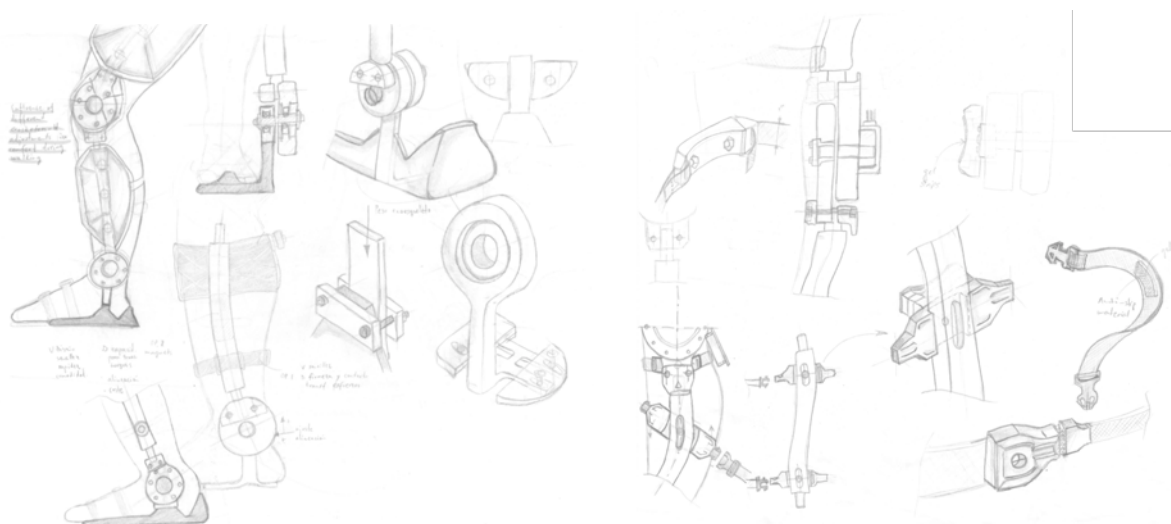
Normalmente en las metodologías de diseño utilizadas, se suele infra-valorar la fase inicial de creación o de desarrollo ideológico y conceptual de donde nacen las ideas que evolucionarán hasta convertirse en tecnología. Unas veces considerando que la creatividad es una habilidad intrínseca en el diseñador. Otras, por la dificultad de convertir una idea, de alguna manera, abstracta en un proceso útil para cualquier diseñador, independientemente de sus habilidades intrínsecas. A pesar de ello, la fase de diseño conceptual es una de las fases más importantes para explorar todas las posibilidades a llevar a cabo para el desarrollo de un exoesqueleto con un diseño evolutivo eficaz en costes, en base a las necesidades y funcionalidades buscadas (Fig. 4.2).

En el caso de exoesqueletos y *wearable robots*, existe el punto de partida del hombre como principal figura para el desarrollo del diseño, tanto en la forma como en la funcionalidad a desarrollar. El uso del biomimetismo y la bioimitación como fuente de inspiración para el diseño conceptual e ideológico ayuda a crear dispositivos más eficientes, en especial en el diseño de exoesqueletos, ya que aspectos ergonómicos relacionados con la

---

interfaz entre humano y máquina, son de gran importancia, además de la actuación, control y sincronización de los actuadores de una manera que no afecte negativamente al usuario; buscando como resultado óptimo la transparencia tecnológica del dispositivo, es decir, conseguir que el usuario no note diferencia con respecto a la sensación que tendría un humano con todas las capacidades y sin limitaciones durante la marcha.

El diseño del exoesqueleto que confiere esta investigación gira en torno a la creación de un sistema eficiente en costes optimizando la fase de diseño y aumentando la flexibilidad y funcionalidad de la fase de prototipo. Una de las grandes ventajas de la fase de desarrollo conceptual es la flexibilidad para adoptar y rechazar ideas con mayor libertad a fin de evitar decisiones equivocadas. Analizando así diferentes opciones desde el inicio del diseño para evitar así incurrir en costes durante una fase más avanzada. Entre las técnicas de creatividad en esta fase de diseño, destacan la observación y análisis de procesos de la naturaleza, diseños o soluciones tecnológicas previas, tendencias en el sector y técnicas creativas. Actualmente son muy habituales, herramientas que aumentan las fuentes de inspiración como es el caso de recursos empleados en esta investigación durante la fase conceptual, bases de datos como *pinterest* [234], sectores audiovisuales y de ocio en los que hay un amplio trabajo de diseño conceptual como es el caso de películas y videojuegos, donde el factor funcional no es limitante, originando verdaderas obras de arte de diseños conceptuales; los cuales han sido empleado posteriormente en el diseño de prótesis de brazos [235]. Paradójicamente, siendo estos sectores (películas y videojuegos) en los que más se ha invertido en desarrollar diseños conceptuales, muy pocos han conseguido convertirse en diseños reales y funcionales. Todo



**Figura 4.2. Bocetos conceptuales del diseño mecánico del exoesqueleto**

este trabajo invertido en diseño conceptual e ideológico, incluso en algunos casos llegando a crear prototipos físicos, se ha utilizado como fuente de inspiración para el comienzo del diseño de *wearable robots* y exoesqueletos.

#### 4.2.2 Fase de pre-diseño

Una vez finalizada la etapa de diseño ideológico y con las ideas sobre la forma genérica del exoesqueleto, se determinan las especificaciones y funcionalidades que buscadas que parten de las piedras angulares para un diseño eficiente en costes mostradas en la Figura 4.3, para posteriormente realizar el diseño mecánico y dimensionado del exoesqueleto. La presente investigación tiene como objetivo el diseño de un exoesqueleto, que sirva como herramienta para la investigación del movimiento humano, mediante la adquisición de datos y como prototipo para el diseño de exoesqueletos. Será decisión del investigador que utilice este sistema, el uso al que lo destina y la funcionalidad de la que es dotado. Ya sea como pura herramienta para el estudio de ergonomía, de adquisición de datos o como dispositivo tecnológico avanzado para la asistencia al movimiento.



**Figura 4.3. Piedras angulares del diseño del exoesqueleto**

#### *Especificaciones generales de diseño*

- Diseño evolutivo: fase funcional 1 (*iDAS – Integrated Data Acquisition System*) y fase funcional 2 (Actuación eléctrica).
  - Adaptabilidad de uso para diferentes usuarios y ligereza.
  - Diseño modular de articulaciones.
  - 10 GDL (grados de libertad) pasivos y 4GDL activos.
-

- Actuadores eléctricos rotativos.
- Sistema portable.
- Flexibilidad de fabricación. Capacidad de fabricarlo en *áreas maker/FabLabs*.

La primera de las especificaciones de diseño, es la *propiedad evolutiva* del exoesqueleto, que reduzca la posibilidad de obsolescencia tecnológica propia de una industria en desarrollo y con un grado tecnológico tan avanzado que no posee unos límites y bases establecidas. En los sectores tecnológicos la anticipación del diseño a las expectativas del mercado implica a veces la necesidad de modificaciones en las fases finales del proceso de diseño, incurriendo a veces en el fracaso de la comercialización del producto [236]. El empleo de un *diseño evolutivo* ayuda a prevenir cambios de última hora, mejora la posición de inicio para el diseño de futuras generaciones del producto, reduce el coste de realizar cambios impuestos por los diferentes departamentos técnicos (diseño mecánico, diseño electrónico y fabricación).

Otra de las funcionalidades buscadas con el empleo del diseño evolutivo es el dotar al exoesqueleto de la posibilidad de redefinir su funcionalidad a lo largo del proceso de diseño y fabricación. Dividiéndolo en dos fases funcionales como se muestra en la Figura 4.4.



**Figura 4.4.** A la izquierda, el exoesqueleto en la fase funcional 1 (iDAS/WIMDA). En la parte izquierda la fase funcional 2 (Asistencia al movimiento)

En el siguiente apartado se describen con más detalle dichas fases funcionales. Dependiendo de las necesidades del investigador, puede que simplemente se emplee como herramienta de adquisición de datos (fase funcional 1) para el estudio del movimiento humano pero no sea necesaria la creación de un exoesqueleto con asistencia al movimiento (fase funcional 2). En otros casos puede que el objetivo sea la creación de un exoesqueleto con capacidad para la asistencia al movimiento.

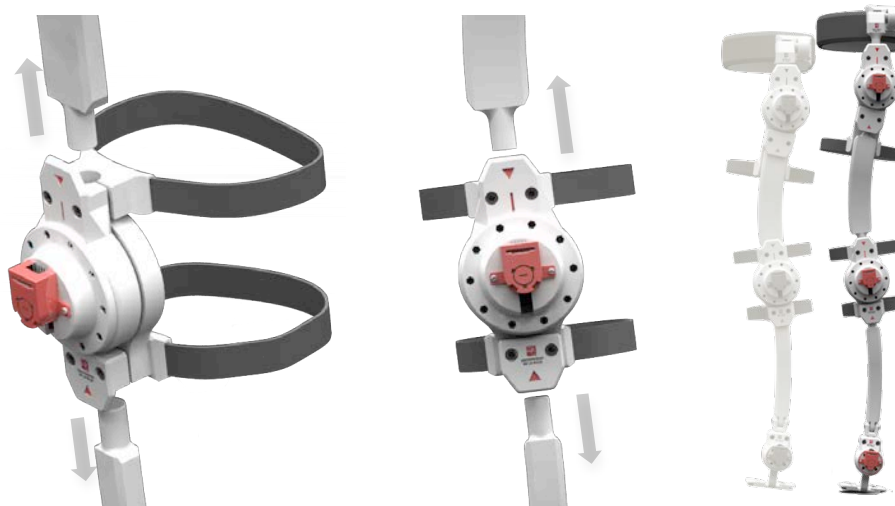
De esta necesidad surge el objetivo de dotar de modularidad al diseño. Figura 4.5. Determinados investigadores pueden estar interesados en el análisis del movimiento, en la obtención de datos o en el diseño de dispositivos enfocados a asistir a una articulación en particular del tren inferior. Por ejemplo en el estudio concreto de la cinemática de la rodilla para desarrollar articulaciones robóticas, utilizando la bio-imitación con el fin de aumentar el confort, la ergonomía y la eficiencia en el uso de exoesqueletos.



**Figura 4.5. Articulaciones modulares del tobillo, rodilla y cadera.**

La adaptabilidad del exoesqueleto a diferentes usuarios es otra funcionalidad de diseño implementada (Fig. 4.6). Debido a la gran variabilidad de usuarios a los que se destina, ya sea en función de sus diferencias anatómicas, características específicas de la marcha, discapacidades o lesiones permanentes, la estructura y funcionalidad tiene una gran variabilidad no solo entre diferentes usuarios, incluso en el mismo usuario a lo largo del uso del producto. Pongamos el caso de un exoesqueleto destinado a un niño, en el comienzo de su uso requerirá de unas funcionalidades y los actuadores tendrán una capacidad determinada. El rápido crecimiento de un niño implica no solo la adaptación del exoesqueleto a la nueva anatomía sino que puede que funcionalmente se busque asistir con otra estrategia definida por una decisión clínica actualizada. Lo cual implicaría el empleo de un exoesqueleto nuevo,

incurriendo en una tremenda ineficiencia e insostenibilidad del producto. Además de crear puntos muertos donde no exista la posibilidad de utilizar la opción de actuación, funcionalidad y estructura más óptima.



**Figura 4.6. Adaptabilidad del exoesqueleto para diferentes usuarios en función de su altura gracias al sistema prismático regulable del que disponen las exo-articulaciones. .**

### 4.2.3 Fase de diseño evolutivo

En la consecución del diseño del exoesqueleto se ha buscado la simplicidad de sus componentes, ligereza, biomimetismo anatómico y capacidad de fabricación en máquinas de fabricación aditiva, en cuanto a su forma, dimensiones y materiales empleados.

El diseño se ha planteado con la visión de un diseño evolutivo dividido en dos fases funcionales. En la primera de las fases, el exoesqueleto es empleado como elemento de prototipo mecánico con fines de análisis, estructural, ergonomía y confort. A diferencia de un prototipo tradicional, este está dotado de una herramienta de obtención de datos cinemáticos y cinéticos. En la segunda fase funcional, se ha buscado el aprovechamiento total de la fase funcional 1. Utilizando la misma estructura mecánica y hardware empleado en la fase 1, se añaden los actuadores eléctricos que proporcionan asistencia al movimiento en el plano sagital a la cadera y las rodillas. El sistema integrado de adquisición de datos (iDAS) se aprovecha en su totalidad como herramienta de control y *feedback* en los actuadores rotativos. Respecto a la estructura de la fase funcional 1, tan solo se sustituye el componente que conecta el motor con la articulación. El diseño del exoesqueleto se basa como punto de

partida en los datos obtenidos por Winter [237], permitiendo una variabilidad en la altura de  $\mp 20\text{mm}$ .

*Fase funcional 1 – Exoesqueleto para la adquisición de datos (WIMDA)*

Partiendo de la motivación y objeto de esta investigación, crear exoesqueletos eficientes en costes, se ha decidido crear un exoesqueleto que utilice los conceptos de actuación, biomimetismo y funciones más comunes en el sector. Con el fin de que los resultados y conclusiones derivados del estudio sean aplicables a otros casos, contribuyendo a la mejora científica y tecnológica. En primer lugar remarcar que se ha diseñado un exoesqueleto para analizar y asistir al movimiento en personas con dificultades para caminar pero que no disponen de reducción de su movilidad, ni tienen lesiones severas que afecten al movimiento del tren inferior.

La cinemática o GDL (Grados De Libertad) impuestos al exoesqueleto es un aspecto fundamental en las decisiones que afectan al diseño. La funcionalidad y capacidades del mismo han de estar acotadas sobre los límites definidos por el modelo cinemático a realizar. Teniendo siempre patente los aspectos de seguridad para evitar que el dispositivo pueda dañar al ser humano que lo porta o impida/permita la libertad de movimiento en determinados GDL dependiendo de su funcionalidad. Por ello, se ha diseñado un exoesqueleto para el tren inferior que dispone de catorce (14) GDL, de los cuales cuatro (4) están destinados a asistir al movimiento. Partiendo de la base anatómica de las extremidades inferiores, la cadera (3GDL), que permite los movimientos de flexión/extensión, abducción/aducción y rotación interna/externa, la rodilla (1GDL), que permite el movimiento de flexión/extensión y el tobillo (3GDL), que permite la abducción/aducción, flexión plantar/dorsiflexión e inversión/eversión [158]. La rodilla fisionómicamente dispone de otros dos grados de libertad en cuanto a rotación interna/externa y varo/valgo, sin embargo se tratan de rangos muy pequeños, los cuales solo confieren a la articulación, una elasticidad parcial, evitando ser una articulación puramente rígida. Sin embargo, en el aspecto de la actuación o movimiento que es el que interesa para el diseño del exoesqueleto, se considera como una articulación de un solo grado de libertad.

Como se ha comentado previamente en el capítulo sobre el estado del arte, la técnica para la obtención de datos se analizan y obtienen en el espacio cartesiano y posteriormente se convierten al articulado. Otro de los objetivos de esta investigación es la creación de herramientas para la adquisición de datos del movimiento humano que simplifiquen el procesado de datos y eliminen la necesidad de transformar los datos obtenidos del espacio



cartesiano al espacio articulado. Para lograrlo se han empleado encoders rotativos situados en cada articulación, obteniendo los datos cinemáticos en el plano sagital de cada articulación perteneciente al exoesqueleto. El empleo de los encoders como sistema de control y feedback de los actuadores es otra de las razones por las que se ha desarrollado un exoesqueleto basado directamente en el espacio articulado. No solo con el fin de evitar las ineficiencias de la fase adicional en la conversión o procesado de datos para el análisis de movimiento, sino que es más adecuado evitar un proceso previo innecesario de conversión.

#### *Fase funcional 2 – Exoesqueleto de asistencia al movimiento de las extremidades inferiores*

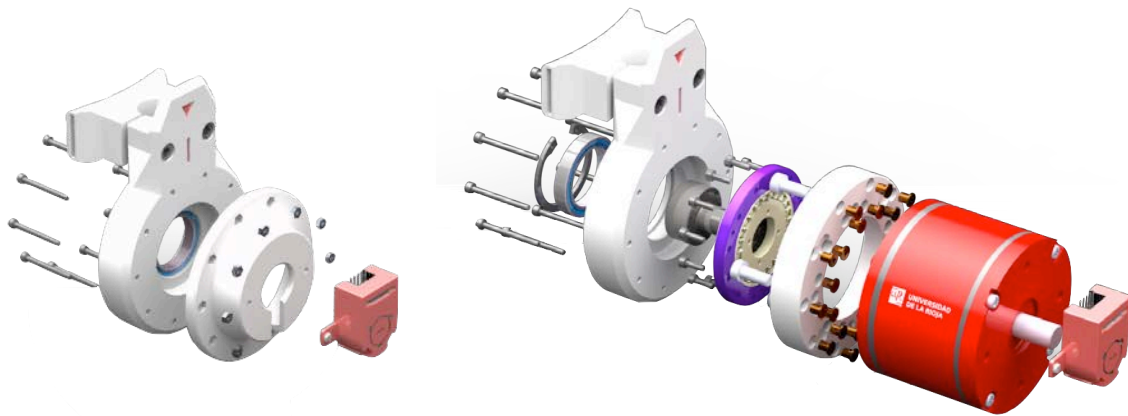
El desarrollo de esta fase funcional se basa en la aplicación de una metodología de diseño evolutiva. El propósito fue el de evolucionar el exoesqueleto destinado a la obtención de datos del movimiento (WIMDA) en un exoesqueleto de asistencia al movimiento del tren inferior. Mediante el aprovechamiento de la estructura mecánica de la fase funcional 1 y empleando los sistemas de medida y adquisición de datos como elementos de control de los actuadores.

La actuación se realiza sobre las articulaciones de las rodillas izquierda y derecha, así como la cadera, por ambos lados del cuerpo. Dotando de un total de cuatro GDL dotados de actuación mediante el empleo de motores eléctricos rotativos. La elección del empleo de motores rotativos viene del objetivo de utilizar elementos sobre los que sea posible una reducción en costes en un futuro. Además de ser la opción más común para la selección del actuador en numerosos exoesqueletos, la influencia de las industrias secundarias que proveen los componentes de un exoesqueleto, en este caso los actuadores, son primordiales para la creación de un dispositivo eficiente en costes. Respecto a otro tipo de actuadores eléctricos, la accesibilidad en cuanto a coste y ligereza del motor-reductor, lo sitúa en una posición más ventajosa frente a los actuadores de tipo lineal. La sencillez del diseño para acomodar actuadores rotativos frente a actuadores lineales y la reutilización del sistema integrado de adquisición de datos iDAS de la fase funcional 1 son otras de las razones. El empleo de fuentes de energía basadas en la neumática y la hidráulica también se ha descartado frente a la eléctrica por los mismos razonamientos.

---



La figura 4.7 muestra las piezas aprovechadas de la fase funciona 1 y las añadidas para formar el exoesqueleto de asistencia al movimiento en la fase funcional 2. En ambas articulaciones con actuación, rodilla y cadera, se sustituyen los mismos componentes. El encoder de control del motor es el mismo empleado en la adquisición de datos cinemáticos en el plano sagital en la fase funcional 1. Para la determinación de las especificaciones técnicas de los motores definidas mediante un pre-dimensionamiento de la actuación se emplearon datos obtenidos en otras investigaciones que determinaron el rango de pares de transmisión requeridos en cada articulación durante la fase de la marcha [237]. En esta investigación no se ha procedido a la fabricación de la fase funciona 2 por falta de recursos materiales. No obstante se considera en la línea de esta investigación (ver capítulo 6. Líneas futuras de investigación).

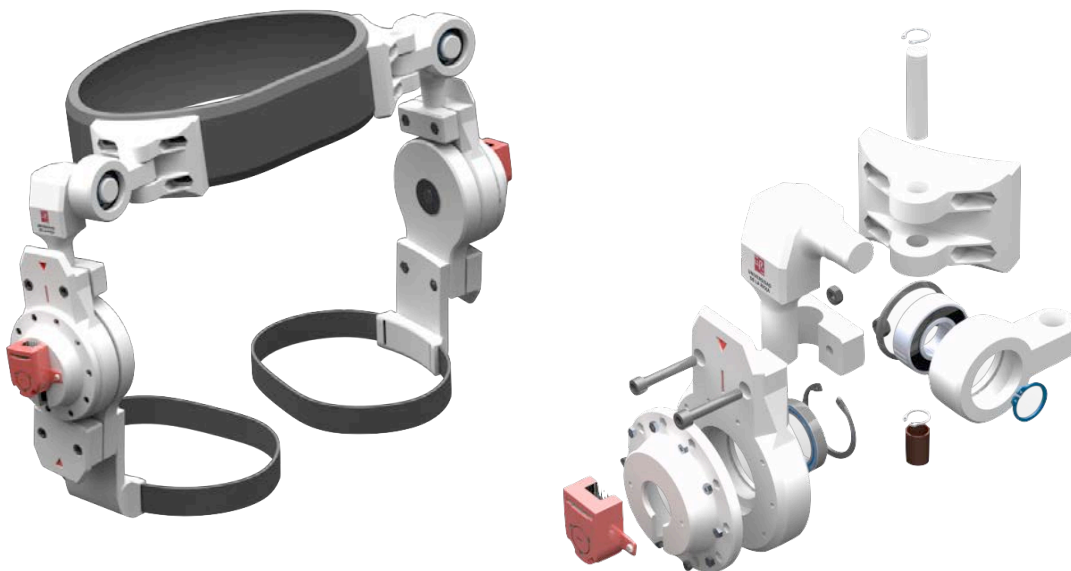


**Figura 4.7. Remplazo de componentes para la transformación de la fase funciona 1 (izquierda) a la fase funcional 2 (derecha). Piezas sustituidas para la instalación de los motores.**

### *Mecánica del exoesqueleto*

El exoesqueleto está dividido estructuralmente en dos ramas, una destinada a cada pierna. Las cuales se conectan entre sí a través de un cinturón que rodea la cadera del usuario proporcionando la sujeción del exoesqueleto. En ambos laterales se realiza la unión a través de una sujeción atornillada que conecta con la pieza fija de la exo-articulación correspondiente a la cadera. La *exo-cadera* se compone de un conjunto de siete piezas que le dotan de tres GDL (Fig. 4.8). Estos tres grados de libertad se dividen en tres articulaciones rotacionales. El único movimiento destinado a la obtención de datos angulares y de la futura actuación es el movimiento de flexión/extensión, es decir el que se produce en el plano sagital. Partiendo desde la pieza que conecta con el cinturón, la primera articulación se

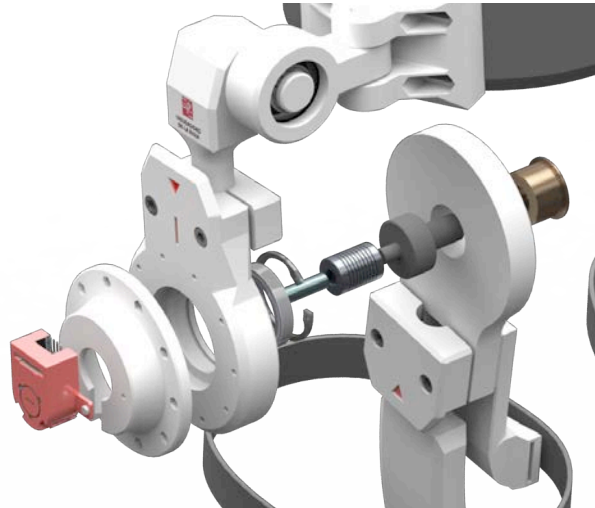
realiza a través de un pasador que gira sobre unos casquillos de bronce colocados en el interior de la pieza fija. El eje pasador posee dos anillos de retención estándar en los extremos superior e inferior fijando el eje a la siguiente pieza de la cadena articulada. Esta pieza posee en su otro extremo un agujero sobre el que se asienta un rodamiento, el cual conecta a su vez con la pieza prismática de la cadera, permitiendo el movimiento de aducción/abducción del conjunto de la exo-cadera. La pieza prismática conecta con la articulación rotacional del conjunto. Su característica prismática permite ajustar la posición del eje que permite la rotación de flexión/extensión (plano sagital) dependiendo de la anatomía del usuario que porta el exoesqueleto. Posee una regulación de  $\pm 15\text{mm}$ , permitiendo ajustar la distancia entre las articulaciones del exoesqueleto, adaptándose a la altura y anatomía de diferentes usuarios.



**Figura 4.8. Conjunto de las dos exo-caderas, parte rotativa del exo-fémur y el cinturón. Vista explosionada del conjunto de la exo-cadera izquierda**

La pieza principal de cada *exo-articulación* es la que permite la rotación de en el plano sagital. Se trata de una pieza circular donde se realiza la unión entre segmentos, en este caso la cadera y el muslo. Posee un rodamiento alojado en su interior, el cual sostiene un eje de acero el cual conecta con el conjunto del exoesqueleto que se mueve solidario con el muslo. Esta unión se realiza mediante el empleo de un acoplamiento cónico que transmite el momento ejercido alrededor del eje Figura 4.9. En el caso de la fase funcional 1, haciendo girar el eje que conecta con el encoder, obteniendo los datos cinemáticos de la articulación en el plano sagital. Sin embargo, el acoplamiento y el resto de los componentes estructurales están diseñados para resistir los esfuerzos presentes en la fase funcional 2. El eje rotativo que

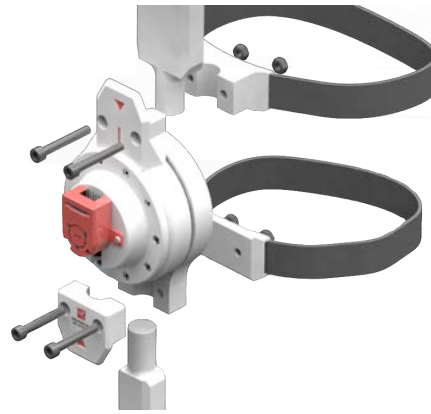
trasmite el movimiento de la pierna, está conectado al eje del encoder a través de un acoplamiento rígido a torsión, la carcasa del encoder se asienta sobre una pieza circular que actúa a su vez como corza de protección.



**Figura 4.9. Vista explosionada de la unión entre exo-cadera y exo-fémur. Componentes de la unión pertenecientes a la fase funcional 1.**

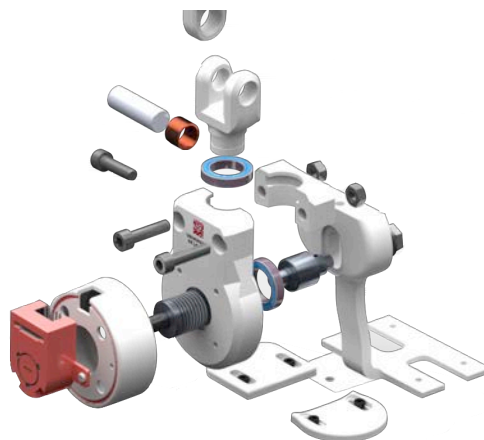
La unión entre la *exo-cadera* y la *exo-rodilla* se realiza mediante una pieza de sección rectangular y esbelta que representa el *exo-fémur* y posee una geometría curvada que se adapta a la anatomía del usuario, solventando la problemática de la distancia en el plano frontal entre articulaciones. Dependiendo de la altura del usuario puede que sea necesario rediseñar la longitud de la pieza, en el caso de que la regulación prismática no sea suficiente. Esta pieza conecta con las articulaciones a través de un sistema sándwich de dos piezas mediante el apriete de dos tornillos y tuercas M6.

Continuando con la cadena cinemática, la *exo-rodilla* posee la misma funcionalidad en cuanto a obtención de datos que la *exo-cadera*, posee 1GDL que en el plano sagital, por la parte proximal (superior), está conectada al segmento o *exo-fémur* y por la parte distal (inferior) conecta con la *exo-tibia* mediante el sistema sándwich de apriete atornillado Figura 4.10. Las dimensiones de la *exo-rodilla* son inferiores a las de la *exo-cadera*. El sistema de transmisión rotacional y obtención de datos en el plano sagital posee los mismos componentes que la *exo-cadera*.



**Figura 4.10. Sistema de unión regulable entre el exo-fémur.**

Por último, el *exo-tobillo*, posee 3GDL. El diseño de esta articulación es más complejo que el resto, sin embargo no implica un número elevado de componentes (Fig. 4.11). Un total de cuatro piezas se encargan de dotar de los grados de libertad en los diferentes planos. La unión desde la *exo-tibia* se realiza a través de un eje pasador que se inserta sobre una pieza con forma de Y mediante el empleo de anillos de contención laterales. Sobre este eje se produce la rotación en el plano frontal, el otro extremo de la pieza se introduce en un rodamiento, alojado entre un sistema sándwich de dos piezas atornilladas a la pieza principal de la articulación. Dotando así a la articulación de libertad de rotación en el plano transversal. La rotación en el plano sagital, se realiza entre la pieza que soporta el encoder y la pieza que conecta con el pie, es decir unida al calzado. Esta pieza se introduce entre el pie y la suela interior transmitiendo el movimiento del pie a través de un eje rotacional, conectado al encoder para la obtención de datos en este plano.



**Figura 4.11. Vista explosionada de las piezas que componen el Exo-tobillo.**

La interfaz física entre humano y exoesqueleto se realiza en las zonas de la cadera, posición proximal del muslo, proximal y distal de la rodilla y entre el calzado y el pie (Fig. 4.12). El cinturón emplea una unión de hebilla de plástico y posee ajuste un ajuste radial. Las uniones que conectan las piernas con el exoesqueleto, se tratan de cintas velcro que permiten ajustar el apriete de la unión. Por último la unión en el pie no es rígida y se produce por el propio peso del cuerpo y el ajuste específico del calzado empleado.

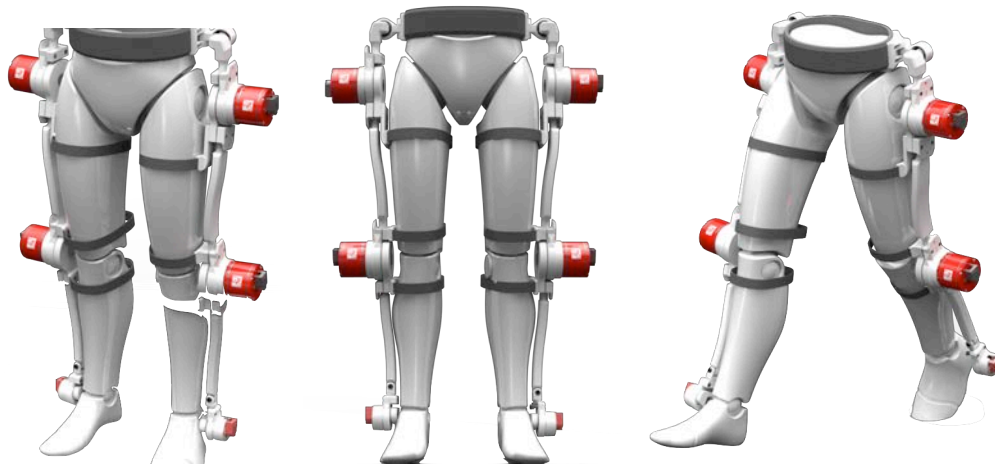


Figura 4.12. Interfaz física humano-máquina del exoesqueleto en la fase funcional 2

#### 4.2.4 Fabricación

Basándose en los esfuerzos ejercidos por los motores en la fase funcional 2, se determinan las especificaciones estructurales y el material a emplear para la creación del exoesqueleto. Para determinar el material a emplear, se han utilizado los cálculos realizados en la fase de pre-diseño. A pesar de que la fase funcional 2 es una evolución futura del diseño, una de las especificaciones de la fase funcional 1 es el aprovechamiento estructural, el empleo del diseño por otros investigadores puede no implicar la necesidad de una fase funcional 2, lo cual permitirá reducir las capacidades estructurales mediante el empleo de materiales más económicos creando una estructura más ligera. Uno de los objetivos de esta investigación es mejorar la eficiencia en costes y permitir la fabricación de exoesqueletos en áreas maker, razón por la cual se ha decidido el empleo de materiales plásticos y elementos de fijación estándar como anillos de retención, tornillos y tuercas. Sus propiedades de ligereza, facilidad de fabricación en la fase de prototipo y escalabilidad en procesos de producción en serie, mediante procesos de inyección de plástico, son otros factores para la elección de este tipo de materiales..


### *Características del proceso de fabricación*

Todas las piezas que componen la estructura del exoesqueleto han sido fabricadas con impresoras *Ultimaker* (*Ultimaker B.V., Geldermalsen, Países Bajos*) y *Mojo* (*Stratasys Ltd. Montana, Estados Unidos*), debido a la facilidad de acceso y disponibilidad en áreas *maker* al tratarse de impresoras comerciales de bajo coste. El material seleccionado es un Policarbonato *Ultimaker PC* (*Ultimaker B.V., Geldermalsen, Países Bajos*) (Fig. 4.13). Los parámetros de orientación, espesor de capa, material de relleno y de soporte empleados en la fabricación dependen de cada pieza en función de su geometría y la dirección de los esfuerzos a los que se someten. Esto es debido a las características del proceso de fabricación aditiva. Dado que se trata de impresoras FDM que depositan capas de material paralelo al plano base, la separación por rotura de las capas es uno de los fallos mecánicos más comunes, por lo cual se ha buscado en cada pieza seleccionar la orientación más conveniente. En la figura 4.14 se muestran los parámetros empleados en alguna de las piezas. Otra característica del exoesqueleto es que todas sus piezas son capaces de ser impresas en el rango de impresoras *Ultimaker* en cuanto a sus dimensiones y necesidad de calentamiento de la placa base. Para permitir la homogeneidad de la temperatura durante la impresión de las piezas se empleó una campana de protección que cubre la impresora. Los parámetros de impresión referentes a la impresora son los siguientes: Temperatura de la placa entre 100-110°C, temperatura de la boquilla extrusora: 250-260°C, *DimaFix* (*Dima 3D S.L, Valladolid, España*) para la adherencia de la primera capa.



**Figura 4.13.** En la zona izquierda se representan las exo-articulaciones del tobillo, rodilla y cadera fabricadas y ensambladas. En la parte derecha, una pieza durante el proceso de fabricación aditiva.





	Número de pieza	Altura de capa	Diámetro de la boquilla	Relleno	Soporte	Densidad de soporte	Angulo de soporte	Velocidad
L011000 (Tobillo)	L011101	0,1	0,4	100	Yes	15	Default	35
	L011102	0,1						
	L011103	0,1						
	L011104	Aluminum 6063						
	L011105	Aluminum 6063						
L012000 (Exo-Tibia)	L012101							
	L012102	0.1 mm	0,4	100%	Yes	15%	30	30
	L012103	0.15mm	0,4	100%	Yes	15%	Default	40
	L012201	0.1mm	0,4	100%	Yes	15%	Default	30
	L012203	0.1mm	0,4	100	Yes	15	Default	35
	L012205	0.15mm	0,4	100%	Yes	15%	30	40
	L012305	Aluminum 6063						
	L012306	0.15mm	0,4	100%	No	n/a	n/a	35

**Figura 4.14.** Sección de la tabla de parámetros de impresión para cada una de las piezas que componen la estructura de WIMDA.

### Tratamiento y montaje

Una vez finalizado el proceso de fabricación de cada piezas, se mantiene durante una hora hasta que la temperatura disminuye gradualmente a temperatura de unos 30°C manteniéndola en la bandeja, posteriormente se retiran las piezas y se introducen en un horno de inducción FB1300 (*Barnstead Thermolyne Co., Montana, Estados Unidos*), a 100°C durante una hora, con el fin de estabilizar la composición estructural eliminando las posibles tensiones residuales presentes durante el enfriamiento.

Previo al ensamblaje de las piezas, algunas requieren de un proceso de limpieza en el que se retira el material de soporte y se lijan las superficies. Es el caso de los alojamientos donde se insertan los rodamientos, las superficies se han lijado cuidadosamente para alcanzar las tolerancias requeridas. Esta es una de las problemáticas del proceso de fabricación aditiva, la dificultad para eliminar en algunas piezas el material de soporte sin dañar la pieza así como mantener un buen acabado superficial que mantenga las tolerancias de diseño. Para las piezas en las que la retirada del material de soporte presenta un problema, se ha empleado la impresora *Mojo (Stratasys Ltd. Montana, Estados Unidos)*, en la cual el material se disuelve en un baño disolvente. Otra problemática propia del proceso de fabricación ha sido el rediseño estructural de las piezas basándose en la estructura final posterior al proceso de impresión. A la hora de la impresión, las piezas no son sólidas en su interior sino que se componen de una estructura o panal de abeja, dependiendo de los parámetros de impresión, lo cual aporta ligereza a la pieza pero varía su resistencia mecánica. Este entramado interior es definido a través del software de impresión *Ultimaker Cura (Ultimaker B.V., Geldermalsen, Países Bajos)*. Para solventar este problema, debido a que no es posible obtener la geometría para su estudio, se han rediseñado las piezas realizando ingeniería

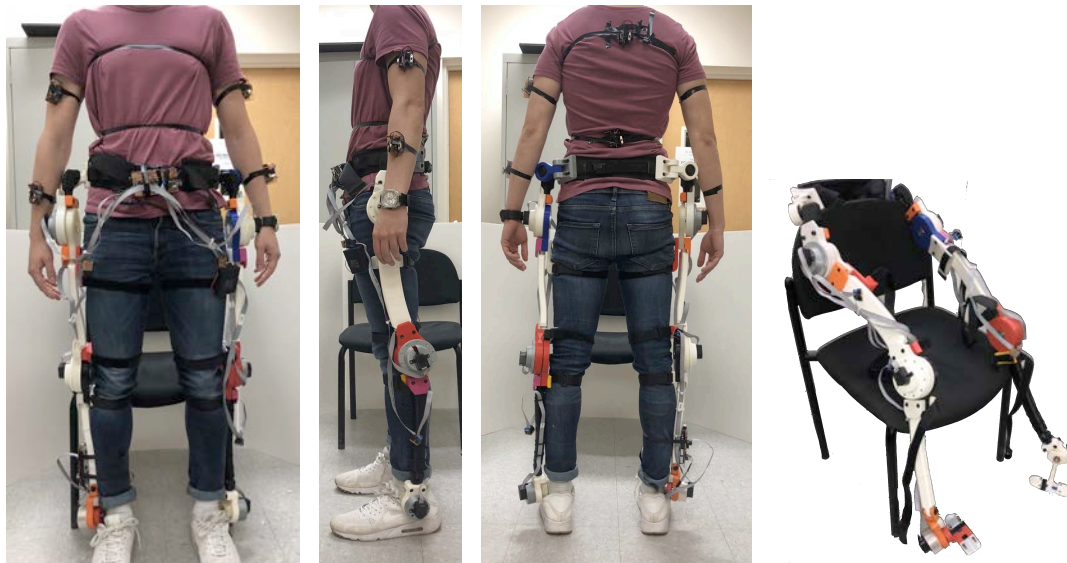
inversa y su posterior cálculo por el Método de Elementos Finitos (MEF) para validar la nueva estructura.

El diseño del exoesqueleto tenía como una de sus principales especificaciones la modularidad de sus componentes con el fin de aumentar la versatilidad del diseño y flexibilidad de uso para diferentes usuarios e investigaciones. Como se ha comentado previamente cada articulación tiene un diseño y montaje modular por lo que el intercambio de piezas y ajustes necesarios entre usuarios no requiere de tiempos elevados. La unión entre articulaciones se produce a través de un sándwich de piezas mediante el apriete de dos tornillos en cada extremo de la pieza que la sujeta por la parte cilíndrica provista de regulación prismática. La unión entre exoesqueleto y usuario se produce introduciendo el exoesqueleto en el calzado mientras el usuario está sentado en una silla y posteriormente se ajustan las cintas de velcro que conectan las piernas así como el apriete del cinturón (Fig. 4.15 y 4.16). Cada usuario necesita sus propios ajustes de apriete y longitudes previos al uso del exoesqueleto, en el capítulo 5 se detallan los procedimientos y protocolo para el empleo del exoesqueleto, enumerando los ajustes necesarios previo al empleo del dispositivo.



**Figura 4.15. WIMDA en la fase de pruebas experimentales en el exterior**





**Figura 4.16. WIMDA en la fase funcional 1 durante los ensayos de obtención de datos del movimiento humano.**

#### 4.2.5 Sistema de adquisición de datos

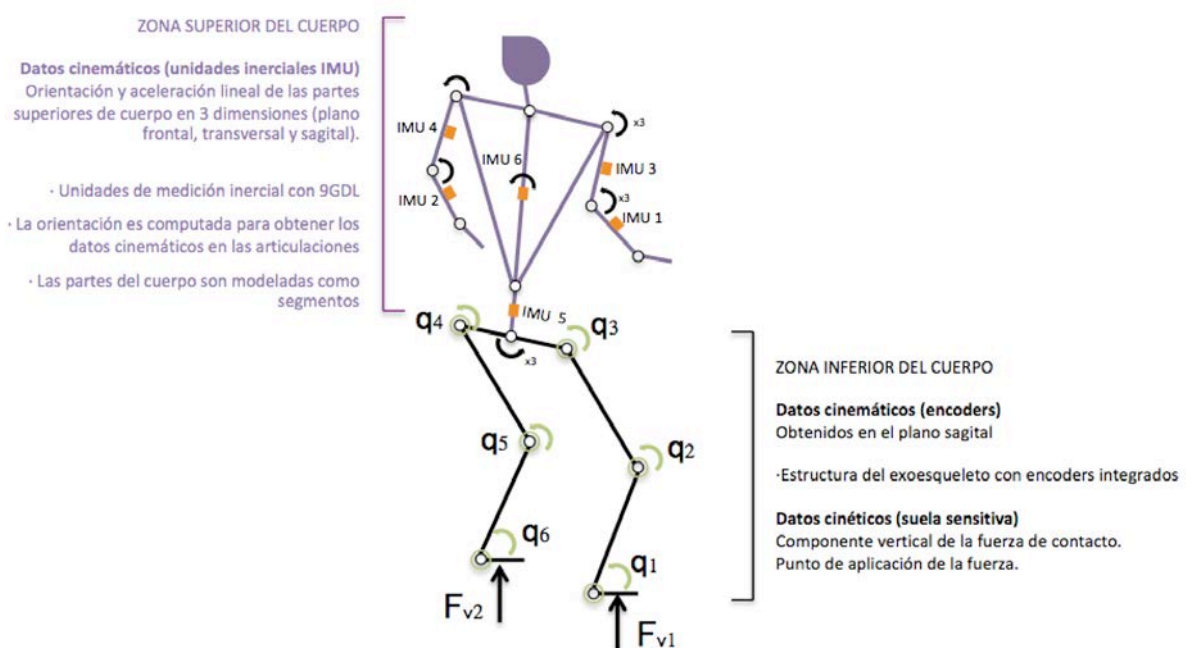
El sistema se compone de un conjunto de elementos de hardware operado por software de acceso libre y gratuito. Basándose en el objetivo de la creación de una herramienta accesible y eficiente en costes, además del software, el hardware empleado es de código abierto y bajo en coste, todos los componentes electrónicos empleados son de fácil acceso o de diseño propio mediante el empleo de sistemas de fabricación presentes en la mayoría de áreas maker como la impresión de circuitos electrónicos. En este apartado se describe la arquitectura y funcionamiento del sistema, componentes empleados, fabricación y calibración de los sensores.

##### 4.2.5.1 Sistema de adquisición de datos integrados (iDAS)

A la hora de diseñar el sistema que dota de la verdadera funcionalidad de la fase 1, el sistema de adquisición integrado (iDAS), se han tenido en cuenta los principios y especificaciones de diseño planteados en capítulos 3 y 4 con el fin de demostrar las hipótesis de la investigación. Recordando a modo de resumen, se considera un sistema integrado de adquisición de datos dado que en la fase funcional 2 se convertirá en la herramienta de feedback y control de los actuadores. Otras alternativas posibles, comentadas en el Capítulo 2, como pueden ser sistemas de marcadores, cámaras, sensores de presión flexibles y goniómetros electrónicos entre otros, se han descartado en la implementación para la obtención de datos. Debido a que

uno de los objetivos de esta investigación es que el sistema ha de ser portable e integrarse por lo tanto en la estructura de un exoesqueleto para la asistencia del sistema locomotor inferior. La portabilidad requiere de un sistema que adquiera y transmita los datos de forma inalámbrica a un receptor conectado a un ordenador, *Smartphone* o *Tablet* capaz de registrar y almacenar los datos.

El sistema se alimenta por baterías recargables, lo cual permite la obtención de datos en cualquier lugar sin depender de unas instalaciones fijas. Para la obtención de datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo, las especificaciones no son tan limitadas debido a que no son un elemento de control directo, sino que sus datos alimentan el modelo humano + exoesqueleto que se describe más adelante para el análisis del movimiento. El sistema se compone de los subsistemas de obtención de datos mostrados esquemáticamente en la figura 4.17, divididos en zona superior (torso y brazos) y zona inferior (piernas y fuerza de contacto).



**Figura 4.17. Esquema representativo de los sub-sistemas de adquisición de datos del movimiento humano en WIMDA**

La fabricación de los componentes estructurales se realizó mediante impresoras 3D Ultimaker 2+ (*Ultimaker B.V., Geldermalsen, Países Bajos*) y Mojo (*Stratasys Ltd. Montana, Estados Unidos*). Los circuitos impresos que forman parte de WIMDA, se han diseñado con Eagle (*Autodesk Inc., California, Estados Unidos*) una herramienta de software gratuito. La

fabricación, ensamblaje, pruebas y ensayos se han llevado a cabo en el área UR maker (*Universidad de la Rioja, La Rioja, España*), en el *Tandon makerspace (New York University, Brooklyn, Estados Unidos)* y el laboratorio de optimización y dinámica aplicada (*ADOL, New York University, Brooklyn, Estados Unidos*). En los apartados 4.2.5.2 y 4.2.5.3 (software de los subsistemas), se describen los puntos más relevantes del código.

#### 4.2.5.2 Datos cinemáticos de la parte inferior del cuerpo

Se trata de un subsistema que obtiene los datos cinemáticos del cuerpo inferior en el plano sagital, correspondiente al plano de funcionamiento de los actuadores, el sensor empleado tiene fines de reutilización como elemento de *feedback* en la siguiente fase evolutiva. Se seleccionó un *encoder* óptico incremental de señal cuadrada HEDL-5640#A13 (*Broadcom Inc., California, Estados Unidos*), con una resolución de 500 pulsos por revolución, proporcionando una precisión de medida de mínima de  $0.72^\circ$  y aumentable hasta  $0.18^\circ$  mediante la división de la señal cuadrática (Fig. 4.18). Comparando con datos de estudios previos obtenidos con configuraciones convencionales, mediante el uso de cámaras infrarrojas y marcadores reflectantes para la obtención de datos del movimiento [237, 238], la precisión del medida se consideró adecuada para la aplicación del estudio del movimiento aplicado a exoesqueletos de movilidad inferior. La lectura de la posición se registra a través de dos canales digitales A y B, por los cuales se envía una señal digital con un desfase entre las dos para permitir la detección del sentido de giro. Con el fin de registrar siempre los pulsos detectados por el encoder durante su funcionamiento, los seis encoders empleados en los exoesqueletos están conectados a las entradas digitales de interrupción.

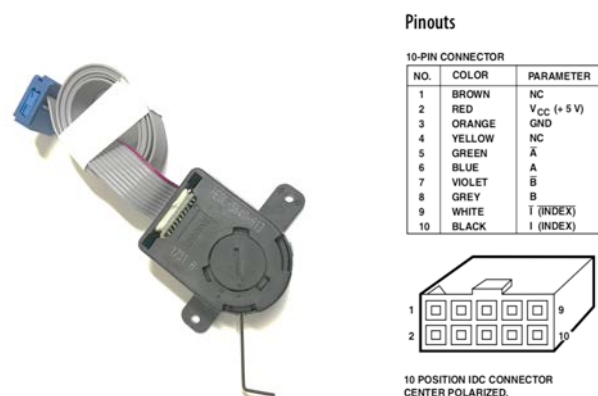


Figura 4.18 Encoder óptico HEDL-5640#A13 y esquema de conexiones (*Avago Technologies*)

## Software

Para la adquisición de los datos provenientes de los encoders (posición, velocidad y aceleración angular), se desarrollaron dos códigos correspondientes al emisor y receptor, debido a la capacidad de transmisión inalámbrica inferida en WIMDA. La frecuencia de lectura es de 100Hz. A continuación se describen algunas de las partes más relevantes del código. La tabla 4.1 muestra la inicialización del encoder, donde se designan los pines de conexión sobre los que se conectan los encoders. Destacar que las entradas digitales 2,3,18,19,20,21 son las correspondientes a los pines digitales con interrupción. La programación de la lectura de las señales digitales cuadráticas y el tratamiento de los pines de interrupción se realiza mediante la librería *encoder.h* [239]. Los valores obtenidos se almacenan en un pack de datos denominado *enc\_data* el cual se envía al receptor mediante el uso de una dirección específica. El código receptor se encarga de leer los datos enviados a través de esa dirección y los muestra en pantalla. La organización de los datos recibidos para cada variable y la convención de signos en la elección del sentido de giro se especifica en el apartado 4.3.4 Modelo multi-cuerpo humano + exoesqueleto. La integración de la posición para la obtención de la velocidad y aceleración angular se realiza en el código receptor con el fin de incrementar la velocidad de transferencia de datos disminuyendo la información a enviar. En la tabla 4.2 se muestra una sección del código receptor.

```
#include <Encoder.h>
#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>

RF24 radio(26, 28); // Pines CE, CSN
const byte address[6] = "0xF0F0F0F1AA"; //

//Inicialización del encoder
Encoder right_ankle(18,11), right_knee(2,12), right_hip(3,13);
Encoder left_ankle(19,10), left_knee(20,9), left_hip(21,8);

//creación de una estructura para enviar los datos
typedef struct
{
  float Time = 0;
  int R_ankle = 0, R_knee = 0, R_hip = 0;
  int l_ankle = 0, l_knee = 0, l_hip = 0;
}enc_data;
//Enc_data es el tipo de dato, pack es la variable
enc_data pack;
...
```

**Tabla 4.1.** Sección del código de transmisión de datos de los encoders (*FinalTx.ino*)

Cada transmisor-receptor de radiofrecuencia dispone de seis *pipes* o buzones sobre los que puede leer y escribir. La notación empleada en la definición de las variables emplea terminología inglesa. Cada uno de los encoders se representa en función de su posición en la articulación correspondiente. RA: *Right Ankle*, RK: *Right Knee*, RH: *Right Hip*, LA: *Left Ankle*, LK: *Left Knee*, LH: *Left Hip*.

```
#include <SPI.h>
#include <nRF24L01.h>
#include <RF24.h>

RF24 radio(9, 8); // CE, CSN
const byte encoder[12] = "0xF0F0F0F1AA"; //Dirección del encoder

typedef struct
{
  float Time;
  int RA = 0, RK = 0, RH = 0;
  int LA = 0, LK = 0, LH = 0;
} enc_data;
enc_data pack;

float old_time = 0;

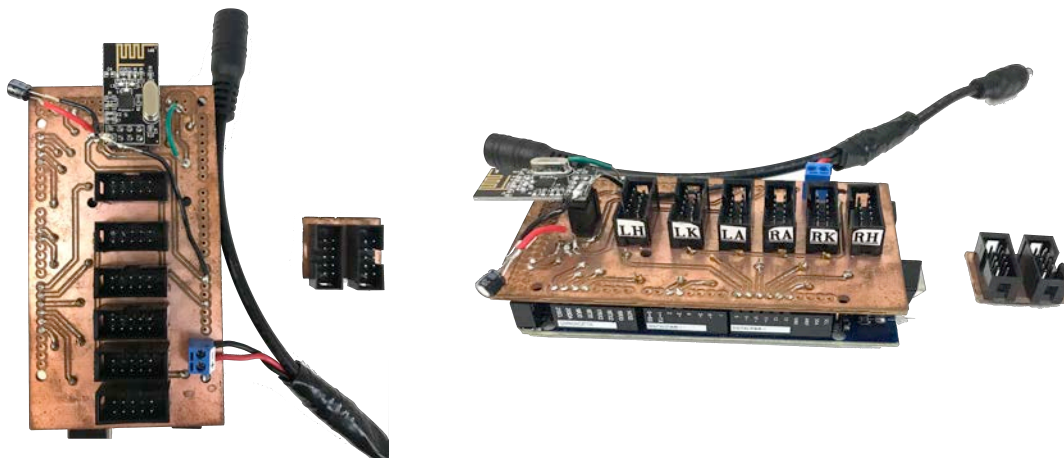
//ej. Old Right Hip Angle. Variables para la integración de la posición.
float ORHA = 0, ORKA = 0, ORAA = 0, OLHA = 0, OLKA = 0, OLAA = 0;
//ej. Old Right Hip Velocity. Variables para la integración de la velocidad.
float ORHV = 0, ORKV = 0, ORAV = 0, OLHV = 0, OLKV = 0, OLAV = 0;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  radio.begin();
  radio.openReadingPipe(1, encoder);
  radio.setPALevel(RF24_PA_MIN);
  radio.startListening();
}
...
```

**Tabla 4.2.** Sección del código de recepción de datos de los encoders (*FinalRx.ino*)

## Hardware

El subsistema se compone de seis (6) *encoders* distribuidos en las articulaciones de la parte inferior del cuerpo y atornillados sobre una carcasa de protección que evita el acceso al eje. Conectados directamente sobre el eje rotor en cada articulación, obtienen la posición, velocidad y aceleración angular durante el movimiento. Los seis encoders se conectan a un circuito impreso como el que se muestra en la figura 4.19 para evitar problemas de ruido con el cableado y facilitar la conexión/desconexión de los transductores. El circuito impreso de adquisición está directamente conectado a la placa de desarrollo Arduino® Mega 2560 (*Arduino, Nueva York, Estados Unidos*) a través de los pines de entradas digitales. El código empleado para leer los datos, obtener la velocidad y aceleración angular se ha escrito utilizando el lenguaje de código abierto Arduino® basado en C/C++ (*FinalTx.ino*), el encoder óptico lee los pulsos de revolución del eje, lo que se traduce en un pulso digital, la velocidad y aceleración se obtienen por integración. El sentido de giro es detectado gracias a que el encoder dispone de tres canales, dos de los cuales tienen un desfase de 90° lo que permite determinar el sentido de giro rotacional.



**Figura 4.19.** Conjunto del escudo de conexiones y placa desarrolladora para la adquisición de datos de los encoder. La pieza pequeña es el conector extensor de los cables.

La placa recopila los datos obtenidos y calculados por el código, el cual se envía a través de un transmisor-receptor de radiofrecuencia nRF24L01 de bajo consumo (*Nordic Semiconductor, Trondheim, Noruega*), conectado también sobre el circuito impreso el cual dispone de las conexiones internas necesarias para crear una interfaz física entre el encoder y la placa de desarrollo. El conjunto electrónico se conecta a una fuente de alimentación de baterías AAA y se sitúa en la parte frontal del cuerpo a la altura del cinturón. Los datos son



enviados a un receptor colocado en un ordenador el cual recibe la información y la decodifica mediante el empleo de un código basado en la librería *Arduino®* del fabricante por medio del uso de direcciones. La placa receptora *Arduino® UNO*, está conectada a un circuito impreso que facilita la conexión del receptor de radio frecuencia el cual decodifica los datos mediante el código receptor *FinalRx.ino*. Para facilitar la extensión de los cables de conexión de los encoders, se han creado pequeños circuitos impresos de rápida conexión. En la figura 4.20 se muestra el subsistema sistema completo de hardware de adquisición de datos cinemáticos del exoesqueleto. El conjunto de placa desarrolladora, escudo y transmisor de radiofrecuencia, se sitúan en la parte frontal del cinturón, permitiendo obtener datos sobre el sujeto durante la marcha sin interferir con el cableado.

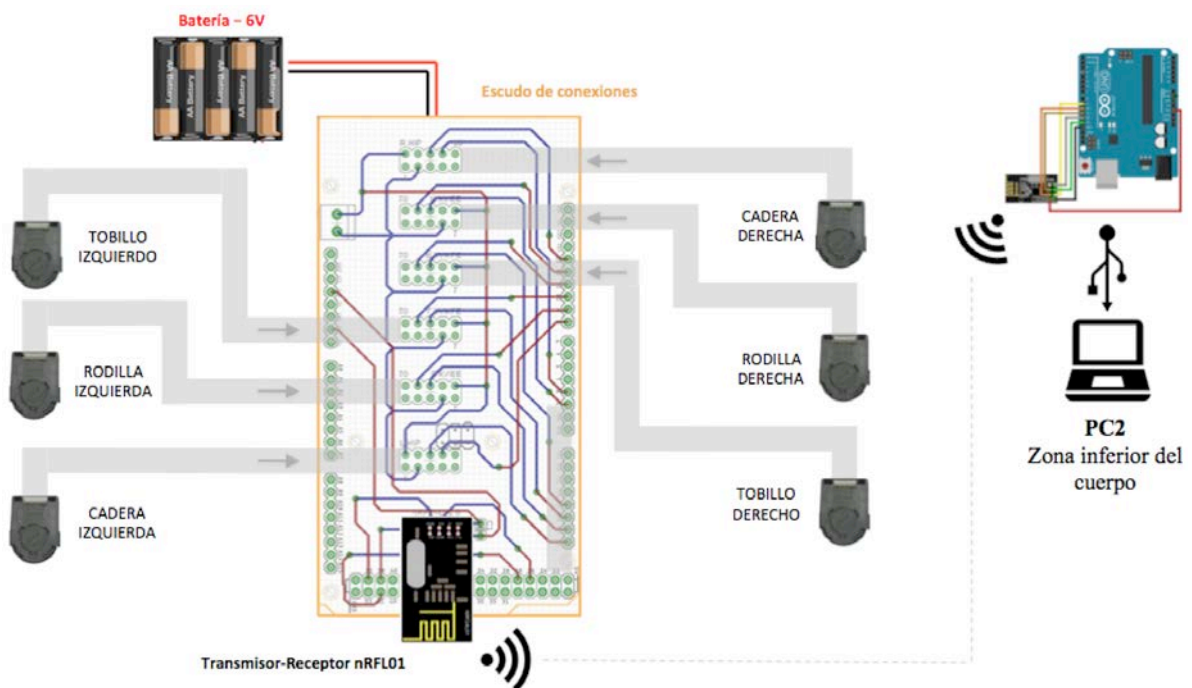


Figura 4.20. Esquema de conexiones del sistema de adquisición de datos cinemáticos para la parte inferior del cuerpo

#### 4.2.5.3 Datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo

La obtención de datos en la parte superior del cuerpo se realiza a través del empleo de unidades de medida inerciales IMU (*Inertial Measurement Unit*) las cuales son capaces de registrar la aceleración lineal, angular y campo magnético, los cuales una vez computados permiten disponer de la orientación tridimensional espacial de la zona superior del cuerpo. Debido a que este exoesqueleto está destinado a asistir la movilidad en el tren inferior (fase funcional 2), no existe una estructura destinada a la parte superior del cuerpo. En términos del sistema integrado de adquisición de datos (*iDAS*), al no plantear ningún tipo de actuación en la parte superior, los sensores colocados en esta zona pueden o no ser utilizados como elemento de *feedback* en el control del exoesqueleto. En la mayoría de casos no serán una herramienta de control indispensable y directo como lo son los encoders para la parte inferior y el control de los actuadores rotativos. Existen estudios los cuales se basan únicamente en el estudio de la cinemática de la parte inferior del cuerpo [237]. Sin embargo, la influencia de la parte superior en el movimiento es importante y no debe ser ignorada durante el empleo de exoesqueletos para la asistencia al movimiento, además, la creación de una herramienta del análisis del movimiento portable y eficiente en costes es uno de los objetivos de esta investigación. La consideración de las partes superiores aumenta la precisión de cálculo de los momentos ejercidos por las articulaciones y en consecuencia un mejor diseño del exoesqueleto. Por ejemplo en estudios donde el equilibrio del cuerpo sea objeto de análisis para la determinación de la estrategia de control de los actuadores. Variaciones en la localización del centro de gravedad dentro de la proyección del área de contacto determinada por la separación entre los pies, afectan sustancialmente al equilibrio del sistema dinámico [240].

La unidad de medida inercial IMU MPU-9250 (*Sparkfun Electronics, Colorado, Estados Unidos*) utilizada, consiste de un sistema micro electromecánico (MEMS) compuesto por un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro. Dispone de 9GDL de medida, de los cuales 3GDL (ejes x/y/z) corresponden a un acelerómetro capaz de obtener la aceleración lineal del dispositivo, 3GDL correspondientes a un giroscopio encargado de medir la velocidad angular y por último 3GDL del magnetómetro capaz de medir la intensidad del campo magnético en los tres ejes. La razón por la cual se emplea el uso de IMU, es la fusión de los datos de los sensores mediante un algoritmo de fusión, con el fin de mejorar la precisión y eliminar los errores presentes en cada uno de los sensores dependiendo de su naturaleza. La orientación de las partes del cuerpo donde se colocan los sensores puede ser

---



obtenida a través de la integración de los datos registrados por el acelerómetro. Sin embargo depender exclusivamente de este sensor implica errores de integración debidos al ruido causado por las vibraciones presentes en la señal y por indeterminaciones numéricas. El acelerómetro mide las fuerzas inerciales que actúan sobre el sensor interno. Esto quiere decir que cuando detecte una aceleración, dependiendo de la dirección de la misma, la aceleración de la gravedad influirá en el valor de la medición. Es decir si  $\vec{a}_s = \vec{a}_f + R_I^s \vec{g}$  siendo:

$\vec{a}_s$ : Aceleración registrada por el sensor.

$\vec{a}_f$ : Aceleración física del sensor.

$R_I^s$ : Matriz de rotación del sistema inercial al sistema de referencia del sensor.

$\vec{g}$ : Vector de la aceleración gravitacional.

Entonces  $\vec{a}_f = \vec{a}_s - R_I^s \vec{g}$  que respecto al sistema de referencia inercial sería  $\vec{a}_f = R_s^I \vec{a}_s - \vec{g}$ . Con lo cual, es necesario conocer la orientación del sistema inercial con respecto al sistema de referencia del sensor, para así poder conocer la aceleración física que actúa sobre él, obteniendo las velocidades y posiciones por integración en el sistema de referencia inercial. Esta es una razón por la cual se emplea el uso de giroscopios para combinar las medidas de ambos sensores mediante algoritmos de fusión que reduzcan los errores en el cálculo de la orientación por integración [109]. Sin embargo, cada sensor tiene sus limitaciones físicas que provocan errores de medición.

En el caso de los giroscopios, la deriva del sensor presenta un problema cuando el sensor está sometido a cambios bruscos de orientación en concreto cuando se produce un cambio del sentido de giro. Causando que el valor de la velocidad angular sea distinto de cero cuando el sensor está detenido, lo que conlleva los correspondientes errores de orientación. Numerosas investigaciones han desarrollado algoritmos de fusión de sensores, filtros pasa bajos y algoritmos de estimación óptima como el *filtro Kalman*, eficaces en aplicaciones en las que la estimación de la posición se puede verificar cada cierto tiempo, eliminando los errores de la estimación. Sin embargo el empleo de este filtro sobre el movimiento humano, no es aconsejable ya que el sistema de referencia se encuentra en movimiento y no existe ninguna referencia externa para determinar la posición absoluta durante el ciclo de la marcha.

La combinación en el uso de acelerómetros y giroscopios depende como se ha dicho del algoritmo utilizado para la fusión, en líneas generales, se puede decir que para

movimientos de régimen estable, la orientación se obtiene por integración de la velocidad angular medida por el giroscopio, utilizando la medida del acelerómetro como filtro para minimizar el error causado por la deriva del giroscopio, utilizando el vector  $\vec{g}$  para determinar la orientación de cabeceo (*pitch*) y de alabeo (*roll*).

El magnetómetro también presenta errores de medición del campo magnético cuando se encuentra con elementos ferromagnéticos cercanos, causando errores en la medida. También existen algoritmos de fusión desarrollados en los cuales se emplean los tres sensores para la obtención de la orientación. En esta investigación se ha utilizado un filtro *Madgwick* que utiliza un algoritmo de gradiente descendente [109], ante la ausencia de un sistema de referencia fijo que registre el movimiento, surge la necesidad de implementar un filtro que emplee la fusión del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro para determinar la orientación minimizando los errores de integración. Se han empleado un total de 6 sensores de movimiento para obtener la orientación de las diferentes partes del cuerpo que componen la zona superior. Cuatro distribuidos en los brazos y dos situados en la zona lumbar (Fig. 4.21).



**Figura 4.21. Posición de las seis (6) unidades inerciales en la zona superior del cuerpo.**

### Calibración y precisión del sistema

Las unidades inerciales IMU requieren de dos procesos de calibración, el primero concierne a los sensores que componen la unidad, acelerómetro, giroscopio y magnetómetro cada uno en su. El segundo corresponde a la validación del sensor de movimiento con el cual se obtienen los valores resultantes de la orientación obtenida, determinando la precisión de medida. Cada subsistema de medida o sensor que compone la IMU es en sí mismo un transductor. En el caso del acelerómetro, transformando la aceleración mecánica en una señal eléctrica, utilizando un factor de escala determinado por la calibración. Este factor de escala viene determinado por los sesgos (*bias*) presentes en el sensor y por su sensibilidad. El código empleado es una modificación del desarrollado por *Madgwick* [109]. Posterior a la inicialización de los sensores, realiza un proceso de autocalibrado en el que se obtienen doscientos valores a una frecuencia de 1kHz. Los valores son promediados y corregidos con los valores predeterminados de fabricación almacenados en los registros del sensor. Estos valores se expresan en diferencias del promedio respecto a los factores de escala de fábrica y se expresan en porcentaje. Esta diferencia en porcentaje define los valores de compensación que se emplearán para la corrección de los sensores; almacenándose en los registros. En la figura 4.22 se muestra el resumen de los valores obtenidos durante la calibración de las IMU, realizando un total de tres test de calibración por cada unidad, así como las variables que predeterminan en el código de cada IMU los factores de corrección. La calibración del giroscopio se realiza de la misma manera que el acelerómetro. Los valores de corrección empleados se introducen a través de las variables mostradas en la figura 4.22.

		IMU1	IMU2	IMU3	IMU4	IMU5	IMU6
Acelerómetro y Giroscopio	x-axis self test: acceleration trim within	1,8	1,7	3,4	1,9	0,8	2,5
	y-axis self test: acceleration trim within	0,4	0,3	0,5	0,4	0,3	0,7
	z-axis self test: acceleration trim within	2,3	1,8	2,7	2,2	1,9	2,1
	x-axis self test: gyration trim within	-3,5	-3,6	-4,3	-2,9	-3,9	-3,3
	y-axis self test: gyration trim within	-0,6	-0,5	-1,4	-0,4	-0,6	-0,8
	z-axis self test: gyration trim within	0,0	0,2	0,4	0,2	0,1	0,5

```

float magCalibration[3] = {1.19, 1.20, 1.15}, magbias[3] = {170.34, 72.29, -89.27}
float magscale[3] = {0.99, 1.08, 0.95}; // Factory mag calibration and mag bias
float gyroBias[3] = {-3.3, -0.8, 0.5}, accelBias[3] = {2.5, 0.7, 2.1};
//int16_t tempCount; // temperature raw count output
//float temperature; // Stores the real internal chip temperature in degrees
float SelfTest[6]; // holds results of gyro and accelerometer self test
    
```

Figura 4.22. En la parte superior los factores de escala de acelerómetro y giroscopio. En la parte inferior las vectores asignados para la IMU 6.

En el caso del magnetómetro, la calibración del sensor es más compleja. Mientras que en el caso del acelerómetro y giroscopio solo se emplea un factor de corrección o escala para cada eje, el magnetómetro requiere de tres coeficientes, determinados en el código por los vectores *magCalibration*, *magbias* y *magscale*.

La aplicación de los factores de corrección sobre los valores registrados por el sensor es igual que para el acelerómetro y magnetómetro. Mediante el empleo de registros que almacenan los valores determinados en la calibración, la corrección de la medida se realiza utilizando nuevos vectores de datos de destino. El proceso de calibración del magnetómetro se realiza durante aproximadamente quince segundos, durante los cuales se mueve el sensor dibujando la trayectoria de un ocho sobre el aire. Durante este tiempo el sensor obtiene los datos que determinan los factores de corrección. La variable *magbias* determina la corrección de la distorsión del “*hard iron*” y *magscale* la corrección de la distorsión del “*soft iron*” mediante el uso de promedios en las medidas obtenidas. La sensibilidad obtenida como valor implícito del fabricante es almacenada por el vector *magCalibration*. En la figura 4.23 se muestra el empleo de los coeficientes de corrección.

Para cada uno de las seis *IMU* se realiza este proceso, mediante el empleo de un código destinado a la obtención de los datos de calibración (factores de escala). El código empleado durante la obtención de datos del movimiento es el mismo, pero excluyendo la parte de calibración, evitando así tener que realizar la calibración al inicio de cada test. En especial la del magnetómetro debido a la necesidad de mover el sensor.

		IMU1	IMU2	IMU3	IMU4	IMU5	IMU6
Magnetómetro	X-Axis magbias	160,25	289,57	123,45	165,54	103,09	170,34
	Y-Axis magbias	159,06	41,02	90,51	135,77	29,56	72,29
	Z-Axis magbias	-510,25	-345,01	-180,76	-207,00	61,26	-89,27
	X-Axis magscale	0,98	1,02	1,04	1,06	1,09	0,99
	Y-Axis magscale	1,06	1,01	1,01	1,03	0,97	1,08
	Z-Axis magscale	0,96	0,96	0,95	0,94	0,94	0,95
	X-Axis sensitivity adjustment value	1,19	1,21	1,19	1,19	1,20	1,19
	Y-Axis sensitivity adjustment value	1,19	1,21	1,19	1,19	1,21	1,20
	Z-Axis sensitivity adjustment value	1,14	1,16	1,14	1,15	1,16	1,15

```

// Calculate the magnetometer values in milliGauss
// Include factory calibration per data sheet and user environ
mx = (float)magCount[0]*mRes*magCalibration[0] - magbias[0];
my = (float)magCount[1]*mRes*magCalibration[1] - magbias[1];
mz = (float)magCount[2]*mRes*magCalibration[2] - magbias[2];
//Multiply by scale value
mx *= magscale[0];
my *= magscale[1];
mz *= magscale[2];

```

Figura 4.23. Coeficientes de corrección del magnetómetro y aplicación de los mismos en el código

La validación de los valores de orientación obtenidos por la IMU se realiza con la medida de los encoders del exoesqueleto. Se trata por tanto de determinar la precisión de medida de las IMU. La precisión de medida de los encoder es de  $0.18^\circ$ . Se ha empleado la estructura del exoesqueleto como herramienta para obtener la precisión de medida de las IMU. Aprovechando la articulación de la *exo-rodilla*, se obtienen datos simultáneos del encoder y de las IMU para los diferentes grados de libertad (*yaw*, *pitch* y *roll*). Para cada orientación, se emplea una pieza prismática sobre la que se sitúa la IMU y la placa de desarrollo obtenida para la adquisición de datos. La determinación de la precisión se ha realizado sobre el IMU #1. En la figura 4.24 se muestran los resultados para cada una de las orientaciones, determinando un error máximo de medida en *yaw* es de  $-12,25^\circ$  que tiene lugar en la posición de  $-86^\circ$ , en el caso de *pitch* el error máximo es de  $-16,3^\circ$  ocurriendo a los  $125^\circ$ , la máxima desviación en *roll* se produce en la posición de  $-89^\circ$  existiendo una diferencia de  $18,5^\circ$ .

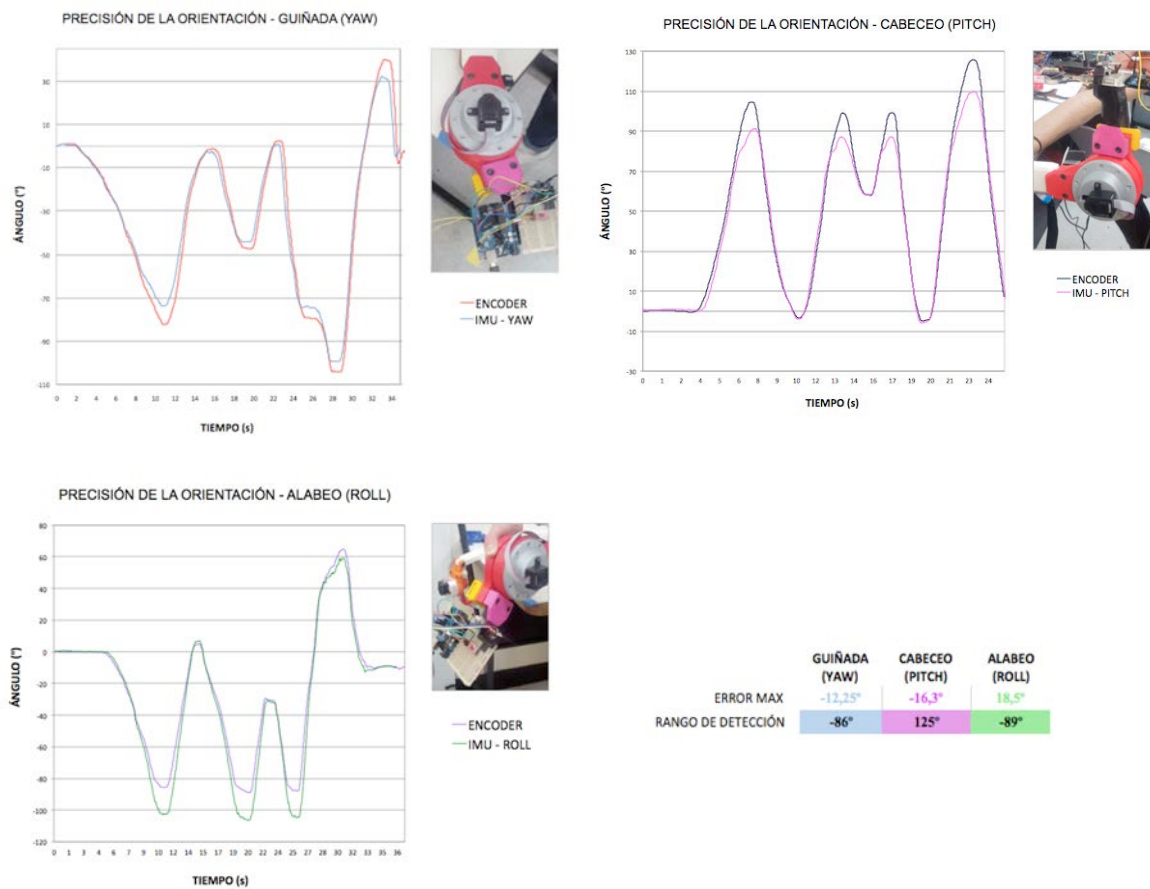


Figura 4.24. Precisión de la IMU #1 en cada uno de sus grados de libertad



A pesar de que los errores máximos son superiores a los  $10^\circ$  para las tres orientaciones, se puede observar en los gráficos que ocurre en posiciones donde el ángulo supera los  $80^\circ$ , sin embargo en la práctica, aplicado a los estudios de movimiento que conciernen a esta investigación, los valores se encuentran en el rango de  $\pm 25^\circ$ , en el cual el error máximo no supera el  $1^\circ$ , cómo puede observarse en la figura 4.24. Se ha realizado una revisión del código intentando detectar las posibles causas del error, ya que suele ocurrir por encima de los  $80^\circ$ , debido a que se trata de un algoritmo que fusiona los datos de los diferentes sensores que componen la IMU como filtro de corrección del error. Otra de las causas posibles, es el efecto que tienen grandes dispositivos electrónicos como ordenadores y elementos ferromagnéticos de gran volumen sobre el magnetómetro. En el momento de finalización de esta investigación no se han encontrado las posibles causas de la pérdida de precisión. No obstante no se ha detectado que estos errores influyan sobre los resultados finales descritos en el capítulo 5. La inicialización, posición y orientación alineación a tener en cuenta de los sensores de movimiento se describe en el protocolo a seguir previo al inicio de los estudios de movimiento, especificado en el capítulo 5. Cada *IMU* se adhiere al cuerpo mediante el uso de cintas permitiendo así la alineación y ajuste para cada usuario.

### *Software*

El código de referencia empleado en las *IMU* emplea el uso de cuaternios en lugar de vectores para la representación espacial de la orientación del sensor, utilizando la convención de rotación de ángulos *Tait-Bryan* [109]. Los datos del acelerómetro y magnetómetro son empleados en un algoritmo de optimización de gradiente descendente para determinar la dirección del error de medida del giroscopio como una derivada del cuaternio. Se trata de un código en lenguaje *C/C++* desarrollado en *Arduino*® para el modelo MPU-9250, emplea librerías *I2C* para la obtención de los datos provenientes de los tres sensores que componen la *IMU*. Se han realizado algunas modificaciones sobre el código para adaptarlo a la aplicación del estudio del movimiento durante el ciclo de la marcha. Las modificaciones realizadas, exclusivas de esta investigación sobre el código de referencia incluyen: Transmisión de datos mediante el empleo de un transceptor de radio frecuencia, corrección de errores de operación y rangos de medida. La contribución de esta investigación a las mejoras del código representa aproximadamente un 8% del código original de transmisión; sin contar el nuevo código desarrollado para el receptor de datos que lee de los 6 sensores síncronamente. A continuación se describen las secciones más relevantes del código modificado en esta

---

investigación, correspondientes al sensor de movimiento número 1. En la tabla 4.3 se representan las líneas de código que definen los pines de comunicación y la dirección correspondiente a cada unidad inercial, asignadas consecutivamente: "10000", "20000", "30000"... "60000". Cada sensor de movimiento está cargado con su correspondiente código emisor, el cual dispone de los parámetros específicos obtenidos en la fase de calibración del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro.

```

...
//NRF configuración de la transmisión de datos por radio-frecuencia.

RF24 radio(5, 6); //CE, CSN pines 6,7 para Arduino UNO y 5,6 para Adafruit trinket
const byte imu1[6] = "10000"; //Dirección asignada al IMU1
...
    
```

**Tabla 4.3. Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos del sensor de movimiento #1 (IMU1v7t.ino). Configuración del emisor.**

Uno de los errores detectados en el código de referencia y corregidos en esta investigación, está relacionado con el sistema de referencia que emplea la unidad inercial *MPU9250*. El sistema de referencia correspondiente a la medición del acelerómetro y giroscopio es coincidente en todos sus ejes, sin embargo los ejes del magnetómetro no lo son. El eje Y se alinea con el eje X del acelerómetro, el eje X con el eje Y, y por lo tanto los ejes Z tiene direcciones opuestas. Quedando la función de actualización de los cuaternios, es decir la función del filtro Madgwick, tal y como se representa en la tabla 4.4, donde se muestra la línea de código corregida y la original. El efecto de la correcta notación en el empleo de los ejes del sistema de referencia no produce simples errores de cambio de signo, sino que por el contrario causa grandes errores de lectura entre las diferentes orientaciones (yaw, pitch, roll) durante el funcionamiento. Además de lo comentado previamente, existe la necesidad de comenzar con el eje Z del acelerómetro apuntando en dirección perpendicular al suelo durante la inicialización. Esto es debido a que la convención empleada por el filtro *Madgwick* en las operaciones con cuaternios utiliza esta referencia, la cual afecta a todo el cálculo de las orientaciones.

```

...
Now = micros();
deltat = ((Now - lastUpdate)/1000000.0f); // Definición del tiempo de integración
                                           // para la frecuencia de operación del filtro
lastUpdate = Now;

sum += deltat; // sum for averaging filter update rate
sumCount++;

MadgwickQuaternionUpdate(ay, ax, -az, gy*PI/180.0f, gx*PI/180.0f, -gz*PI/180.0f,
                          mx, my, mz, deltat);
//MadgwickQuaternionUpdate(ax, ay, az, gx*PI/180.0f, gy*PI/180.0f, gz*PI/180.0f,
                          mx, my, mz, deltat);
//MahonyQuaternionUpdate(ax, ay, az, gx*PI/180.0f, gy*PI/180.0f, gz*PI/180.0f, mx,
                          my, mz, deltat);
...
    
```

**Tabla 4.4. Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos del sensor de movimiento #1 (IMU1v7t.ino). Corrección del filtro Madgwick respecto a los ejes de referencia.**

Otra de las aportaciones, fue la implementación de un botón de *reset* que permite reiniciar el contador de la orientación durante los ensayos. Con el fin de facilitar el post procesado de los datos adquiridos y definir la pose de inicio. La tabla 4.5 muestra la parte del código donde se implementa su uso así como el cálculo de la orientación en función de los cuaternios y la frecuencia de lectura. La frecuencia de lectura disminuye a los 25Hz debido a la transmisión por radio frecuencia, siendo necesario el post-procesado de los datos para la sincronización de los diferentes sistemas de adquisición.

```

if (digitalRead(4) == LOW) //Pulsar el boton de reset para reiniciar los valores
{
    a12 = 2.0f * (q[1] * q[2] + q[0] * q[3]);
    a22 = q[0] * q[0] + q[1] * q[1] - q[2] * q[2] - q[3] * q[3];
    a31 = 2.0f * (q[0] * q[1] + q[2] * q[3]);
    a32 = 2.0f * (q[1] * q[3] - q[0] * q[2]);
    a33 = q[0] * q[0] - q[1] * q[1] - q[2] * q[2] + q[3] * q[3];
    firstPitch = -asinf(a32);
    firstRoll = atan2f(a31, a33);
    firstYaw = atan2f(a12, a22);
    firstPitch *= 180.0f / PI;
    firstYaw *= 180.0f / PI;
    firstRoll *= 180.0f / PI;}
else if (delt_t > 25) { //proporciona 25Hz de frecuencia con 6 unidades enviando al
                        //mismo receptor consecutivamente.
    
```

**Tabla 4.5. Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos del sensor de movimiento #1 (IMU1v7t.ino). Implementación del reset y cálculo de la orientación mediante cuaternios y convención de ángulos Tait-Bryan**



Otra aportación consistió en añadir al código una sección que realiza una corrección sobre la medida de la orientación, acorde a los rangos de medida de los estudios de movimiento durante la marcha. El código original proporcionaba resultados erróneos cuando la orientación sobrepasaba los 90° y los 180° debido a indeterminaciones, idénticas desde una perspectiva geométrica pero que en el cálculo de los cuaternios, las funciones trigonométricas están limitadas en el rango de las salidas (Tabla 4.6).

Por último se almacenan los datos en una estructura para enviar, a través de su dirección correspondiente, al buzón (*pipe*) de lectura correspondiente al receptor. Los datos transmitidos son el valor de las orientaciones de guiñada (*yaw*), cabeceo (*pitch*) y alabeo (*roll*) junto con las aceleraciones, la frecuencia de operación y una variable identificadora (*ID*) del sensor de movimiento, empleada en la identificación del sensor por parte del receptor.

```
// Convención de ángulos empleada: Tait-Bryan, donde la componente del eje Z
// apunta perpendicular y en dirección al suelo
// Los ángulos Tait-Bryan son no conmutativos por lo que para el cálculo de la
// orientación, el cálculo de los cuaternios se ha de calcular en un orden
// predeterminado. Yaw/Pitch/Roll = Guiñada/Cabeceo/Alabeo

a12 = 2.0f * (q[1] * q[2] + q[0] * q[3]);
a22 = q[0] * q[0] + q[1] * q[1] - q[2] * q[2] - q[3] * q[3];
a31 = 2.0f * (q[0] * q[1] + q[2] * q[3]);
a32 = 2.0f * (q[1] * q[3] - q[0] * q[2]);
a33 = q[0] * q[0] - q[1] * q[1] - q[2] * q[2] + q[3] * q[3];
yaw = atan2f(a12, a22);
pitch = -asinf(a32);
roll = atan2f(a31, a33);
yaw *= 180.0f / PI;
pitch *= 180.0f / PI;
roll *= 180.0f / PI;

if(yawDiff <= -180){// Corrección del valor de salida de la guiñada en +-180 grados
    yaw -= 360;}
if(yawDiff >= 180){
    yaw += 360;}
if(pitchDiff <= -90){// Corrección del valor de salida del cabeceo en +-90 grados
    pitch -= 180; }
if(pitchDiff >= 90){
    pitch += 180;}
if(rollDiff <= -180){ // Corrección del valor de salida del alabeo en +-180 grados
    roll -= 360;}
if(rollDiff >= 180){
    roll += 360;}
//Guardar el valor actual de las orientaciones para el siguiente cálculo
prevYaw = yaw;
prevPitch = pitch;
prevRoll = roll;
```

```
...
if(SerialDebug) {
  yaw -= firstYaw; // Inicialización de las orientaciones
  pitch -= firstPitch;
  roll -= firstRoll;
  yawDiff = prevYaw - yaw;
  pitchDiff = prevPitch - pitch;
  rollDiff = prevRoll - roll;

  if(first){
    yawDiff = 0;
    pitchDiff = 0;
    rollDiff = 0;
    first = false;
  }

typedef struct {
  float yawTemp = 0, pitchTemp = 0, rollTemp= 0;
  float az = 0, ay = 0, ax = 0, rate=0, ID =1;
}dataPack1;
dataPack1 package1;

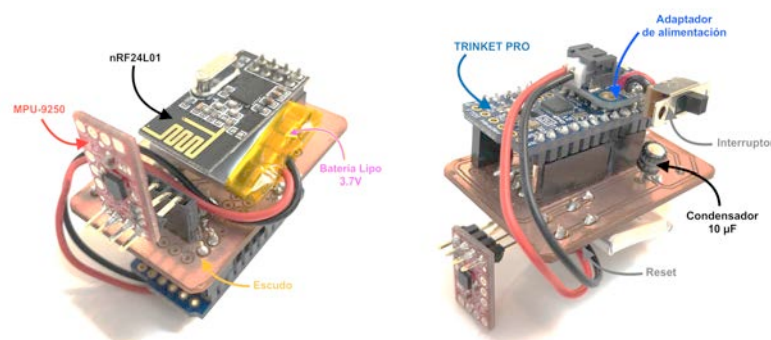
radio.begin(); //Inicialización de la transmisión de datos
radio.openWritingPipe(imu1);
radio.setDataRate(RF24_2MBPS);
radio.stopListening();
package1.yawTemp = yaw;
package1.pitchTemp = pitch;
package1.rollTemp = roll;
package1.az = az;
package1.ay = ay;
package1.ax = ax;
package1.rate = (float)sumCount/sum;
radio.write(&package1, sizeof(package1));
```

**Tabla 4.6.** Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos del sensor de movimiento #1 (*IMU1v7t.ino*). Corrección de los valores de salida de la orientación.

### Hardware

Los objetivos principales en el diseño y fabricación de los sensores para obtener la orientación de las partes que componen la zona superior del cuerpo fueron: Dimensiones y peso reducido, bajo coste, transmisión de datos inalámbrica, hardware libre, compatibilidad con software libre, facilidad de uso y bajo consumo. La placa de desarrollo seleccionada para ejecutar el código que controla la *IMU* ha sido una *Adafruit Pro Trinket 3V 12MHz* (*Adafruit Industries, Nueva York, Estados Unidos*) debido a sus reducidas dimensiones, tensión de alimentación, compatibilidad de código *Arduino*® y bajo coste. Dispone de comunicación I2C y opera a 3V, al igual que la *IMU*. En el conjunto del sensor de movimiento se ha

incluido un adaptador de alimentación *Adafruit LiIon/LiPoly Backpack Add-On* (*Adafruit Industries, Nueva York, Estados Unidos*) que permite la alimentación a través de una batería de litio ion polímero *Lithium Ion Polymer Battery 3.7v 150mAh* (*Adafruit Industries, Nueva York, Estados Unidos*) además de interruptores de encendido y reset, empleados para la inicialización del programa (Fig. 4.25). Las conexiones del sensor se realizan sobre un circuito impreso fabricado con placas de fibra de vidrio con revestimiento de cobre, al que se le denomina escudo, el cual incluye dos resistencias de  $470\Omega$  (Fig. 4.25). Para dotar al escudo de una conexión sencilla de los componentes, se han empleado conectores de pines soldables.



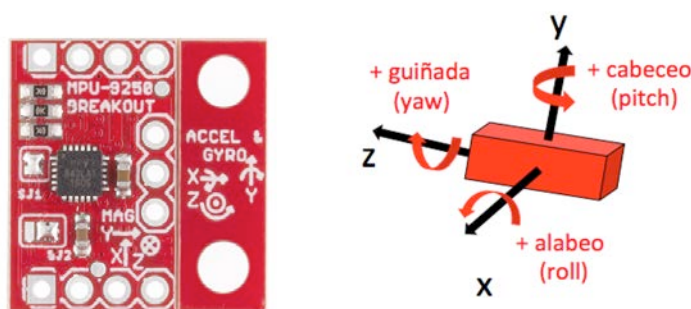
**Figura 4.25.** Conjunto del sensor de movimiento utilizando.

La capacidad inalámbrica del sensor se la otorga un transmisor-receptor de radio frecuencia, como el utilizado para el envío de datos cinemáticos de la parte inferior del cuerpo obtenidos por el exoesqueleto. Se trata del modelo nRF24L01 de bajo consumo (*Nordic Semiconductor, Trondheim, Noruega*) conectado directamente al escudo de conexiones que conecta los pines a la placa de desarrollo. Por último se ha incluido un condensador de  $10\mu\text{F}$  para evitar fluctuaciones de voltaje en la alimentación que puedan dañar la unidad *IMU*. El adaptador de alimentación acoplado en la parte superior de la placa de desarrollo, permite la recarga de la batería mediante la conexión *MicroUSB*, la carga es automática una vez pasados ocho segundos desde la conexión del cable. La autonomía de la batería permite el uso continuado del sensor durante 120horas sin necesidad de recarga. A través de la misma conexión USB se transfiere el código al micro-controlador gracias al software integrado *bootloader* el cual elimina la necesidad de una conexión FTDI para la comunicación entre el ordenador y el micro-controlador. Las características y especificaciones técnicas del sensor se muestran en la tabla 4.7 junto con el esquema general de conexiones.

VDD voltaje de operación	2.4-3.6	V
Protocolo de comunicación por bus	I2C	
Convertor Analógico-Digital	16	bits
<b>Acelerómetro</b>		
3 ejes	x,y,z	
Corriente de operación	450	μA
Rangos de medida en los tres ejes	±2g, ±4g, ±8g and ±16g	
<b>Giroscopio</b>		
3 ejes	x,y,z	
Corriente de operación	3.2	mA
Rangos de medida en los tres ejes	±250, ±500, ±1,000 and ±2,000°/sec	
<b>Magnetómetro</b>		
3 ejes	y,x,-z	
Corriente de operación	280	μA

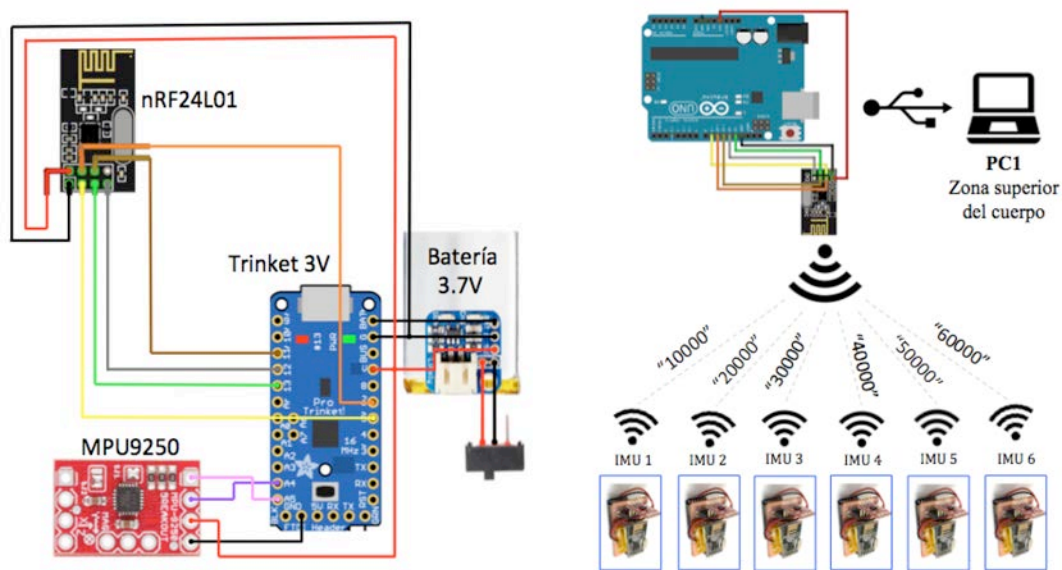
**Tabla 4.7. Especificaciones de los sensores que componen la IMU MPU-9250**

El diseño del sensor se ha realizado de tal manera que la unidad IMU tenga una orientación horizontal en la posición de inicio del estudio de movimiento. Esto significa que el eje Z de la unidad inercial debe apuntar hacia el suelo como se indica en la figura 4.26. En concreto, el empleo del eje Z del magnetómetro como eje Z de referencia, es fundamental para el correcto funcionamiento del sensor debido a la convención utilizada de ángulos Tait-Bryan. Debido a que en el empleo de cuaternios acorde al sistema de referencia del magnetómetro con el eje Z apuntando perpendicular y en dirección hacia el suelo. Si se modifica la orientación del sensor al inicio del test, los valores obtenidos serán erróneos. Esto se debe a que el empleo de ángulos *Tait-Bryan* al igual que los ángulos de *Euler* para determinar la orientación de un objeto en el espacio, no son conmutativos, es decir que para obtener la orientación correcta, la rotación de los cuaternios se debe realizar en un orden determinado, el cual en este caso es guiñada (*yaw*), cabeceo (*pitch*) and alabeo (*roll*).

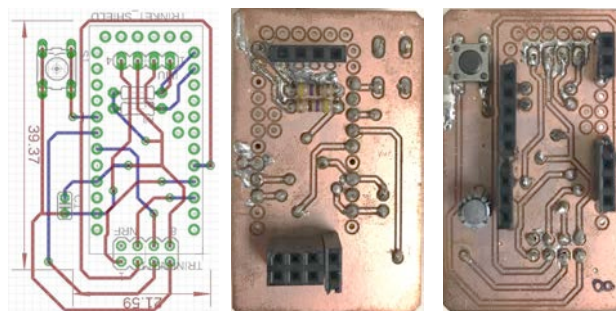


**Figura 4.26. IMU MPU-9250 y convención de signos de la orientación.**

El hardware empleado para la transmisión inalámbrica a pesar de ser una opción excelente debido a su alto rango de alcance, transmisión y recepción de datos, dimensiones, bajo consumo, compatibilidad con software libre y un coste inferior a 4€/unidad, posee una limitación en su funcionamiento como receptor. El máximo número de transmisores que pueden enviar la señal es de seis (6) conductos (pipes) de transmisión de datos. Como se ha explicado anteriormente, en esta investigación, WIMDA emplea seis sensores de movimiento. Los seis sensores se comunican con un receptor conectado a través de un escudo sobre una placa de desarrollo *Arduino® UNO* la cual está conectada a un ordenador que monitoriza los datos a través de USB. En la figura 4.27 se muestra el esquema de conexiones de una unidad inercial *IMU* y el subsistema de adquisición de datos de la parte superior del cuerpo. En la parte derecha de la se representa el sistema completo y las direcciones de transmisión empleadas para cada *IMU*. El escudo de conexiones empleado en cada sensor de movimiento inercial está representado en la figura 4.28.



**Figura 4.27.** En la parte izquierda el esquema de conexiones de la unidad de medida inercial *IMU*. A la derecha el subsistema de adquisición de datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo.



**Figura 4.28.** Esquema y fotografía del escudo de conexiones de la unidad inercial *IMU* diseñado.

#### 4.2.5.4 Datos cinéticos. Suela sensitiva

Una vez descrito el hardware y software empleado por WIMDA para la obtención de los datos cinemáticos durante el movimiento humano y con el fin de obtener los datos necesarios para el cálculo del par ejercido sobre cada articulación, es necesario disponer de los datos cinéticos que completen el sistema de dinámica inversa [176]. Las fuerzas presentes en el sistema dinámico durante el movimiento humano, se producen en el contacto con el suelo, es decir entre el pie y la superficie de contacto. Para detectar estas fuerzas a través de un subsistema que forma parte de WIMDA se ha diseñado una suela sensitiva como alternativa a sistemas tradicionales en cuanto a portabilidad, capacidades inalámbricas, reducción de costes de instalación, reparación y adaptabilidad a diferentes usuarios. Utilizando como punto de partida estudios previos en el diseño y uso de suelas sensitivas [180, 241], se ha desarrollado un subsistema capaz de obtener la componente vertical del vector fuerza y la distribución de presiones en el área de contacto. Se ha optimizando el número de sensores empleados, mediante el desarrollo de un sistema de calibración específico para cada usuario basado en coeficientes de corrección, en función del área de contacto y otro basado en las diferentes fases de contacto características presentes durante la marcha. El empleo de la FRV (Fuerza de Reacción Vertical) y del CDP (Centro De Presión) son herramientas de *feedback* destinadas al control de la actuación de exoesqueletos para la asistencia al movimiento, es por eso que la suela sensitiva es otro subsistema fundamental del sistema iDAS en la fase 2 de diseño. El sistema se compone de dos suelas, situadas en el interior del calzado.

Los sensores empleados para detectar la fuerza de contacto durante el movimiento son sensores resistivos sensibles a la presión, su funcionamiento se ha descrito en profundidad en el capítulo 2, detectan una caída de la resistencia eléctrica cuando se aplica una fuerza sobre la superficie. Esta variación de la resistencia eléctrica es proporcional a la fuerza aplicada, donde en función del rango de fuerzas y precisión a detectar, el circuito de conexiones puede variar. La manera de detectar esa caída en la resistencia proporcional a la fuerza aplicada, es mediante una señal analógica que se traduce en un voltaje detectado por la placa de desarrollo *Arduino*®. Para ello se pueden utilizar diferentes circuitos como divisores de voltaje, buffers ajustables, etc. que funcionan como circuitos amplificadores de la señal, dependiendo de la aplicación del sensor.

---



La figura 4.29 muestra la gráfica de la relación fuerza-resistencia que exhiben los sensores proporcionada por el fabricante. Debido a que cada sensor exhibe unas propiedades de fuerza-resistencia específicas, se han realizado pruebas de calibración sobre cada sensor comentadas en el siguiente apartado. Con el fin de determinar la configuración más idónea para la medida de las fuerzas de contacto durante la marcha se han diseñado y obtenido resultados empleando diferentes circuitos amplificadores. Circuitos integrados mediante el empleo de amplificadores operacionales *LM324-N* (*Texas Instruments Inc., Texas, Estados Unidos*) como el que se muestra en la figura 4.30, permiten una mejora en la linealización de la función fuerza-resistencia, pero reduciendo el voltaje de 5 a 2V, lo que implica una reducción del rango de la señal comparado con el otro circuito empleado.

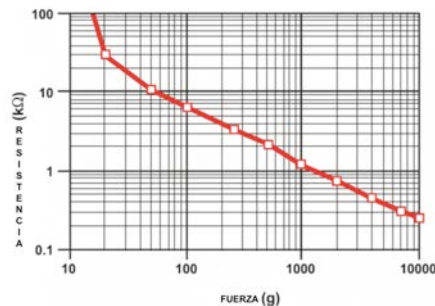


Figura 4.29. Sensor FSR 402, gráfica de la relación Fuerza-Resistencia (Cortesía de Interlink Electronics)

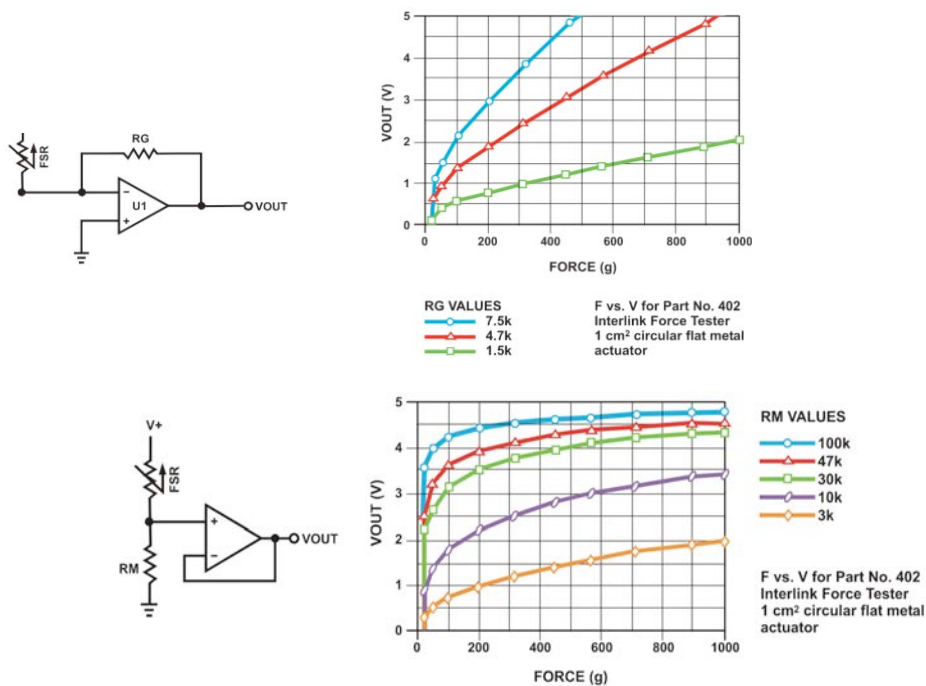


Figura 4.30. Circuito amplificador con convertidor corriente-voltaje en la parte superior, en la parte inferior un circuito amplificador mediante el empleo de un divisor de voltaje. Con sus correspondientes gráficas de la relación Voltaje-Fuerza para diferentes resistencias empleadas (Cortesía de Interlink Electronics)

No se apreciaron mejoras en los ensayos, además implican una necesidad de hardware extra, por tanto el circuito amplificador seleccionado fue un divisor de voltaje (Ecuación 4.1). Cada sensor FSR está conectado mediante un divisor de voltaje al escudo de interfaz que conecta con la placa de desarrollo. Un pin del sensor conectado a la fuente de voltaje de 5V de la placa *Arduino*® y el otro conectado a la entrada analógica de la placa y al resistor empleado. Al tratarse de una entrada analógica con una conversión analógica-digital de 8bits, el rango de medida del sensor irá de 0-1023. Por lo que el voltaje de salida queda definido por la Ecuación 4.2. Sustituyendo en la ecuación 4.1, se obtiene la ecuación 4.3.

$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{R_M}{R_M + R_{FSR}} \quad (\text{Ec. 4.1})$$

$$V_{out} = a \cdot \frac{V_{in}}{1023} \quad (\text{Ec. 4.2})$$

$$R_{FSR} = R_M \cdot \left( \frac{V_{in}}{a \cdot \frac{V_{in}}{1023}} - 1 \right) \quad (\text{Ec. 4.3})$$

Donde  $R_{FSR}$  es la resistencia presente en el sensor, variable en función de la presión ejercida sobre el mismo,  $a$  es el valor de la señal analógica en el rango digital y  $R_M$  es el valor del resistor empleado en el divisor de voltaje. Para la elección del resistor, se han utilizado circuitos de 1000k  $\Omega$  y 3300k  $\Omega$ , correspondientes a rangos de medida aproximados de 1-10kg y 200g-10kg respectivamente según los datos del fabricante (Fig. 4.29).

El empleo de resistores de 1000k  $\Omega$  durante las pruebas produjo variaciones de voltaje muy pequeñas en concordancia con las gráficas y datos del fabricante (Fig. 4.30) con lo que el rango de valores analógicos disminuye. Razón por la cual se seleccionaron resistores de 3300k  $\Omega$  que proporcionan una precisión de  $\pm 0.5N$ . La elección del circuito amplificador, y el valor de los resistores empleados determinan el rango y precisión de medida, no obstante la relación entre el valor  $R_{FSR}$  y la fuerza equivalente es otra parte importante que se ha tenido en cuenta en el diseño del *software*. Para ello se utilizaron dos métodos de regresión diferentes; la primera utiliza el código proporcionado con el hardware, basado en una regresión no lineal dividida en dos pendientes, en función del valor de la resistencia en el sensor. El valor de la fuerza expresada en N viene determinada por las ecuaciones 4.4 y 4.5. En la tabla 4.8 se muestra la sección del código que realiza la conversión, con respecto al código inicial, como aportación a esta investigación, creando una función mejorada para el cálculo de la fuerza.



Para  $R_{FSR} \leq 600\Omega$

$$F_{FSR1} = \left( \frac{1}{R_{FSR}} - 0.00075 \right) \cdot \frac{0.00981}{0.00000032639} \quad (\text{Ec. 4.4})$$

Para  $R_{FSR} > 600\Omega$

$$F_{FSR1} = \left( \frac{1}{R_{FSR}} \cdot \frac{0.00981}{0.000000642857} \right) \quad (\text{Ec. 4.5})$$

```

...
//Función para el cálculo de la fuerza
float fsr(int x)
{
    float fsrR1 = R_DIV * (VCC / (x * VCC / 1023.0) - 1.0); // res. en el sensor
    float force1;
    float fsrG1 = 1.0 / fsrR1;
    if (fsrR1 <= 600)
    {
        force1 = (fsrG1 - 0.00075) * 0.00981 / 0.00000032639;
        return force1;
    }
    else
    {
        force1 = (fsrG1 * 0.00981) / 0.000000642857;
        return force1;
    }
}

for (int i=0; i<=11; i++)
{
    //Lectura de la señal analógica
    fsrADC[i] = analogRead(FSR_PIN[i]);
    force[i] = fsr(fsrADC[i]);
}
...
    
```

**Tabla 4.8. Sección del código del método de regresión lineal de las suelas sensitivas.**

El segundo método, emplea una regresión de potencia inversa (ecuación 4.5) obtenida experimentalmente para cada sensor, clasificando por grupos los sensores que exhibieron una relación fuerza-resistencia similar. En el apartado de calibración se detallan los coeficientes obtenidos y agrupación de los sensores que conforman las suelas sensitivas del pie izquierdo y derecho. Expresando la ecuación 4.5 en los términos del sensor, se obtiene la ecuación 4.6 donde A y P son los coeficientes determinados experimentalmente en la fase de calibración.

$$f(x, a) = a_0 x^{-a_1}; \quad a = (a_0, a_1) \quad (\text{Ec. 4.5})$$

$$R_{FSR} = A(F_{FSR2})^P; \quad P < 0 \quad (\text{Ec. 4.6})$$

Sustituyendo el valor de  $R_{FSR}$  de la ecuación 4.3 en la ecuación 4.6, se obtiene la siguiente expresión:

$$F_{FSR2} = \left( \frac{R_M}{A} \cdot \left( \frac{V_{in}}{a_{1023}} - 1 \right) \right)^{1/P} \quad (\text{Ec. 4.7})$$

```

...
const float FSRA[12] = {0.406, 0.7935, 0.4222, 0.9769};
const float FSRP[12] = {-1.1792, -1.3736, -1.2453, -1.5773};
const float c1 = VCC/5.0*1023.0;
for (int i=0; i<11; i++)
{
    force[i] = pow(FSRA[i]*(c1/analogRead(FSR_PIN[i]) - 1), FSRP[i]);
}
...
    
```

**Tabla 4.9. Sección del código del método de regresión de potencia inversa**

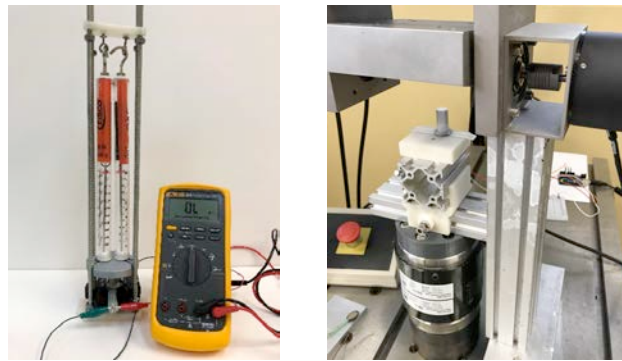
La posición de los sensores es determinante a la hora de obtener una distribución de la fuerza de contacto precisa. Debido a que la superficie de contacto es mayor que la de medida, la localización ha de ser la más relevante para poder estimar la fuerza total durante las fases de contacto, minimizando el error. La posición se determinó basándose en las diferentes zonas de presión del pie, correspondiente a referencias anatómicas del pie [242]. La posición final y número de sensores empleado se determinó mediante pruebas experimentales y análisis de resultados, con el fin de optimizar el número y la posición en el diseño de las suelas sensitivas (capítulo 5). En la figura 4.31 se muestran diferentes configuraciones empleadas durante las pruebas. Inicialmente se emplearon un total de 14 sensores en cada suela. En el apartado de calibración se considera la posición correcta de los sensores, determinando un uso total de 12, sin embargo la optimización del número de sensores se determina en el capítulo 5 en la discusión de resultados, ya que el resto de sistemas de medida incluidos en WIMDA influyen en la determinación del número y por tanto del coste total. Realizando una comparativa entre el uso de 12 frente al 9.



**Figura 4.31. Suelas sensitivas con diferentes configuraciones de la posición y cantidad de los sensores de presión.**

### *Calibración del sistema*

El proceso de calibración se dividió en diferentes fases, las cuales determinaron la solución más idónea en el uso de los sensores. En la calibración se empleó una prensa dinamométrica desarrollada específicamente para la investigación. El dispositivo mostrado en la figura 4.32, se trata de una herramienta capaz de medir la fuerza de compresión ejercida sobre los sensores. Mediante el empleo de dos dinamómetros regulados de 50N, permitiendo un rango de medida de la máquina de 0-100N, con una precisión de  $\pm 0.5N$ . Se compone de una estructura de varillas roscadas sobre las que se traslada una pieza que es la que conecta un extremo de los dinamómetros. El otro extremo se conecta con la pieza móvil sobre la que se coloca el sensor de presión. Al mover un extremo del dinamómetro la pieza móvil inferior hace tope con una pieza fija lo que hace que los muelles del dinamómetro se extiendan, obteniendo una lectura proporcional a la fuerza aplicada. Se trata de un sistema sencillo y de un coste inferior a 60€, orientado a laboratorios que no dispongan de maquinaria costosa para la calibración de sensores de presión.



**Figura 4.32. Prensa dinamométrica desarrollada y prensa de ensayo MTS de calibración**

En esta primera fase de calibración, se emplea la prensa dinamométrica para la validación y comparación de los dos métodos de regresión no lineal comentados anteriormente, el método de las pendientes y el método de potencia inversa. El protocolo y características del ensayo ha consistido en un ensayo de los sensores de presión FSR individualmente, conectado a un divisor de voltaje, el cual se conecta con la placa desarrolladora *Arduino*® a través del pin de entrada analógica correspondiente. El sensor se introduce en la prensa dinamométrica sobre una capa de silicona de 1.5mm de espesor. En la parte superior se coloca otra capa de silicona del mismo espesor sobre la que se aplica la presión. En base a las especificaciones del sensor, la superficie de medida es el interior de un círculo de 12,7mm de diámetro. Para ello se ha utilizado una probeta de aluminio del mismo diámetro. Los ensayos se han realizado en el rango de 0-70N, con intervalos de medida de 4N.

Previo a la comparación de los dos métodos, se determinó la ecuación que relaciona la resistencia eléctrica del sensor y la fuerza aplicada. Los valores se obtuvieron conectando el sensor a un multímetro durante los ensayos. La figura 4.33 muestra en la zona izquierda, los valores de la resistencia sobre diferentes sensores empleados, para determinar los coeficientes de la potencia utilizados en el código de potencia inversa para la calibración del sensor. Como se puede observar, los valores son muy diferentes de un sensor a otro, lo que cada sensor es único y por lo tanto difícil emplear un método de regresión genérico para todos los sensores. En la zona derecha, se muestra una comparativa de los dos métodos empleados para determinar la precisión (método de las pendientes y de potencia inversa).

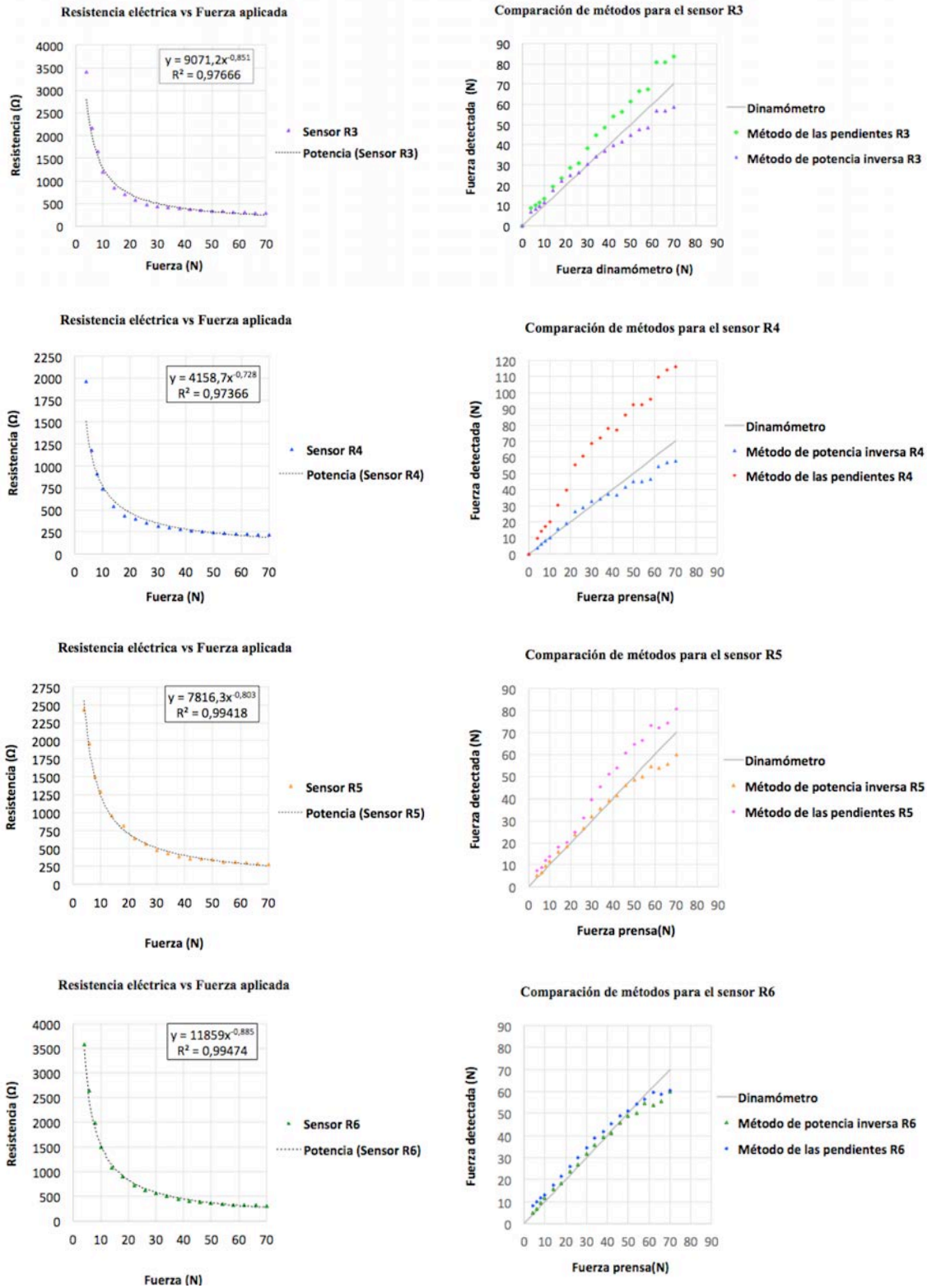


Figura 4.33. Calibración y comparación de métodos de regresión para los sensores R3, R4, R5 y R6.

Para cada sensor se calculó la curva fuerza-resistencia eléctrica y su correspondiente ecuación de potencia inversa. Las curvas mostradas en la figura 4.33 demostraron que cada sensor tiene propiedades diferentes, por lo que el empleo del método de pendientes no es preciso para su aplicación genérica, sin embargo el método de potencia inversa, se ajusta a las propiedades resistivas de cada sensor. En la parte derecha de la figura se encuentran los gráficos que comparan los dos métodos. Se puede observar en la figura 4.33 que para el sensor R3 el método de potencia inversa se ajusta a la lectura del dinamómetro con un error máximo de  $\varepsilon_{MAX} = -11,36N$  un error medio  $\varepsilon_{MED} = 0,24N$  y una desviación estándar  $\sigma = \pm 4,8N$ . Mientras que el método de las pendientes posee los siguientes errores:  $\varepsilon_{MAX} = 18,61N$ ,  $\varepsilon_{MED} = 9,47N$ ,  $\sigma = \pm 4,3N$ , es decir produce mayores errores con respecto a la fuerza aplicada. En el caso del sensor R4, la diferencia es aún más notable, con un  $\varepsilon_{MAX} = 47,9N$ , un  $\varepsilon_{MED} = 37,9N$ , una  $\sigma = \pm 14,4N$  para el método de las pendientes frente a un  $\varepsilon_{MAX} = -12,1N$ , un  $\varepsilon_{MED} = -0,24N$ , una  $\sigma = \pm 5,1N$  para el método de potencia inversa. Otros sensores como el R6 presentan mejores resultados con ambos métodos, con un  $\varepsilon_{MAX} = -9,6N$ , un  $\varepsilon_{MED} = 3,3N$ , una  $\sigma = \pm 4N$  en el método de potencia inversa y un  $\varepsilon_{MAX} = 10,4N$ , un  $\varepsilon_{MED} = 4,7N$ , una  $\sigma = \pm 3,4N$  correspondientes al método de las pendientes.

Es cierto que ambos métodos muestran desviaciones de alrededor de  $\pm 10N$  con respecto a la fuerza aplicada, cuando ésta la fuerza aplicada alcanza los 60N. Sin embargo, los resultados de la calibración muestran que el método de potencia inversa funciona considerablemente mejor que el método de las pendientes para el rango de fuerza aplicada 0-70N. La razón es que cada sensor posee una curva de Resistencia/Fuerza diferente por lo que utilizar un método de regresión no lineal específico para cada sensor, obtiene mejores resultados.

No obstante, con el fin de facilitar la calibración de futuras suelas sensitivas, se optó por agrupar los sensores dependiendo de la curva Resistencia/Fuerza. La agrupación de los sensores en grupos, con el fin de aplicar el método de potencia inversa utilizando unos valores de promedio, se realizó en base a las curvas Resistencia/Fuerza. En la figura 4.34 se muestran las curvas obtenidas en los ensayos para cada uno de los sensores empleados.



Resistencia eléctrica vs Fuerza aplicada para los sensores R y L

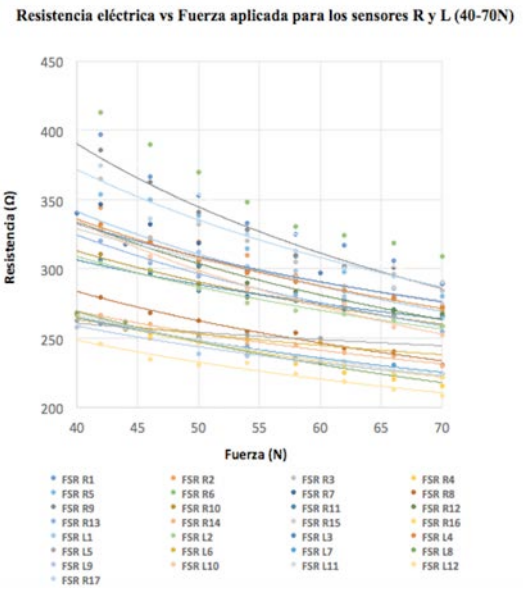
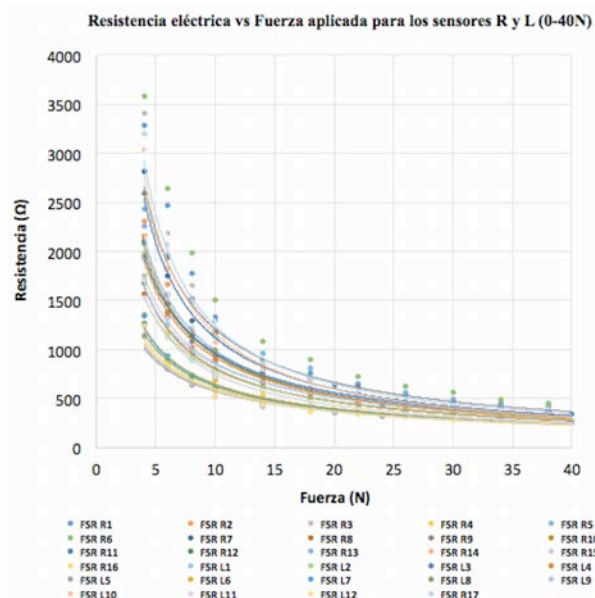
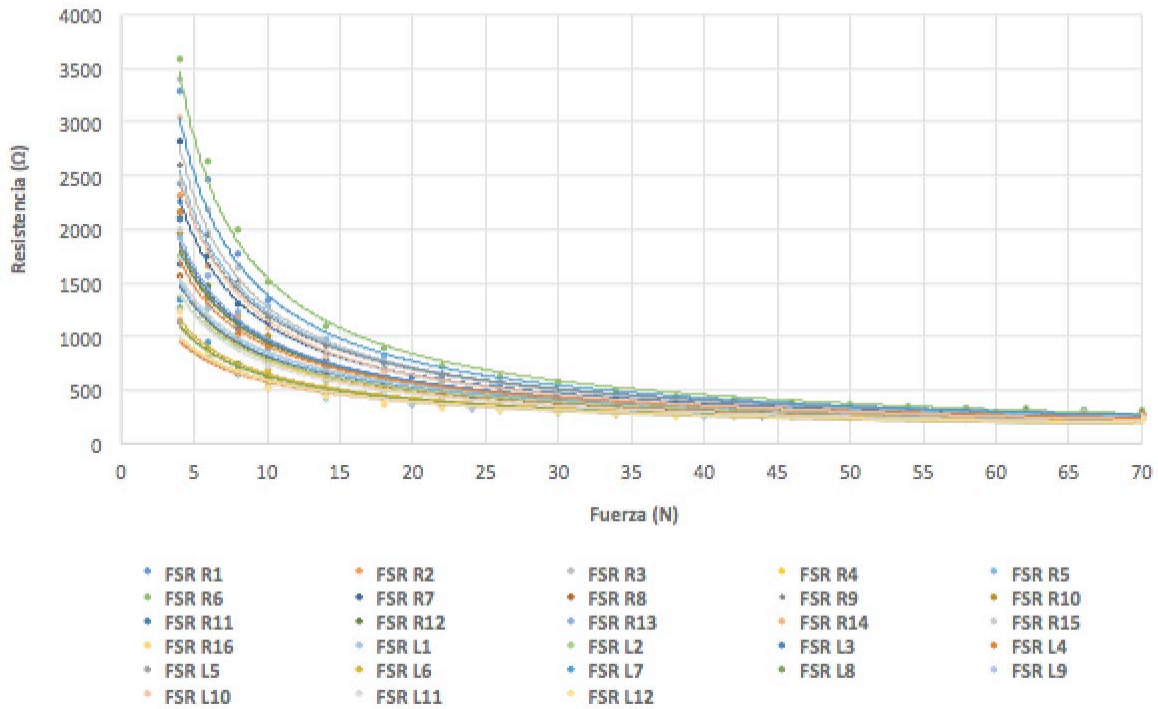


Figura 4.34. Curva Resistencia/Fuerza para los 29 sensores. Representación de los rangos 0-70N, 0-40N y 40-70N

Los sensores fueron agrupados en dos categorías (Fig. 4.34). La primera consta de 4 grupos, 1.1, 1.2, 1.3 y 1.4, y la segunda consta de 3 grupos 2.1, 2.2 y 2.3. Los grupos que conforman la categoría 1, se basan en las curvas de Resistencia/Fuerza para el rango de 0-40N, y los sensores que componen cada grupo tienen resultados similares. El grupo 1.1 se compone de los sensores L5, L6, L7, L8, L9, L12, R14 y R16. Los sensores L1, L2, L11, R4, R8, R11 y R15 forman el grupo 1.2, los sensores R2, R10, R12, R13, L3 y L4 el grupo 1.3 y R7, L10, R9, R5, R17 y R3 el grupo 1.4.

Respecto al comportamiento de los sensores en el rango de funcionamiento de 40-70N se dividieron en 3 grupos: 2.1 para los sensores L5, L6, L7, L8, L9, L11, L12, R4, R8, R14, R16; 2.2 contiene los sensores R2, R7, R10, R11, R12, R13, R15, L1, L2, L3 y L4 y 2.3 compuesto por los sensores R3, R5, R9 y R17. En la figura 4.35 se representan las curvas obtenidas durante los ensayos de calibración para cada uno de los 7 grupos. Los sensores R1, R6 fueron descartados debido a su desviación con respecto a la media de los grupos, un total de 27 sensores fueron seleccionados para utilizar en las dos suelas sensitivas. De cada grupo se realizó la media aritmética de los valores obtenidos en los ensayos de la curva Resistencia/Fuerza, a partir de la media aritmética de cada grupo se obtuvo la potencia inversa, determinada por los coeficientes *A* y *P* de la ecuación 4.6 (tabla 4.10). Como se ha explicado previamente, el código de adquisición de datos emplea para cada sensor los coeficientes determinados por el grupo al que pertenecen. Dependiendo del rango de medida, 0-40N y 40-70N, un sensor puede estar incluido en dos grupos diferentes 1.# y 2.# en función de la respuesta del sensor.

Grupo	<i>A</i>	<i>P</i>	<i>R</i> <sub>2</sub>
1.1	2752,3	-0,657	0,986
1.2	4750,1	-0,767	0,990
1.3	6245,4	-0,808	0,989
1.4	9892,4	-0,912	0,998
2.1	800,23	-0,299	0,976
2.2	1451,5	-0,398	0,955
2.3	2387	-0,501	0,994

**Tabla 4.10. Coeficientes de la ecuación de la potencia inversa para cada uno de los grupos y coeficiente de determinación de la regresión.**



La figura 4.36 muestra cómo el empleo del método de potencia inversa obtenida mediante el promedio y agrupación de sensores en función de las propiedades produjo resultados ligeramente mejores, en el sensor R3 el error máximo se redujo a  $\varepsilon_{MAX} = -4,5N$ , con una  $\sigma = \pm 3,7N$ . En el sensor R4 paso a ser un  $\varepsilon_{MAX} = -11,3N$ , con una  $\sigma = \pm 5,6N$ . Sin embargo la determinación de la aplicación del método de potencia inversa implica un coeficiente diferente para cada rango de medida. La implementación de un valor analógico equivalente para la aplicación de los coeficientes determinados no produjo buenos resultados, los resultados de la figura 4.36 utilizan un valor analógico específico para cada grupo de sensores, sin embargo esto complica la fase de calibración y requiere de re-calibración sistemática a lo largo de la vida útil del sensor.

---

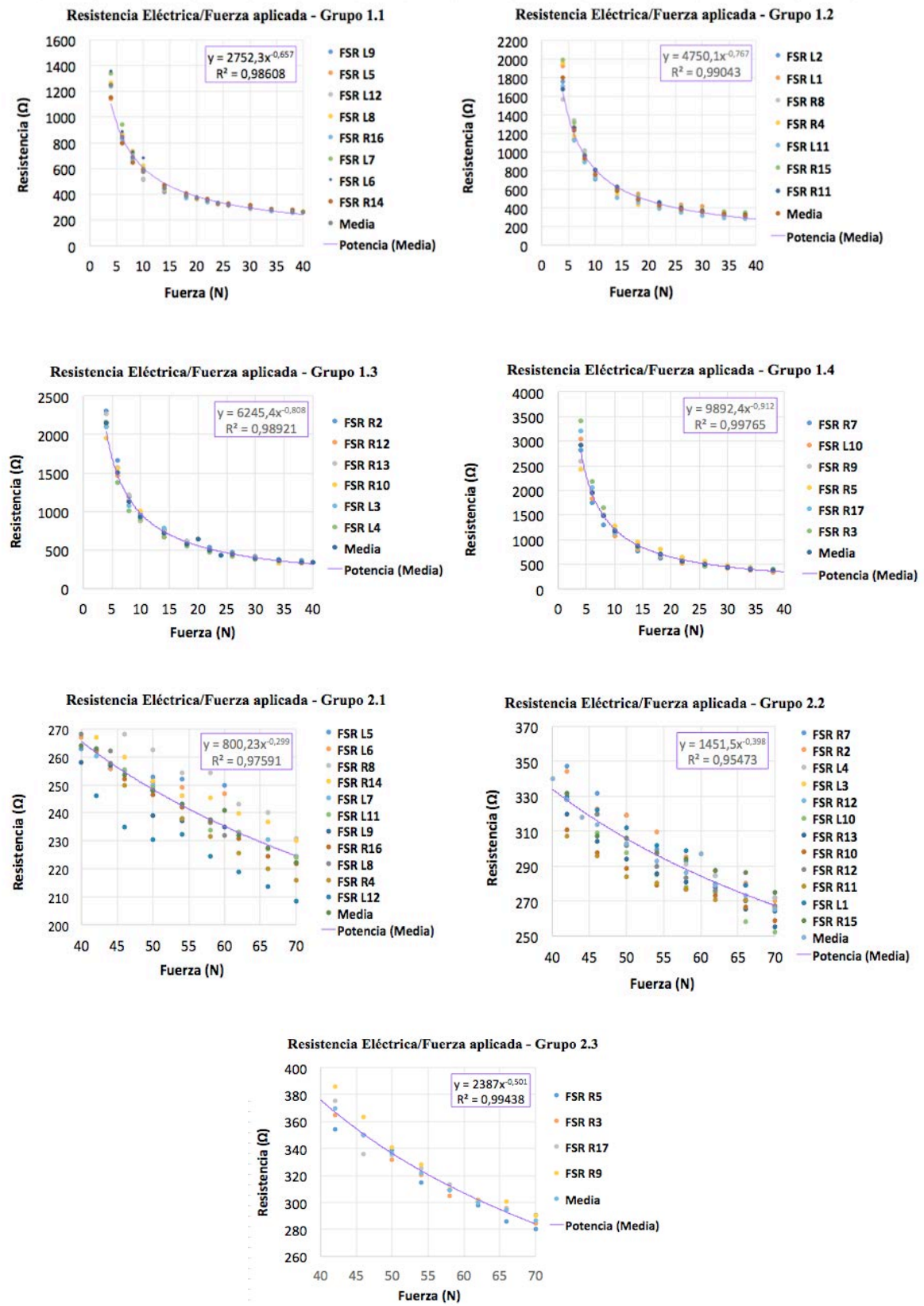


Figura 4.35. Curvas de Resistencia/Fuerza para los diferentes subgrupos 1.1, 1.2, 1.3, 2.1, 2.2 y 2.3 en los que se clasifican los 27 sensores elegidos en base a la similitud de propiedades en los ensayos.

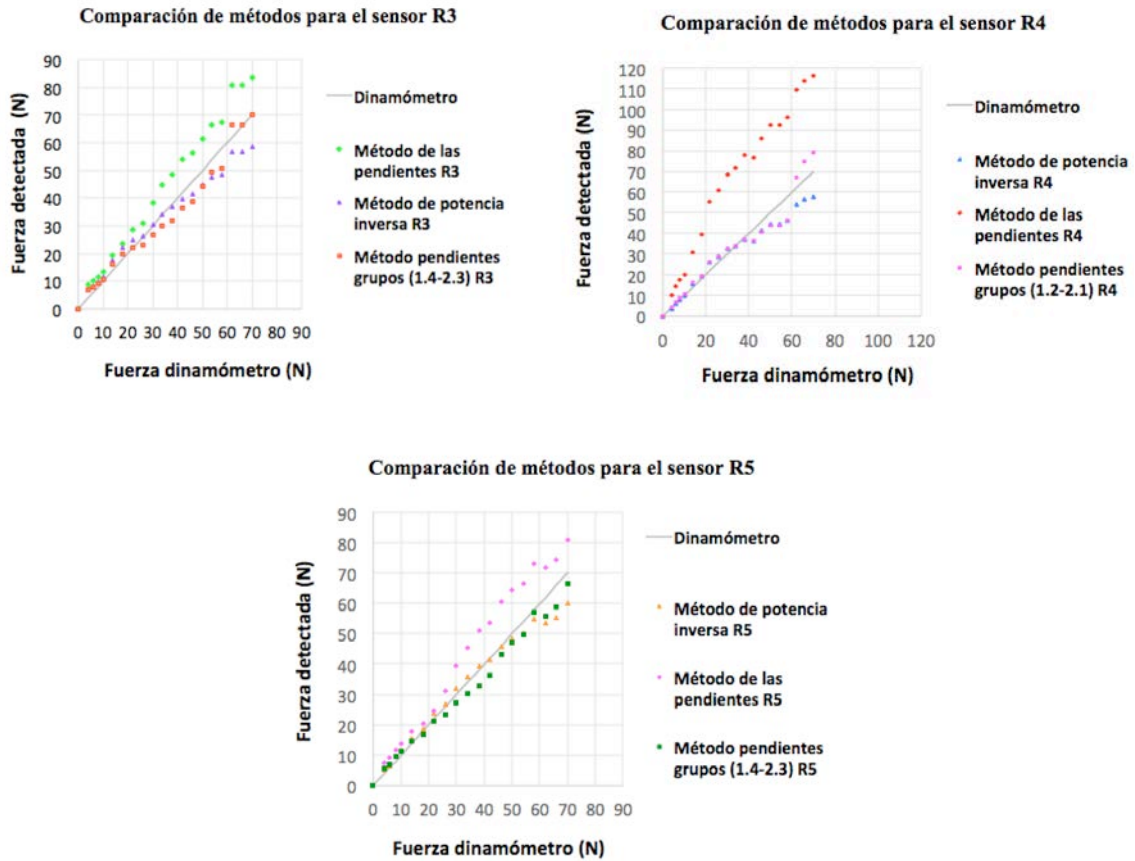


Figura 4.36. Comparación de los métodos de regresión empleados en la calibración, utilizando las ecuaciones promedio obtenidas de los grupos 1.2, 1.4, 2.1 y 2.3 de los ensayos

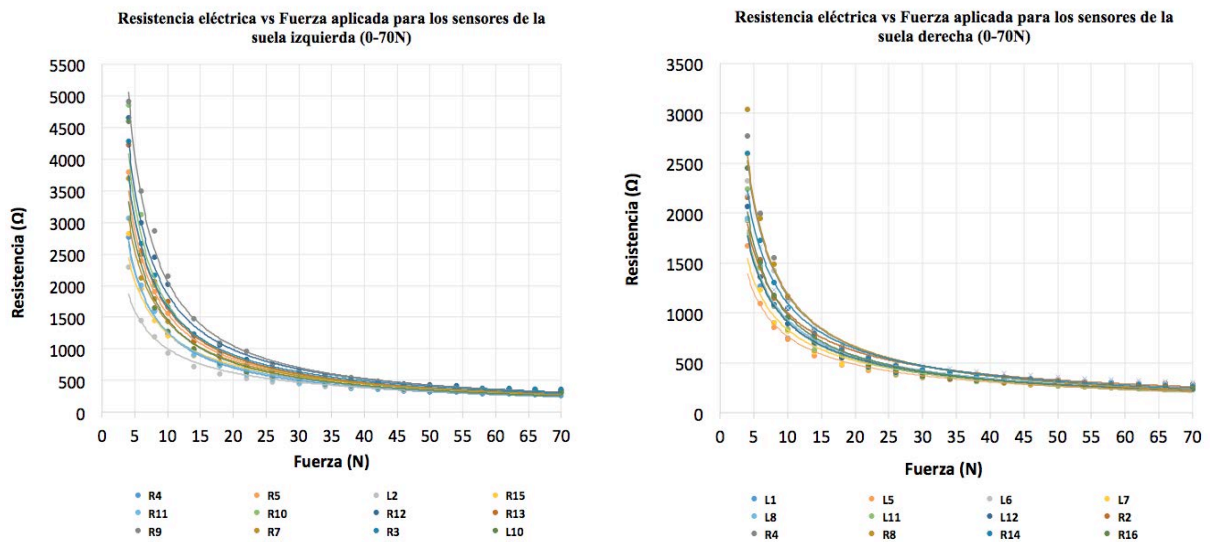


Figura 4.37. Curvas Resistencia/Fuerza para los sensores de la suela izquierda y derecha durante los ensayos de 0-70N

Por estas razones y por la influencia de la fatiga en el funcionamiento del método, comentada más adelante, se decidió utilizar un código que aplicase el método de regresión no lineal de potencia inversa de forma específica para cada sensor. Lo cual no perjudicó la velocidad de adquisición de datos durante los ensayos de calibración y las pruebas de la marcha. En la figura 4.37 se muestran las curvas Resistencia/Fuerza para los sensores empleados en la suela derecha e izquierda.

Una vez determinados los coeficientes para aplicarlos en el método de regresión de potencias inversas para cada uno de los sensores, se procedió a validar la prensa dinamométrica de calibración mediante la comparación de los resultados con una prensa de ensayos mostrada en la figura 4.32. A pesar de que la prensa diseñada dispone de dinamómetros calibrados, fue necesaria una validación comparándola con una prensa de ensayos de tracción/compresión calibrada (*MTS Systems Corporation, Montana, USA*). El protocolo de ensayos realizado fue el mismo que el empleado en la prensa dinamométrica. Dado que no es posible realizar el ensayo sobre el mismo sensor con los dos sistemas actuando simultáneamente, la precisión de la máquina en la determinación del error de lectura del sensor de presión no se puede determinar con exactitud. Los ensayos mostraron además, la influencia de la aplicación y duración de la fuerza sobre la respuesta y lectura del sensor, así como la superficie de contacto con el sensor.

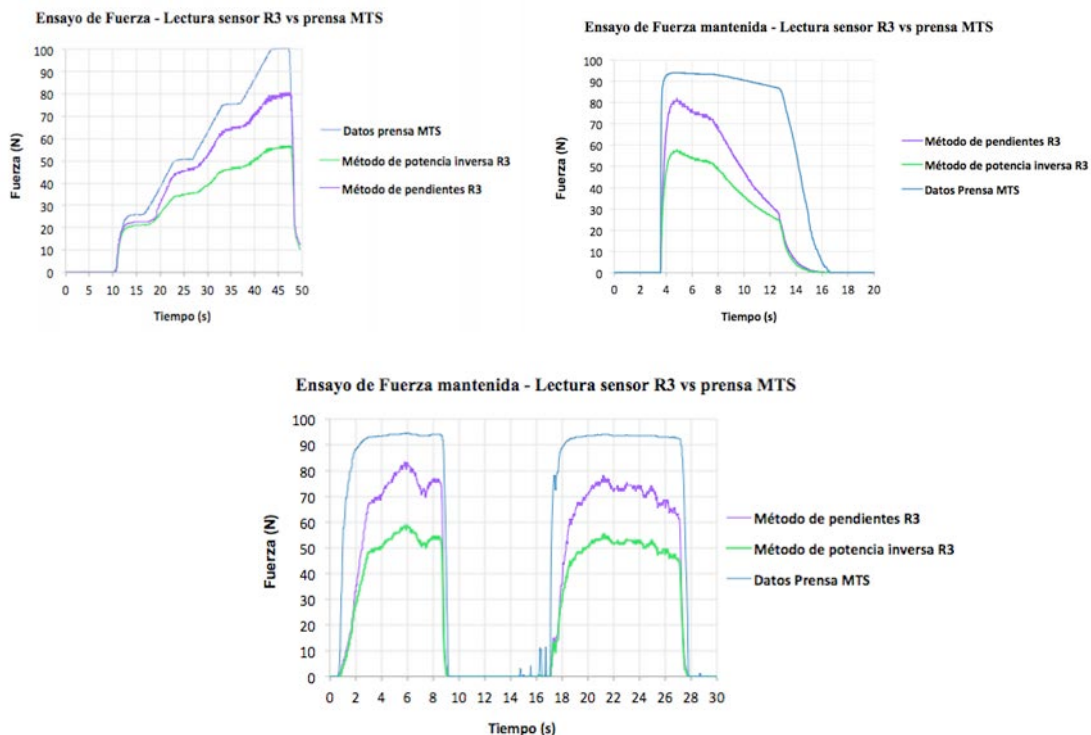
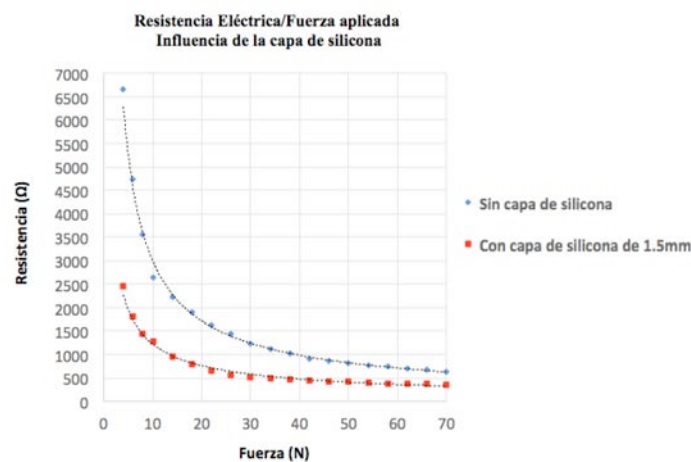


Figura 4.38. Ensayos comparativos entre la prensa dinamométrica y la prensa de tracción/compresión MTS

En la figura 4.38 se puede observar que en ambos casos la fuerza de lectura del sensor es inferior a la ejercida, con un aumento del error para fuerzas superiores a los 40N. El comportamiento del sensor es el mismo que el observado en los test de la prensa dinamométrica, el método de las pendientes proporciona valores más elevados que el de potencia inversa, sin embargo en el caso de los ensayos con la prensa MTS, ambos métodos obtienen lecturas inferiores a la fuerza aplicada. A pesar de las similitudes entre ambos ensayos, los resultados mostraron la influencia del tiempo de duración de la aplicación de la fuerza. En los ensayos de la prensa MTS, la aplicación fue más prolongada que en la prensa dinamométrica. Para comprobar el efecto del material de contacto, se realizaron ensayos utilizando diferentes superficies, comparando el empleo sin capa de silicona y con la capa de 1.5mm.

La figura 4.39 muestra la diferencia en la curva Resistencia/Fuerza, el efecto de no utilizar una capa de silicona incrementa la resistencia a través del sensor, lo que se atribuye al comportamiento de sensores fatigados como se puede comprobar más adelante. Es por eso que se decidió utilizar una capa de silicona en la suela sensitiva para aumentar la vida de los sensores. En cuanto al error detectado, es difícil determinar cuál de los dos métodos de calibración es más preciso acorde con la aplicación de los sensores en suelas sensitivas. Basándose en la rapidez de la medida y distribución de la fuerza aplicada sobre la superficie en contacto con el sensor, se consideró más apropiado el empleo de la prensa dinamométrica diseñada para esta investigación, dado que el aumento en la rapidez de aplicación de la fuerza es más sencillo que en la prensa de ensayos de compresión MTS. No obstante, ambos ensayos mostraron la necesidad de la calibración del código mediante coeficientes de escala para la obtención de datos con una precisión de  $\pm 5N$ .



**Figura 4.39. Comparativa del uso de un área de contacto directo con el sensor y una capa de silicona de 1.5mm**

Por último, se realizaron medidas de la curva Resistencia/Fuerza en los sensores que se emplearon para las pruebas durante la marcha humana. Cada sensor analizado tuvo un uso de al menos 20 pruebas de marcha, sobre las que se realizaron un promedio de 12 pasos por prueba. La figura 4.39 muestra como se ha comentado anteriormente, la influencia de la fatiga en el comportamiento de los sensores, aumentando el valor de la resistencia cuando se aplica la misma fuerza. Desplazando la curva hacia la parte superior. Complementariamente, se obtuvo el valor de la fuerza de lectura con ambos métodos de regresión para ver la influencia de la fatiga en la eficiencia del método. Sorprendentemente, el método de las pendientes funciona mejor en los sensores sometidos a fatiga, mientras que en el método de potencia inversa, los valores de lectura de la fuerza disminuyen con respecto a la referencia del dinamómetro, incrementando el error.

Como se puede observar en la figura 4.40, El incremento y desviación de las nuevas curvas de Resistencia/Fuerza con respecto al sensor en el estado inicial, hace que la aplicación del método de potencia inversa pierda precisión de medida. En el caso del sensor R4, con el método de potencia inversa, los errores pasaron a ser de:  $\varepsilon_{MAX} = -12,1N$ ,  $\varepsilon_{MED} = -2,8N$  y  $\sigma = \pm 5,1N$  a  $\varepsilon_{MAX} = -20,3N$ ,  $\varepsilon_{MED} = -8,2N$  y  $\sigma = \pm 6,1N$  mientras que con el método de las pendientes los errores en el sensor nuevo fueron:  $\varepsilon_{MAX} = 48N$ ,  $\varepsilon_{MED} = 31,1N$  y  $\sigma = \pm 14,4N$  disminuyendo con la fatiga del sensor hasta un  $\varepsilon_{MAX} = 9,9N$ ,  $\varepsilon_{MED} = 3N$  y  $\sigma = \pm 3,8N$ . Como se puede observar en los resultados de los ensayos de calibración, la diferencia en la mejora de la precisión del método de las pendientes es muy notable en los sensores con fatiga, mientras que en el caso del método de potencia inversa, el error empeora aunque no de forma tan predominante.

El método de regresión elegido para el código de adquisición de datos fue el método de potencia inversa. Con el fin de evitar la necesidad de calibración tras numerosas pruebas que causan fatiga en los sensores y varían la curva Resistencia/Fuerza. El método de las pendientes también se implementó como código adicional. A pesar de la minimización del error de lectura mediante la alternación de ambos métodos de regresión, los resultados indican la necesidad la calibración del código mediante el empleo de coeficientes de escala adaptados a las características del usuario que empleará la suela sensitiva. Para ello se desarrollaron dos métodos de corrección de la fuerza detectada.



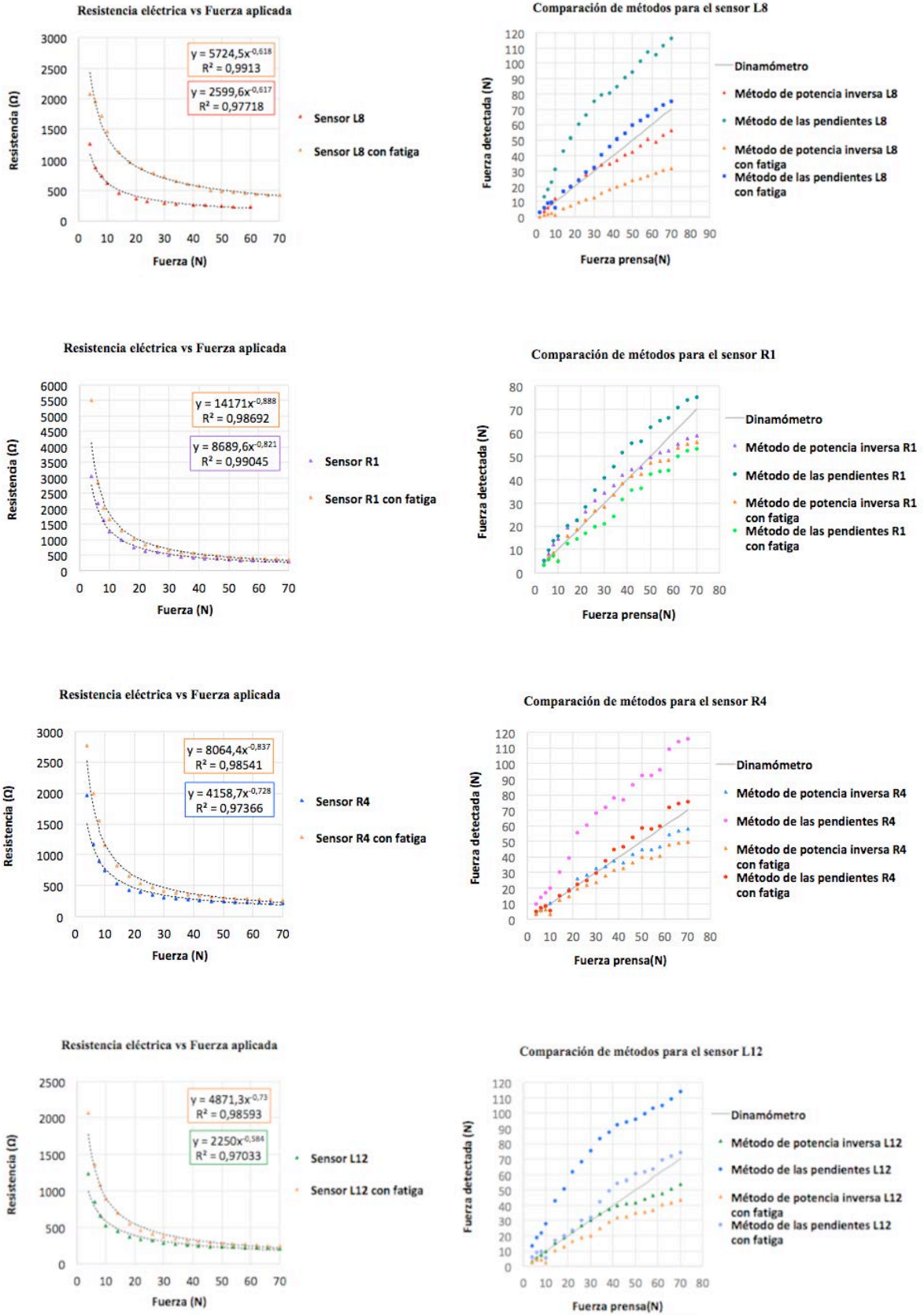


Figura 4.40. Efecto de la fatiga en los sensores L8, R1, R4 y L12 sobre la curva Resistencia/Fuerza y la comparación de la precisión de lectura para los diferentes métodos de regresión

El objetivo de implementar estos métodos es obtener la fuerza total de contacto durante la marcha, reduciendo el error de medida causado por la supresión de presiones no detectadas por los sensores. Permitiendo así un diseño eficiente en costes de una suela sensitiva, sin necesidad de colocar sensores sobre toda la superficie de contacto. El primer método desarrollado para la corrección de la fuerza se denomina CP (del inglés *Coefficients of Phase*) o método de los coeficientes de fase, y emplea un sistema de calibración de fases estáticas que representan la distribución de presiones durante el ciclo de la marcha. Los coeficientes que se emplearán para la corrección de la fuerza obtenida por las suelas sensitivas, se determinan en base a la distribución del peso del sujeto de estudio y a la fase de contacto durante la calibración.

El segundo método denominado CA (del inglés *Coefficients of Area*) o método de los coeficientes de área, se basa en la superficie de lectura del sensor. Relacionando la superficie total de medida de la suela sensitiva y la superficie de contacto en cada fase de la marcha humana, se emplean unos coeficientes de escala determinados para compensar la fuerza ejercida sobre parte de la superficie de la suela y no detectada por el área de lectura del sensor.

#### A) Método de los coeficientes de fase – CP

El ciclo de la marcha humana se divide en fases, determinadas por la superficie y características de contacto de los pies con el suelo (Fig.2.6). Cada fase se subdivide en tareas compuestas por periodos, los cuales son marcados por eventos de contacto [5]. Estos eventos de contacto son: contacto inicial o contacto del talón y despegue de la puntera los cuales definen el inicio y fin de las fases de apoyo e impulsión. Con el fin implementar un método capaz de corregir la lectura de la fuerza de contacto específico para cada fase de la superficie de contacto, se han creado fases de contacto que ayuden a cuantificar la distribución de presiones de una forma precisa. Estas tres fases de contacto se desarrollan entre los eventos de contacto del talón y despegue de la puntera. Entre estas dos fases de contacto, se produce la fase o evento de contacto total, que implica el contacto de toda la superficie del pie con el suelo y la fase de contacto metatarsal, que involucra la zona metatarsal de los dedos donde se produce la flexión del pie. Cada una de las fases de contacto descritas posee un área de contacto determinada originada por la flexión y posición relativa del pie con respecto a la superficie de contacto.

---

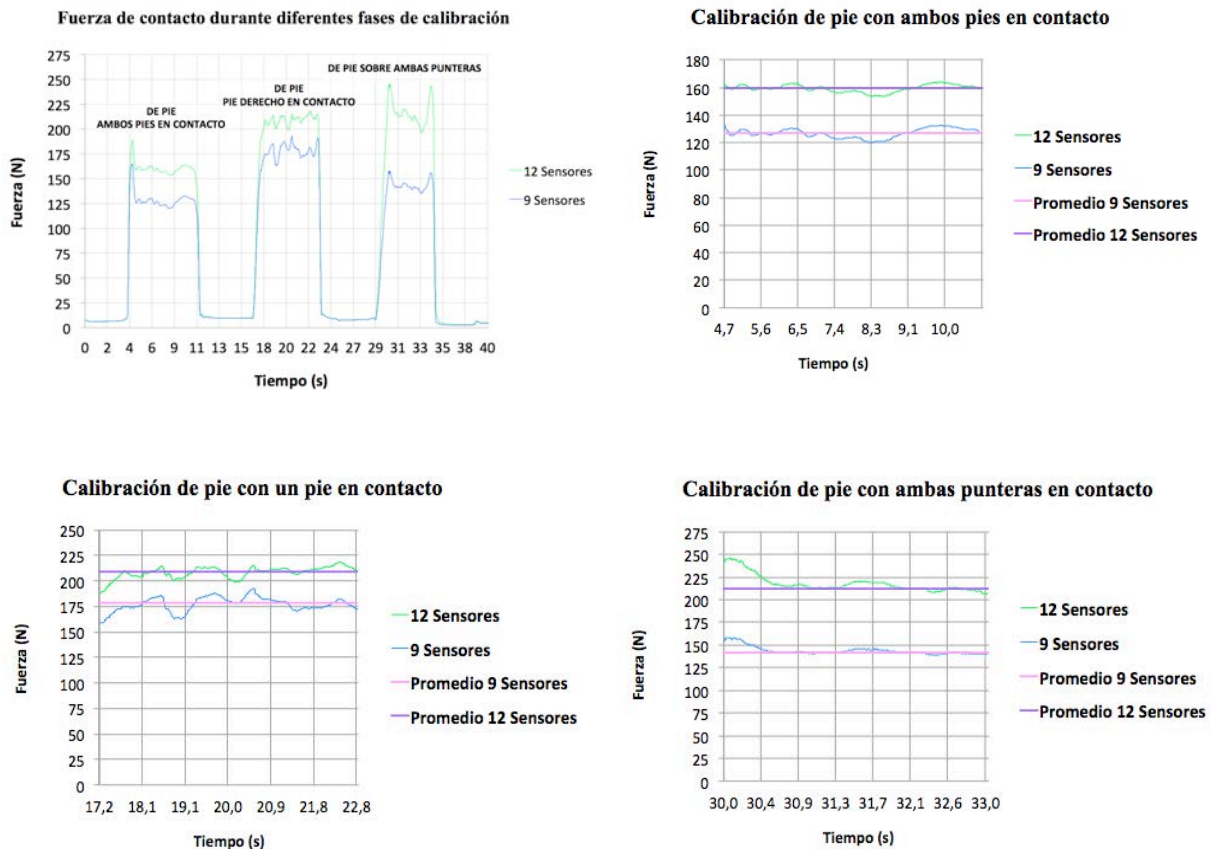


Para determinar la distribución del peso correspondiente a cada una de estas fases durante la marcha, se han replicado las características de contacto, asignando un coeficiente específico para cada una de ellas. La aplicación de los coeficientes viene determinada por la fase de contacto y su obtención se llevó a cabo en la fase de calibración. Sin embargo, los resultados varían para cada usuario, por lo que cada nuevo usuario que utilice la suela sensitiva debe realizar el proceso de calibración de los métodos acorde a su peso, dimensiones del pie y características del contacto para las diferentes fases. Para determinar un valor conocido durante las fases de contacto, se utilizaron los parámetros y ensayos de calibración mostrados en la figura 4.41. La primera calibración de las tres fases de contacto, se realizó distribuyendo todo el peso sobre una pierna y la otra en el aire sin tener contacto con el suelo. En la segunda se realizaron las mismas fases de calibración pero con ambos pies en contacto con el suelo, considerando una distribución igualitaria entre ambos pies y tratando de mantener el centro de gravedad en el centro de los dos apoyos. La tercera calibración se realizó con ambos pies en contacto sobre la zona metatarsal. Durante todas las fases de calibración, los brazos se mantuvieron en el aire sin apoyarse o ejercer una fuerza externa, manteniendo una posición estable para obtener lecturas adecuadas. En cada fase de calibración se determinó el valor total obtenido por los 12 sensores que componen la suela y por nueve 9 de ellos de manera separada, para realizar las comparativas de la optimización del número de sensores empleados que se comenta en el capítulo 5, con el fin de mejorar la eficiencia en costes del diseño de suelas sensitivas. De los ensayos de calibración se obtuvieron los promedios de lectura para cada una de las fases, obteniendo los parámetros SLS, NS y FTL que se especifican en la tabla 4.11.

**PARÁMETROS OBTENIDOS PARA EL SUJETO 1 - MÉTODO DE LAS FASES**

	12 sensores		9 sensores		% de la Fuerza esperada (12sensores)
SLS (promedio) - Un pie en contacto con el suelo	209,0	N	178,5	N	33 %
NS (promedio) - Dos pies en contacto con el suelo	159,6	N	127	N	50 %
FTL (promedio) - Ambas punteras en contacto con el suelo	211,7	N	141,2	N	66 %
Fuerza total esperada	637,7	N	637,7	N	
CP1	3,05		3,57		
CP2	2,52		3,04		
CP3	1,51		2,26		

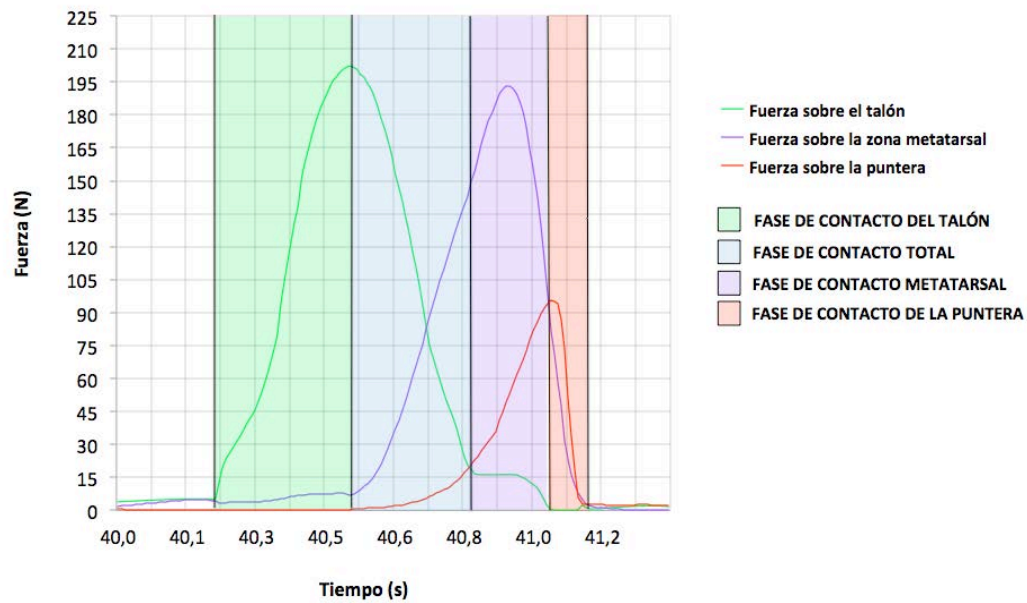
**Tabla 4.11. Parámetros y determinación de coeficientes del método de calibración de las fases para el sujeto 1**



**Figura 4.41. Fuerza de contacto para diferentes fases de calibración, de pie sobre ambas piernas, sobre una pierna y distribución del peso sobre las punteras.**

La aplicación de cada coeficiente se determinó a través de pruebas en las que se observaron los cambios de fase basados en la lectura de los sensores colocados en las zonas de la suela correspondientes a cada fase de contacto. La figura 4.42 muestra la distribución de presión sobre las diferentes zonas de la suela sensitiva durante un ciclo de la marcha. Utilizando estos datos se determinaron los umbrales de aplicación de los coeficientes y el cambio entre fases. La fase 1 comienza cuando se detecta el contacto en los sensores de la zona del talón y se aplica hasta que se produce el contacto de la zona metatarsal con el suelo, es decir cuando el pie realiza el contacto total, entrando en la fase de contacto 2. La determinación de los umbrales de aplicación se puede observar en el código empleado en el sistema de adquisición de datos, el umbral de aplicación del coeficiente CP1 se ajustó dependiendo del sujeto de estudio durante las pruebas, aumentando de 3 a 20N como inicio durante la fase 1. Previo al empleo de la suela sensitiva como sistema de adquisición de datos para el movimiento humano, es preciso realizar ensayos pertinentes de calibración en el ajuste de los umbrales para cada sujeto de estudio. Esto es debido a que la zona de contacto y distribución del peso varía de un sujeto a otro.

**Distribución de fuerzas en las zonas de contacto durante un ciclo de marcha**



**Figura 4.42. Distribución de la fuerza de contacto sobre las zonas de contacto de la suela sensitiva para un ciclo de la marcha humana**

La activación de la fase 2, la determinan los sensores posicionados en la zona metatarsal, representada por la zona sombreada en azul (Fig. 4.42). Para las fases de contacto metatarsal y la fase de contacto de la puntera se emplea la fase 3 y su coeficiente de aplicación correspondiente CP3. Debido a que la fase de contacto de la puntera es muy rápida y su calibración durante los ensayos es difícil de obtener. Se realizaron ensayos comparando el uso del coeficiente CP3 y un nuevo coeficiente CP4 para esta fase con resultados insignificantes. La fase 3 se produce cuando la lectura de los sensores en la zona del talón disminuye drásticamente, representando el despegue del talón del suelo. La razón por la cual estos valores no disminuyen completamente a cero es por la rapidez del contacto con el suelo.

*B) Método de los coeficientes de área de contacto – CA*

El segundo método emplea la relación entre la superficie de contacto del pie durante la marcha con la superficie de lectura de los sensores en cada una de las fases de contacto descritas previamente. Para ello se emplearon huellas obtenidas durante los ensayos de calibración para la determinación de la superficie en contacto con el suelo. Realizando las mismas posiciones de contacto empleadas en el método de los coeficientes de fase, se determinó el área total durante la fase de contacto del talón, contacto completo y contacto metatarsal. Las huellas obtenidas fueron escaneadas para obtener la superficie de una forma

precisa. En la tabla 4.12 se representan los valores obtenidos para el sujeto 1 y mediante el empleo de una suela sensitiva de 12 sensores. La superficie total de contacto durante la marcha difiere de la superficie total de contacto durante los ensayos de calibración determinados por la huella. Esto es debido a que la zona del arco del pie, compuesta principalmente por tejido blando, no distribuye la fuerza sobre toda su superficie durante la marcha, a excepción de usuarios con condiciones especiales como los pies planos. Sin embargo durante la obtención de la huella esta distinción en la superficie de contacto no se puede realizar. Mediante la realización de ensayos experimentales de distribución del peso descalzo sobre una suela sensitiva de 20 sensores, se obtuvo una estimación del porcentaje de la superficie total de contacto, sobre la que se distribuye la fuerza durante la fase de contacto normal. Utilizando una fase de calibración estática, se obtuvo un 66% de la superficie total para el sujeto 1.

**PARÁMETROS OBTENIDOS PARA EL SUJETO 1 - MÉTODO DEL ÁREA DE CONTACTO**

<b>Áreas de contacto de la suela sensitiva</b>		% de la superficie total de contacto		
Superficie del talón	2513 mm2	20 %		
Superficie de la zona metatarsal (incluyendo puntera)	5866 mm2	46 %		
Superficie de la puntera	1102 mm2	9 %		
Superficie total de contacto	12713 mm2			
	8379	66 %		
Superficie total (sin puntera) 11611 mm2		<i>Basada en ensayos experimentales de distribución del peso descalzo</i>		
<b>Área de lectura del sensor</b>				
Superficie de lectura	127 mm2	% de la superficie total de contacto		
		9		
Superficie física	254 mm2	sensores	% de la superficie de contacto	
Superficie total de lectura (12 sensores)	3048 mm2	2286	24 %	
Zona del talón (4 sensores)	1016 mm2	1016	8 %	40 %
Zona Metatarsal (6 sensores)	2286 mm2	1016	18 %	39 %
Puntera (2 sensores)	508 mm2	254	4 %	46 %

**Tabla 4.12. Parámetros y determinación de coeficientes del método de calibración del área de contacto para el sujeto 1**

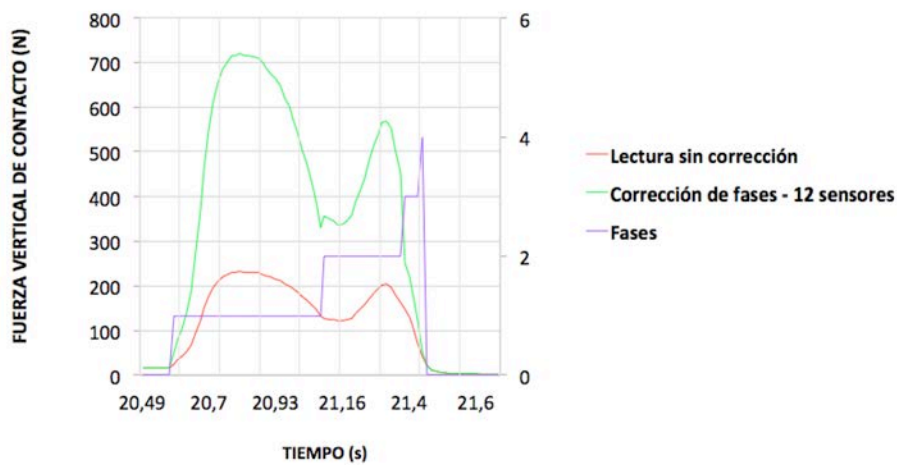
Como se puede observar en la tabla 4.10, el área de lectura total de los sensores y por zonas, no llega a cubrir el 50% de la superficie de medida, por lo que es necesaria la aplicación de coeficientes de fase. De la relación entre las superficies de contacto obtenidas mediante las huellas y el área de lectura, se obtienen los coeficientes mostrados en la tabla 4.13 para el sujeto 1, para el caso del empleo de 12 y 9 sensores. En el capítulo 5 se explica la diferencia de las diferentes configuraciones empleadas en el posicionamiento de los sensores para la mejora de la eficiencia en costes de las suelas sensitivas. Para el cálculo del coeficiente de aplicación en la fase 2, la puntera no se ha considerado como área de medida.

COEFICIENTES DE APLICACIÓN PARA EL MÉTODO DEL ÁREA DE CONTACTO - SUJETO 1	12	9
	sensores	sensores
<b>Coeficiente basado en el área de contacto del talón - (CA1)</b>	<b>2,46</b>	<b>2,46</b>
	2,51	2,58
	2,55	2,71
	2,60	2,83
	2,64	2,95
	2,69	3,08
	2,73	3,20
	2,78	3,32
	2,82	3,45
	2,87	3,57
	2,91	3,69
	2,96	3,82
	3,00	3,94
<b>Coeficiente basado en el área total de contacto (sin puntera) - (CA2)</b>	<b>3,05</b>	<b>4,06</b>
	3,00	4,21
	2,96	4,36
	2,91	4,51
	2,86	4,66
	2,82	4,81
	2,77	4,96
	2,72	5,11
	2,68	5,26
	2,63	5,41
	2,58	5,56
<b>Coeficiente basado en el área de contacto metatarsal - (CA3)</b>	<b>2,54</b>	<b>5,71</b>

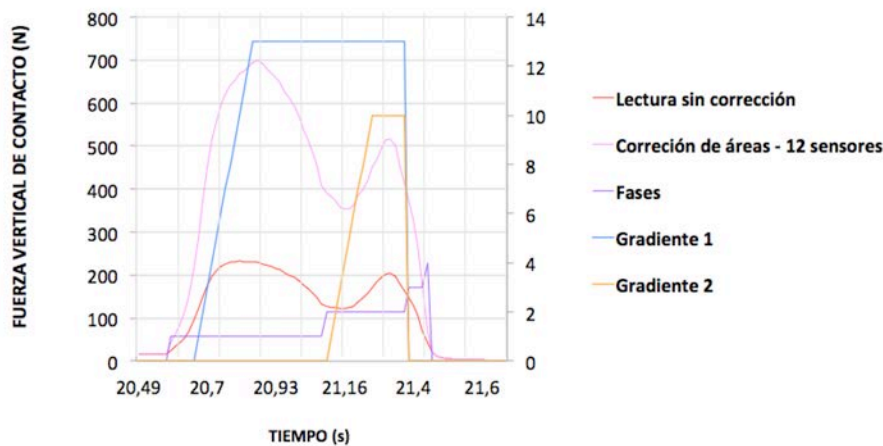
**Tabla 4.13. Coeficientes de aplicación para el método del área de contacto en el sujeto 1. En el empleo de la suela sensitiva con doce y nueve sensores para las diferentes fases de contacto.**

Como se puede observar en la tabla 4.13, entre las fases de contacto se crearon unos coeficientes de aplicación denominados gradientes. Este método se basa en la aplicación de coeficientes que corrijan la lectura de los sensores mediante una corrección del área exclusivamente. Por tanto, el cambio entre fases por lo tanto se puede corregir de una forma gradual mediante la aplicación de coeficientes que interpolen las fases consecutivas, dado que el cambio de la superficie de contacto se produce de forma gradual. Este cambio de fases se ha dividido en el gradiente 1 de 13 pasos entre el contacto del talón y el contacto total, y el gradiente 2 de 11 entre la fase de contacto total y la de contacto metatarsal basado en pruebas experimentales durante las fases de calibración de las suelas sensitivas.

**Corrección por el método de los Coeficientes de Fase de la Fuerza de Contacto**



**Corrección por el método de los Coeficientes de Área de la Fuerza de Contacto**



**Figura 4.43. Corrección por fases y área de la fuerza de contacto para el sujeto 1 durante un ciclo de la marcha sobre el pie derecho.**

La aplicación de los coeficientes se basa en el empleo de los umbrales determinados para el método de las fases. En la figura 4.43 se representa la corrección mediante el empleo de ambos métodos, sobre la fuerza de contacto vertical durante un ciclo de marcha para el pie derecho en los ensayos sobre el sujeto 1. Ambos métodos funcionan de manera similar en cuanto a la precisión en la obtención de la fuerza total. En el capítulo 5 se discute la diferencia y rendimiento de ambos métodos descubierta durante las pruebas, así como la optimización en el número y posición de los sensores.

### *Software*

Para la adquisición de los datos provenientes de las suelas sensitivas (componente vertical de la fuerza de contacto, posición del punto de contacto), se desarrollaron dos códigos correspondientes al emisor y receptor, debido a la capacidad de transmisión inalámbrica inferida en WIMDA. La frecuencia de lectura es de 100Hz, utilizando la misma frecuencia empleada en la lectura de los encoder. Para cada suela sensitiva se desarrollaron códigos emisores independientes, mientras que el código receptor es común para ambas suelas y para el sub-sistema de los encoder. La razón por la cual cada suela utiliza códigos de adquisición diferentes es el empleo de ecuaciones individuales para la conversión de la lectura comentada previamente en el apartado de calibración. A continuación se describen algunas de las partes más relevantes del código final empleado. En la primera sección del código se definen las entradas analógicas en la placa desarrolladora correspondientes a cada uno de los 12 sensores mediante el empleo de un vector. A su vez se definen las constantes correspondientes a la curva fuerza-resistencia determinadas en la fase de calibración para cada sensor.

La diferenciación de las suelas sensitivas derecha e izquierda, se realizó mediante comentarios explicativos que determinan a qué sensor corresponde cada entrada analógica, sin necesidad de tener el esquema de conexiones (tabla 4.14). Posteriormente se definen las constantes propias del sujeto de estudio, esta sección se ha de modificar en función de los datos obtenidos previamente para el sujeto de estudio en la fase de calibración. Estos valores incluyen el peso, los coeficientes y parámetros obtenidos experimentalmente en los dos métodos de calibración, de superficie y de fases, el valor de la resistencia empleada en el divisor de voltaje y la tensión de alimentación. Por último, las constantes que definen la posición de los sensores en el sistema de coordenadas definido para la suela sensitiva.



```
// Asignación de las entradas analógicas a los sensores de la suela derecha
const int FSR_PIN[12] = {A0, A9, A1, A2, A8, A6, A7, A4, A5, A10, A11, A12};

// Vector(Sensor) 0(1) 1(2) 2(3) 3(4) 4(5) 5(6) 6(7) 7(8) 8(9) 9(10) 10(11) 11(12)
//                puntera - metatarsiano - talón - metatarsiano - puntera

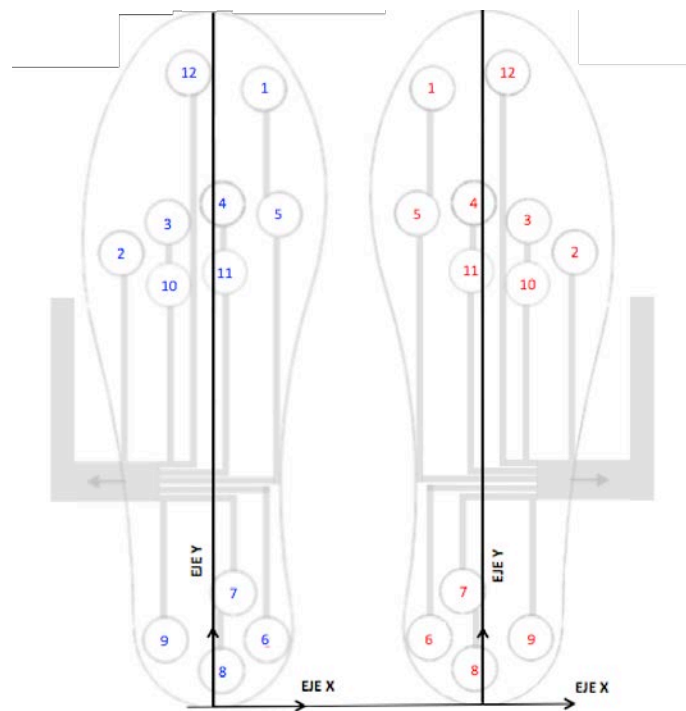
// Vector compuesto por las constantes de calibración de los sensores
const float FSRA[12] = {0.5541, 0.6327, 0.8452, 0.4640, 0.5091, 0.6774, 0.2329,
                        0.6764, 0.9530, 0.3958, 0.4092, 0.6298};

const float FSRP[12] = {-1.2755, -1.4556, -1.4881, -1.2438, -1.2953, -1.3699, -1.1261,
                        -1.3908, -1.5221, -1.1834, -1.1947, -1.3141};

...
```

**Tabla 4.14. Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos de la suela sensitiva derecha (*InsoleCodeCoefV5R.ino*). Definición de las entradas analógicas y los coeficientes del método de regresión de potencia inversa.**

La figura 4.44 muestra el origen de coordenadas sobre el que se referencia la posición de cada sensor. Esto permite el cálculo del centro de presiones durante la obtención de datos. Dependiendo de la anatomía del sujeto de estudio, estos valores varían, ya que la posición de los sensores se basa en la posición de los huesos metatarsianos.

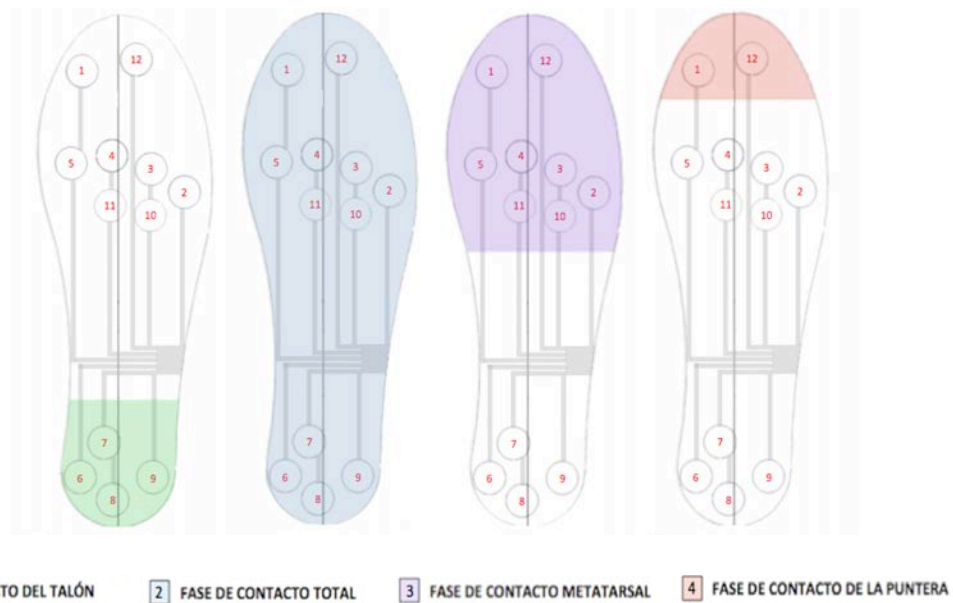


**Figura 4.44. Disposición de los sensores en las suelas sensitivas izquierda y derecha.**

El resto del código emisor se compone del cálculo de la fuerza de lectura corregida en base a los métodos de área y fases mediante el empleo de lógica computacional, basadas en los umbrales determinados en la fase de calibración. Para cada suela se ha realizado el cálculo de la fuerza total de lectura, la corregida por ambos métodos, las coordenadas del centro de presiones, la fuerza detectada en cada sensor y la variable del estado de contacto correspondiente, denominada fase (Tabla 4.15). La cual representa en una escala de 0-4 los diferentes estados de contacto (talón, total, metatarsal, puntera) (Fig. 4.45). El código realiza estos cálculos para la lectura proveniente de 9 y 12 sensores con el fin de realizar la comparación de resultados y determinar el número óptimo de sensores empleados en el diseño de suelas sensitivas eficientes en costes (Tabla 4.16).

```
const float VCC = 5.0;
const float R_DIV = 3300.0; //Resistencia añadida en el divisor de voltaje
const float S_W = 637.65; //Peso del sujeto en Newtons
const float SLS = 209.03; //Valor medio de la calibración sobre una pierna
const float NS = 159.6; //Valor medio de la calibración sobre dos piernas
const float FTL = 187.08; //Valor medio de la calibración sobre las zonas metatars.
const float CP1 = S_W/200; //Coeficiente de calibración de fases 1 - contacto talón
const float CP2a = S_W/SLS; //Coef. de calibración de fases 2 -una pierna
const float CP2b = (S_W/2.0)/NS; // Coef. de calibración de fases 2 - dos piernas
const float CP2 = (CP2a+CP2b)/2.0; //Coef. de calibración de fases 2 - ctc total
const float CP3 = (S_W/2.0)/(FTL); //Metatarsal loading phase based coefficient//
const float CA1 = 2.46; //Coeficiente de calibración de áreas 1 - area talón
const float CA2 = 3.05; //Coef. de calibración de áreas 2 - area total
const float CA3 = 2.54; //Coef. de calibración de áreas 3 - area metatarsal
const float CA12f = (CA2-CA1)/13.0; //Gradiente de interpolación fase talón-total
const float CA23f = (CA3-CA2)/11.0; //Gradiente de interpolación fase total-metat.
float CA12 = 0;
float CA23 = 0;
int gradient1 = 0;
int gradient2 = 0;
float new_time = 0;
const float x1 = -24; //Coordenadas X de los sensores respecto al origen (mm)
const float x2 = 34.5;
const float x3 = 16;
const float x4 = -5;
const float x5 = -26;
const float x6 = -20;
const float x7 = -7.5;
const float x8 = -3.5;
const float x9 = 15.5;
const float x10 = 12;
const float x11 = -12;
const float x12 = 9;
```

**Tabla 4.15. Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos de la suela sensitiva derecha (*InsoleCodeCoefV5R.ino*). Constantes de calibración, parámetros específicos del sujeto 1 y posición de los sensores.**



**Figura 4.45.** Las diferentes fases de contacto durante la marcha con la correspondiente área de contacto de la suela sensitiva y activación de los sensores.

```

for (int i=0; i<12; i++)
{
    force[i] = pow(FSRA[i]*(c1/analogRead(FSR_PIN[i])-1), FSRP[i]);
    forceCP[i] = force[i];
    forceCA[i] = force[i];
}
if (((force[5]>3.0)||((force[6]>3.0)||((force[7]>3.0)||((force[8]>3.0))
{
    if ((force[0]<10.0)&&(force[1]<10.0)&&(force[2]<10.0)
        &&(force[3]<10.0)&&(force[4]<10.0)&&(force[9]<10.0)
        &&(force[10]<10.0)&&(force[11]<10.0))
    {
        if ((0==gradient1)&&((force[5]>50.0)||((force[6]>50.0)
            ||((force[7]>50.0)||((force[8]>50.0)))
        {
            //Aplicar corrección de coeficientes para la fase del talon justo un paso
            antes de comenzar con los gradients de cambio de fase (método de fases CP)
            for (int i=5; i<=8; i++)
            {
                forceCP[i]=force[i]*CP1;
                forceCA[i]=force[i]*CA1;
            }
            phase=1;
            gradient1=1;
            CA12=CA1+CA12f;
        }
    }
}
...
    
```

**Tabla 4.16.** Sección del código de adquisición y transmisión (emisor) de datos de la suela sensitiva derecha (*InsoleCodeCoefV5R.ino*).

## Hardware

Cada suela está compuesta por 12 sensores resistivos sensibles a la presión, FSR (*Force Sensitive Resistor*), el modelo empleado es el FSR<sup>®</sup> 402 (*Interlink Electronics Inc., California, Estados Unidos*), con un coste aproximado de 6€/unidad, un diámetro de 1.27cm y un rango de medida de 100g -10kg, seleccionado por su bajo coste y sencillez de instalación (Fig. 4.46). La suela está compuesta por tres capas de silicona *Ecoflex™* 00-30 (*Smooth-On Inc., Pennsylvania, Estados Unidos*) entre las que se colocan los sensores de presión. Una capa inferior de 1.5mm de espesor con la forma de la suela del calzado, fabricada utilizando un molde sobre el que se vierte la silicona líquida. Los sensores se posicionan sobre la capa inferior, en los puntos de contacto del pie más relevantes, en base a las características anatómicas del pie, calculados en estudios previos [242] y adaptados mediante pruebas experimentales. Cada sensor está conectado mediante cables planos *AWM 2651*, conectados a terminales *IDC* para facilitar la conexión/desconexión. Cada sensor dispone de una superficie adhesiva en la parte inferior para evitar que se desplacen durante la flexión de la suela. Sobre los sensores se coloca la segunda capa de silicona la cual sostiene el resto de sensores de la zona metatarsal, para evitar el solapamiento de los sensores en la misma capa. La suela está recubierta por la parte superior e inferior de una lámina plástica que reduce la fricción con el pie. Los sensores se conectan a la placa de desarrollo *Arduino® Mega 2560* (*Arduino, Nueva York, Estados Unidos*) a través de un escudo que funciona de interfaz entre la placa y los conectores. El escudo es un circuito impreso que integra las resistencias empleadas para amplificar la variación de la resistencia en los sensores, mediante el divisor de voltaje descrito previamente en el apartado de calibración empleando resistencias de 3300k $\Omega$ . Cada sensor *FSR* dispone de dos pines de conexión. Uno de ellos conectado a la línea común de voltaje de 5V y el otro al divisor de voltaje dispuesto en el escudo de conexiones. La alimentación de la placa se produce mediante una batería externa recargable de 6V (Fig. 4.47).



**Figura 4.46.** Conjunto de suela sensitiva y escudo de conexiones que actúa como interfaz entre los sensores y la placa desarrolladora *Arduino®*.

El sistema dispone de una conexión rápida para un transmisor de radiofrecuencia nRF24L01 (Nordic Semiconductor, Trondheim, Noruega), que envía los datos procesados por la placa de desarrollo al mismo receptor de radiofrecuencia que recibe los datos cinemáticos de los encoder y de ambas suelas sensitivas. Este receptor está conectado a una placa desarrolladora Arduino®, la cual se conecta mediante un puerto serial al ordenador denominado PC-2. Con el fin de evitar pérdidas en el cableado y posibles efectos de ruido que afectan a la señal de los sensores, se ha colocado el micro-controlador lo más cercano posible a los sensores. Los conectores de conexión salen por el lateral del calzado, llegando al sistema de adquisición de datos, y se sitúa en la parte posterior de cada pierna, a la altura del tobillo sin interferir con el exoesqueleto, protegido por una carcasa. En total se han empleado 24 sensores resistivos con los que se han fabricado dos suelas sensitivas para ambos pies. Cada suela sensitiva dispone del hardware independiente de adquisición y transmisión de datos al receptor conectado con el PC-2, el cual registra los datos correspondientes a la parte inferior del cuerpo. El PC-1 es el encargado de adquirir los datos enviados por las seis unidades inerciales que se emplean en la obtención de datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo. En la figura 4.47 se muestra el esquema de conexiones del sub-sistema de una suela sensitiva y la transmisión de datos.

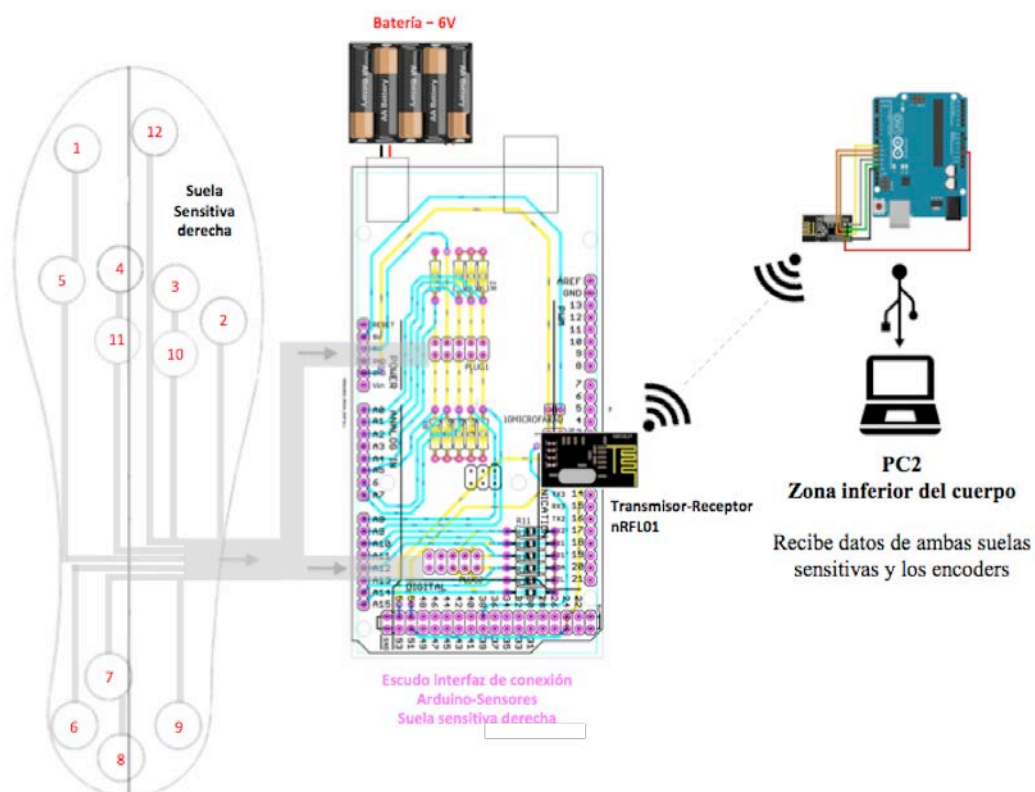


Figura 4.47. El subsistema de adquisición de datos cinéticos de la suela sensitiva derecha.

### 4.3. CASO ESTUDIO: INTERFAZ DE VISUALIZACIÓN EN LÍNEA Y MODELO PARA EL ANÁLISIS Y SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO HUMANO

Uno de los objetivos de esta investigación fue la creación de una herramienta de software capaz de visualizar, adquirir y permitir el cálculo de los datos necesarios para la optimización del diseño de exoesqueletos. En el punto anterior se ha descrito la herramienta de adquisición de datos desarrollada WIMDA, en este apartado se describe la interfaz de visualización en línea desarrollada y empleada durante los ensayos de calibración y estudios de movimiento. La función buscada fue la de visualizar los datos cinemáticos y cinéticos provenientes de los encoders y las suelas sensitivas. Los datos cinemáticos correspondientes a la parte superior del cuerpo obtenidos por las unidades inerciales no se incluyeron. El objetivo es emplear esta interfaz de visualización como futura herramienta de feedback y control de los actuadores de exoesqueletos, es cierto que los datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo pueden ser empleados como *feedback* de control pero no son indispensables en el control de los actuadores.

Esta herramienta de software se desarrolló para comunicar el software de adquisición de datos Arduino® con Matlab® (*Mathworks Inc., Massachusetts, Estados Unidos*), dos códigos separados realizan la visualización en línea de los datos registrados por los encoders y las suelas sensitivas. Cada sub-sistema de adquisición de datos dispone de sus códigos independientes.

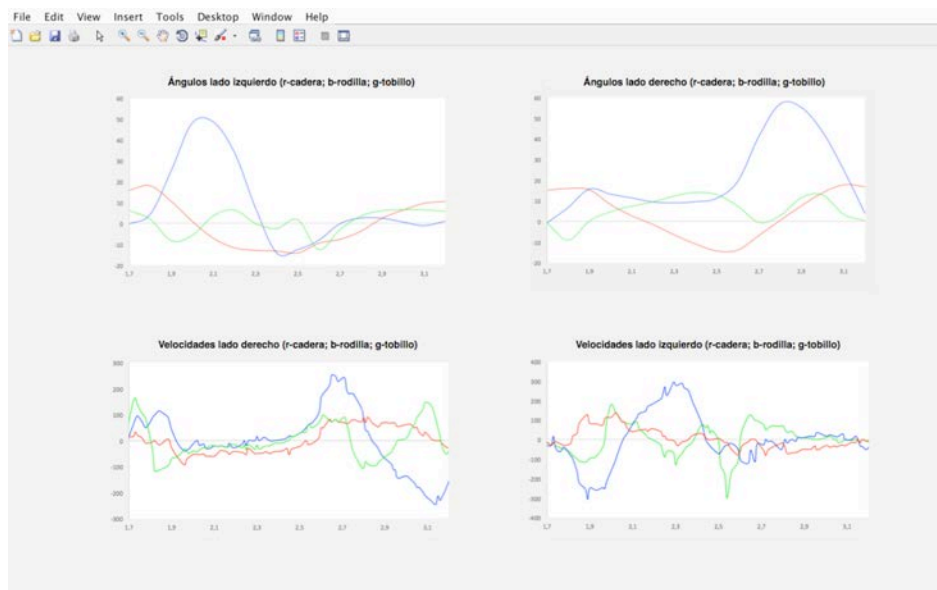
#### 4.3.1 Interfaz de visualización de los datos cinemáticos de la parte inferior del cuerpo

La interfaz desarrollada obtiene los datos adquiridos a través de la comunicación por puerto serie (*serial monitor*), el cual transfiere los datos adquiridos por la placa de desarrollo Arduino® Mega 2560. La definición de las variables a representar se basa en el código *FinalTx.ino*. Los valores elegidos durante los ensayos fueron, la posición y velocidad angular de las exo-articulaciones (Fig. 4.48). La implementación de los valores de la aceleración sobre el código existente es trivial, sin embargo se decidió limitar la representación de los valores de la posición para maximizar la utilidad visual de la interfaz, evitando confusiones durante la observación de las gráficas. La frecuencia de lectura que emplea el código del sistema de adquisición de datos es de 100Hz. Sin embargo la frecuencia de representación

---

gráfica en línea provoca un retraso durante el funcionamiento a la hora de crear las gráficas, disminuyendo la frecuencia de visualización a 20Hz.

El tiempo de visualización es modificable acorde a la aplicación de la interfaz, en esta investigación se utilizó como herramienta de *feedback* para verificar que los sistemas funcionaban correctamente, previo al inicio de las pruebas. Antes de comenzar con la representación gráfica de los valores, se eliminan las primeras líneas de datos recibidas, para evitar los valores corruptos almacenados en la placa de desarrollo presente durante la conexión/desconexión de otros ensayos. El código representa de una manera sencilla una herramienta de visualización que puede ser adaptada a las necesidades de cada investigación (Tabla 4.17). No es necesario un post-procesado de los datos, sino que permite una visualización directa de los valores obtenidos por los encoders del exoesqueleto, debido a la adquisición de datos en el espacio articulado, eliminando la necesidad de conversión del espacio cartesiano.



**Figura 4.48. Interfaz de visualización en línea de los datos cinemáticos de las extremidades inferiores. Valores obtenidos durante las pruebas de calibración experimentales del ciclo de la marcha.**

Complementariamente se desarrolló otro código para la representación y almacenamiento de los datos obtenidos en los ensayos. En este caso los datos obtenidos por el sistema de adquisición de datos, se almacenan en el espacio de trabajo de Matlab®, que clasifica y etiqueta los valores acorde a la notación que se explicará en el apartado 4.3.4 (Modelo para el estudio de movimiento y su posterior uso en los cálculos de dinámica inversa). Al finalizar el test, los resultados se representan en sendas gráficas para una



validación visual instantánea de posibles errores en el fallo de los sistemas o anomalías causadas por el sujeto. La duración del ensayo se registra en el código por un contador. El empleo de este código permite la obtención, guardado y representación post ensayo de los datos a una frecuencia de 100Hz.

```
%% Eliminación de los primeros valores corruptos
for i = 1:5
    garbage = fscanf(myObj);
end
%% Visualización de gráficos en línea
tic
ENCODERDATA = zeros(nData,1); i = 1;
while toc < 10
    NewData = fscanf(myObj,formatSpec);
    if (length(NewData) == nData)
        ENCODERDATA = [ENCODERDATA NewData];
        newI = i+1;
        Time = ENCODERDATA(1,[i newI]);
        drawnow;
        subplot(2,2,1);
        plot(Time,ENCODERDATA(2,[i newI]),'r');
        plot(Time,ENCODERDATA(5,[i newI]),'b');
        plot(Time,ENCODERDATA(8,[i newI]),'g');
        hold on;
        subplot(2,2,2);
        plot(Time,ENCODERDATA(11,[i newI]),'r');
        plot(Time,ENCODERDATA(14,[i newI]),'b');
        plot(Time,ENCODERDATA(17,[i newI]),'g');
        hold on;
        subplot(2,2,3);
        plot(Time,ENCODERDATA(3,[i newI]),'r');
        plot(Time,ENCODERDATA(6,[i newI]),'b');
        plot(Time,ENCODERDATA(9,[i newI]),'g');
        hold on;
        subplot(2,2,4);
        plot(Time,ENCODERDATA(12,[i newI]),'r');
        plot(Time,ENCODERDATA(15,[i newI]),'b');
        plot(Time,ENCODERDATA(18,[i newI]),'g');
        hold on;
        i = newI;
    end
    flushoutput(myObj);
end
```

**Tabla 4.17. Código de adquisición y visualización en línea de los datos cinemáticos desarrollado en el software Matlab®**

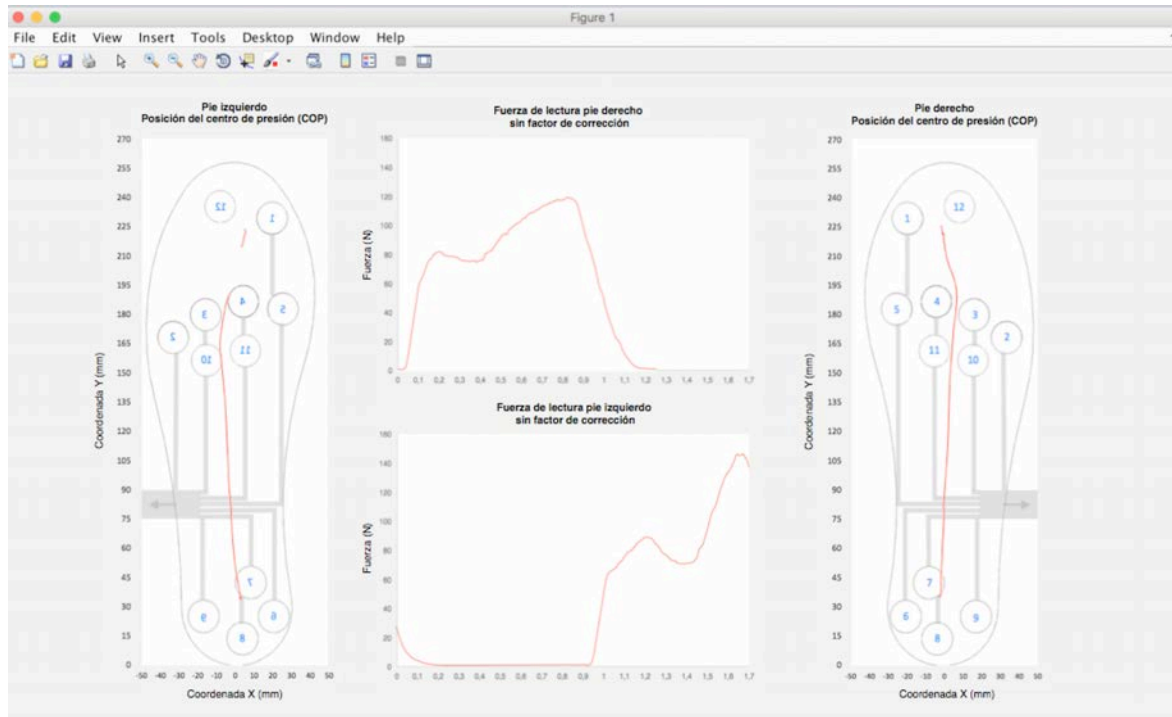
### 4.3.2 Interfaz de visualización de la fuerza de contacto y COP

La suela sensitiva dispone a su vez de un código de visualización en línea, del mismo modo que el empleado en los encoders. Con esta herramienta se buscó una representación visual de las fases de contacto durante el ciclo de la marcha. La interfaz se compone de cuatro gráficos de representación simultánea como los que se muestran en la figura 4.48. En los laterales se sitúan las suelas sensitivas izquierda y derecha analizadas, cada una con el mapa de sensores que la componen. Sobre la suela sensitiva se muestra el centro de presión (COP) instantáneo durante el contacto, de tal forma que se visualiza la trayectoria del centro de presiones durante el ciclo de marcha. En la parte central se representan las gráficas de la componente vertical de la fuerza total de contacto de lectura para ambas suelas sensitivas sincronamente.

En esta investigación se compararon los valores de la fuerza total obtenida por 12 sensores frente a 9 sensores como se ha explicado en apartados anteriores. Los valores de lectura visualizados se obtienen a través de la comunicación por puerto en serie de la placa desarrolladora que ejecuta el código de lectura, con la aplicación de los métodos de corrección. La modificación de las variables a visualizar no supone una dificultad, pudiéndose añadir el resto de valores obtenidos por el código de la placa desarrolladora incluyendo la lectura de las columnas de datos correspondientes (Tabla 4.17). Permitiendo la comparación en línea de los resultados de ambos métodos de corrección, tanto acorde a la trayectoria del centro de presiones como sobre la fuerza total de contacto. Durante los ensayos de calibración y pruebas se empleó la herramienta de visualización con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento de los sensores que componen el sub-sistema de adquisición, observaciones sobre la distribución del peso durante la fase de contacto en diferentes usuarios y comprobaciones rápidas sobre la efectividad de la aplicación de los métodos de corrección desarrollados. En la figura 4.49 se pueden observar las deficiencias en la fuerza total de lectura y la necesidad de la aplicación de los coeficientes de corrección. Además se observa el desfase presente durante el ciclo de la marcha entre la suela derecha e izquierda. Permitiendo detectar discontinuidades durante el contacto y cambios de fase durante la marcha. La frecuencia de lectura que emplea el código del sistema de adquisición de datos es de 100Hz.

---

El empleo de las herramientas de visualización tiene dos funciones, una de validación durante la fase de calibración y las pruebas experimentales, y otra como herramienta evolutiva en el desarrollo de software de control de actuadores. Complementariamente tiene una tercera aplicación, como visualizador para el paciente durante terapias de rehabilitación; permitiendo instruir al paciente a realizar determinados ejercicios.



**Figura 4.49. Interfaz de visualización en línea de los de la fuerza de contacto y el centro de presiones (COP) en ambos pies. Valores obtenidos durante las pruebas de calibración experimentales del ciclo de la marcha.**

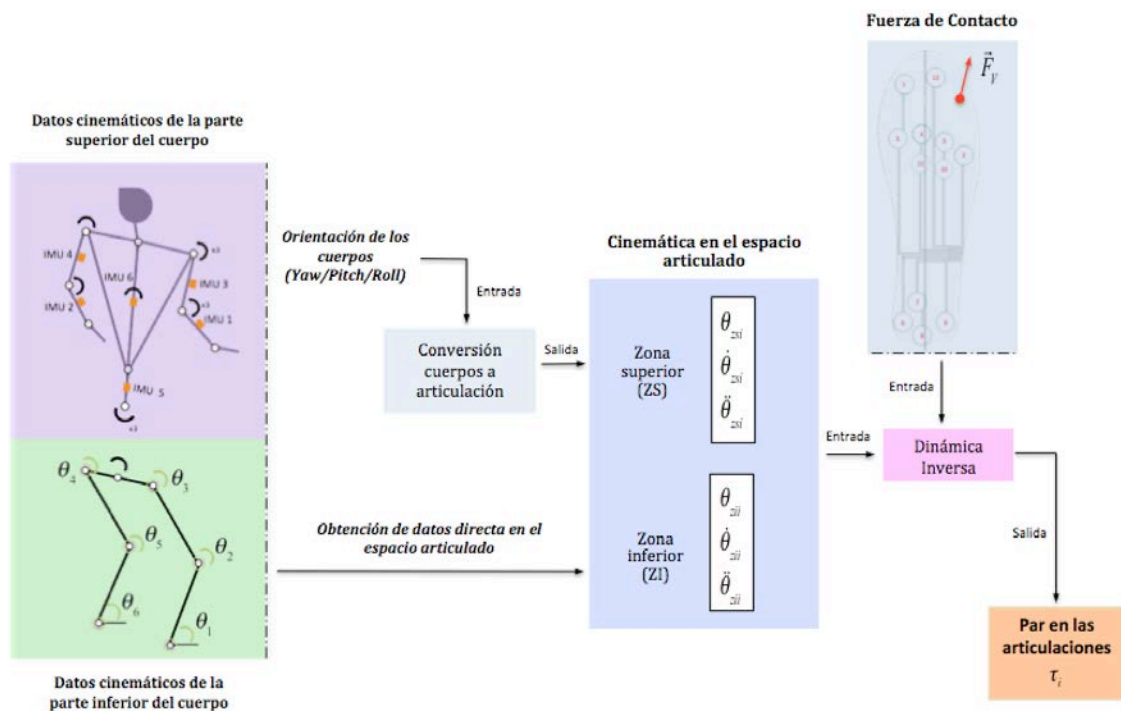
### 4.3.3 Modelo para el análisis y simulación del movimiento humano

La obtención de los datos cinemáticos y cinéticos que definen el movimiento humano durante la marcha tiene aplicaciones de estudio directas, las cuales permiten elaborar diagnósticos en pacientes, validar la cinemática en el diseño de *wearable robots* o como herramientas de retroalimentación en el control de exoesqueletos entre otras. Para la consecución del diseño de un exoesqueleto de asistencia al movimiento, es necesario determinar las especificaciones de los actuadores. Esto implica la necesidad de determinar el cálculo del par originado alrededor de cada articulación durante el movimiento humano, no solo durante el ciclo de la marcha; sino también durante otros movimientos comunes que implican el movimiento de las piernas como sentarse o subir y bajar escaleras.

La determinación de los pares necesarios que originan el movimiento cinemático del cuerpo humano se puede realizar a través de diferentes estrategias a la hora de resolver las ecuaciones del movimiento. Dependiendo de los datos disponibles para la resolución de las ecuaciones del movimiento en el sistema de multi-cuerpos que representa el cuerpo humano, existen dos métodos de resolución, el método de dinámica inversa (*inverse dynamics*) y el método de dinámica futura (*forward dynamics*) [158, 243]. En el primer método se determinan las fuerzas que originan el movimiento a través de la cinemática resultante. En el segundo las fuerzas determinan la cinemática del movimiento. La obtención de las fuerzas causantes del movimiento humano es una tarea difícil de acometer en, ya que requiere leer las fuerzas ejercidas por los músculos. Existen estudios en los cuales se han empleado sensores de electromiografía EMG, capaces de detectar las señales eléctricas superficiales causadas por la activación de los músculos, como herramienta para la determinación de la intención de movimiento y el control de los actuadores en exoesqueletos de asistencia al movimiento [167, 168]. Sin embargo ninguno de estos métodos permite una determinación de las fuerzas que origina el movimiento en el cuerpo debido a la complejidad del sistema muscular, complejidad del proceso de calibración, influencia de efectos como la fatiga, el ruido y retraso de la señal. El método de *forward dynamics*, se emplea en aplicaciones de robótica donde es posible conocer las fuerzas que originan el movimiento.

---

En esta investigación se ha aplicado el método de dinámica inversa, el cual requiere del conocimiento de la cinemática del cuerpo y las fuerzas externas que actúan sobre el mecanismo, en este caso el sujeto de estudio durante el movimiento. Razón por la cual es necesario el empleo de sistemas de medida y adquisición de datos cinemáticos y cinéticos como WIMDA. La figura 4.50 muestra un esquema de la aplicación del método de dinámica inversa.



**Figura 4.50. Modelo de cuerpo completo multi-cuerpo Santos en la pose inicial y el eje de coordenadas global.**

Durante esta investigación, y fuera de su alcance pero complementariamente, comencé el desarrollo de una herramienta de software en colaboración con el Laboratorio de Dinámica Aplicada y Optimización (ADOL) de Tandon School of Engineering, NYU, New York, Estados Unidos, basada en modelos de cálculo numérico empleados en investigaciones previas, con aplicaciones relacionadas con la determinación del efecto de la posición del centro de masa en la estabilidad del cuerpo humano, durante las fases estáticas y dinámicas que ocurren en el movimiento [240, 244, 245], como herramienta de software de simulación y cálculo en estudios de movimientos. En el momento de finalización de la redacción de esta tesis, el código, que utiliza un lenguaje C++, se encuentra en la fase final de desarrollo, el cual soluciona las ecuaciones del movimiento, empleando como datos de entrada, los datos adquiridos por el dispositivo WIMDA durante las pruebas experimentales realizadas sobre el

sujeto 1. La validación dinámica y el desarrollo del código de cálculo no entran en el alcance de esta investigación. Para alimentar la entrada de datos empleados en el cálculo de los pares resultantes en cada articulación, es necesario el empleo de un modelo que represente el sistema del cuerpo humano en notación matemática. Para ello se empleó un sistema multi-cuerpo compuesto por segmentos parametrizados que representan de la anatomía del sujeto de estudio. En este apartado 4.3.4 se describen las características del modelo desarrollado, la denominación de parámetros y la convención de signos empleados en la alimentación del modelo matemático para la solución de las ecuaciones del movimiento.

#### 4.3.4 Modelo multi-cuerpo humano + exoesqueleto

##### 4.3.4.1 Modelo biomecánico

El modelo multi-cuerpo humano desarrollado es un ejemplo típico de un mecanismo con estructura de árbol. Basado en un modelo humano del cuerpo completo con 55 GDL Santos [6] (Fig. 4.51). El modelo reducido desarrollado para esta investigación posee 40 GDL, seis de los cuales pertenecen a los GDL del sistema multi-cuerpo respecto al origen del sistema de coordenadas globales. El resto de GDL son los que delimitan la libertad de movimiento de los cuerpos (brazos, piernas, torso, cabeza y manos). En la pelvis se sitúa el segmento de referencia del sistema multi-cuerpo que conecta con el sistema de coordenadas global. La configuración de la cadena cinemática de cuerpos del sistema se representa en notación *Denavit-Hartenberg* (DH) [246]. Los GDL del sistema multi-cuerpo que componen el modelo se representan mediante una estructura de árbol del mecanismo, tal y como se puede observar en la figura 4.52. Está subdividido en ramas correspondientes a partes del cuerpo humano (cuello, brazos, torso y piernas) diferenciadas mediante colores. Cada punto representa un GDL ( $q_1, q_2, q_3, \dots$ ) perteneciente a los GDL que posee cada articulación de unión entre cuerpos del sistema, las distancias ( $L_1, L_2, L_3, \dots$ ) que conectan las diferentes agrupaciones de GDL representan las longitudes anatómicas equivalentes a cada parte del cuerpo. En la tabla 4.14 se muestran las longitudes correspondientes para el sujeto 1, notaciones y referencias para la obtención en el sujeto de estudio correspondiente (Fig. 4.53). Cada rama se denomina con un número identificativo, empezando por la rama del sistema global (rama 0), su número de pariente al que está conectado previamente en el orden de la cadena cinemática y el número de transformadas necesarias en cada rama correspondientes a cada GDL.

---

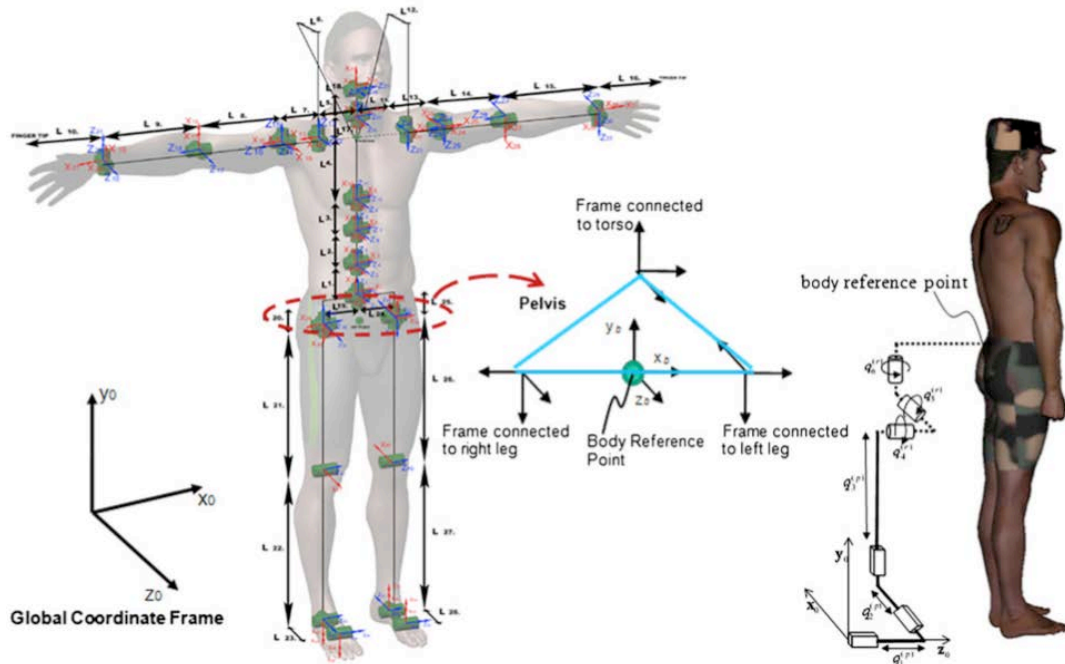


Figura 4.51. Modelo de cuerpo completo multi-cuerpo Santos en la pose inicial y el eje de coordenadas global [6].

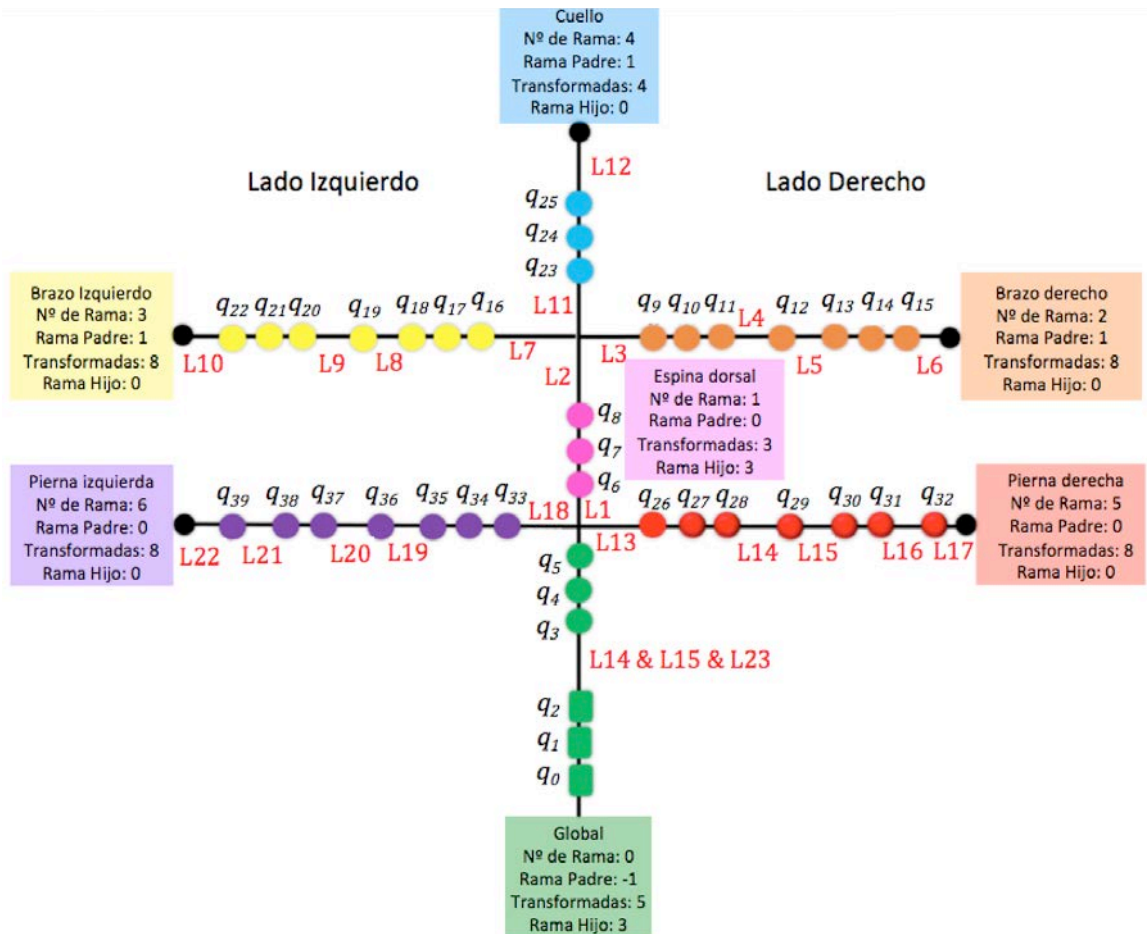
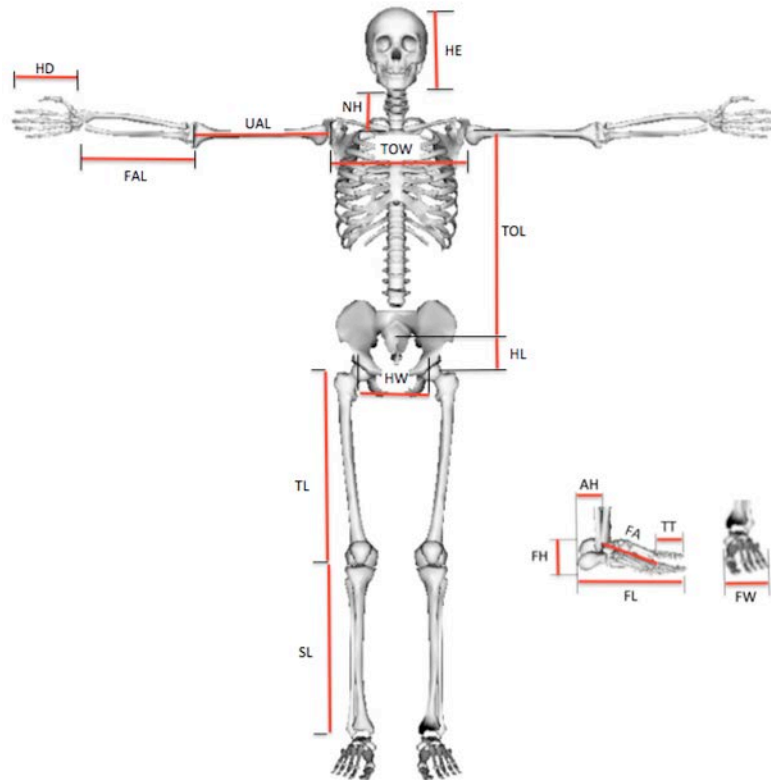


Figura 4.52. Árbol cinemático del modelo multi-cuerpo representativo del cuerpo humano. Ramas en las que se subdivide y los correspondientes GDL y transformadas por cada rama.



<b>Distancias anatómicas de la zona superior (mm)</b>		<b>Designación en el árbol cinemático</b>	<b>SUJETO 1 (mm)</b>
Distancia de la cadera a la vértebra lumbar L5	<b>HL</b>	<b>L1</b>	90
Altura del torso (Entre hombros y vértebra lumbar L5)	<b>TOL</b>	<b>L2</b>	448 (538-HL)
Anchura del torso (Entre hombro izquierdo y derecho)	<b>TOW</b>	<b>L3(D) + L7(I)</b>	357
Longitud del brazo (Del codo al hombro)	<b>UAL</b>	<b>L4(D) / L8(I)</b>	303
Longitud del antebrazo (Del codo a la muñeca)	<b>FAL</b>	<b>L5(D) / L9(I)</b>	253
Longitud de la mano	<b>HD</b>	<b>L6(D) / L10(I)</b>	185
Altura del cuello hasta la línea de los hombros	<b>NH</b>	<b>L11</b>	160
Altura de la cabeza	<b>HE</b>	<b>L12</b>	216
Anchura de la mano	<b>HA</b>	-	100
Diámetro del brazo en la zona del hombro	<b>UD1</b>	-	100
Diámetro en la zona del codo (brazo)	<b>UD2</b>	-	75
Diámetro en la zona del codo (antebrazo)	<b>FA1</b>	-	75
Diámetro de la muñeca	<b>FA2</b>	-	50
<b>Distancias anatómicas de la zona inferior (mm)</b>			
Anchura de la cadera (Distancia entre ambas piernas)	<b>HW</b>	<b>L13(R) + L18(L)</b>	298
Longitud del muslo (De la cadera a la rodilla)	<b>TL</b>	<b>L14(R) / L19(L)</b>	425
Longitud de la canilla (De la rodilla al tobillo)	<b>SL</b>	<b>L15(R) / L20(L)</b>	400
Longitud de la planta del pie	<b>FL</b>	<b>AH+L16senθ+L17</b>	262
Distancia del tobillo al talón	<b>AH</b>	-	60
Altura del pie (De la planta al tobillo)	<b>FH</b>	<b>L23</b>	68
Longitud media de la falanges distales a proximales	<b>TT</b>	<b>L17(R) / L22(L)</b>	77
Anchura del pie/calzado	<b>FW</b>	-	<b>101</b>
Distancia del tobillo a la falange proximal	<b>FA</b>	<b>L16 (D) / L21 (I)</b>	135
Peso del sujeto (kg)	<b>SW</b>	-	65kg
Diámetro mayor del muslo	<b>TD1</b>	-	176
Diámetro menor del muslo	<b>TD2</b>	-	114
Diámetro mayor de la canilla	<b>SD1</b>	-	114
Diámetro menor de la canilla	<b>SD2</b>	-	69
Distancia Sagital entre el exoesqueleto y la cadera	<b>HOFF</b>	-	90
Distancia Sagital entre el exoesqueleto y la rodilla	<b>KOFF</b>	-	70
Distancia Sagital entre el exoesqueleto y el tobillo	<b>AOFF</b>	-	57.5

**Tabla 4.18. Distancias anatómicas y la designación empleada en el código correspondiente a la numeración definida en el árbol cinemático.**



**Figura 4.53. Representación alámbrica del modelo con los sistemas de referencia empleados en la definición de los GDL, distancias y masas de los cuerpos que conforman el modelo humano + exoesqueleto.**

Las distancias anatómicas se obtuvieron para el sujeto 1 mediante medidas directas empleando referencias anatómicas correspondientes a las articulaciones definidas por el modelo, utilizando como referencia el modelo Santos [6]. El empleo de tablas y plantillas paramétricas facilita la modificación del modelo de estudio en función del sujeto de estudio, en el cálculo de las ecuaciones del movimiento. Para el cálculo de la distancia entre la línea que une las articulaciones de la cadera y el comienzo de la zona lumbar (HL en la figura 4.53 y Tabla 4.18), se empleó el valor obtenido mediante el software de análisis de movimiento *Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA)*, aplicando un ratio de conversión en función de la altura del sujeto. En el esquema de árbol anterior, se muestra de forma simplificada la distribución de los GDL del modelo y su correlación de las diferentes partes del sistema multi-cuerpo con el cuerpo humano.

Sin embargo es necesaria una representación más detallada del modelo que incluya la posición y orientación de los sistemas de referencia correspondientes a cada GDL, de tal manera que cada rotación es representada por un eje Z, así como la distribución de la masa de los cuerpos para ser capaces de computar la posición de la cadena cinemática durante el estudio de movimiento. Para ello se emplea la figura 4.54 que representa el modelo alámbrico multi-cuerpo con las distancias, sistemas de referencia y masas correspondientes a cada segmento. En ella se muestra la pose estática de inicio del modelo. La notación emplea la numeración de las ramas y transformadas definidas previamente para la designación de cada sistema de referencia. En la creación del modelo que representa a la parte del pie, este se dividió en dos segmentos, en la zona de unión con los huesos metatarsianos, dotando de un elemento más a la cadena cinemática, la definición de los parámetros del modelo se detallan en la figura 4.55. Esto dota de mayor precisión al modelo en la aplicación de la fuerza de contacto durante las diferentes fases. Como se ha comentado anteriormente, la configuración de la cadena cinemática emplea la notación *Denavit-Hartenberg* (DH) con la que se representa en notación matricial algebraica la cinemática de los cuerpos o segmentos que componen el mecanismo.

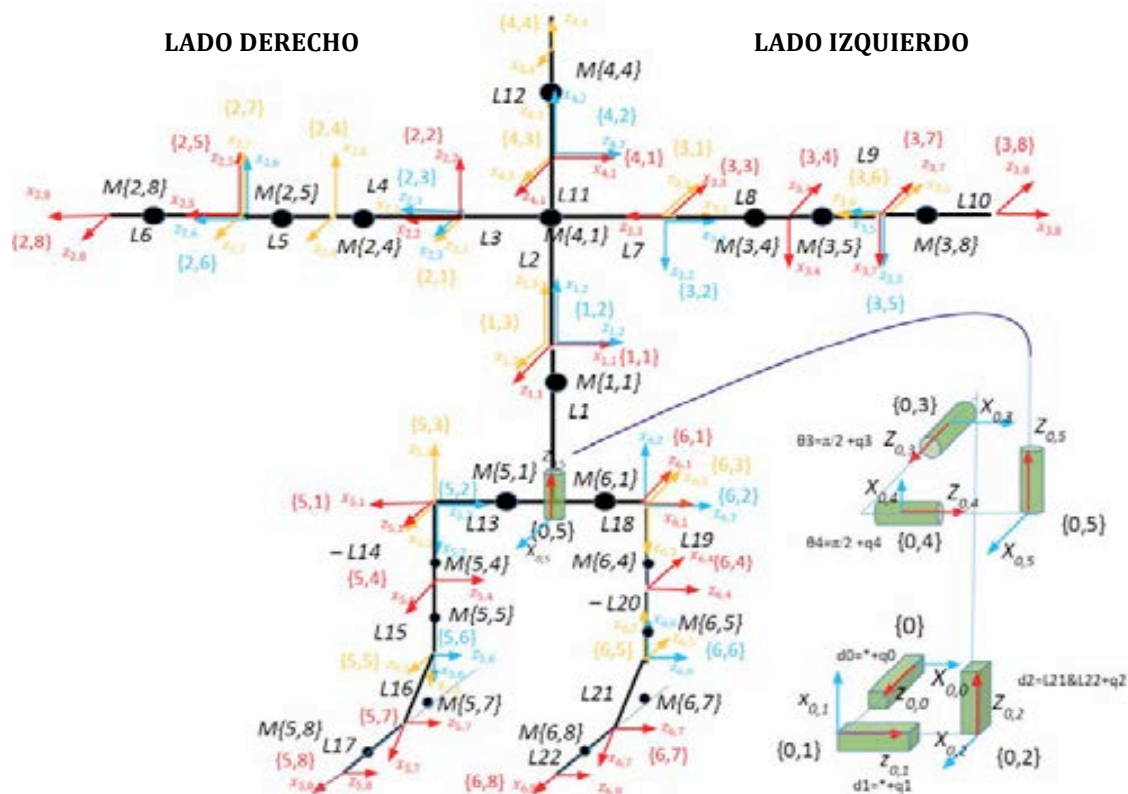
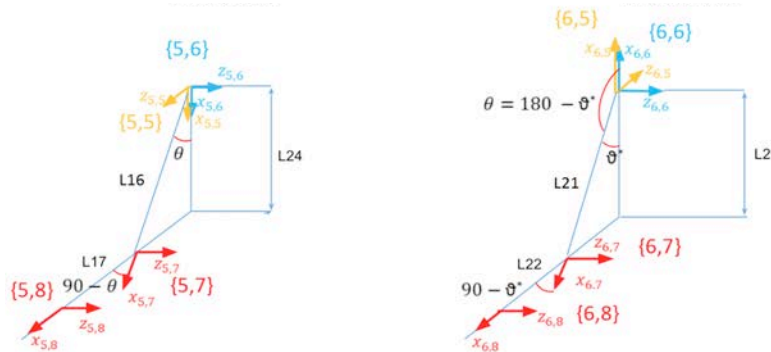


Figura 4.54. Representación detallada de los sistemas de referencia y longitudes empleadas en el modelo de los pies izquierdo y derecho para la pose de inicialización (determinación del ángulo  $\theta$ )



**Figura 4.55. Convención de signos y notación empleada en los datos cinemáticos de la pierna derecha obtenidos por el sistema WIMDA**

La definición de las transformaciones que definen la posición y orientación de cada segmento con respecto a la articulación previa en la cadena cinemática, se realiza mediante el empleo de cuatro parámetros ( $\theta_i$ ,  $d_i$ ,  $a_i$  y  $\alpha_i$ ). La tabla 4.19 muestra como ejemplo los parámetros empleados para la rama del árbol correspondiente a la pierna izquierda. Para cada rama se describe el número de transformadas totales en la rama, la rama padre y las ramas hijas. Con estos datos se puede realizar el cálculo de las poses del cuerpo a través de la cadena cinemática empleando los datos cinemáticos obtenidos mediante el sistema WIMDA, añadiendo los valores de lectura sobre las articulaciones, denominados por  $q_i$  (posición angular), sobre el parámetro  $\theta_i$  en las tablas DH empleando la notación definida en la estructura de árbol (Fig. 4.55). Estos parámetros DH definen la cadena cinemática en la pose de inicio. La obtención de las distancias y ángulos que definen los parámetros de la tabla DH en la pose de inicio, se obtienen de la figura 4.54, en combinación con la figura 4.55 para la pose de inicio. El parámetro  $\theta_i$  es el ángulo alrededor del eje Z entre los ejes X del grado de libertad analizado y el anterior en la cadena cinemática, expresado en radianes. La distancia  $d_i$  es el offset a lo largo del eje Z previo entre él a lo largo del eje ortogonal común. El parámetro  $a_i$  corresponde al radio de giro del segmento respecto al eje Z. Por último  $\alpha_i$  expresado en radianes, representa el ángulo entre ejes Z alrededor del eje ortogonal común entre el sistema de referencia actual y el previo.

$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$ (rad)
1,5708	-	L18	-1,5708
-1,5708	-	-	-1,5708
-1,5708	-	-	1,5708
0	L19	-	-1,5708
1,5708	-	-L20	1,5708
0	-	-	-1,5708
2,0917	-	L21	0
-0,5271	-	L22	0

**Tabla 4.19. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna izquierda**

La aplicación de los valores cinemáticos obtenidos por el sistema WIMDA sobre el modelo multi-cuerpo, a través de las ecuaciones de movimiento, mediante el empleo de los parámetros DH, implica la necesidad de determinar una convención del signo de giro y la definición del sistema de referencia correspondiente al GDL de giro referente al sistema multi-cuerpo de la (Fig. 4.55). Para ello se emplean figuras representativas que determinan a través de una plantilla la convención de signos, unidades de las variables, la denominación de las variables de entrada y el formato en el que se proporcionan al código maestro. En la figura 4.56 se muestra el ejemplo de la convención de signos empleada para la pierna derecha y el formato de datos proporcionado por el sistema WIMDA así como la convención de signos correspondientes al modelo multi-cuerpo originados por la notación definida en los sistemas de referencia (Fig. 4.57). Es muy importante disponer de estas dos notaciones para evitar problemas con la aplicación de los signos en la resolución de las ecuaciones de movimiento. Los datos obtenidos se almacenan en una hoja de datos o archivo en formato “.xls” o “.txt” para cada ensayo. En la tabla 4.20 se muestra un ejemplo del formato y unidades empleado para los datos cinemáticos de la pierna derecha. El empleo de la posición angular de cada articulación se realiza a través de los parámetros DH definidos anteriormente para la determinación de la posición de los cuerpos en el modelo a través de la cadena cinemática.

Matriz ix4					RH			
	Contador de tiempo (s)	Ángulo (°)	Velocidad angular (°/s)	Aceleración (°/s <sup>2</sup> )	Contador de tiempo (s)	RHA	RHV	RHC
t0	...	...	...	...	t0	...	...	...
t1	...	...	...	...	t1	...	...	...
t2	...	...	...	...	t2	...	...	...
ti	...	...	...	...	ti	...	...	...

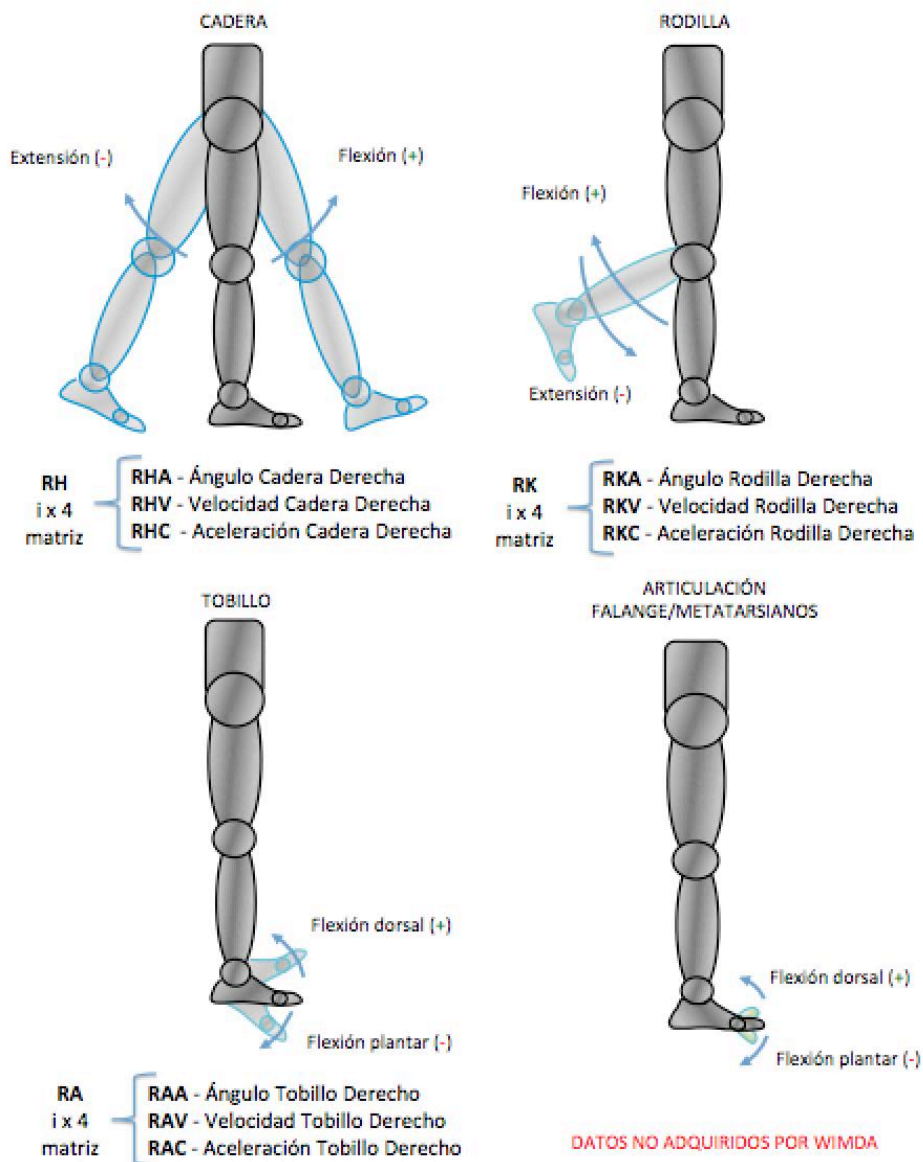
**Tabla 4.20. Formato y unidades de los datos cinemáticos proporcionados por la exo-cadera derecha del sistema WIMDA para la parte inferior del cuerpo**

Respecto a los datos cinemáticos correspondientes a la parte superior del cuerpo, también se empleó una plantilla de trabajo que define la denominación, unidades y convención de las variables que alimentan al modelo matemático del sistema multi-cuerpo. La figura 4.58 muestra la posición de los sensores de movimiento sobre el cuerpo humano y la orientación de los ejes de cada uno de ellos. Se incluye a su vez la convención de signos y variables proporcionadas. Sin embargo, la aplicación de los datos obtenidos por el sistema de

adquisición de datos de la parte superior del cuerpo plantea la necesidad de crear un código que procese las orientaciones y aceleraciones convirtiendo la cinemática obtenida en el espacio cartesiano al espacio articulado. Este código representa la orientación global de la parte superior del sistema multi-cuerpo, la cual se emplea como dato de entrada en la ejecución del código para la resolución de las ecuaciones de movimiento.

**REFERENCIA SISTEMA WIMDA: CINEMÁTICA DE LA ZONA INFERIOR**

PLANO SAGITAL - PIERNA DERECHA



**Figura 4.56. Convención de signos y notación empleada en los datos cinemáticos de la pierna derecha en el modelo multi-cuerpo desarrollado**

REFERENCIA MODELO MULTI-CUERPO: CINEMÁTICA DE LA ZONA INFERIOR

PLANO SAGITAL – PIERNA DERECHA

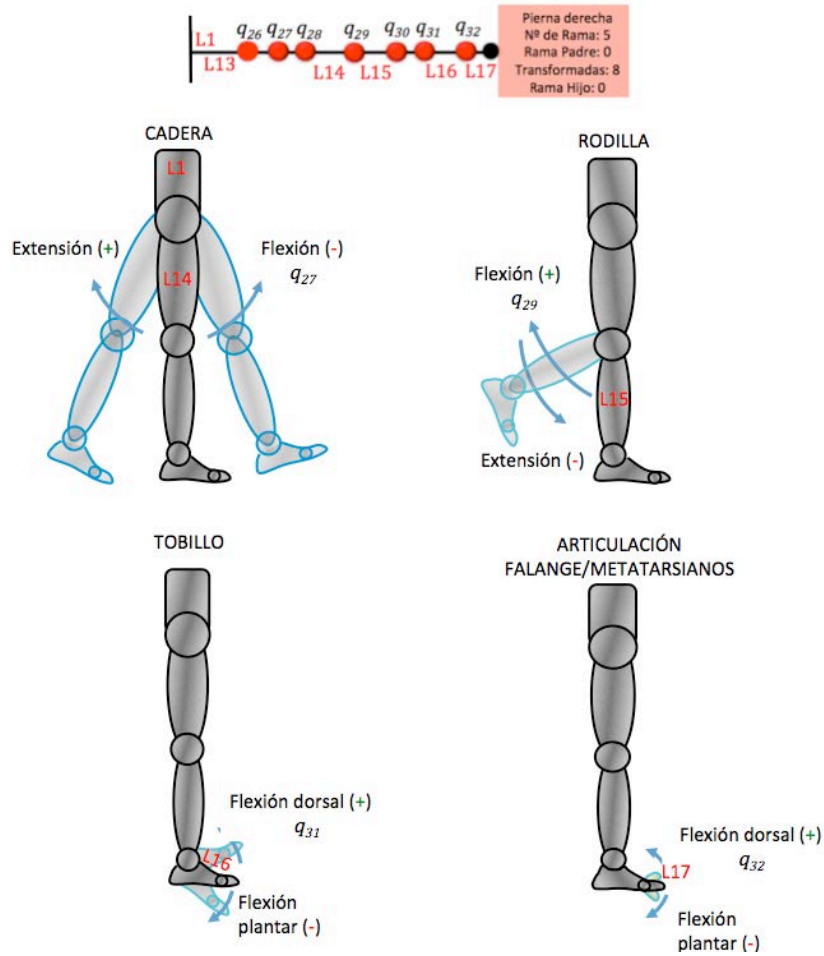
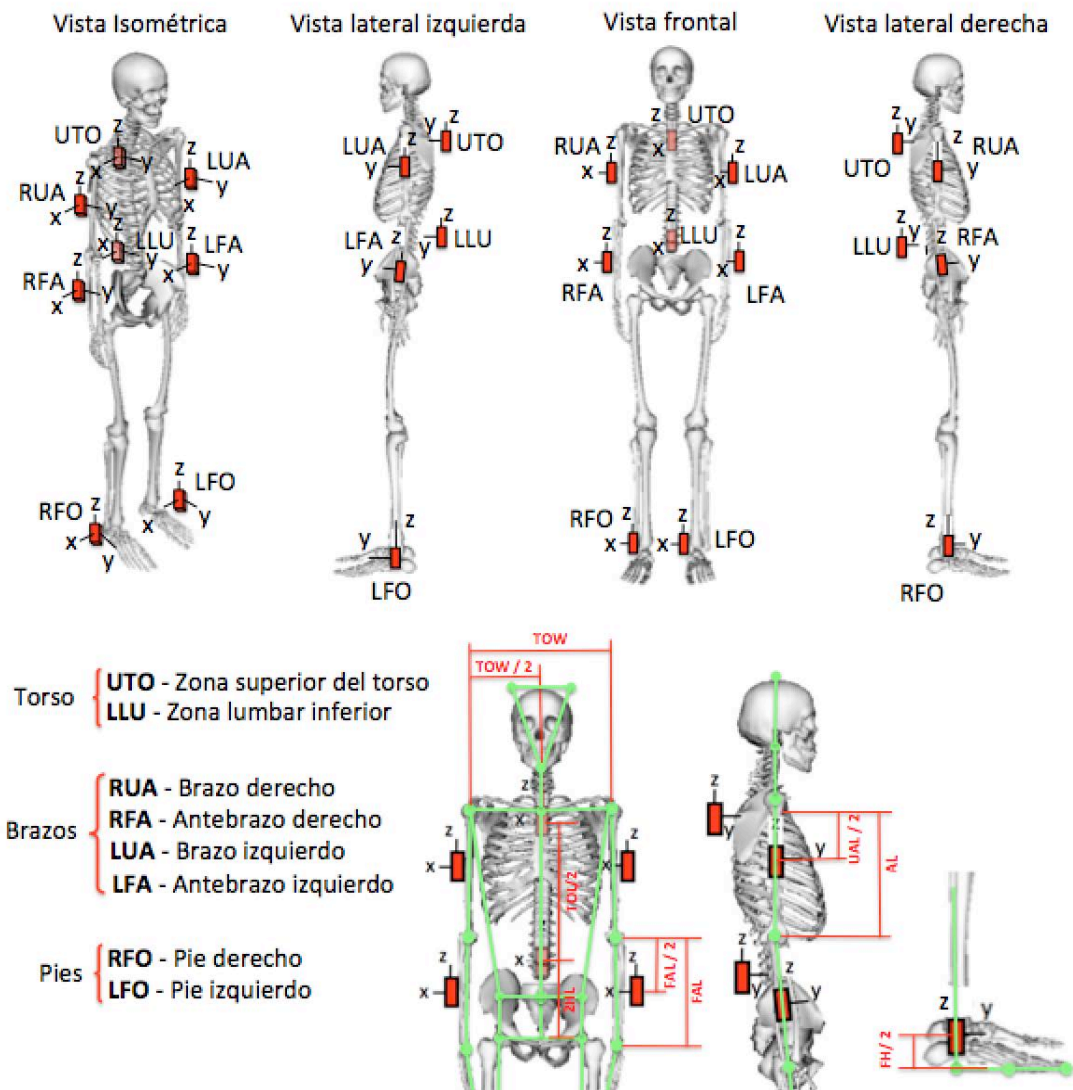


Figura 4.57. Convención de signos y notación empleada en los datos cinemáticos de la pierna derecha en el modelo multi-cuerpo desarrollado



REFERENCIA SISTEMA WIMDA: CINEMÁTICA DE LA ZONA SUPERIOR

POSE DE INICIALIZACIÓN



SISTEMA DE COORDENADAS DEL SENSOR DE MOVIMIENTO (IMU)

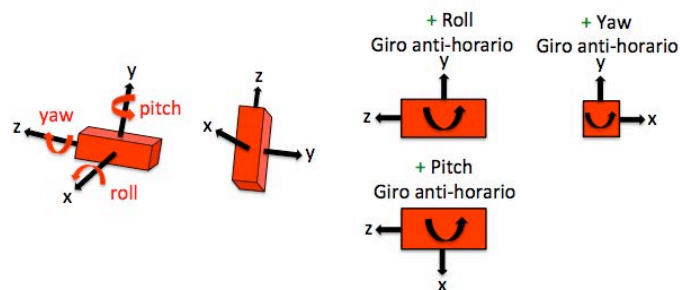


Figura 4.58. Convención de signos y notación empleada en los datos cinemáticos la zona superior del cuerpo obtenidos por WIMDA. Posición anatómica de los sensores en el cuerpo y orientación de los ejes de referencia.

Matriz ix4				RUA					
	Contador de tiempo (s)	YAW - Z (°)	PITCH - Y (°)	ROLL - X (°)		Contador de tiempo (s)	RUAY	RUAP	RUAR
t0	...	...	...	...	t0	...	...	...	...
t1	...	...	...	...	t1	...	...	...	...
t2	...	...	...	...	t2	...	...	...	...
ti	...	...	...	...	ti	...	...	...	...

**Tabla 4.21. Formato y unidades de los datos cinemáticos proporcionados por el sensor de movimiento del sistema WIMDA colocado en el brazo derecho.**

Por último, los datos cinéticos correspondientes a la fuerza de contacto durante el movimiento y obtenidos a través de las suelas sensitivas, requieren de su correspondiente plantilla de notación, unidades y convención de signos. En la figura 4.59 y la tabla 4.22 se describen las variables proporcionadas por ambas suelas al modelo matemático para la solución de las ecuaciones de movimiento así como la dirección de los ejes del sistema de referencia empleados sobre el que se calcula el centro de presiones COP y determina la aplicación de la fuerza de contacto resultante. Como se ha visto previamente, la resolución de la cadena cinemática se referencia sobre un sistema de referencia global o absoluto, en el caso de la aplicación de la fuerza de contacto, el COP dispondrá de un sistema de referencia local en cada suela sensitiva como el que se indica en la figura 4.59, el cual se sitúa en la parte posterior del talón, siendo el plano XZ coincidente con la superficie de la suela sensitiva. Sin embargo es necesaria la creación de un sistema de referencia global sobre el que situar las fuerzas de contacto durante el estudio de movimiento. Para ello se implementó una ecuación matricial que referencia el sistema local de las suelas sensitivas con respecto al sistema global de referencia del modelo multi-cuerpo. Se instalaron dos sensores de movimiento, uno sobre cada pie con el fin de facilitar la determinación del punto de aplicación de la fuerza de contacto en la transformación de los sistemas de referencia locales de la suela sensitiva al sistema local del modelo multi-cuerpo, a través de la orientación proporcionada del pie con respecto al suelo definidas por las variables RFO y LFO (Fig. 4.58). La conversión entre el sistema de referencia local sobre el que se especifica el COP de las suelas sensitivas y el sistema de referencia del modelo, viene de la necesidad de disponer de los datos respecto al sistema de la articulación que corresponda, sobre la que asignar el movimiento cinemático en el espacio articulado. Para ello se modeló el pie como un cuerpo bi-segmento dividido por una articulación que divide el pie en dos partes, por la zona metatarsal en el modelo multi-cuerpo.

REFERENCIA SISTEMA WIMDA: CINÉTICA DE LAS SUELAS SENSITIVAS

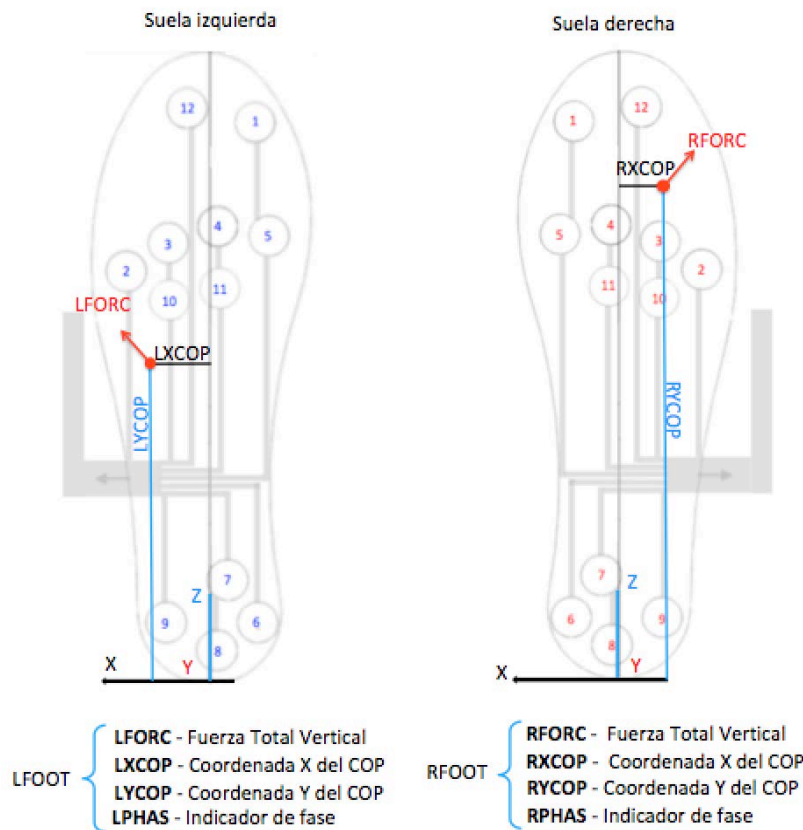


Figura 4.59. Convención de signos y notación empleada en los datos cinéticos del contacto con el suelo obtenidos por WIMDA.

Matriz ix5					LFOOT				
Contador de tiempo (s)	Fuerza Vertical Total (N)	X COP (mm)	Y COP (mm)	Indicador de fase (0-4)	Contador de tiempo (s)	LFORC	LXCOP	LYCOP	LPHAS
t0	...	...	...	...	t0	...	...	...	...
t1	...	...	...	...	t1	...	...	...	...
t2	...	...	...	...	t2	...	...	...	...
ti	...	...	...	...	ti	...	...	...	...

Tabla 4.22. Formato y unidades de los datos cinéticos proporcionados por las suelas sensitivas del sistema WIMDA.

La suela sensitiva por tanto adquiere datos sobre la fuerza de contacto y la posición del centro de presiones (COP) con respecto a un sistema de referencia local definido para cada suela sensitiva, correspondiente con el talón del pie (Fig. 4.59). Sin embargo, el modelo biomecánico de segmentos representado en la figura 4.54 no incluye un sistema de referencia

en el talón. Esto es debido a que los sistemas de referencia que determinan el modelo se sitúan en las articulaciones. Para solventar esta problemática, se crearon matrices de rotación/traslación para poder alimentar al modelo con los datos adquiridos por las suelas sensitivas.

Las conversiones entre sistema de referencia local de la suela sensitiva, denominado sistema de referencia del talón C, el sistema global 0 y el sistema correspondiente a la articulación de la zona metatarsal T, quedan definidas por la ecuación 4.8 y las correspondientes matrices de rotación (Ecuación 9, 10, 11 y 12). La figura 4.60 muestra los sistemas de referencia representados sobre una suela sensitiva. El ángulo  $\alpha$  representa la inclinación del pie con respecto al plano XZ y  $\gamma$  representa la rotación del pie sobre el suelo en el plano sagital YZ. Estos valores se obtienen a través de los sensores de movimiento inercial RFO y LFO colocados en ambos pies. Los puntos  $P_T$  y  $P_C$  son los puntos de inicialización definidos en el pie para el cálculo de la cinemática del modelo. Estos puntos se determinan para el cálculo de las poses del cuerpo humano a través de la cadena cinemática de árbol definida anteriormente. En el lado derecho de la figura 4.58 se muestran los puntos inicialización correspondientes al cuerpo.

$${}^T(TCOP) = {}^T R_C [ {}^C(COP) - {}^C R_0 ({}^0 P_T - {}^0 P_C) ] \quad (\text{Ec. 4.8})$$

Empleando los puntos de inicialización sobre el pie derecho e izquierdo respectivamente:

$${}^T(TCOP) = {}^T R_C [ {}^C(COP) - {}^C R_0 (a[4] - a[43]) ]$$

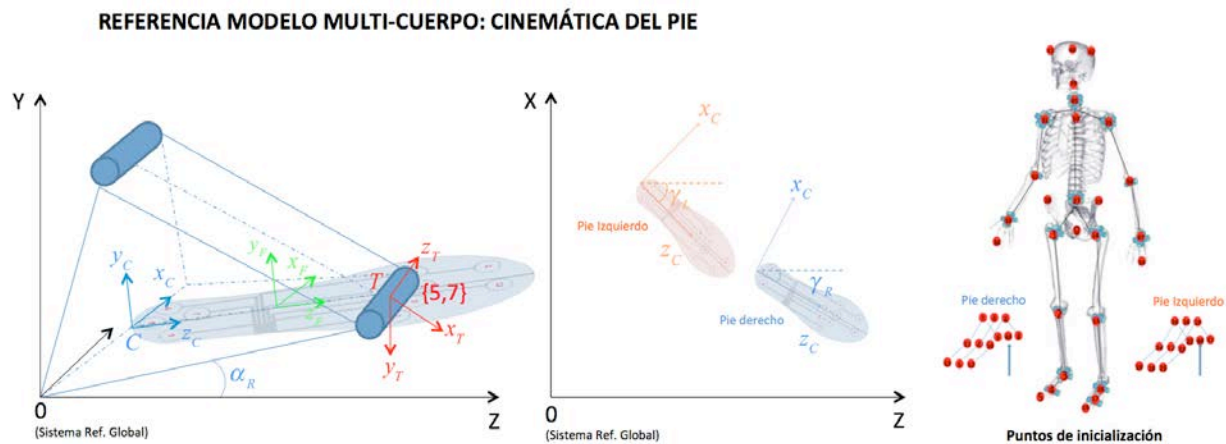
$${}^T(TCOP) = {}^T R_C [ {}^C(COP) - {}^C R_0 (a[17] - a[44]) ]$$

$${}^C R_0 = \begin{bmatrix} \cos \gamma & 0 & -\sin \gamma \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \gamma & 0 & \cos \gamma \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 4.9})$$

$${}^T R_C = {}^T R_F {}^F R_C \quad (\text{Ec. 4.10})$$

$${}^T R_F = \begin{bmatrix} 0 & -\sin \eta & \cos \eta \\ 0 & -\cos \eta & -\sin \eta \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 4.11}) \quad ; \quad {}^F R_C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 4.12})$$

Para la conversión del sistema de referencia de la suela sensitiva C, referenciado respecto al talón con respecto al sistema de referencia del modelo localizado en la unión metatarsal T (Sistema de referencia 5,7), se introdujo un sistema de referencia intermedio denominado F (Figura 4.60). Para ello se emplea la ecuación 4.10 y las matrices de rotación 4.11 y 4.12.



Condiciones impuestas al modelo

- No se considera la rotación de T respecto a C al rededor del eje  $y_C$ . Es decir  $z_C // x_T$
- No se considera la rotación de T respecto a C al rededor del eje  $z_C$ . Es decir  $x_C // z_T$

**Figura 4.60. Representación de los sistemas de referencia empleados en la suela sensitiva. Ángulos y condiciones impuestas en la conversión de los sistemas C (suela sensitiva) y T (modelo unión metatarsal). En la zona derecha, los puntos de inicialización del código referentes a la pose del modelo.**

#### 4.3.4.2 Dinámica del modelo matemático

Para la solución de las ecuaciones del movimiento, es necesario conocer la distribución de las masas que componen el sistema multi-cuerpo. No solo la distribución sobre las diferentes partes del cuerpo sino también la del exoesqueleto. A pesar de que durante esta investigación el exoesqueleto fabricado y empleado en las pruebas no dispone de actuación, el mismo tiene un efecto sobre el movimiento debido a la cinemática y peso de sus componentes. Una de las ventajas que presenta este modelo es la de poder adaptar el código a las propiedades del exoesqueleto en la fase funcional 2 (asistencia al movimiento), simulando la influencia de la masa adicional situada a una distancia del cuerpo que presenta el empleo de motores, así como efectuar simulaciones de asistencia motriz o su empleo como herramienta de retroalimentación y control en exoesqueletos. El modelo descrito en el apartado anterior representa el cuerpo humano; con el fin de simplificar la creación de un modelo matemático

para la solución de las ecuaciones de movimiento, se ha considerado el exoesqueleto como una fusión perfecta entra las piernas y el exoesqueleto, descartando las diferencias producidas por los efectos físicos de la interfaz Humano-Robot.

No obstante, las propiedades dinámicas referentes a los momentos de inercia, se calcularon teniendo en cuenta la distancia de separación en el plano sagital con respecto a la pierna, obteniendo los valores con respecto a los sistemas de referencia definidos para el modelo. Utilizando el offset presente entre el exoesqueleto y los sistemas de referencia correspondientes al modelo del cuerpo humano (Fig. 4.61).

La distribución de las masas representadas como masas puntuales pertenecientes al exoesqueleto se consideran como coincidentes al ser humano a lo largo del plano frontal. Tratándose por tanto de un modelo humano + exoesqueleto como el que se muestra en la figura 4.62. Se crearon los modelos de humano y exoesqueleto con los sistemas de coordenadas coincidentes en el espacio para posteriormente calcular la distribución de masas y propiedades inerciales que se emplearán en el cálculo de la dinámica inversa y la determinación de los pares originados en las articulaciones. Las propiedades de masa de las diferentes partes del cuerpo se obtuvieron introduciendo las medidas anatómicas en el software de análisis de movimiento Visual 3D® (*C-Motion, Germantown, USA*). Para la posición del centro de masas, se introdujeron los valores obtenidos en la herramienta de software Solidworks 2017® (*Dassault Systemes, France*) calculando así la posición del centro de masas y los momentos de inercia respecto a los sistemas de referencia del modelo.



**Figura 4.61. Convención de signos y notación empleada en los datos cinéticos del contacto con el suelo obtenidos por WIMDA.**

La posición de los centros de masas está influenciada por la geometría que define los cuerpos del modelo, para ello se creó un modelo simplificado que representa la anatomía del cuerpo humano como el que se muestra en la figura 4.62. Estos datos se agrupan en tablas como la tabla 4.23 las cuales se exportarán a documentos “.txt” empleados por el código maestro. En ellas se puede observar lo comentado previamente sobre la distribución de la masa del exoesqueleto en el plano frontal con respecto al ser humano, donde se consideran coincidentes.

Como se ha comentado previamente, la implementación de las ecuaciones de movimiento y la programación del código de optimización matemática que solucione y calcule los momentos en el espacio articulado durante la marcha, está todavía en desarrollo en colaboración con el Laboratorio de Dinámica Aplicada y Optimización (ADOL) de la Escuela de Ingeniería Tandon en la Universidad de Nueva York con la investigadora Dr. *Carlotta Mummolo* y el profesor Dr. *Joo H. Kim*. La validación dinámica no forma parte del alcance de esta investigación. No obstante el código permite actualmente la validación gráfica de la cinemática del modelo humano-exoesqueleto en la pose de inicialización, sirviendo como validación inicial de la estructura de segmentos del modelo multi-cuerpo (Fig. 4.63).

---



MODELO MULTI-CUERPO HUMANO + EXOSQUELETO 3D

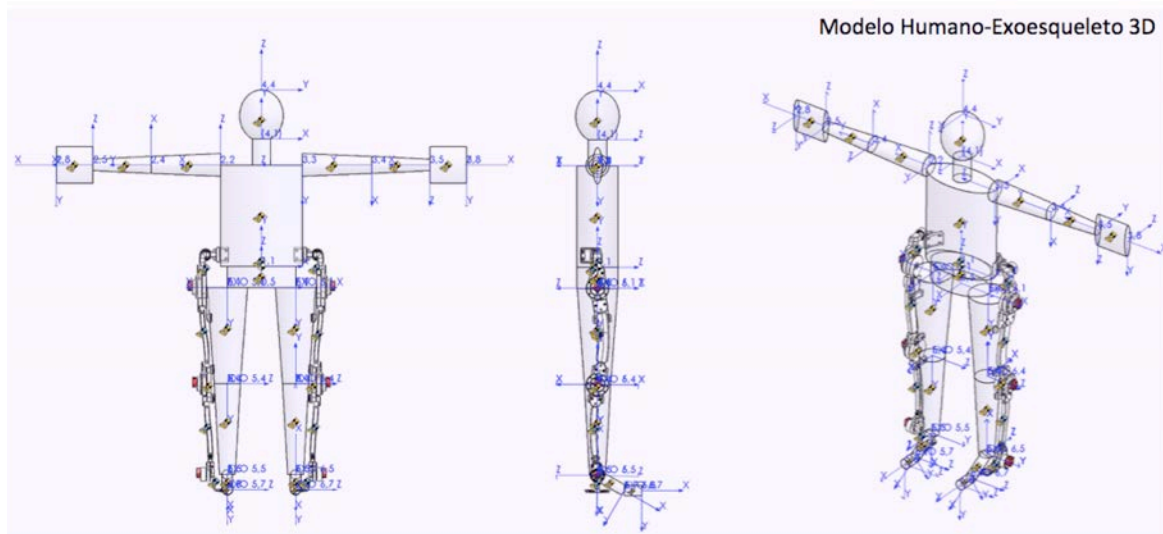
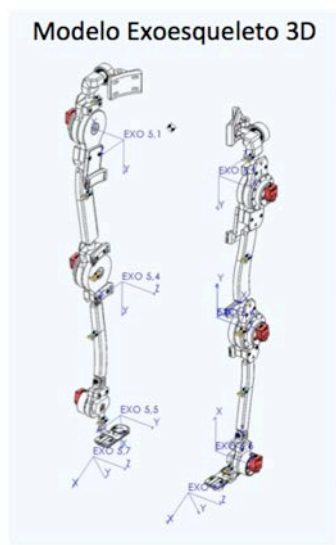
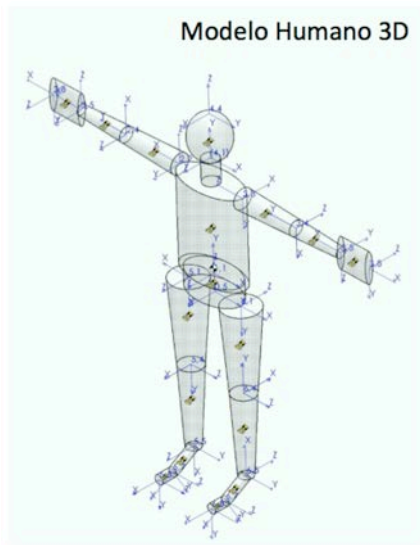
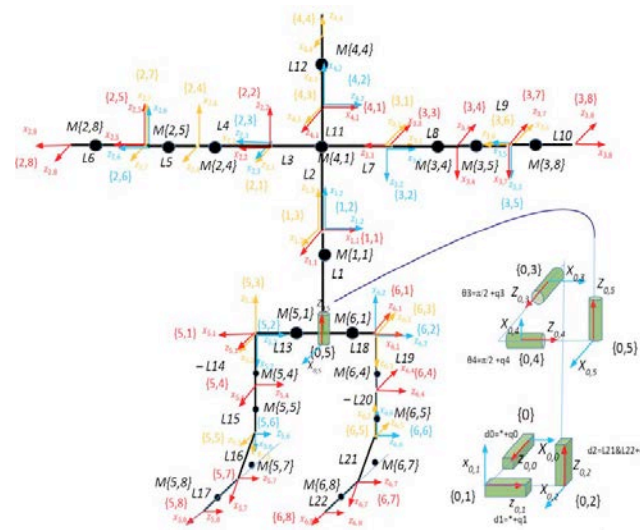


Figura 4.62. Representación del modelo multi-cuerpo combinado humano + exoesqueleto en Solidworks. El cálculo de la distribución de masas y momentos de inercia se realiza respecto a los sistemas de referencia determinados previamente en el modelo multi-cuerpo.

Número de segmento	Longitud del segmento o offset (# designado en Link_length.h.TXT)	Masa	({#rama, #GDL})	COM (x,y,z) posición con respecto a (#rama,#GDL)	Momentos de Inercia respecto a (#rama,#GDL): lxx, lyy, lzz	Productos de inercia respecto a (#rama,#GDL): lxy, lyz, lxz = -Integral(...)
Pierna Izquierda (HUMANO + EXO)	Longitud del segmento: L18 L18 = HW/2 = <b>149mm</b>	MH+E{6,1} = 0 + 482g = <b>482g</b>	{6,1}	(91, -84, 15)	<b>lxx = 3509442</b> <b>lyy = 4188098</b> <b>lzz = 7480640</b>	<b>lxy = -3724896</b> <b>lxz = 665160</b> <b>lyz = 607320</b>
	0	0	{6,2}			
	0	0	{6,3}			
	Offset: L19 L19 = TL = <b>425mm</b>	MH+E{6,4} = 6500g + 850g = <b>7350g</b>	{6,4}	(-1, 242, 12)	<b>lxx = 431503800</b> <b>lyy = 1065750</b> <b>lzz = 430452750</b>	<b>lxy = -1778700</b> <b>lxz = -88200</b> <b>lyz = 21344400</b>
	Longitud del segmento: -L20 L20 = SL = <b>400mm</b>	MH+E{6,5} = 3000g + 581g = <b>3581g</b>	{6,5}	(229, 14, 1)	<b>lxx = 705457</b> <b>lyy = 187794802</b> <b>lzz = 188493097</b>	<b>lxy = 114806860</b> <b>lxz = 820049</b> <b>lyz = 50135</b>
	0	0	{6,6}			
Longitud del segmento: L21 L21 = FA = <b>135mm</b>	MH+E{5,7}: Incluido zona metatarsal + parte exo pie/tobillo = 570g + 105g + 370g = <b>1045g</b>	{5,7}	(-37, -4, 5)	<b>lxx 42845</b> <b>lyy = 1456730</b> <b>lzz = 1447325</b>	<b>lxy = 154660</b> <b>lxz = -193325</b> <b>lyz = -20900</b>	

Tabla 4.23. Masa de los segmentos, posición del centro de masas y momentos de inercia respecto a los ejes definidos en los sistemas de referencia del modelo humano + exoesqueleto.

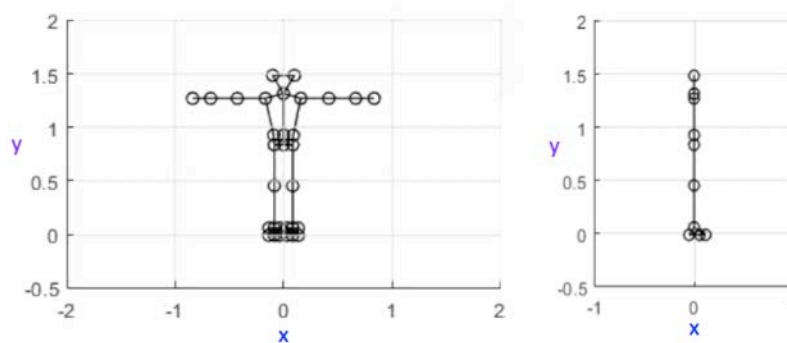


Figura 4.63. Representación alámbrica del modelo multi-cuerpo en la pose de inicialización que muestra los segmentos y articulaciones del modelo producida por el código.

# CAPÍTULO 5

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 5.1. PROTOCOLO PARA REALIZACIÓN DE PRUEBAS

Para la ejecución de las pruebas del estudio del movimiento durante la marcha humana, se elaboró un protocolo de actuación para facilitar el empleo del sistema WIMDA con el fin de obtener datos asegurando que el sujeto de estudio no corra ningún riesgo, reducir el tiempo empleado, incrementar la repetitividad en la obtención de datos y reducir los posibles errores de medida. Este protocolo no sólo determina los pasos a seguir para la ejecución de cada test, sino que además determina las pautas para determinar los requisitos del tipo de sujeto de estudio cuyo movimiento se va a analizar. La ejecución de las pruebas se realizó en la *Tandon School of Engineering, New York University*, Departamento de Ingeniería Mecánica y Aeroespacial, teniendo lugar en el *Applied Dynamics and Optimization Lab (ADOL)*.

Debido a que la solicitud para la realización de los ensayos clínicos está pendiente de aprobación por parte del *Institutional Review Board (USA)*, los resultados que se han publicado en esta investigación corresponden a un sólo sujeto denominado sujeto 1 y que corresponde al autor de esta investigación Iñigo Sanz Peña. La validación del sistema desarrollado en esta investigación, frente al sistema tradicional de marcadores reflectores y cámaras de tecnología optoelectrónica o infrarrojas es una parte del ensayo clínico orientado al análisis del movimiento en tres sujetos, los resultados mostrados en esta investigación reflejan lo obtenido directamente por el sistema WIMDA. Los valores característicos de la marcha a pesar de mantener una tendencia similar, son exclusivos de cada usuario. Razón por la cual se emplean las trayectorias de los valores obtenidos en estudios previos [237, 238] como validación comparativa.

---

### 5.1.1 Características de la prueba de análisis de la marcha

Previo a la obtención de datos, los sujetos de estudio son familiarizados con las instalaciones, con el funcionamiento del sistema WIMDA, con los propósitos del estudio, la motivación y el uso de los datos obtenidos. A continuación se enumeran los puntos principales que definen las características del análisis realizado del ciclo de la marcha.

- Previo al inicio de cada test, se observó cada movimiento articulado de forma independiente, observando que no existía ninguna incomodidad en el uso de WIMDA en ninguna articulación y que los datos cinemáticos registrados no mostraban ninguna anomalía mediante el uso de la herramienta de visualización de datos en línea. El sistema WIMDA se compone de un exoesqueleto pasivo con los mismos GDL de las extremidades inferiores humanas, sensores de movimiento en la parte superior del cuerpo adheridos a los brazos y el torso y suelas sensitivas colocadas en el interior del calzado. Sin restringir el movimiento.
- Para la zona superior del cuerpo, las unidades inerciales IMU se sujetan mediante cintas que rodean los brazos y el torso del sujeto alrededor de la zona lumbar y de la zona torácica.
- Los datos cinéticos se obtienen mediante las suelas sensitivas colocadas en el interior del calzado entre la suela interior y el pie. Permitiendo al sujeto caminar con comodidad durante la obtención de datos.
- Durante la prueba, el sujeto deberá caminar a lo largo de una habitación, de manera natural y no forzada durante un total de entre 5 y 10 pasos para después detenerse y sentarse en una silla.
- La velocidad de la marcha será la elegida como marcha normal por cada usuario.
- Existirán periodos de descanso de 1 minuto entre pruebas, el tiempo total de la marcha será de aproximadamente 1 minuto en total. Cada prueba incluyendo el protocolo inicial de familiarización con el dispositivo y acomodación sobre el usuario, tendrá una duración no superior a 30 minutos. Si en algún momento durante la prueba el sujeto desea detener la prueba, ésta se interrumpirá inmediatamente.

### 5.1.2 Datos obtenidos de los sujetos de estudio

- Datos demográficos y biomecánicos (edad, género, altura y peso) de cada sujeto se obtendrán previo al inicio de las pruebas.
-

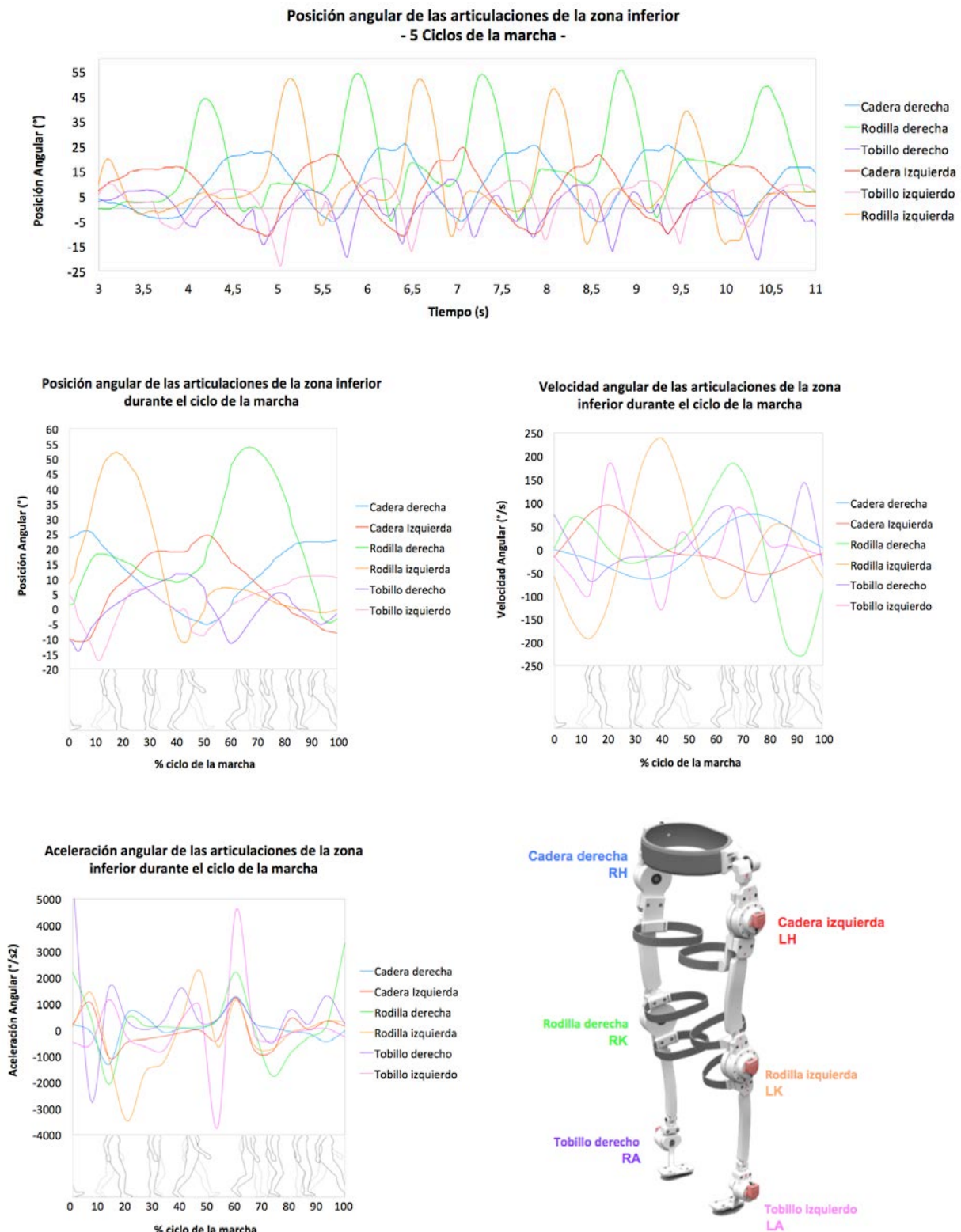
- Datos cinemáticos y cinéticos durante la marcha. Los siguientes datos serán obtenidos y almacenados para el estudio: Posición angular, velocidad angular y aceleración angular de cada articulación en el plano sagital. Orientación en el espacio tridimensional de la zona superior del cuerpo y fuerza de contacto y distribución de la misma sobre la suela del pie.

## 5.2. RESULTADOS

### 5.2.1 Resultados cinemáticos obtenidos por el exoesqueleto

Los datos experimentales adquiridos durante las pruebas del ciclo de marcha se procesaron y representaron en gráficas clasificadas por las diferentes articulaciones del cuerpo. El primer análisis se realizó sobre los datos cinemáticos obtenidos por el exoesqueleto en el plano sagital YZ correspondientes a las articulaciones de la zona inferior del cuerpo, cadera, rodilla y tobillo de las piernas izquierda y derecha. Los datos experimentales se obtuvieron tras realizar un total de 15 ciclos de la marcha, utilizando como referencia la pierna derecha. Cada ciclo de la marcha corresponde al periodo de tiempo entre el contacto del talón con el suelo, en este caso de la pierna derecha hasta el nuevo contacto del mismo talón, determinando el fin del ciclo de la marcha. La velocidad de marcha seleccionada fue la preferida por el sujeto, a velocidad normal de entre 1 – 1,2m/s debido a la dificultad de mantener una velocidad constante durante todos los ciclos de marcha. Para el procesado y análisis de los resultados, se determinó una duración del ciclo de la marcha de 1,2s. La duración del ciclo de la marcha se utilizó como periodo del ciclo para representar de las variables cinemáticas y fuerzas obtenidas durante las pruebas, obteniendo el promedio y su desviación. Se realizó un reajuste de la duración del ciclo, para los ciclos más cortos y más largos del ciclo mediante interpolación de los resultados. La pose de inicio descrita en la metodología corresponde a una posición del sujeto de pie y erguida.

En la parte superior de la figura 5.1 se representan los resultados cinemáticos de la posición angular de las articulaciones a lo largo del tiempo durante una secuencia de 5 ciclos de la marcha. Se puede observar la repetitividad de los resultados durante ciclos consecutivos con variaciones observables en la posición angular de la cadera, inferior a 5° durante el tercer paso.



**Figura 5.1.** Datos cinemáticos en el plano sagital YZ de las articulaciones inferiores. En la zona superior, la posición angular de las articulaciones inferiores durante varios ciclos de la marcha consecutivos. En la zona central, la posición y velocidad angular de las articulaciones inferiores para un ciclo de la marcha, tomando como referencia de inicio y fin del ciclo el contacto del talón derecho con el suelo. En la zona inferior, las aceleraciones presentes en cada articulación durante un ciclo de la marcha.

En el desfase presente entre la posición angular de la pierna derecha y la izquierda también muestra una constante de duración temporal, además de mostrar la simetría de los datos cinemáticos para ambas piernas durante el ciclo de marcha. En la zona media e inferior de la figura 5.1 están representadas las posiciones, velocidades y aceleraciones angulares de ambas piernas para un ciclo de la marcha.

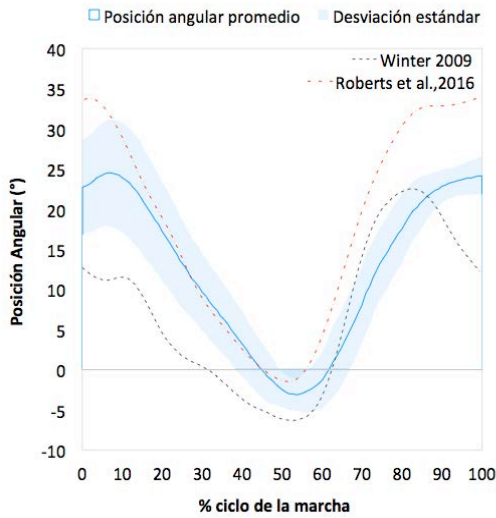
Los datos experimentales obtenidos se analizaron individualmente para cada una de las articulaciones, realizando una comparativa con resultados experimentales de estudios previos obtenidos con sistemas de cámaras y marcadores [237, 238] con el fin de realizar una validación gráfica del sistema frente a los resultados proporcionados por el principal sistema de obtención de datos cinemáticos del movimiento.

En la figura 5.2 se representa la posición angular promedio y la desviación estándar de las articulaciones correspondientes a la pierna derecha en un ciclo de la marcha. Los datos comparativos en línea discontinua representan el valor promedio de la posición angular de dos sujetos diferentes. El valor promedio de la posición angular de la cadera derecha al inicio del ciclo (contacto del talón derecho) fue de  $+22,69^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 5,86^\circ$  alcanzando su máximo en el 6% del ciclo, posteriormente el ángulo de flexión disminuye pasando a la extensión de la cadera hasta la posición mínima de  $-3,14^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 2,06^\circ$  correspondiente al 54% para continuar el ciclo con la flexión hasta el punto máximo de  $+24,17^\circ$  donde  $\sigma = \pm 5,86^\circ$ . La posición angular de la rodilla tiene su mínimo al inicio del ciclo, correspondiente con la máxima extensión de la articulación en el instante de contacto del talón con el suelo. Incrementando el ángulo de flexión hasta  $+55,50^\circ$  en el 73% del ciclo con una desviación estándar  $\sigma = \pm 7,51^\circ$ , extendiendo la rodilla hasta su mínimo previo al inicio del siguiente ciclo. La posición del tobillo al inicio del ciclo es la coincide con el valor en la posición de inicialización, con un valor de  $+0,32^\circ$  y  $\sigma = \pm 1,41^\circ$ , experimenta una dorsiflexión máxima en la fase de apoyo de  $-6,76^\circ$ ,  $\sigma = \pm 4,14^\circ$ , una flexión plantar máxima de  $+11,86^\circ$  ( $\sigma = \pm 3,96^\circ$ ) al 48% del ciclo de marcha para posteriormente llegar a una dorsiflexión máxima de  $-10,06^\circ$  al 70% del ciclo de marcha con una desviación estándar de  $\sigma = \pm 8,69^\circ$ .

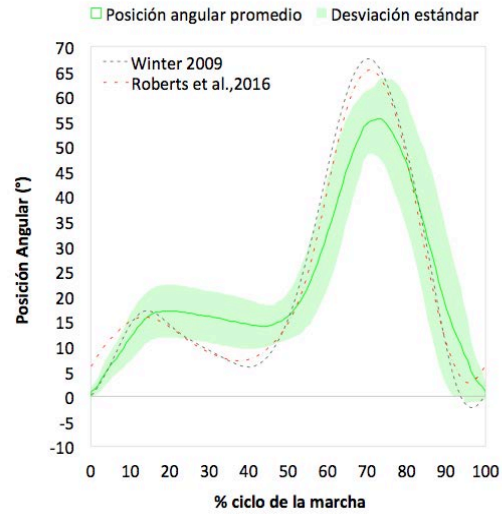
---



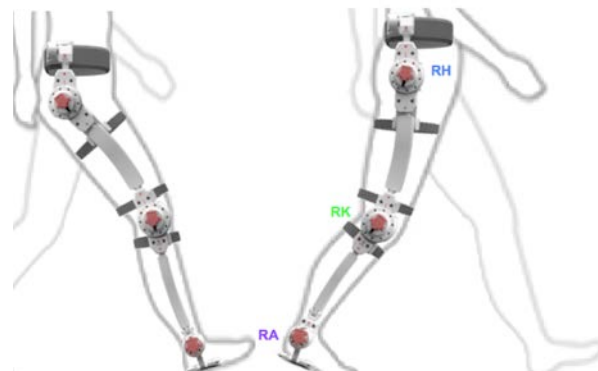
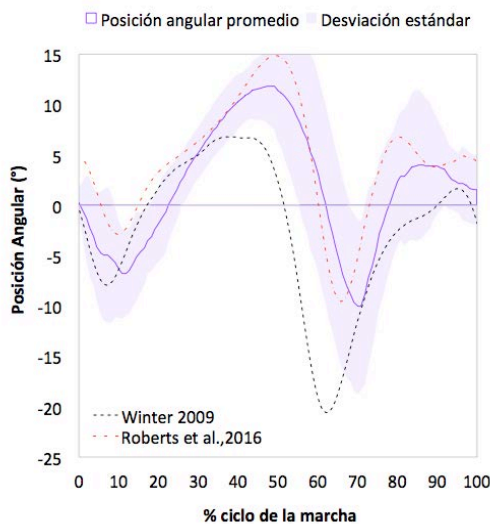
**Posición angular de la cadera derecha para un ciclo de la marcha - 15 Ciclos de la marcha -**



**Posición angular de la rodilla derecha para un ciclo de la marcha - 15 Ciclos de la marcha -**



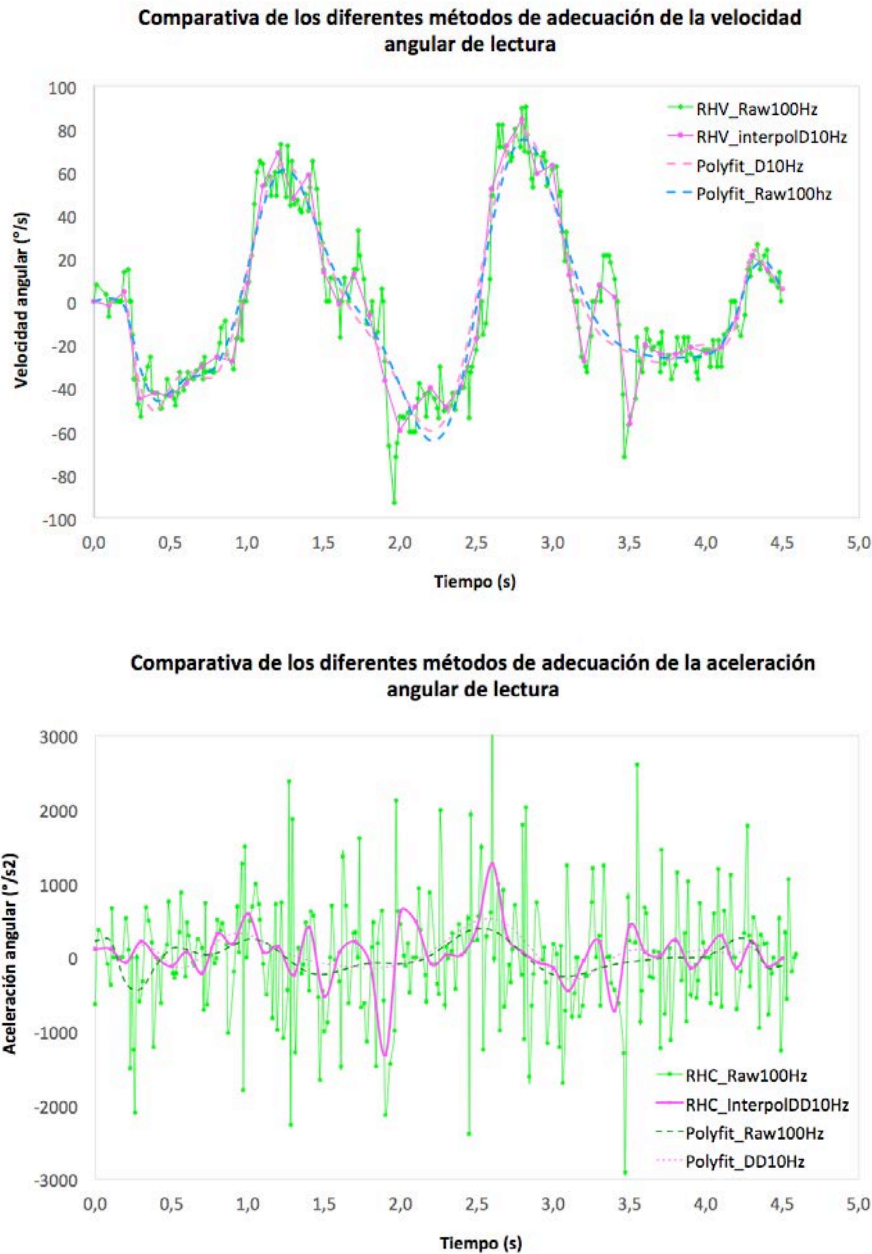
**Posición angular del tobillo derecho para un ciclo de la marcha - 15 Ciclos de la marcha -**



**Figura 5.2. Resultados de la posición angular de las articulaciones inferiores en el plano sagital YZ. Los gráficos representan la posición angular promedio y su desviación estándar para un total de quince (15) ciclos de la marcha. En cada gráfico se representa una comparativa con datos cinemáticos de referencia obtenidos en investigaciones previas mediante el uso de cámaras y marcadores reflectantes.**

Los resultados cinemáticos de la posición angular de las articulaciones de las extremidades inferiores, se obtuvieron directamente de la lectura de los encoders del Sistema de Adquisición de Datos a una frecuencia de 100Hz. Sin embargo la velocidad y aceleración se obtuvieron por derivación de la posición angular, generando una curva de velocidades y aceleraciones con errores que derivaron en una señal con ruido, por lo que se utilizaron técnicas de interpolación lineal y regresión no lineal para obtener unos resultados continuos.

En la figura 5.3 se muestra una comparativa de las estrategias utilizadas para la adecuación de la señal. Se pueden observar los resultados obtenidos por derivación de la posición a una frecuencia de 100Hz (RHV\_Raw100Hz), la interpolación de los resultados derivados de la posición a una frecuencia de 10Hz (RHV\_interpolD10Hz) y las curvas de regresión no lineal sobre los datos de lectura a 100Hz (Polyfit\_Raw100Hz) y sobre los datos obtenidos de la interpolación a 10Hz (Polyfit\_D10Hz).



**Figura 5.3. Comparativa de los diferentes métodos de adecuación de señal para la velocidad y la aceleración angular de la cadera derecha. Empleando interpolación lineal y ecuaciones de regresión no lineal sobre los datos de lectura a 10Hz y 100Hz.**

El empleo de los métodos de aproximación no fue aplicado a los datos cinemáticos de posición, porque los resultados de lectura son más precisos y permiten observar pequeños e importantes cambios durante el ciclo de la marcha en el análisis del movimiento, además como se puede observar en la figura 5.4 la adecuación de la señal mediante los métodos de interpolación y regresión no lineal empeora los resultados. Donde RHA\_raw100Hz, RKA\_raw100Hz, RAA\_raw100Hz representa las señal de lectura de la posición de las articulaciones, RHA\_Interpol10Hz, RKA\_Interpol10Hz y RAA\_Interpol10Hz representan el resultado de la interpolación de los datos de lectura, mientras que Polyfit\_Raw100Hz es el resultado del ajuste por regresión no lineal.

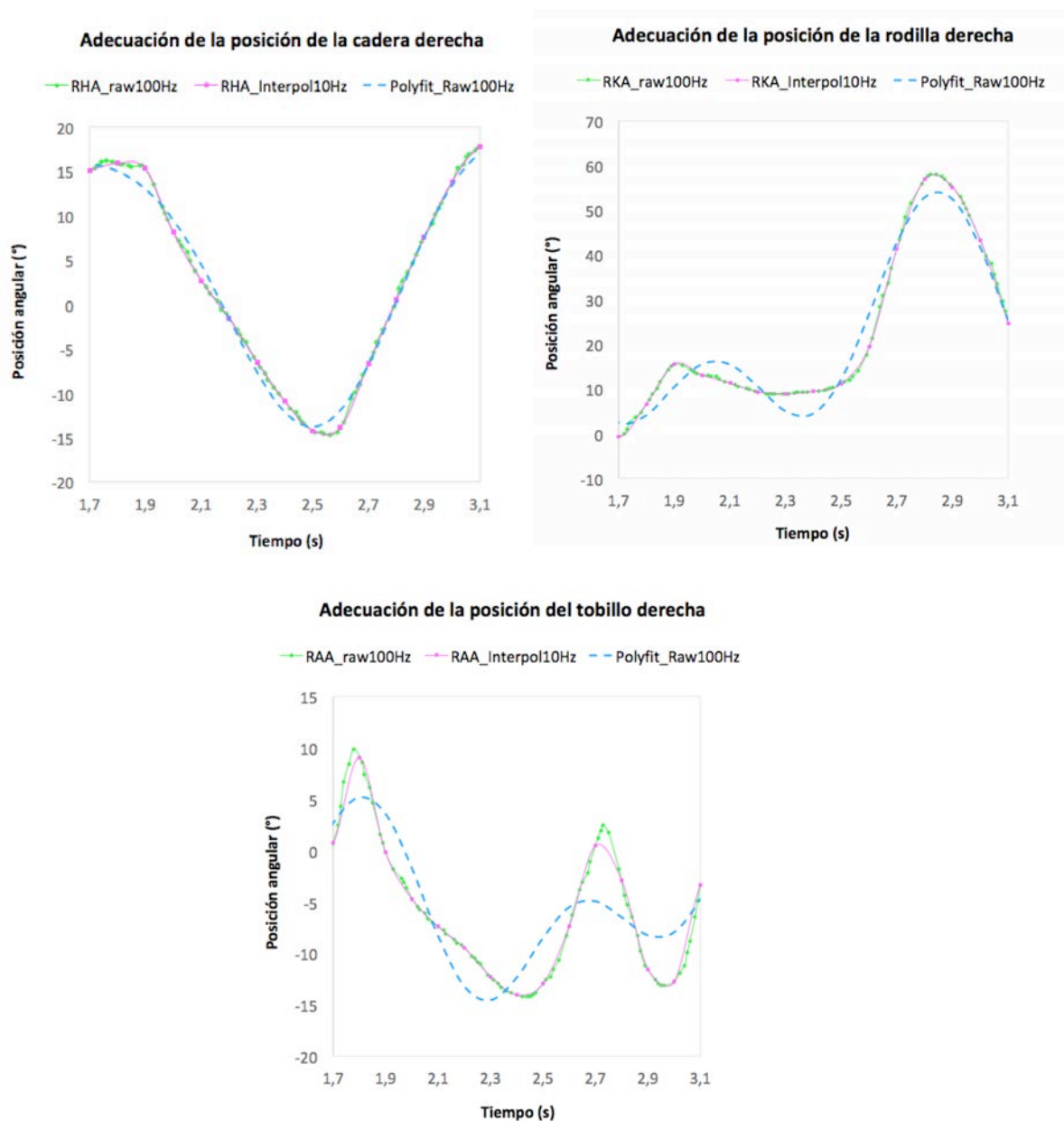
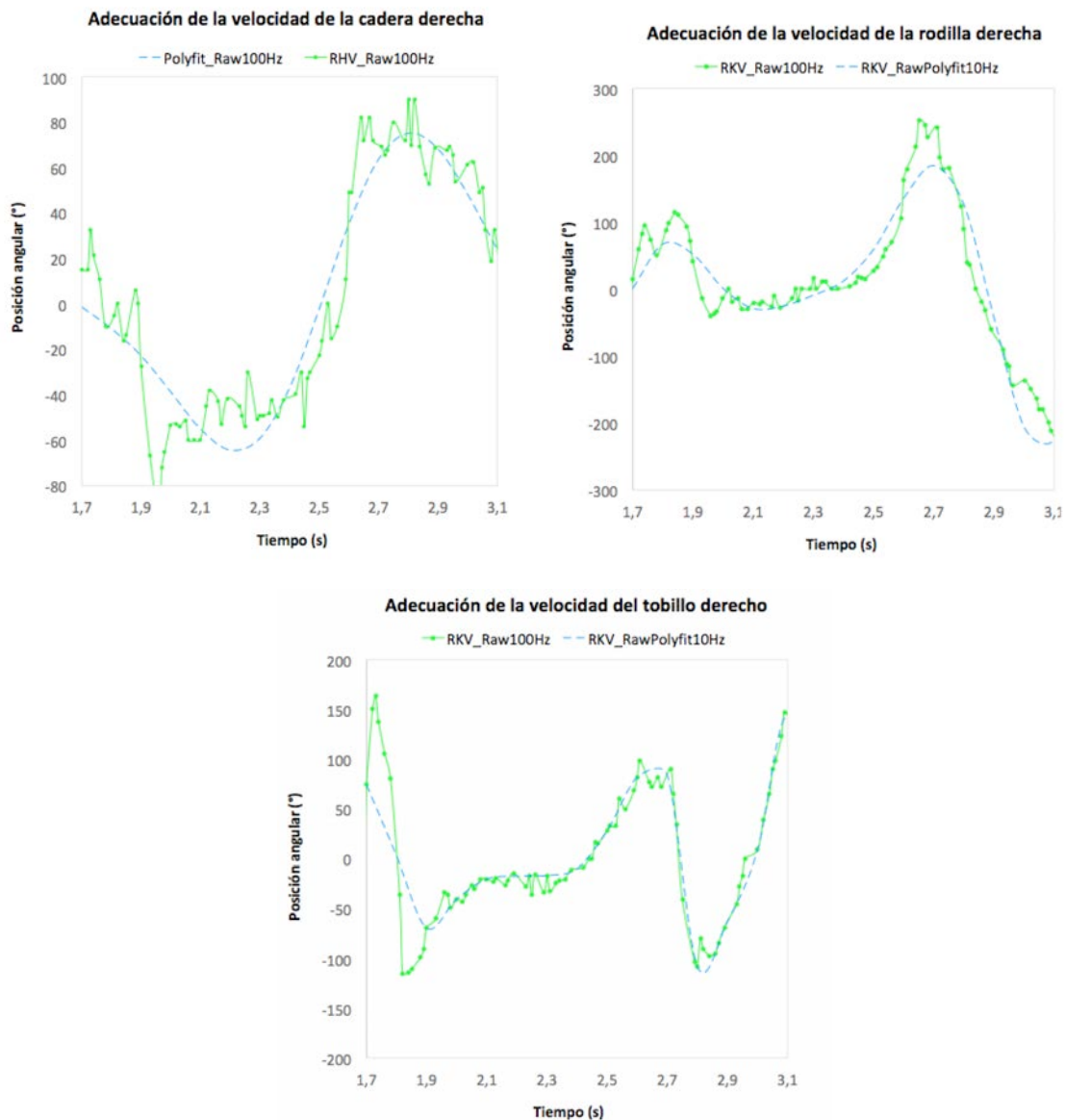
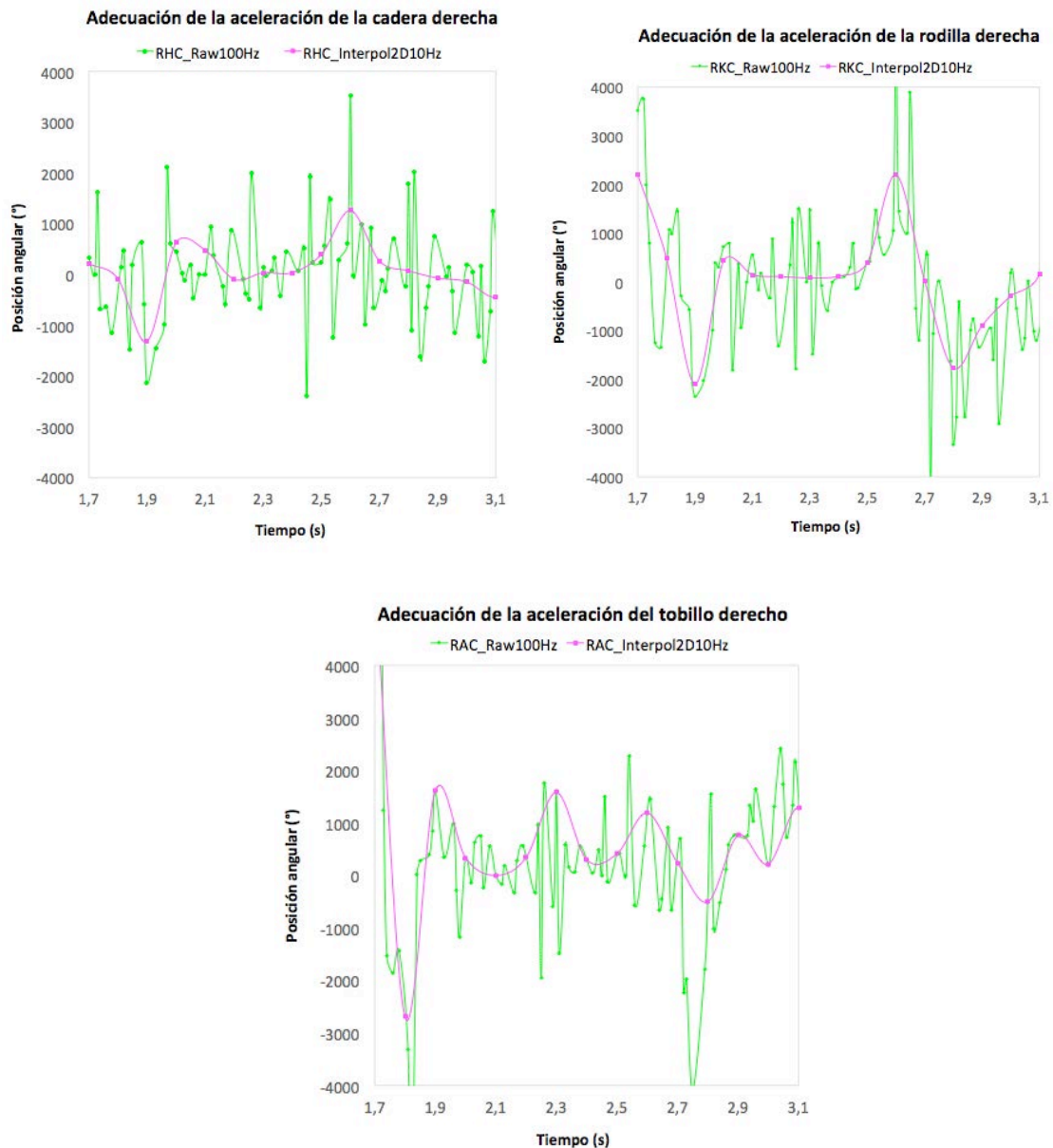


Figura 5.4. Comparativa de los diferentes métodos de adecuación de señal para la posición angular de las articulaciones de la zona inferior. Empleando interpolación lineal y ecuaciones de regresión no lineal sobre los datos de lectura a 10Hz y 100Hz.

De los resultados obtenidos con el empleo de los métodos de interpolación lineal y de regresión no lineal se seleccionó el más adecuado. Para la obtención de la velocidad angular de las articulaciones de cadera y rodilla, se emplearon técnicas de regresión no lineal, mientras que para el tobillo se empleó interpolación, ambos sobre los datos de lectura. La obtención de las aceleraciones se llevó a cabo mediante interpolación de la segunda derivada de la posición (previamente interpolada) de lectura (Fig. 5.5 y 5.6).



**Figura 5.5. Comparativa de los diferentes métodos de adecuación de señal para la velocidad angular de las articulaciones de la zona inferior. Empleando una ecuación no lineal como método de regresión sobre los datos de lectura a 10Hz y 100Hz.**

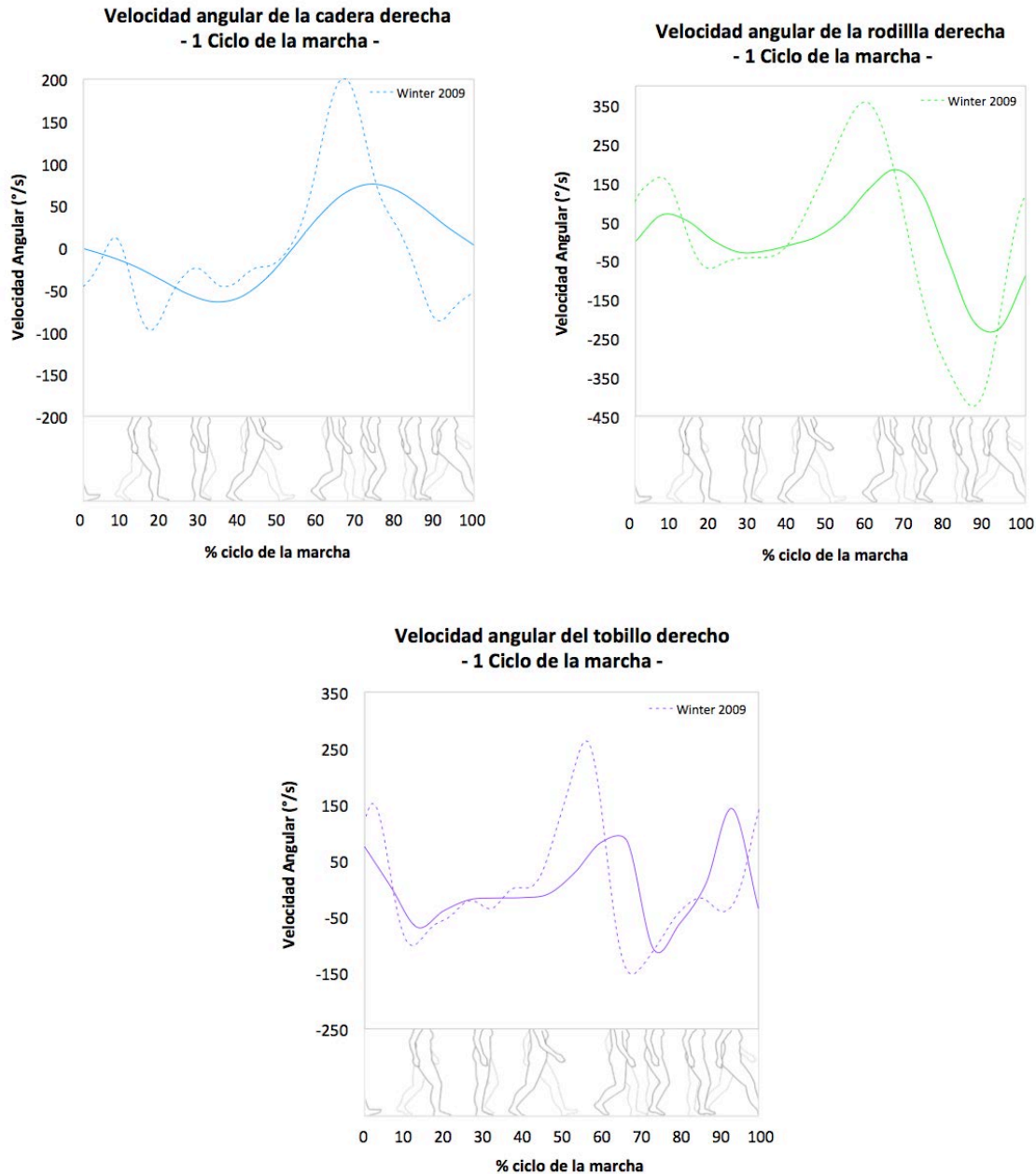


**Figura 5.6. Comparativa de los diferentes métodos de adecuación de señal para la aceleración angular de las articulaciones de la zona inferior. Empleando la interpolación como método de adecuación de los datos de lectura a 10Hz y 100Hz.**

La última parte del análisis de los datos cinemáticos de la zona inferior del cuerpo se realizó sobre los datos de la velocidad y aceleración angular resultantes después del procesado y adecuación de la señal. Utilizando datos de investigaciones previas para realizar una comparación gráfica de la lectura con la de otros sujetos durante el ciclo de la marcha (Winter 2009) [237]. El valor de la velocidad angular de la cadera derecha al inicio del ciclo (contacto del talón derecho) fue de  $0^{\circ}/s$  experimentando un incremento máximo al 33% del ciclo de la marcha alcanzando un valor de  $-64,3^{\circ}/s$ ; posteriormente se produjo un aumento de la velocidad hasta los  $75,1^{\circ}/s$  en el 73% del ciclo para posteriormente disminuir hasta el



valor de  $3^\circ/s$  al fin del ciclo y comienzo de una nueva fase de apoyo del pie derecho. En el caso de la rodilla, la velocidad al inicio del ciclo comienza a aumentar durante la fase de aceptación de la carga hasta un valor de  $67,31^\circ/s$  en el 7% del ciclo, para posteriormente disminuir a  $-28,95^\circ/s$  al 27%. Correspondiendo con la fase de balanceo inicial, la velocidad de la rodilla aumentó hasta el valor máximo de  $184,42^\circ/s$  en el 67% del ciclo, disminuyendo la velocidad durante la fase de balanceo intermedio hasta el mínimo de  $-224,82^\circ/s$ .

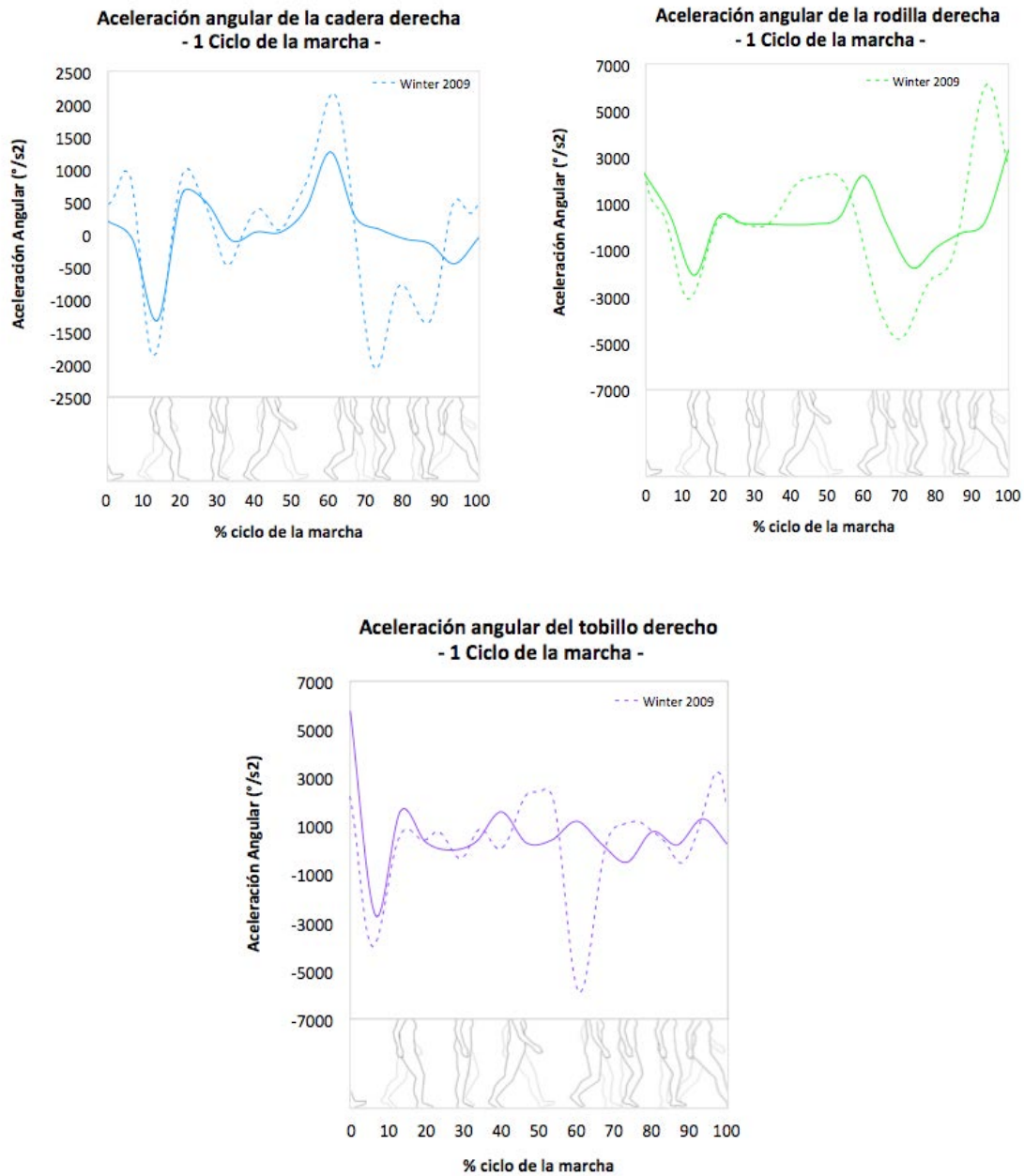


**Figura 5.7.** Resultados de la velocidad angular de las articulaciones inferiores en el plano sagital YZ. Los gráficos representan la velocidad angular correspondiente a un ciclo de la marcha. En cada gráfico se representa una comparativa con datos cinemáticos de una investigación previa.

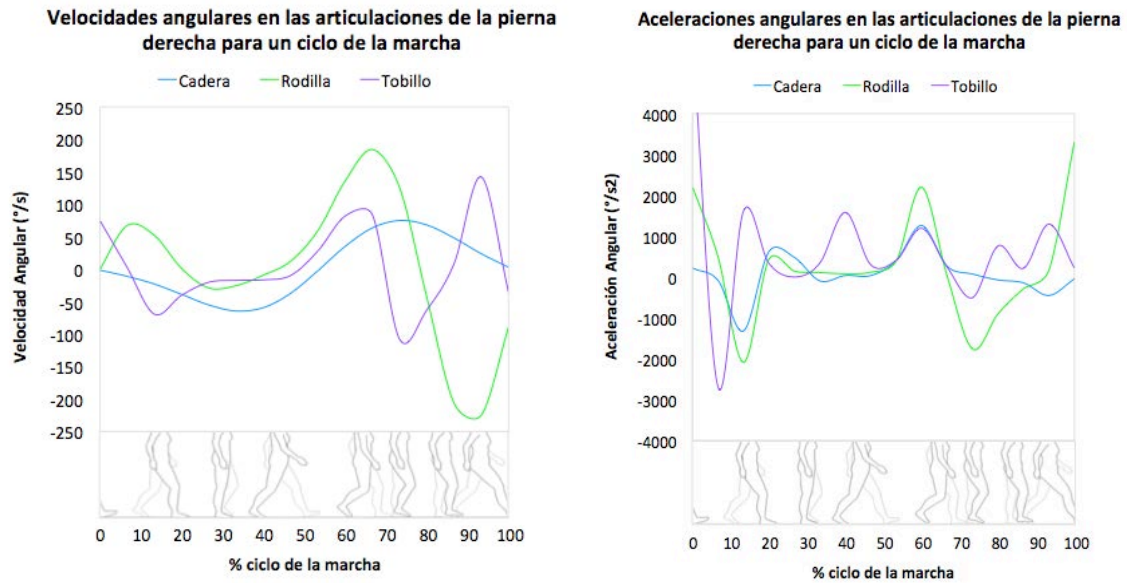
La velocidad angular del tobillo disminuye desde los  $74,9^\circ/\text{s}$  al inicio del ciclo hasta  $-69,2^\circ/\text{s}$  al 13% del ciclo, incrementando a  $84^\circ/\text{s}$  durante el balanceo inicial (67%), durante el balanceo intermedio de la pierna disminuye hasta el mínimo de  $-107,9^\circ/\text{s}$  continuando con la etapa de balanceo final en una velocidad máxima de  $142,2^\circ/\text{s}$  para finalizar el ciclo con una velocidad de  $-35,7^\circ/\text{s}$  (Fig. 5.7).

Los últimos resultados obtenidos sobre la cinemática de la zona inferior del cuerpo conciernen a la aceleración angular presente en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. La cadera mostró una aceleración de  $208,8^\circ/\text{s}^2$  al inicio del ciclo, decelerando durante la fase de aceptación de la carga hasta alcanzar una desaceleración mínima de  $-1320^\circ/\text{s}^2$  al 13% del ciclo de la marcha donde experimenta una aceleración que alcanza su máximo de la fase de apoyo en el 20% del ciclo de  $624^\circ/\text{s}^2$ . Durante la fase de apoyo final la aceleración se mantiene constante hasta alcanzar un pico máximo de  $1260^\circ/\text{s}^2$  en el 60% del ciclo en el punto de inicio de la fase de propulsión, en el resto del ciclo de la marcha la aceleración disminuye hasta acabar el ciclo en  $-43,2^\circ/\text{s}^2$ . El perfil de aceleración experimentado por la rodilla tiene una similitud con el de la cadera, alcanzando una desaceleración máxima de  $-2088^\circ/\text{s}^2$  al 13% del ciclo. La zona de apoyo resultó en una aceleración mínima y constante hasta alcanzar un pico máximo de  $2196^\circ/\text{s}^2$  en el comienzo de la fase de propulsión correspondiente al 60% del ciclo al igual que el máximo en la cadera pero de menor magnitud. Posteriormente se produjo una desaceleración máxima hasta los  $-1764^\circ/\text{s}^2$  (73%), acelerando durante la fase de balanceo hasta un valor en el fin del ciclo de  $3312^\circ/\text{s}^2$ . Por último, la aceleración del tobillo, presentó unas variaciones pequeñas de aceleración durante el ciclo con una desaceleración máxima de  $-2688,6^\circ/\text{s}^2$  al 7% del ciclo durante la fase de aceptación de la carga y una aceleración máxima de  $5771,4^\circ/\text{s}^2$  al comienzo del ciclo de la marcha (Fig. 5.8). La velocidad y aceleración angular en las articulaciones de la pierna derecha, procesadas sobre un el ciclo de la marcha están representadas en la figura 5.9, donde se acompaña de las fases de apoyo y balanceo representadas en la zona inferior de cada gráfico.





**Figura 5.8. Resultados de la aceleración angular de las articulaciones inferiores en el plano sagital YZ. Los gráficos representan la aceleración angular correspondiente a un ciclo de la marcha. En cada gráfico se representa una comparativa con datos cinemáticos de una investigación previa.**



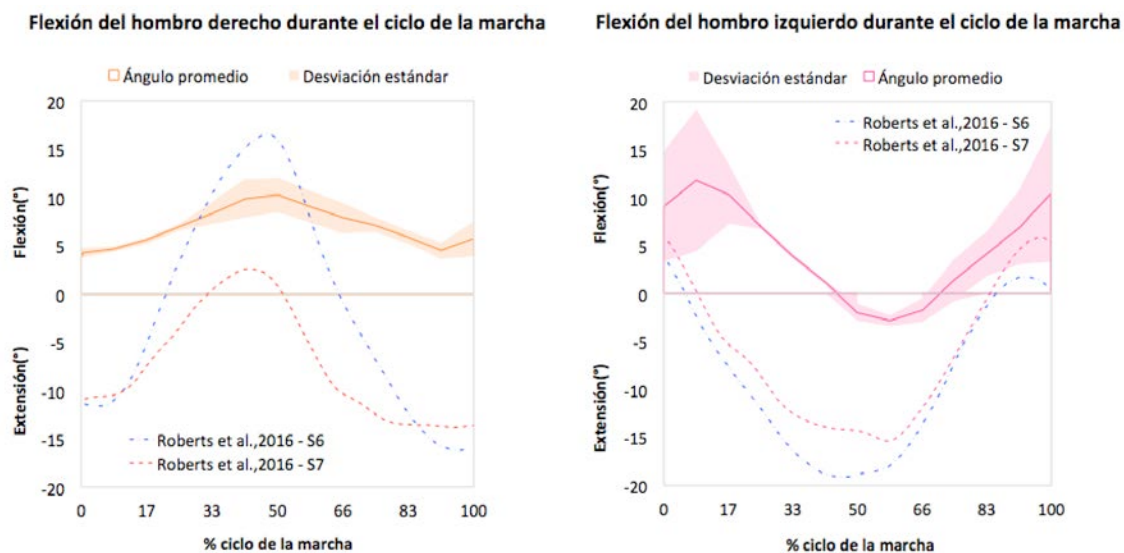
**Figura 5.9. Velocidades y aceleraciones angulares de las articulaciones de la pierna derecha durante el ciclo de la marcha en el plano sagital YZ.**

### 5.2.2 Resultados cinemáticos obtenidos mediante unidades inerciales

El segundo análisis se realizó sobre los datos obtenidos por los sensores de movimiento mediante el empleo de las unidades inerciales (IMU) colocadas en la zona superior del cuerpo. Utilizando la posición y orientación descrita en la metodología como pose inicial. Se recogieron datos durante diez segundos en la pose de inicialización para definir una posición de inicio estable. Los datos experimentales se obtuvieron tras realizar un total de 4 ciclos de la marcha, utilizando como referencia el contacto del talón del pie derecho como inicio y fin del ciclo de la marcha, al igual que se utilizó en la representación de los datos cinemáticos de la zona inferior del cuerpo. Las pruebas experimentales fueron las mismas que las que proporcionaron los datos cinemáticos de la zona inferior y los datos cinéticos de la fuerza de contacto. Obteniendo los resultados para el cuerpo humano completo (zona inferior, superior y fuerza de contacto) de forma sincronizada, manteniendo las mismas características de la marcha, procesado, análisis y representación de los resultados. Se realizó un reajuste de la duración del ciclo, para los ciclos más cortos y más largos del ciclo mediante interpolación de los resultados. Los datos cinemáticos de la parte superior del cuerpo incluyen la orientación de las partes del cuerpo en el espacio tridimensional, a diferencia de los de la zona inferior que se corresponden con el plano sagital YZ. No obstante, el interés en la obtención de datos del movimiento humano se centra en el plano de actuación de los exoesqueletos para asistir al movimiento, es decir el plano sagital. En los resultados se han representado por lo tanto las

posiciones obtenidas durante el ciclo de la marcha en el plano de interés, el plano sagital YZ para cada una de las articulaciones de la zona superior del cuerpo obtenidas por el Sistema de Adquisición de Datos.

La figura 5.10 muestra la posición angular promedio del hombro derecho e izquierdo y su desviación estándar para un ciclo de la marcha, representando el ángulo de flexión/extensión de ambos hombros. Al igual que en los datos cinemáticos de la zona inferior, se emplearon datos obtenidos en investigaciones previas para realizar una comparación de resultados sobre diferentes sujetos [238]. Utilizando un total de tres sujetos diferentes, los dos sujetos de referencia (*Roberts et al., 2016-S6,S7*) representan la flexión/extensión del hombro utilizando las mismas características de duración y delimitación del ciclo de la marcha y representados por su valor promedio.



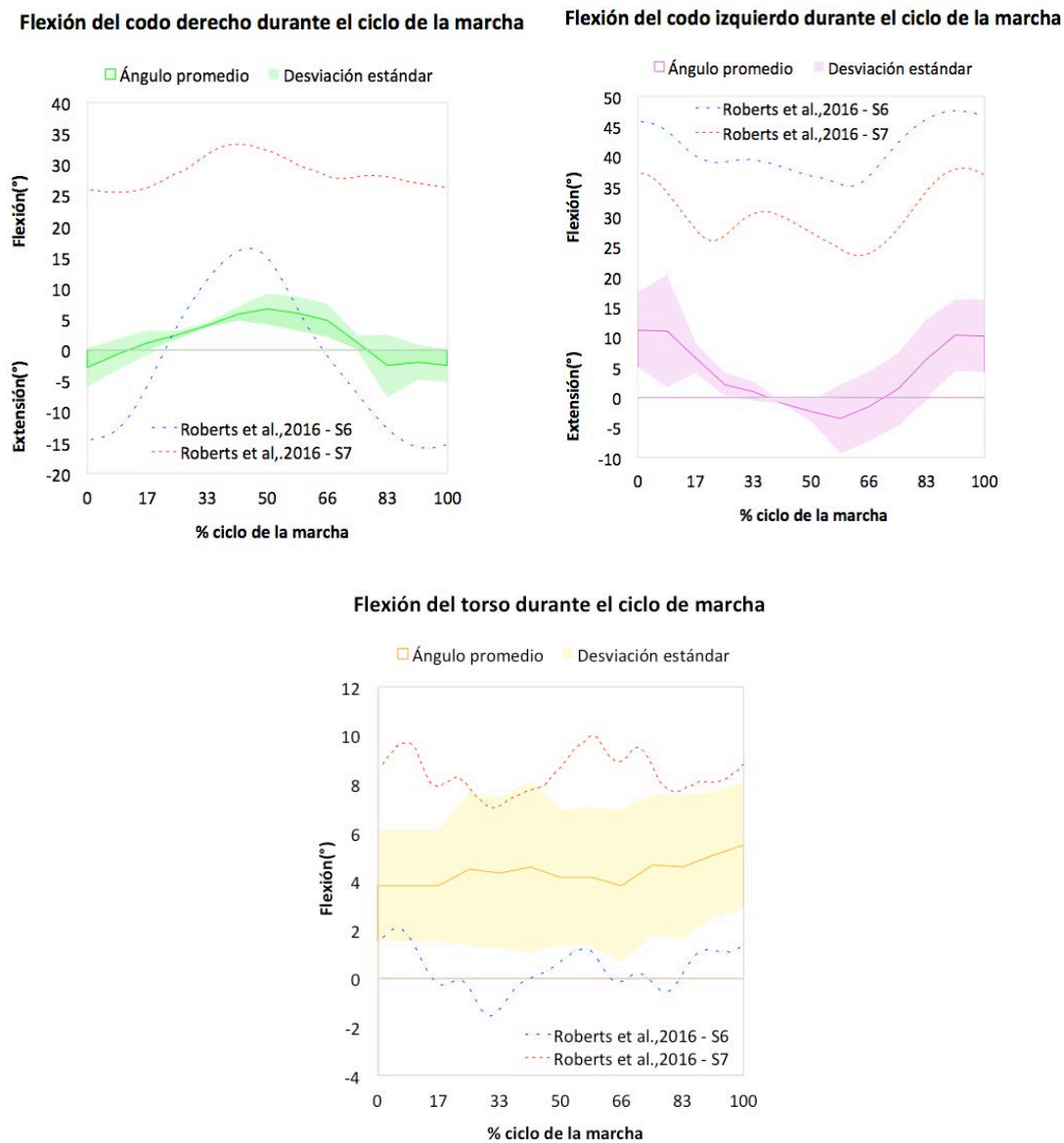
**Figura 5.10.** Resultados de la posición angular de los hombros en el plano sagital YZ. Los gráficos representan la posición angular promedio y su desviación estándar para un total de 4 ciclos de la marcha. Comparativa con datos obtenidos en investigaciones previas mediante el uso de cámaras y marcadores sobre dos sujetos denominados 6 y 7.

El valor promedio de la posición angular del hombro derecho al inicio del ciclo (contacto del talón derecho con el suelo) fue de  $+4,27^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 0,49^\circ$  alcanzando el valor máximo de flexión de  $+10,24^\circ$ ,  $\sigma = \pm 1,76^\circ$  en la mitad del ciclo, posteriormente el ángulo de flexión disminuye hasta la posición mínima de  $+4,52^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 0,84^\circ$ , terminando el ciclo con una flexión de  $+5,74^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 1,77^\circ$ . El hombro izquierdo comienza con una flexión de  $+9,11^\circ$  donde  $\sigma = \pm 5,77^\circ$  incrementando la flexión hasta los  $+11,81^\circ$ ,  $\sigma = \pm 7,34^\circ$  en el 8% del ciclo. La extensión del hombro alcanza su máximo de  $-2,85^\circ$ ,  $\sigma = \pm 0,54^\circ$  al 58% del ciclo de la marcha. Posteriormente el hombro izquierdo comienza a flexionarse hasta finalizar el ciclo en un ángulo de flexión de  $+10,43^\circ$ ,  $\sigma = \pm 7,04$ .

En la figura 5.11 se representan la flexión/extensión del codo derecho e izquierdo y del torso. La posición de inicio del ciclo en el codo derecho es de  $-2,92^\circ$ ,  $\sigma = \pm 3,15$ , alcanzando la posición máxima de flexión del codo de  $+6,61^\circ$ ,  $\sigma = \pm 2,44$  al 50% del ciclo de la marcha, finalizando el ciclo con la extensión hasta  $-2,57^\circ$ ,  $\sigma = \pm 2,66$ . Los resultados de la posición del codo izquierdo fueron de una flexión promedio de  $+11,21^\circ$  con una desviación estándar  $\sigma = \pm 6,2^\circ$  al inicio del ciclo, extendiendo el codo a medida que avanza la marcha hasta una extensión máxima de  $-3,57^\circ$ ,  $\sigma = \pm 5,71^\circ$  alcanzados al 58% del ciclo. En la fase final del ciclo, el codo se flexiona hasta un ángulo de  $+10,31^\circ$ ,  $\sigma = \pm 5,92^\circ$ . Por último, los datos del ángulo al que se somete el torso a flexión se reflejan en la parte inferior de la figura 5.11. Como se puede observar, se trata de un valor constante entre  $3,8^\circ$  y  $5,5^\circ$  con una desviación estándar máxima de  $\sigma = \pm 3,51^\circ$ .

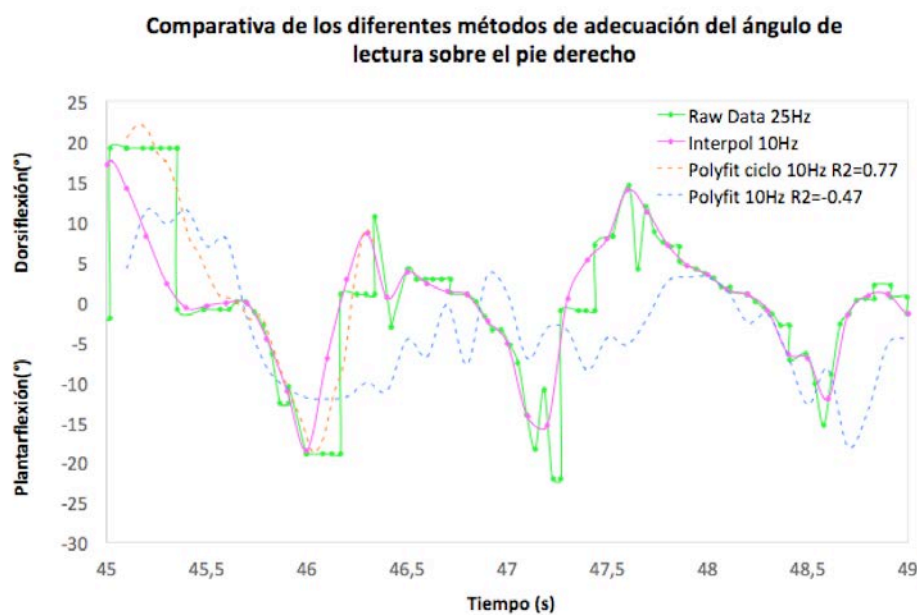
Al igual que la adecuación de las señales de lectura de los datos cinemáticos obtenidos por el exoesqueleto, sobre los datos obtenidos por los sensores de movimiento inerciales se realizó una etapa de procesamiento de la señal mediante el empleo de interpolación y ecuaciones de regresión no lineal. La figura 5.12 muestra una comparativa de los resultados obtenidos sobre la señal de lectura adquirida a 25Hz del sensor inerciales RFO sobre la orientación de cabeceo (*pitch*) del pie derecho, la cual indica el ángulo de dorsiflexión/flexión plantar. En ella se pueden observar que los resultados que produce la interpolación lineal se ajustan mejor a la señal de lectura frente al uso del método de regresión no lineal sobre la señal de varios ciclos de la marcha.

El empleo de la ecuación de regresión no lineal sobre un ciclo de la marcha (*Polyfit ciclo 10Hz*) muestra mejores resultados frente a la regresión no lineal sobre varios ciclos de la marcha consecutivos. Resultando en un coeficiente de regresión de  $R^2=0,77$  para la regresión durante un ciclo, frente al coeficiente  $R^2=-0,47$  obtenido en la regresión durante tres ciclos.



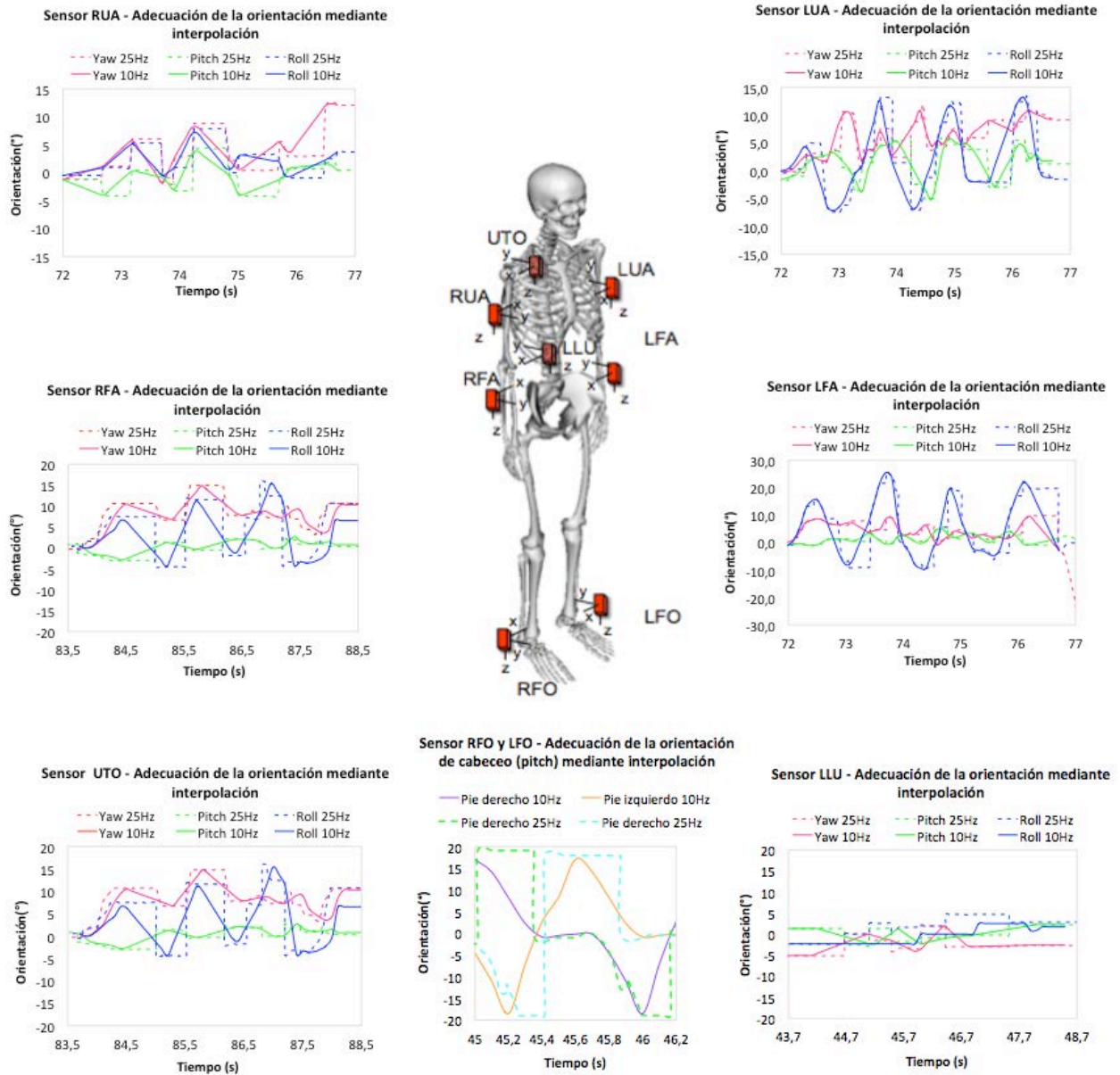
**Figura 5.11. Resultados de la posición angular de las articulaciones superiores en el plano sagital YZ. Los gráficos representan la posición angular promedio y su desviación estándar para un total de cuatro (4) ciclos de la marcha. Comparativa con datos obtenidos en investigaciones previas mediante el uso de cámaras y marcadores sobre dos sujetos diferentes denominados 6 y 7.**

El resultado de la interpolación lineal sobre las señales de lectura de cada uno de los sensores de movimiento inerciales se representa en la figura 5.13 para las tres orientaciones alrededor del eje Z - *Yaw* (guiñada), Y - *Pitch* (cabeceo) y X - *Roll* (alabeo). Una vez obtenidas las señales resultantes de la interpolación a 10Hz, se calculó el valor promedio y la desviación estándar para un ciclo de la marcha en la figura 5.10 y figura 5.11 mostradas previamente. En la figura 5.14 están representadas las tres orientaciones obtenidas durante el movimiento para uno de los sensores de la parte superior del cuerpo a una frecuencia de 10Hz una vez post-procesada la señal.



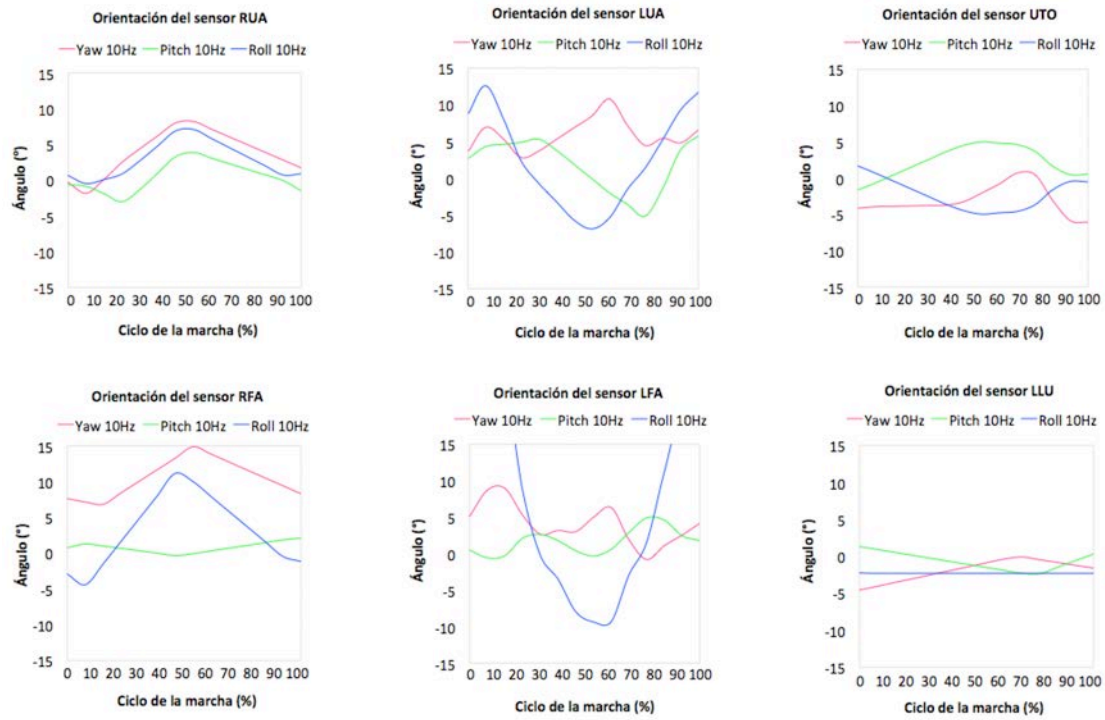
**Figura 5.12. Resultados de la comparativa de los diferentes métodos de adecuación de señal para la lectura de cabeceo (pitch) del sensor RFO en el plano sagital . Empleando interpolación lineal y ecuaciones de regresión no lineal sobre los datos de lectura a 10Hz.**





**Figura 5.13.** Resultados de la interpolación lineal de la señal de la lectura a 10Hz para los sensores de movimiento inerciales en las tres orientaciones espaciales: guiñada (yaw), cabeceo (pitch) y alabeo (roll). En el caso de los sensores RFO y LFO colocados en el pie, la orientación de cabeceo (pitch) en el plano sagital.





**Figura 5.14. Resultados de la orientación tridimensional (*Yaw, Pitch, Roll*) de los sensores de movimiento inercial colocados en la zona superior del cuerpo a una frecuencia de interpolación de la señal de lectura de 10Hz.**

### 5.2.3 Discusión de los resultados cinemáticos

#### *Datos obtenidos por el exoesqueleto*

Uno de los objetivos de esta investigación ha sido la creación de un sistema portable de adquisición de datos alternativo a los sistemas convencionales, que permitiera el análisis del movimiento fuera del laboratorio, a la vez que proporciona una estructura para el diseño de exoesqueletos de asistencia al movimiento de las extremidades inferiores. El análisis de los resultados cinemáticos obtenidos por el sistema de adquisición de datos integrado en el exoesqueleto, muestra resultados prometedores en la eficiencia del sistema como alternativa de uso. Los resultados mostrados en la figura 5.2, aúnan la totalidad de datos obtenidos por el sub-sistema de adquisición correspondiente a los encoders situados en las articulaciones de las extremidades inferiores. Mostrando una excelente repetitividad en ambas piernas. Se puede apreciar que tanto las posiciones angulares máximas y mínimas así como el periodo de simetría entre la parte derecha e izquierda, se mantienen constantes durante varios ciclos consecutivos de la marcha.

La posición angular obtenida en las articulaciones durante el ciclo de marcha, en comparación con la obtenida previamente en estudios previos de la marcha por otros investigadores a través del empleo de los sistemas convencionales de obtención de datos cinemáticos, es decir mediante el uso de cámaras y marcadores demostró una similitud para las articulaciones (figura 5.3). Cada persona tiene peculiaridades en la forma de la marcha, por lo que es normal que los valores máximos y mínimos de flexión varíen entre diferentes sujetos. Sin embargo, la trayectoria que describe la posición de las articulaciones durante la marcha es muy similar en los tres sujetos comparados. Cabe destacar la posición angular de la rodilla durante el 40% del ciclo de la marcha. Los resultados obtenidos por el exoesqueleto muestran una disminución del ángulo de extensión al final de la fase de apoyo simple, previa a la propulsión de la pierna. Esto pudo ser causado por la limitación que implica el uso del exoesqueleto debido a la diferencia cinemática en la rotación anatómica de la rodilla con respecto a la del exoesqueleto, lo cual puede que influya en la marcha del sujeto, modificando la extensión natural de la rodilla durante esa fase del ciclo de la marcha. No obstante, esto puede depender de las peculiaridades del ciclo de marcha del sujeto de estudio. Observando los resultados de la posición angular de la cadera del sujeto experimental utilizando en [237], y comparándolo con los resultados obtenidos en esta investigación y con los resultados obtenidos por otra investigación [238], el final del ciclo muestra una diferencia en la

---

trayectoria a pesar de ser resultados obtenidos por sistemas convencionales validados. Esto puede deberse, como se ha comentado anteriormente, a las características específicas de cada uno de los sujetos, al igual que sucede en los resultados obtenidos por el exoesqueleto para la rodilla.

La obtención de los datos cinemáticos correspondientes a la velocidad angular, provino de un proceso de interpolación sobre la señal de lectura de los datos obtenidos. Dada la precisión de medida de los encoder, los resultados obtenidos por derivación de la posición, describen una trayectoria que se asemeja a la obtenida en estudios anteriores [237,238]. Al igual que en el caso de los datos de la posición angular, existen variaciones observadas en la velocidad angular de la cadera derecha, las cuales es difícil determinar si son causadas por la influencia del exoesqueleto en la marcha natural, o por el contrario, se tratan de diferencias en la marcha de los dos sujetos. No obstante, los errores de derivación de la señal parecen no ser la causa, debido a la continuidad de la trayectoria obtenida. Analizando los resultados de la velocidad angular en la rodilla y el tobillo, los resultados obtenidos son fieles a los datos de referencia lo que muestra una buena eficiencia sobre la herramienta en la obtención de la velocidades angulares durante la marcha.

A pesar de que el análisis comparativo de las aceleraciones angulares con investigaciones previas es más complicado que en el caso de la posición y la velocidad, debido a la gran variabilidad de las aceleraciones durante el ciclo de la marcha; los resultados obtenidos son muy prometedores al comparar las trayectorias descritas con investigaciones previas. La trayectoria y valores de la aceleración angular en la cadera y la rodilla son muy similares, lo que demuestra una buena respuesta del Sistema de Adquisición de Datos desarrollado y del proceso de interpolación de la señal de lectura, a pesar de la doble derivación. En cuanto a los resultados obtenidos para el tobillo, cabe remarcar el error provocado por la interpolación de los resultados ocurrido en el 60% del ciclo de la marcha, correspondiente con la propulsión de la pierna derecha. Como se puede ver en la figura 5.8, difiere en el pico de desaceleración con respecto al otro sujeto. Esto no ocurrió en la señal de lectura (Fig. 5.6), donde se puede observar que ese pico de desaceleración se produce; pero la interpolación a 10Hz hace que se genere un error en el resultado de la señal procesada. A pesar de la eficiencia de los procesos de interpolación y regresión no lineal en el filtrado y corrección de las señales de lectura de la velocidad y aceleración angular, este resultado indica la necesidad de mejorar el procesado de las aceleraciones para prevenir aproximaciones erróneas.

---

*Datos obtenidos por los sensores de movimiento inercial*

En el análisis de la marcha humana para el diseño de exoesqueletos de asistencia al movimiento de las extremidades inferiores y en el posterior control de los actuadores, son fundamentales los datos cinemáticos de la zona inferior del cuerpo, así como la fuerza de contacto con el suelo durante la marcha. Los datos cinemáticos de la zona superior del cuerpo, pueden no tener una gran influencia en la consecución de los objetivos buscados con el estudio de la marcha humana. En algunos casos, los datos cinemáticos de la zona superior directamente no se registran [237], en otros se instruye al sujeto a caminar con los brazos en cruz pegados al cuerpo para evitar la influencia de los brazos durante la marcha. En esta investigación, la obtención de los datos se centra en su uso como herramienta para el análisis del movimiento y de retroalimentación en el control de los actuadores en exoesqueletos, destinados a las extremidades inferiores. Además de ello, la creación de un sistema portable capaz de adquirir los datos necesarios para realizar los correspondientes cálculos que determine el par en cada articulación durante el movimiento. Para realizar estos cálculos de forma precisa mediante el método de dinámica inversa, es necesario conocer la posición de las extremidades superiores.

A diferencia de los datos cinemáticos obtenidos por el exoesqueleto, la obtención de los valores de la velocidad y aceleración sobre las extremidades superiores no fueron calculados como parte del Sistema de Adquisición de Datos. La razón de ello es porque estos valores son necesarios durante los cálculos de dinámica inversa para la determinación del par en las articulaciones, pero no se emplean de forma directa en la realimentación del control de un exoesqueleto para la asistencia al movimiento de las extremidades inferiores. Por lo que su cálculo se realizó por integración dentro del código desarrollado por el laboratorio *Applied Dynamics and Optimization Lab (ADOL)* de *New York University*.

En el análisis de los resultados sobre la posición de las articulaciones durante la marcha, se emplearon los datos experimentales de investigaciones previas [238] como comparativa para la validación parcial de los resultados. Cabe destacar que se desconocen los detalles del protocolo empleado en las investigaciones citadas, por lo que la posición de flexión a cero grados es un supuesto de partida. En el estudio realizado, se consideró coincidente con la posición del sujeto en reposo y en una posición erguida, utilizando la posición “cero flexión” en las articulaciones. En cuanto a la comparación directa, las articulaciones de los hombros y codos derecho e izquierdo son posiciones anatómicas definidas por lo que no generan un problema a la hora de realizar una comparación con datos

---

procedentes de estudios previos. En el caso de los resultados obtenidos para la flexión del torso, se desconocen los datos experimentales en la posición de esta articulación, situada a lo largo de la columna vertebral, utilizados en la comparación. Observando la trayectoria descrita y la variación del ángulo de flexión durante la marcha para los tres sujetos comparados, se puede determinar que existen pequeñas variaciones inferiores a los  $2^\circ$ , similares en los tres sujetos.

Considerando la divergencia existente en la posición de inicio de las articulaciones, entre los resultados obtenidos y los de referencia, el análisis de los resultados se centra más en la comparación de las trayectorias descritas con respecto a los datos experimentales obtenidos para los sujetos 6 y 7, que en la comparación de valores directos. Esta divergencia en la posición de inicio del ciclo se observa en los datos de flexión/extensión del codo derecho e izquierdo. La trayectoria descrita durante el ciclo de la marcha coincide para los tres sujetos, con una flexión máxima alrededor del 50% del ciclo, a pesar de las diferencias en los valores máximos de flexión y extensión.

La flexión/extensión de los hombros es inferior a la de los sujetos 6 y 7, debido a que el movimiento es característico de cada sujeto y no se producen los mismos valores de flexión/extensión para la misma velocidad de la marcha. Esta diferencia se puede observar en el valor máximo de flexión del hombro derecho del sujeto 6 en comparación con el sujeto 7, los cuales tienen una diferencia de  $14,03^\circ$  y son datos obtenidos mediante el mismo Sistema de Adquisición. Los resultados obtenidos en esta investigación (*Sujeto 1*), se sitúan entre ambos sujetos de investigaciones previas (*Roberts et al., 2016-S6,S7*), con un máximo de  $+10,24^\circ$ ,  $\sigma = \pm 1,76^\circ$ . Se puede observar que la trayectoria descrita para las articulaciones sigue la misma tendencia durante el ciclo de la marcha para los tres sujetos, alcanzando el máximo punto de flexión al 50% del ciclo de la marcha. Para el hombro izquierdo los valores de referencia comienzan en un ángulo de flexión menor, pero la trayectoria descrita tiene la misma forma; obteniendo un ángulo de extensión máximo, menor que el de los sujetos 6 y 7.

La interpolación y aplicación de polinomios no lineales de regresión, fue efectiva en la adecuación de las señales de lectura, proporcionando buenos resultados para las tres orientaciones en cada uno de los sensores de movimiento empleados. La señal de lectura fue de 25Hz, y la interpolación produce una señal a una frecuencia de 10Hz, sin embargo, el receptor de radio frecuencia del sistema de adquisición de datos tiene una limitación en la lectura, solo puede leer de un sensor al mismo tiempo. La rapidez del ciclo de la marcha, origina que las señales de lectura se conviertan en señales de onda cuadrada, dado que

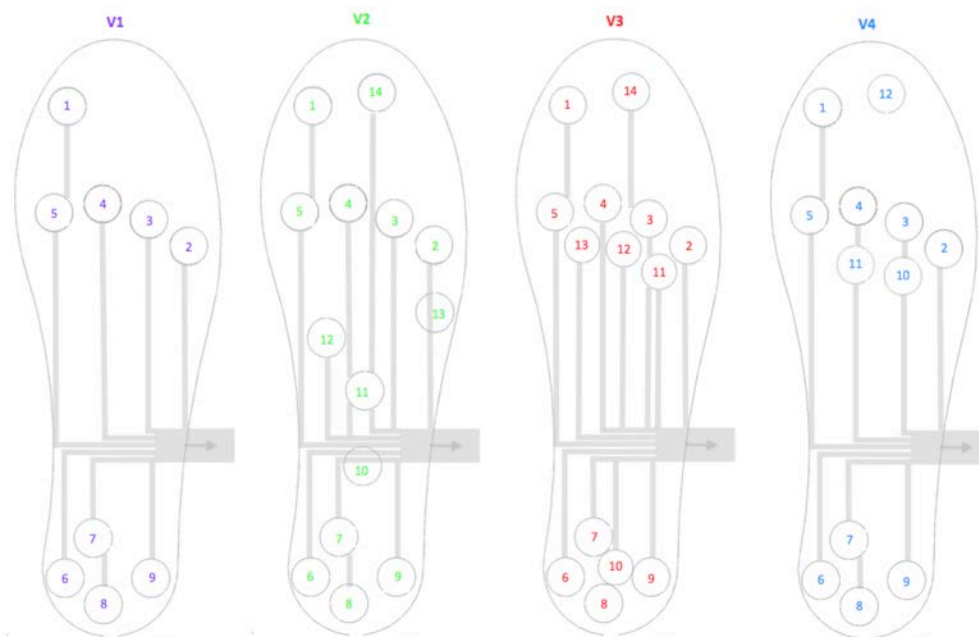
cuando el receptor no está ocupado leyendo de otro sensor, la lectura representada continúa siendo el valor previo. Esta problemática es solventada gracias a la adecuación de la señal. En movimientos donde se mantenga la orientación durante un corto periodo de tiempo, el ajuste puede originar errores por una mala interpretación de la señal.

La obtención de los datos de las extremidades superiores incluye, como se ha mostrado en los resultados, la orientación en el espacio tridimensional. El análisis y comparación se realizó sobre los datos obtenidos en el plano sagital, los cuales son relevantes en el diseño y control de exoesqueletos de asistencia al movimiento con actuación en el plano sagital. Referente a los datos obtenidos por los sensores de movimiento sobre la orientación en el plano sagital de los pies, estos valores se emplearon como una variable para el cálculo de dinámica inversa dentro del código actualmente en fase de desarrollo. Los resultados muestran una similitud y desfase entre el lado izquierdo y derecho constante, correspondiéndose con las peculiaridades de la marcha.

---

### 5.2.4 Resultados cinéticos obtenidos por las suelas sensitivas

La adquisición de los datos cinéticos correspondientes a la fuerza vertical de contacto con el suelo durante la marcha se realizó a través del sistema de adquisición de las suelas sensitivas. En el diseño de las suelas sensitivas, se emplearon 4 configuraciones denominadas V1, V2, V3 y V4 (Fig. 5.15) para determinar experimentalmente la localización y número óptimo de los sensores que componen la suela, con el fin de optimizar el diseño y aumentar la eficiencia en costes del sistema. Para cada configuración, se analizaron los resultados obtenidos de la fuerza vertical de contacto, el valor promedio y la desviación estándar utilizando un total de 12 ciclos de la marcha. Representando la fase de contacto correspondiente a un ciclo de la marcha. La velocidad de la marcha establecida fue la misma que la empleada en la obtención de los datos cinéticos, entre 1-1,2m/s, resultando en una duración total del ciclo de la marcha variable entre 1-1,47s. Traduciéndose en una variación de la fase de apoyo del pie de entre un 64-71% del ciclo de la marcha. En cada una de las configuraciones se realizó una interpolación de la fuerza vertical de contacto para la duración de la fase de apoyo elegida, representando el valor promedio y la desviación estándar de cada una.



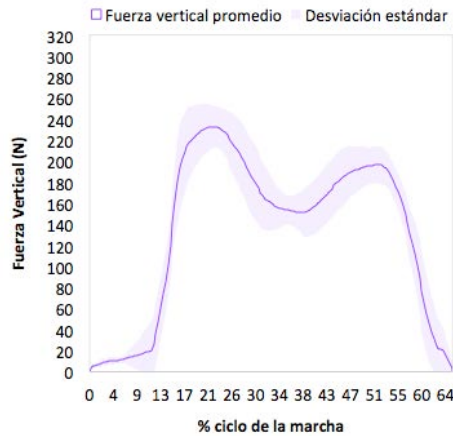
**Figura 5.15. Disposición y número total de los sensores de presión empleados en las cuatro configuraciones experimentales V1,V2,V3,V4 de la suela sensitiva derecha utilizadas en la obtención de resultados durante el ciclo de la marcha.**



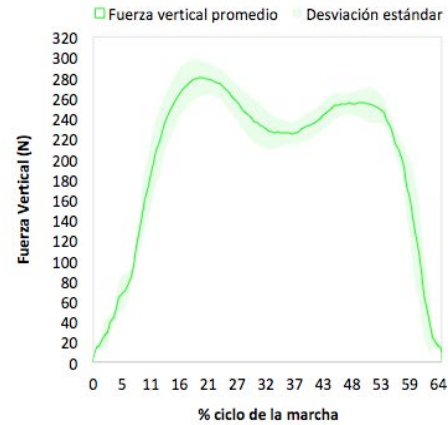
En el capítulo 4, se comentó el uso y colocación de los sensores de fuerza resistivos sobre los principales puntos de presión en el contacto del pie con el suelo, basados en investigaciones previas [202]. Utilizando la superficie de contacto del pie durante la marcha, se determinaron las diferentes configuraciones experimentales.

La configuración V1 de la suela sensitiva incluye un total de 9 sensores resistivos de fuerza, cuatro de ellos localizados en la zona del talón, otros cuatro situados en la unión posterior de los metatarsos, del primero al cuarto y uno colocado en la puntera. Los resultados de la fuerza vertical de contacto durante el ciclo de la marcha obtenidos se muestran en la esquina superior izquierda de la figura 5.16. La fuerza alcanza su valor máximo de 233N,  $\sigma = \pm 20,1\text{N}$  al 22% del ciclo durante la fase de aceptación del peso, continuando con un descenso de la fuerza hasta el mínimo relativo de 150,8N,  $\sigma = \pm 21,7\text{N}$  al 38% del ciclo durante la fase de contacto total de la planta, aumentando hasta 196,5N,  $\sigma = \pm 17,4\text{N}$  durante la fase de contacto metatarsal en el 51% del ciclo previo al comienzo de la fase de balanceo durante la cual el pie se encuentra en el aire. Los resultados correspondientes a la configuración V2 se representan en la gráfica situada en la esquina superior derecha (Fig. 5.16). En esta configuración se dispusieron catorce (14) sensores, con respecto a la suela V1, se añadieron tres sensores en la zona central de contacto cercana al arco del pie, uno en el quinto metatarsiano y otro en la puntera. El valor máximo registrado por la suela sensitiva fue de 279,2N,  $\sigma = \pm 16,9\text{N}$  alcanzado al 20% del ciclo, con un mínimo relativo de la fase de contacto total de 224,6N,  $\sigma = \pm 10,9\text{N}$  en el 37% del ciclo, alcanzando un máximo relativo de 254,7N,  $\sigma = \pm 14,1\text{N}$  en el 50% del ciclo, durante la fase de contacto metatarsal. En la configuración V3, empleada durante las pruebas, se instalaron un total de 14 sensores, con respecto a la configuración V1, se añadió un sensor más en la zona del talón, tres en el área de contacto metatarsal y uno más en la puntera. La fuerza máxima vertical de contacto fue de 250,9N,  $\sigma = \pm 34,5\text{N}$  al 11% del ciclo, el mínimo correspondiente a la fase de contacto total ocurrió durante en el 28% del ciclo con un valor de 130,4N,  $\sigma = \pm 27,2\text{N}$ . El valor máximo durante la fase de contacto metatarsal fue de 178,5N,  $\sigma = \pm 8,8\text{N}$  correspondiente al 40% del ciclo de la marcha.

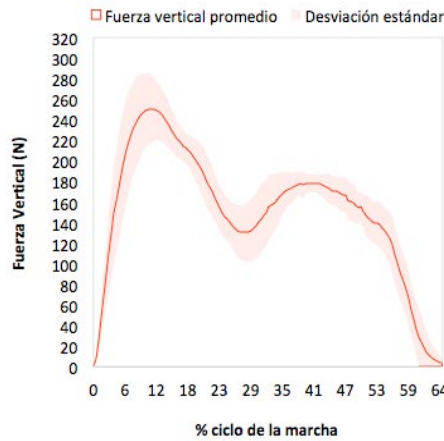
Fuerza vertical de contacto sin corrección para un ciclo de la marcha - 11 Ciclos de la marcha - V1 -



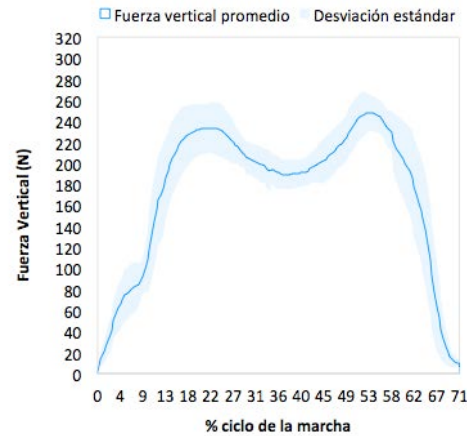
Fuerza vertical de contacto sin corrección para un ciclo de la marcha - 12 Ciclos de la marcha - V2 -



Fuerza vertical de contacto sin corrección para un ciclo de la marcha - 12 Ciclos de la marcha - V3 -



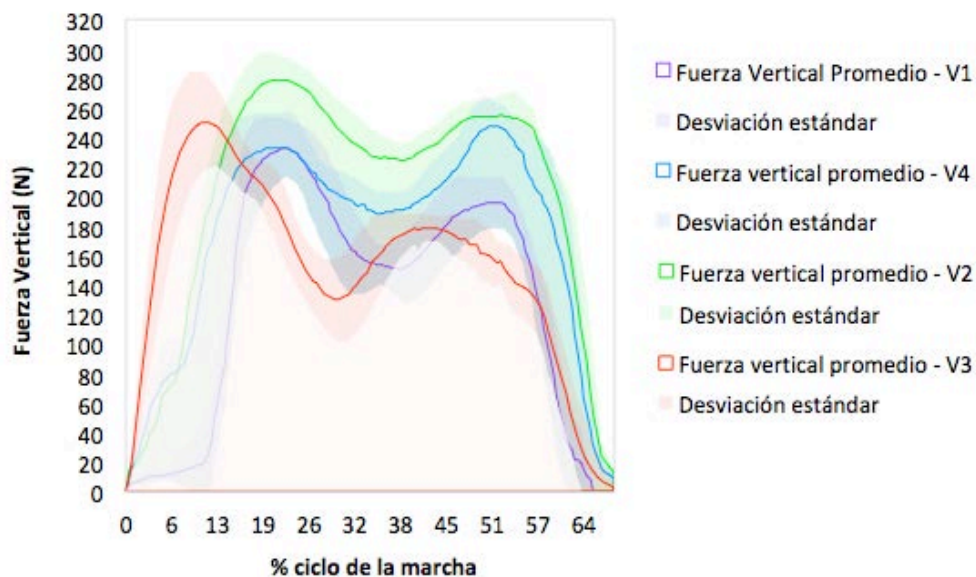
Fuerza vertical de contacto sin corrección para un ciclo de la marcha - 12 Ciclos de la marcha - V4 -



**Figura 5.16. Resultados de la fuerza vertical de lectura promedio y su desviación estándar para un total de doce ciclos de la marcha. Comparativa de los resultados para las diferentes configuraciones de la suela sensitiva V1,V2,V3,V4.**

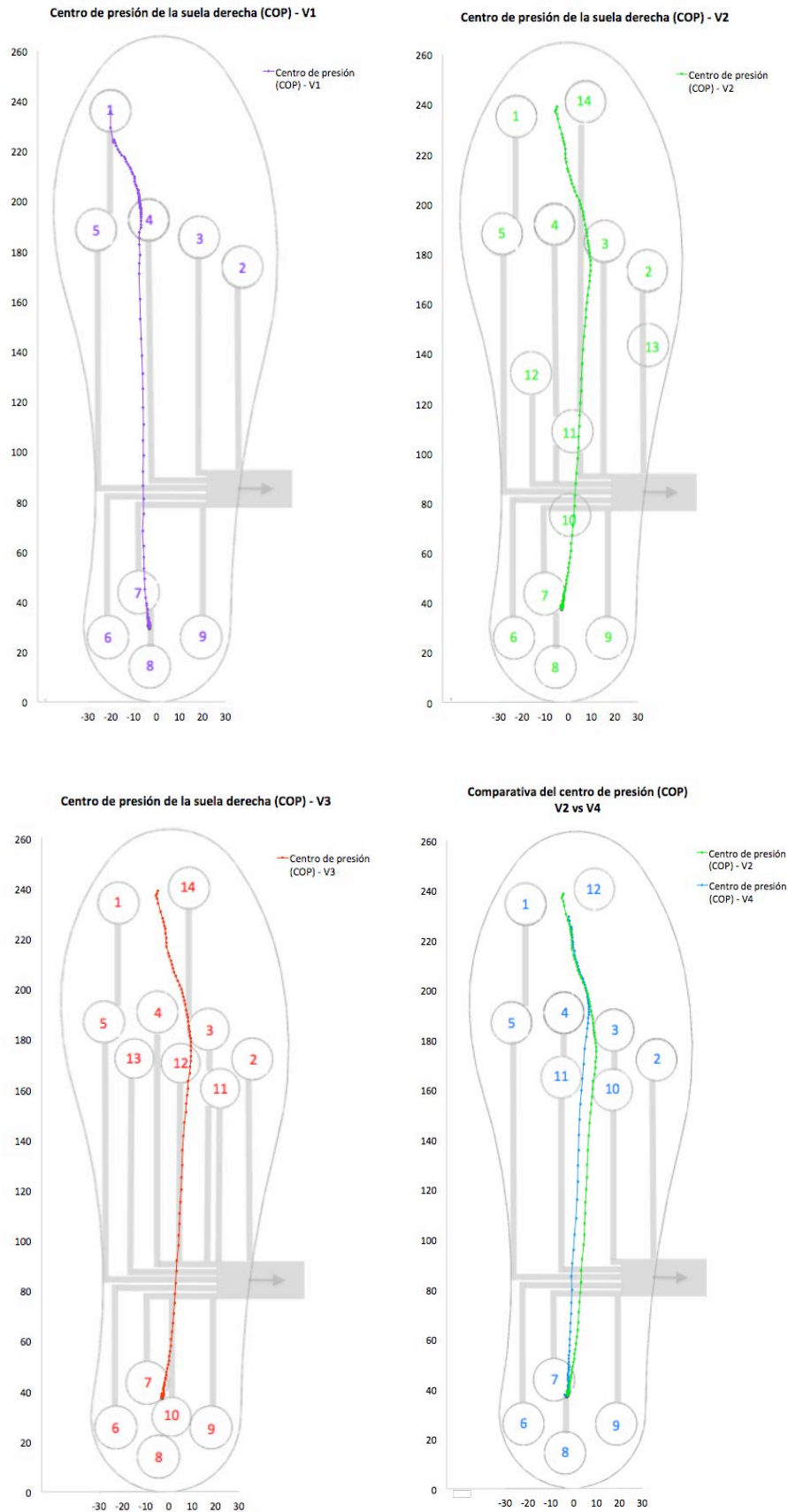
La distribución de la fuerza vertical de contacto está representada en la esquina inferior izquierda (Fig. 5.16). Por último, la configuración V4, con un total de 12 sensores, cuatro colocados en la zona del talón, seis en la zona metatarsal y dos en la puntera, obtuvo los resultados representados en la esquina inferior derecha. Con un máximo relativo durante la fase de aceptación de la carga al 23% del ciclo y un valor de 233,3N, posteriormente disminuyó durante la fase de contacto total a 189N en el 37%, alcanzando el máximo del ciclo en un valor de 248,3N al 53% del ciclo de la marcha. Una vez obtenidos los resultados para cada una de las configuraciones, se realizó un análisis comparativo de las suelas sensitivas representado en la figura 5.17.

**Fuerza vertical de contacto sin corrección para un ciclo de la marcha**  
**- Comparativa de las versiones de la suela sensitiva -**



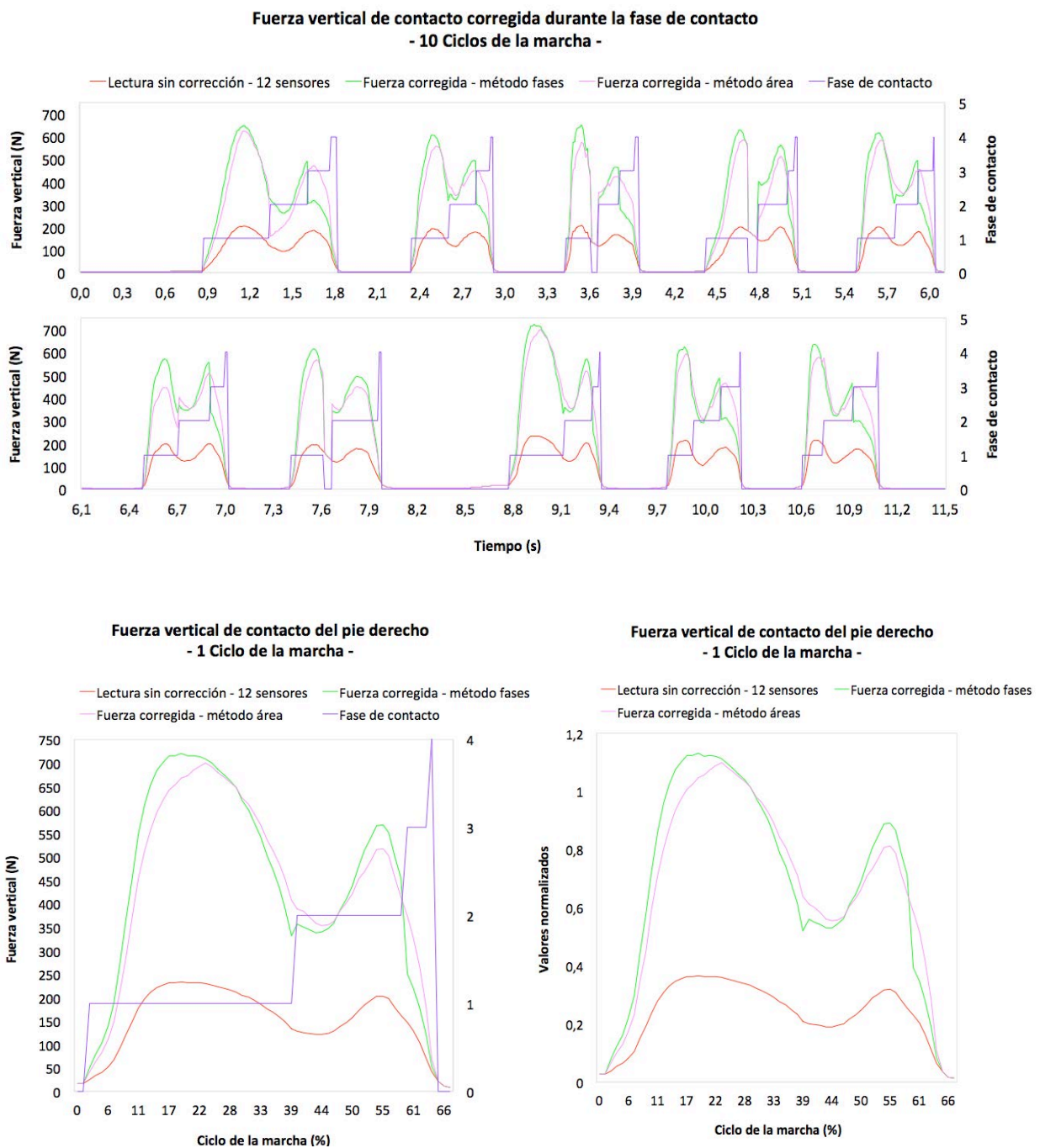
**Figura 5.17. Comparativa de los resultados obtenidos de la fuerza vertical de lectura para las diferentes configuraciones de suela sensitiva. Promedio y desviación estándar para un total de doce ciclos de la marcha.**

Complementariamente al análisis de la fuerza vertical de contacto adquirida por el sistema de adquisición de las suelas sensitivas, se realizó un análisis de la posición del centro de presión durante la fase de contacto correspondiente a un ciclo de la marcha. En la figura 5.18, están representadas las diferentes trayectorias del centro de presiones (*COP*) para cada una de las configuraciones empleadas durante las pruebas sobre el sistema de coordenadas local de la suela sensitiva, en el plano transversal XZ para el pie derecho. El inicio del ciclo está considerado como en el resto de los análisis realizados, en el contacto del talón del pie derecho, el fin de la fase de contacto acaba con el comienzo de la fase de balanceo, coincidente con el levantamiento de la puntera del suelo. En base a los resultados obtenidos, se seleccionaron las configuraciones de la suela V2 y V4, realizando una comparativa de la trayectoria del centro de presión (*COP*) para la elección del diseño óptimo (Fig. 5.18). En la discusión de resultados se detalla por qué se descartaron el resto de configuraciones y la elección de la configuración V4 como diseño final del Sistema de Adquisición de Datos.



**Figura 5.18. Trayectoria del centro de presión (COP) para las diferentes configuraciones empleadas de la suela sensitiva durante la fase de contacto perteneciente a un ciclo de la marcha. Representación de las coordenadas X (eje horizontal) y Z(eje vertical) sobre el sistema de referencia local de la suela.**

El tercer análisis de los datos cinemáticos se realizó sobre los métodos empleados en la corrección de la señal de lectura. Se representaron los datos experimentales del valor total de la fuerza vertical de contacto durante el ciclo de la marcha para cada uno de los métodos, además de la variable representativa de la fase de contacto. La figura 5.19 muestra los resultados durante un test de unos diez ciclos consecutivos de la marcha.



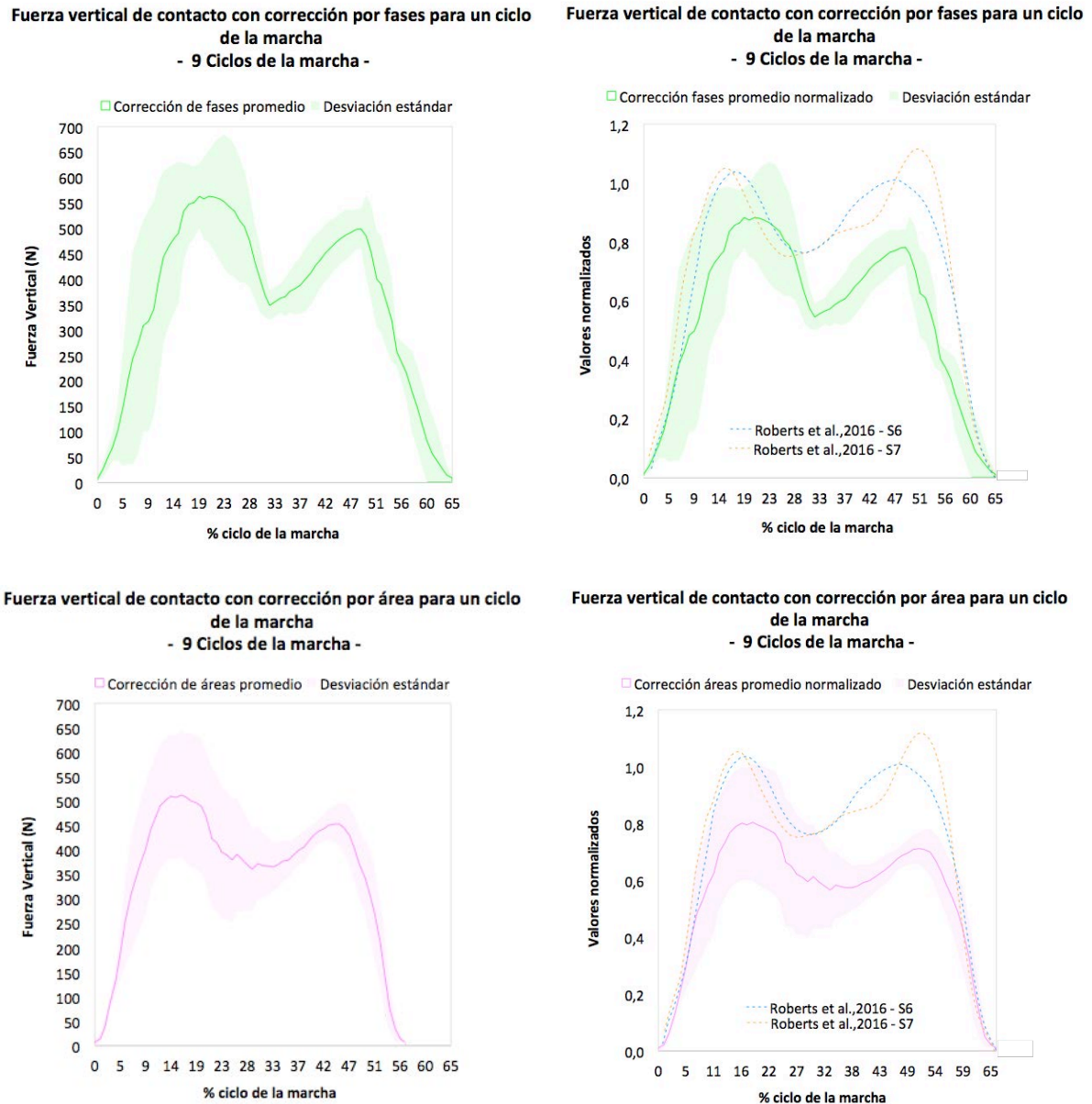
**Figura 5.19.** En la parte superior los resultados de la corrección de la fuerza de lectura por el método de fases para un total de diez ciclos de la marcha consecutivos. Representación del valor de lectura, corrección y fase de contacto. En la parte inferior los resultados para un ciclo de la marcha y los valores normalizados con respecto al peso del sujeto de estudio.



El cálculo de los valores promedio y su desviación estándar se realizó empleando un total de 9 ciclos consecutivos de la marcha. Al igual que para los resultados de la fuerza de lectura, se realizó una interpolación de los resultados para ajustar la duración total de la fase de contacto a un valor constante (65% del ciclo de la marcha). Complementariamente y para facilitar el análisis de los resultados, se representaron los valores normalizados de la fuerza respecto al peso del sujeto. Para la comparación se emplearon resultados de investigaciones previas, obtenidos mediante el uso de plataformas dinamométricas capaces de obtener las tres componentes del vector fuerza [238].

La parte superior de la figura 5.20 muestra los resultados obtenidos con la corrección por fases. Alcanzando un máximo en la fase de aceptación de la carga de 563,7N al 19% del ciclo con una desviación estándar de  $\sigma = \pm 63,8\text{N}$  equivalente a un valor normalizado de  $0,88 \pm 0,1$ . Durante la fase de contacto total, la fuerza de contacto disminuyó a 348,7N,  $\sigma = \pm 28,8\text{N}$  al 32% del ciclo, el valor normalizados obtenido fue de  $0,55 \pm 0,1$ . Para finalizar la fase de contacto, el valor máximo de la fase de contacto metatarsal alcanzó un valor máximo de 499,8N,  $\sigma = \pm 38,7\text{N}$  con un valor normalizado de  $0,78 \pm 0,1$ . En cuanto a los resultados obtenidos aplicando la corrección por áreas, tal y como se muestra en la parte inferior de la figura, el valor máximo alcanzado fue de 513,5N con una desviación estándar de  $\sigma = \pm 130,1\text{N}$  al 18% del ciclo de la marcha y con un valor de normalizado equivalente de  $0,8 \pm 0,2$ . Durante la fase de contacto total, el valor promedio obtenido fue de 360,5N,  $\sigma = \pm 84,19\text{N}$  en el 36% del ciclo, correspondiente a  $0,56 \pm 0,1$ . Finalizando el ciclo con un máximo en la fase de contacto metatarsal de 454N,  $\sigma = \pm 35,5\text{N}$  con un valor normalizado de  $0,71 \pm 0,1$ . En la figura 5.21 se representan los resultados de ambos métodos comparados con resultados obtenidos previamente por otros investigadores mediante el uso de sistemas convencionales para el análisis de la marcha humana [238].

El último análisis que se realizó de los resultados fue la comparación de los resultados de la fuerza total de lectura y corregida mediante los dos métodos de áreas y fases utilizando los 12 sensores de la suela frente a la lectura de 9 sensores, coincidentes con las posiciones de la configuración V1. Respecto a los análisis previos, en el cual los sensores utilizados fueron los mismos para todas las configuraciones de la suela sensitiva, en este análisis se creó una suela con nuevos sensores para evitar la influencia de la fatiga en los resultados de los métodos de corrección (Fig. 5.22).

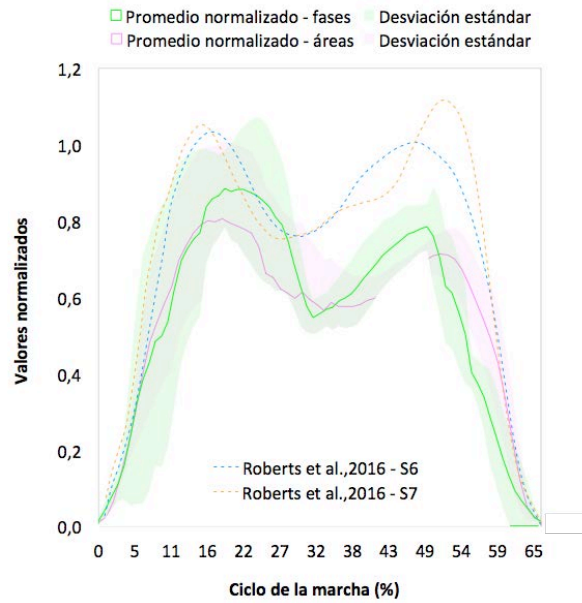


**Figura 5.20.** En la parte superior los resultados de la corrección de la fuerza de lectura por el método de fases para un total de nueve ciclos consecutivos de la marcha. Representación del valor de lectura, corrección y fase de contacto. En la parte inferior los resultados de la corrección del método de áreas. En la parte derecha se representan los valores normalizados para cada método con respecto al peso del sujeto de estudio.

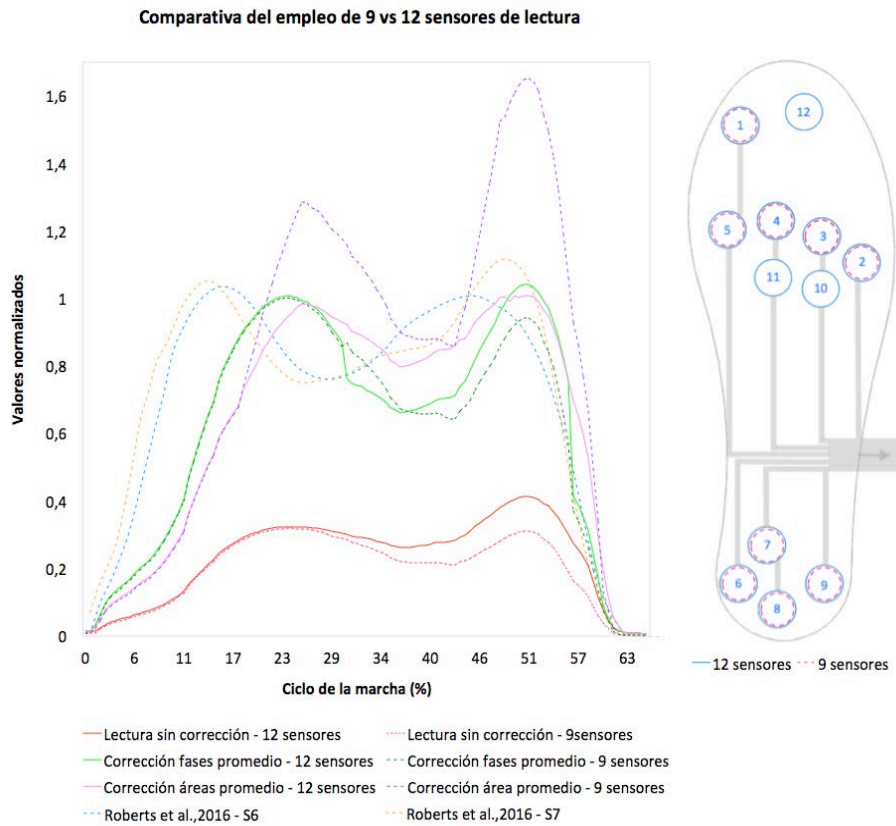
La figura 5.22, muestra los resultados obtenidos del valor total de la fuerza de contacto promedio para un total de diez ciclos de la marcha normalizada respecto al sujeto de estudio y los datos de investigaciones previas para la comparación. Los dos métodos de corrección se aplicaron sobre la lectura de suelas con 9 y 12 sensores.



**Comparativa de correcciones de fuerza para un ciclo de la marcha frente a resultados obtenidos por sistemas convencionales - 9 Ciclos de la marcha -**



**Figura 5.21. Comparativa de los métodos de corrección por fase y área con resultados obtenidos en investigaciones previas mediante el uso de sistemas convencionales de análisis del movimiento.**



**Figura 5.22. Comparativa del uso de la lectura total de nueve frente a doce sensores en los métodos de corrección por fase y área con resultados obtenidos en investigaciones previas mediante el uso de sistemas de análisis del movimiento convencionales.**

### 5.2.5 Discusión de los resultados cinéticos

La consecución de un sistema alternativo de adquisición de datos para el movimiento humano, requiere de un sistema de medición de la fuerza de contacto vertical durante la marcha, que sea portable. Para ello se diseñaron suelas sensitivas a la presión. En esta investigación, se realizó un análisis de los resultados obtenidos de la fuerza vertical de contacto durante el ciclo de la marcha. Utilizando sensores de fuerza resistivos sensibles a la presión en diferentes configuraciones de diseño. Por otro lado la optimización del número total de sensores empleados y de la posición en las zonas de contacto, permitió mejorar la fiabilidad de las lecturas y conseguir un diseño eficiente de la suela sensitiva.

#### *Configuración de la suela sensitiva*

Los resultados de lectura con las diferentes configuraciones mostraron que la influencia de la posición es predominante sobre el número total de sensores empleados en la obtención de la fuerza total de contacto. El uso de suelas sensitivas implica la necesidad de corregir la fuerza total de lectura debido a la imposibilidad de instalar sensores en la superficie total de contacto. Estudios previos han demostrado que la fuerza de contacto no es uniforme sobre la superficie de contacto, predominando en determinados puntos de presión del pie durante la marcha [202], por lo que no toda la superficie del pie tiene la misma importancia a la hora de colocar sensores sobre la misma. Utilizando los puntos de presión más importantes se crearon las cuatro configuraciones diferentes para comparar sus prestaciones mediante pruebas experimentales; concluyendo que la óptima es la configuración final V4. Los resultados mostraron que existe un número mínimo de sensores necesarios, basados en zonas de contacto y posición específica.

Analizando los resultados entre la suela sensitiva V1 y la suela sensitiva V2 (Fig.5.16), el valor total de la fuerza de lectura en V1 es menor, debido al menor número de sensores empleados. Este inconveniente se puede corregir mediante la aplicación de los correspondientes coeficientes de corrección como se ha visto en los resultados en la figura 5.22. Sin embargo, se observó una diferencia en la curva de la fuerza total, causada por la ausencia de sensores en las zonas de contacto metatarsal y de la puntera, los resultados comparativos de las dos configuraciones en la figura 5.21, muestran una disminución de la fuerza total promedio en la configuración V1 de -58,2N con respecto a V2 y de -36,5N con respecto al valor promedio de la fuerza durante la fase de aceptación de la carga. Por otro lado, si analizamos los resultados de la trayectoria del centro de presión (COP) sobre la

---

superficie de la suela sensitiva, se puede observar un desplazamiento en la dirección medial (eje X) en la configuración V1 con respecto a la V2, debido a la ausencia de sensores en la zona central de la suela, zona metatarsal y la puntera (figura 5.18). El número de sensores empleado en la configuración V2 fue de 14 frente a 9 en la versión V1, el análisis de las diferentes configuraciones han permitido determinar la posición óptima de los sensores y el número mínimo a utilizar para determinar la suela sensitiva más eficiente en la adquisición de la fuerza de contacto con la mayor eficiencia en costes.

Los resultados obtenidos para la suela de configuración V3 mostraron la influencia de la posición de los sensores, los resultados obtenidos de la suela V2 mostraron una baja influencia de los sensores colocados en la zona del arco del pie en la fuerza total de contacto. La configuración V3 se creó utilizando el mismo número total de sensores, concentrando un total de siete sensores en el área metatarsal, cinco en la zona del talón y dos en la puntera. El resultado, como se puede observar en los resultados del valor promedio de la fuerza total, fue una disminución de la fuerza total durante la fase de aceptación de la carga de -28,3N y de -76,2N en la fase de contacto metatarsal. Comparando los resultados obtenidos con la configuración V1, el incremento en la zona de lectura del talón fue de +17,9N mientras que la fuerza total de contacto metatarsal disminuyó -18N. El resultado de emplear un sensor más en la zona de contacto del talón no mejoró los resultados de lectura, ni la colocación de ocho sensores en la zona metatarsal. Estos resultados mostraron la desventaja de utilizar sensores resistivos en exceso para intentar cubrir una mayor área de lectura. Esto puede ser debido a las limitaciones físicas del sensor, la imposibilidad de la colocación de los sensores en un área determinada o la interferencia física provocada entre sensores contiguos pudo haber alterado el funcionamiento de los mismos. De cualquier manera, los resultados del perfil o trayectoria que describe la fuerza total durante el ciclo, mostraron los peores resultados con respecto al resto de configuraciones, por lo que se decidió adoptar la configuración V4.

La disposición y número total seleccionado de los sensores para la configuración de la suela V4, fue determinada en base a los resultados obtenidos por las versiones anteriores. Utilizando los resultados de la suela V2 y V1, y buscando una reducción del número total de sensores, se seleccionaron un total de 12 sensores dispuestos en las zonas de contacto más determinantes, la zona metatarsal y la puntera. Repercutiendo en una fuerza promedio igual a la obtenida por la configuración V1, un aumento en la fase de contacto total de +38,2N y de +51,8N en la fase de contacto metatarsal. Con respecto a la configuración V2, una disminución de -45,9N en el valor de lectura durante la fase de aceptación de la carga, de -

35,6N en el contacto total y de -6,4N en el contacto metatarsal. Sin embargo, la diferencia de trayectorias entre V2 y V4 difiere principalmente en términos de fuerza total por lo que se considera un resultado aceptable con la aplicación de los métodos de corrección de la fuerza de lectura. En lo que respecta al COP, en la figura 5.18 se observa una diferencia de alrededor de 5mm durante las fases de contacto total y metatarsal.

En base a los resultados obtenidos, se decidió emplear la configuración de la suela sensitiva V4 como diseño final para la obtención de la fuerza de contacto durante el análisis la marcha. Debido a la obtención de mejores resultados que la configuración V1 y V3 a pesar de disponer de un menor número de sensores que esta última. Las diferencias con respecto la configuración V2 se consideraron aceptables dada la necesidad de emplear métodos de corrección y debido a la mejora en la reducción del número total de sensores requeridos.

#### *Métodos de corrección por fases y áreas*

La peculiaridad del diseño de suelas sensitivas mediante el uso de sensores que obtienen la fuerza de contacto en áreas discretas de la superficie total de contacto, implica la necesidad de realizar una corrección de la fuerza total de lectura que refleje la verdadera magnitud de la fuerza de contacto durante la marcha. Para ello se emplearon los métodos de corrección por coeficientes de fases y de las áreas. Los resultados obtenidos para cada uno de los métodos representados en la figura 5.21 mostraron gran similitud en cuanto al valor promedio para un total de nueve ciclos en la fase de aceptación de la carga. Con una diferencia de -50,2N inferior para el método de las áreas en el punto de máxima fuerza. Durante la fase de contacto total, correspondiente al porcentaje del 25-50% del ciclo, los resultados obtenidos por el método de corrección fases exhibieron peores resultados que los del método de las áreas. Utilizando como referencia la señal de lectura sin corrección (Fig. 5.19), durante esta fase de contacto, la fuerza describe una trayectoria más estable y constante y carece de una caída pronunciada como la observada en el 32% del ciclo para la corrección de las fases. En cuanto al valor promedio de la fuerza total durante la fase de contacto metatarsal, la diferencia entre ambos métodos es de -45,8N. Si se observan los resultados obtenidos en la zona media del ciclo de contacto para ambos métodos durante un solo ciclo de la marcha, los dos métodos muestran una eficiencia muy similar.

La comparación con resultados obtenidos en investigaciones previas, mediante el uso de sistemas convencionales de análisis del movimiento a través del empleo de plataformas dinamométricas, mostró divergencias en los resultados a partir del 30% del ciclo, es decir a partir del comienzo de la fase de contacto total. Teniendo en cuenta las diferencias de peso corporal en la comparación de resultados para diferentes sujetos, analizando los resultados de los valores normalizados (Fig. 5.21), se observa que en la fase de aceptación de la carga, la fuerza total de contacto corregida por ambos métodos proporciona buenos resultados, en comparación con los obtenidos para el sujeto 6 y sujeto 7. Sin embargo, a partir del en la fase de contacto total (30% del ciclo), durante la fase de contacto total y la fase de contacto metatarsal, los resultados proporcionados por los métodos de corrección parecen no funcionar tan efectivamente, produciendo fuerzas totales inferiores a las esperadas.

No obstante, si observamos los resultados obtenidos en las pruebas experimentales una vez reemplazados los sensores por otros nuevos y realizando una re-calibración para el método de las fases, previo al uso en las pruebas experimentales, los resultados mejoran sustancialmente. Esto es debido a que como se muestra en los resultados de calibración de los sensores, en el capítulo 4, la fatiga es un factor muy importante en el uso de sensores de fuerza resistivos, ya que disminuye la señal de lectura requiriendo de una re-calibración periódica o sustitución del sensor. Los sensores empleados para determinar la eficiencia de los métodos de corrección fueron los mismos que para la determinación de la configuración óptima de la suela, con un uso total de 67 ciclos de la marcha, además de las diferentes pruebas de calibración a las que se sometieron. Mientras que los sensores empleados en los resultados de la figura 5.22 fueron sensores nuevos sometidos únicamente a las pruebas de calibración.

#### *Optimización del número total de sensores*

Los resultados obtenidos del último análisis, muestran cómo mejora la eficiencia aplicando los métodos de corrección por áreas y fases con variaciones muy parecidas durante la fase de contacto total para la lectura corregida proveniente de los 12 sensores, donde también se observa que el método de corrección por áreas funciona de mejor manera que el de las fases. Esto puede ser debido a que al concentrarse los sensores en la suela sensitiva en la zona del talón, metatarsal y en la puntera, eliminando los sensores de la zona del arco del pie, la lectura es inferior a la esperada durante esta fase de contacto. Esto no ocurre en los resultados obtenidos para la configuración V2, como se puede observar en la figura 5.17,

---

donde existen sensores en esa posición. El método de las fases emplea las fases de contacto en el proceso de calibración que determinan los coeficientes de corrección, mientras que el de áreas emplea la diferencia entre la superficie de lectura y la de contacto para cada fase, por eso el método de las áreas produce unos resultados más realistas. La comparación entre ambos métodos con los datos obtenidos mediante el uso de sistemas convencionales para la obtención de la fuerza de contacto, muestra resultados muy similares del valor normalizado de la fuerza vertical promedio.

En lo que respecta a los resultados obtenidos utilizando la lectura de 9 sensores, es decir utilizando la configuración V1 sobre la que aplicar los métodos de corrección, se puede observar que en este caso, el método de corrección por áreas produce malos resultados durante todas las fases de contacto, mientras que el método de las áreas proporciona resultados muy similares utilizando tres sensores menos (Fig. 5.22).

Este último análisis muestra la importancia del proceso de calibración, y la necesidad de realizar re-calibraciones después de un uso prolongado de las suelas sensitivas para el análisis de la marcha. La señal de lectura se ve disminuida a causa de la fatiga y el uso, además los coeficientes y umbrales empleados en la aplicación de los coeficientes de corrección deben reajustarse en base a las nuevas características del sensor empleado, evitando así errores en la corrección de la fuerza vertical total.

La optimización en el número total de sensores empleados para la configuración de la suela como se ha visto produce resultados buenos a pesar de utilizar un bajo ratio de área de lectura y área de contacto. El empleo de 9 sensores sin embargo, no produce datos precisos en lo que al centro de presiones (COP) se refiere. Con una desviación superior a los 10mm en la dirección medial (eje X) de la configuración V1 con respecto a la configuración de 12 sensores (V4). Por lo tanto, si las necesidades del análisis del movimiento requieren una precisión en la obtención del COP durante la fase de contacto, el empleo de la configuración V4 es predominante.

---

### 5.2.6 Aplicación del sistema iDAS desarrollado a un exoesqueleto virtual. Resultados de la simulación.

Una de las motivaciones y objetivos de esta investigación fue el empleo del Sistema Portable de Sensores Integrados para la Adquisición de Datos en aplicaciones de estudios del movimiento humano por otros investigadores. Permitiendo desarrollar simulaciones y modelos alrededor del sistema, aprovechando la funcionalidad de la adquisición de datos en el espacio articulado. Una de las aplicaciones posibles y descritas es la de proporcionar las bases y herramientas para la simulaciones de exoesqueletos de asistencia a las extremidades inferiores. Fruto de esta investigación, se presentan los resultados de la aplicación del sistema al desarrollo de un modelo biomecánico virtual para la simulación en el entorno del software Matlab-Simulink® *Mathworks Inc., Massachusetts, Estados Unidos*).

Los resultados presentados pertenecen a la tesis del Master en Ingeniería Mecánica realizada por *Ludovico Mangione* en el programa conjunto del Departamento de Ingeniería Mecánica y Aeroespacial y la Facultad de Ingeniería Civil e Industrial entre la Universidad de Roma La Sapienza y la Universidad de Nueva York [4]. Esta investigación presenta el desarrollo de un modelo tridimensional biomecánico del cuerpo humano y el exoesqueleto desarrollado en esta investigación para la simulación del movimiento. Desarrollado mediante el empleo de la herramienta *Simscape Multibody* del software Matlab-Simulink®, la investigación presenta el cálculo de los pares articulados mediante el método de la dinámica inversa. Proporcionando además el entorno para el diseño del control de actuadores en el exoesqueleto en la fase funcional 2 (motorizado). Siendo posible implementar las trayectorias de actuación en simulaciones.

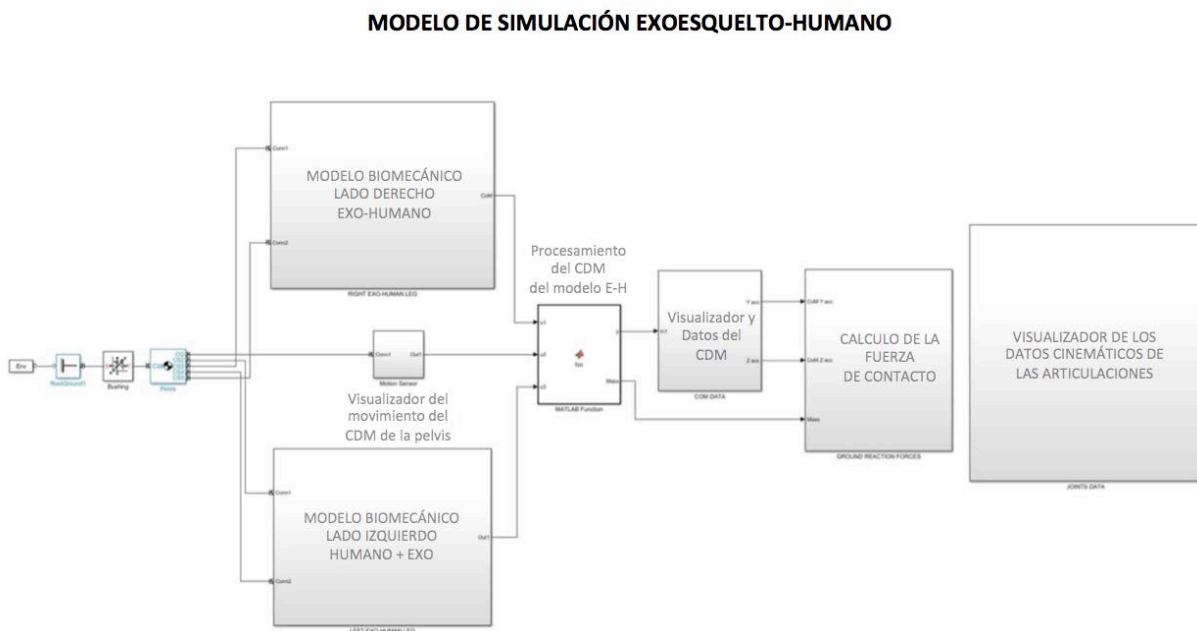
El uso de Simscape permite la importación de las propiedades de masa, matrices de inercia y la orientación de los sistemas de referencia empleados en el modelo matemático humano + exoesqueleto desarrollados en esta investigación. Eliminando así la necesidad de crear un nuevo modelo de segmentos al que asignarle una nueva estructura de árbol, propiedades inerciales y sistemas de coordenadas. Esta herramienta permite el mapeado de las articulaciones para la creación del modelo de simulación y control en el entorno Matlab-Simulink® durante la importación del modelo Solidworks®.

La figura 5.23 representa el diagrama del modelo de exoesqueleto-humano desarrollado para la simulación. Compuesto por dos subsistemas representativos del modelo biomecánico, los lados derecho e izquierdo compuestos por las piernas y el exoesqueleto, los



cuales incluyen las articulaciones, segmentos, actuadores y sensores así como las condiciones de restricción impuestas por las fuerzas de contacto con el suelo. Un subsistema que almacena y visualiza los datos de las articulaciones, otro para la posición del centro de masa y otro subsistema encargado del cálculo de la fuerza de reacción en el contacto con el suelo. Por último se emplea un bloque de función, el cual se encarga de procesar la posición del centro de masa total del modelo. El sistema de coordenadas globales se define respecto al punto fijo de la cadera, el cual está conectado al suelo determinando la restricción cinemática del modelo, conectado a un sensor que registra el movimiento del centro de masa durante la simulación, empleado como una condición en los cálculos.

A través de este entorno de bloques, se define el entorno mecánico de simulación, el cual está conectado a la gravedad, dimensionalidad, modo de análisis, restricciones del tipo de solucionador, tolerancias, linealización y visualización. Cada subsistema que modela ambos lados del modelo, se representa por los bloques empleados en la figura 5.24. Compuesto por las articulaciones que componen el modelo biomecánico, en este caso la cadera, rodilla, tobillo y zona metatarsal correspondientes al exoesqueleto y el cuerpo humano. Sobre cada cuerpo o segmento y articulación existe un sistema de coordenadas con origen en el centro de masa.



**Figura 5.23. Diagrama empleado en el modelo exoesqueleto-humano en el software Simulink Fig. 11 de [4].**

MODELO BIOMECÁNICO LADO DERECHO EXO-HUMANO

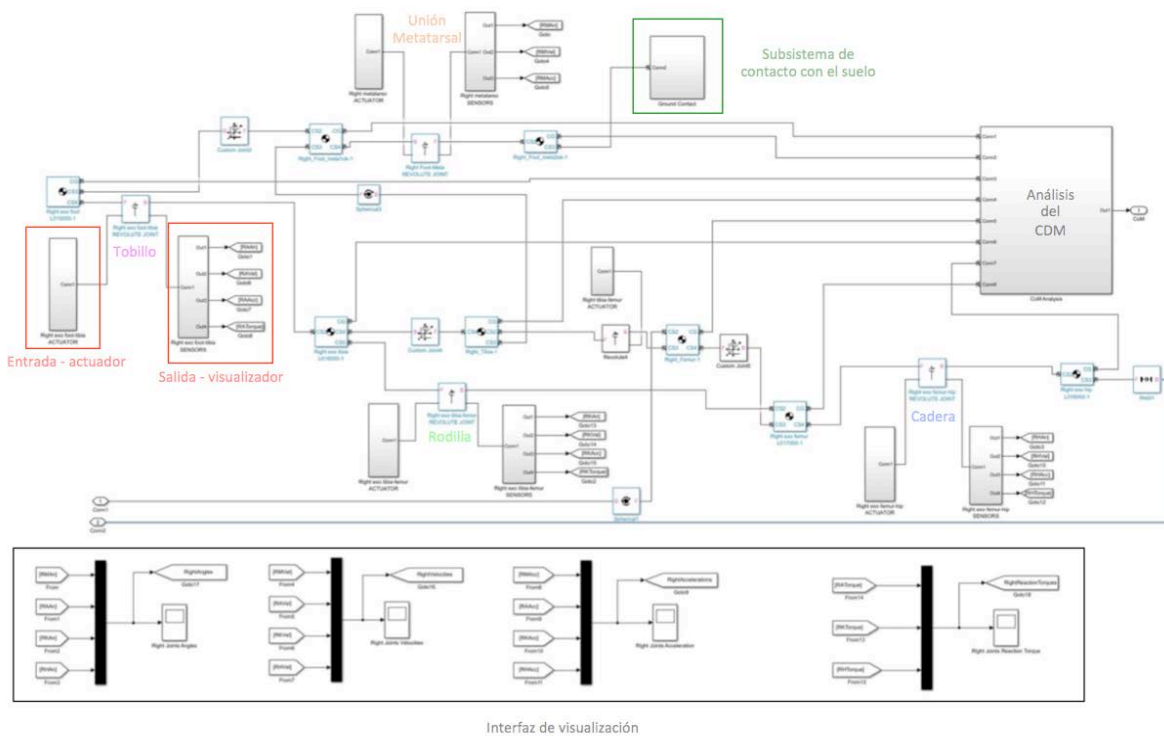


Figura 5.24. Diagrama empleado en el modelo exoesqueleto-humano en el software Simulink Fig. 11 de [4].

En el diagrama que representa el modelo del lado derecho (Fig. 5.24), se pueden observar los bloques representativos de los centros de gravedad y las articulaciones que componen el modelo. Cada articulación dispone de dos subsistemas conectados, un actuador y un visualizador o sensor, los cuales son empleados para determinar la posición cinemática del modelo. A través del actuador, se alimenta el movimiento del modelo mediante los datos adquiridos por el sistema portable de adquisición de datos. El visualizador dispone de una interfaz la cual registra los valores de posición, velocidad, aceleración y par sobre cada articulación. Dentro del bloque se computa el centro de masas (CDM) del modelo correspondiente. Los centros de masas están a su vez conectados como entrada a la función desarrollada para el cálculo del CDM global del modelo que incluye ambos lados, calculados por la función mostrada en la figura 5.23. Por último, cada bloque dispone de un subsistema que determina las condiciones impuestas durante la fase de contacto de cada pie. Representado por el bloque verde en la figura 5.24.

Cada uno de los lados posee un subsistema representativo del modelado del contacto con el suelo de ambos pies, determinando las restricciones impuestas sobre el modelo para los cálculos de la simulación. En estos subsistemas se implementan las restricciones de

contacto durante las fases de la marcha. El cálculo de la fuerza se realiza a través del subsistema situado en el nivel principal, denominado Cálculo de la Fuerza de Contacto (Fig. 5.23). El funcionamiento del subsistema se fundamenta en el empleo de la segunda ley de Newton para el cálculo de las fuerzas de reacción con el suelo en función de la masa total del sistema y la aceleración del CDM. Estas ecuaciones aplicadas al cálculo de la fuerza de contacto vertical y de rozamiento, se formularon en el subsistema incluyendo las condiciones restrictivas límite para la resolución del sistema. En la figura 5.25 se representa el diagrama de los subsistemas donde se incluyen dichos parámetros y restricciones.

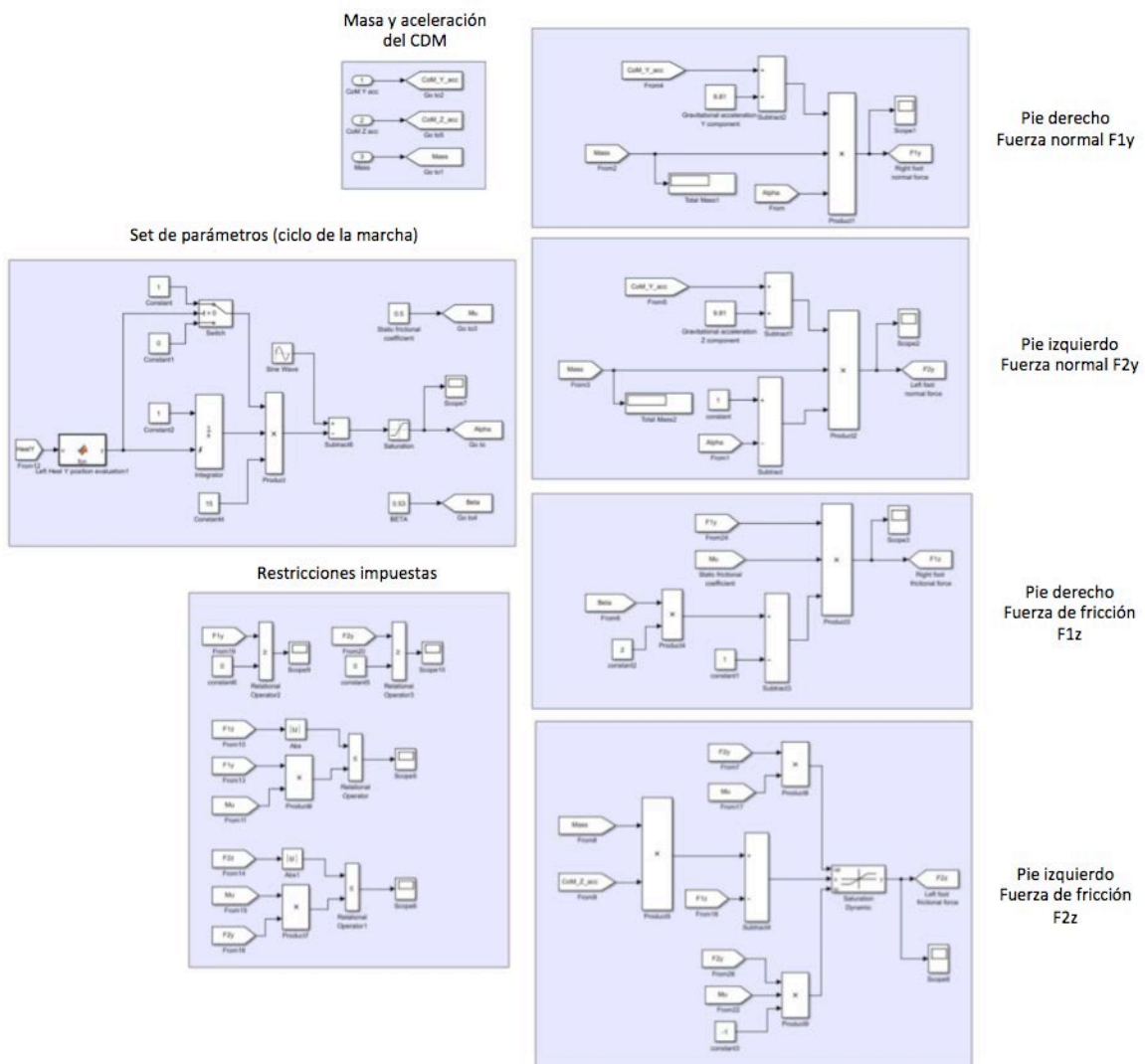
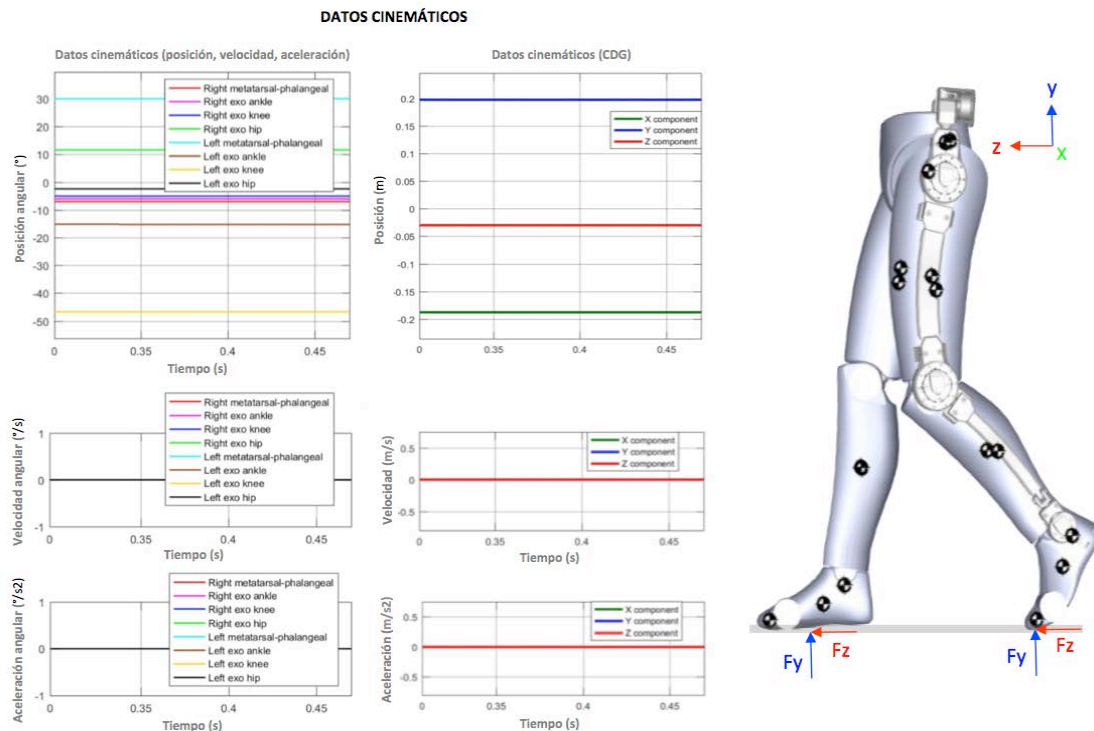
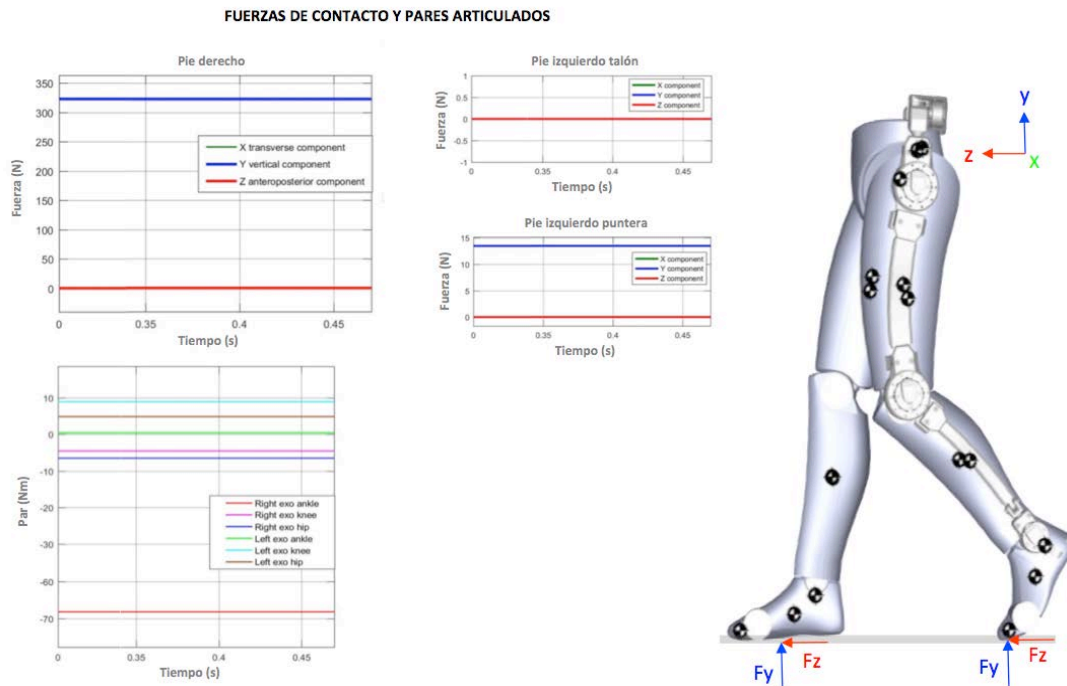


Figura 5.25. Subsistema de cálculo de la fuerza de contacto Fig. 21 de [4].

La aplicación del modelo desarrollado se realizó sobre simulaciones estáticas que representaron tres poses diferentes del cuerpo humano y una simulación dinámica representativa del movimiento durante del ciclo de la marcha. El modelo biomecánico representa las extremidades inferiores del cuerpo sin incluir la parte superior. El plano de movimiento simulado se basa en las capacidades del Sistema de Adquisición de Datos Portable de Sensores Integrados, es decir en la cinemática, el cálculo del par articulado y las fuerzas de contacto en el plano sagital. Los resultados obtenidos para la pose estática corresponden a una simulación estática durante un tiempo de 0,47s. Obteniendo los resultados cinemáticos y cinéticos de las extremidades inferiores. La pose estática simulada trata de un apoyo completo del pie derecho y un apoyo sobre la zona metatarsal del pie izquierdo. La figura 5.26 muestra los datos cinemáticos de la posición, velocidad y aceleración angular para cada una de las seis articulaciones modeladas. Asimismo se representa la posición, velocidad y aceleración del centro de masas (CDM) del sistema. En cuanto a las fuerzas de reacción del suelo, el pie izquierdo está subdividido en dos partes, la zona metatarsal y la zona del talón debido a la peculiaridad de la pose simulada (Fig. 5.27). En cuanto a los resultados de la simulación dinámica del ciclo de la marcha se representan una fracción del ciclo de la marcha correspondiente a 0,47s de simulación, correspondiente con un 40% del ciclo aproximadamente.

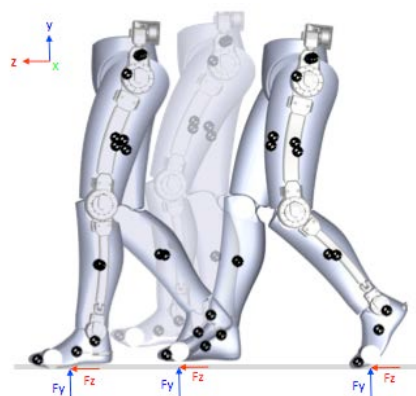


**Figura 5.26. Resultados cinemáticos de las articulaciones y el centro de masas (CDM) para la pose estática.**



**Figura 5.27. Resultados de la fuerza de contacto y pares articulados.**

Los resultados obtenidos están representados junto con la trayectoria del modelo multi-cuerpo en la figura 5.28. Los datos cinemáticos empleados en la simulación dinámica fueron los correspondientes a las investigaciones de *Winter* [237]. En cuanto a los datos cinéticos, se resolvieron por optimización dentro de Matlab utilizando la masa total de los cuerpos del modelo biomecánico. Al igual que para la simulación estática, los resultados muestran la posición, velocidad y aceleración de las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo y unión metatarsal para ambas piernas (Fig. 5.29,5.30,5.31). Los datos cinemáticos correspondientes al centro de masas (Fig. 5.32,5.33,5.34). El par en cada articulación y la fuerza de reacción ejercida por el suelo durante el contacto (Fig. 5.35,5.36).



**Figura 5.28. Secuencia de la simulación dinámica perteneciente al ciclo de la marcha.**

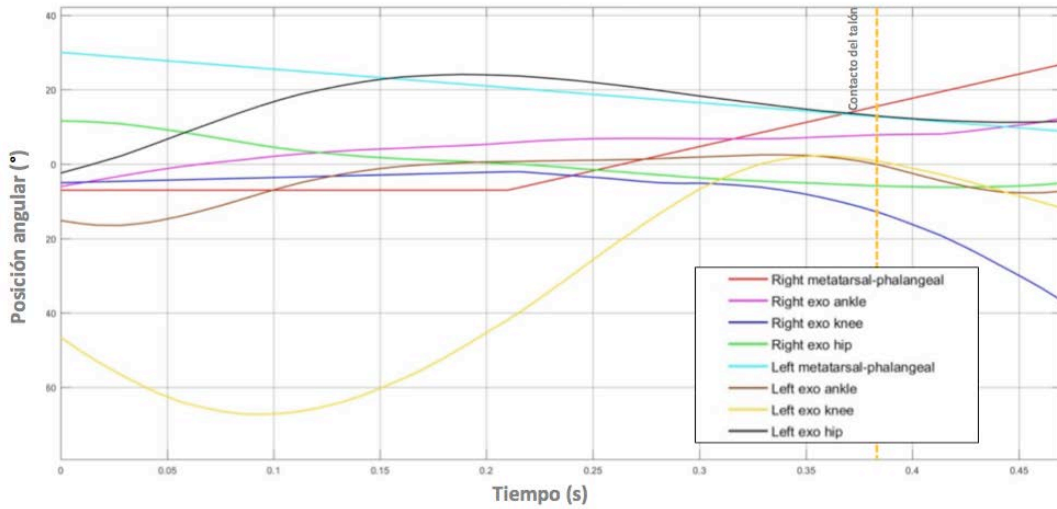


Figura 5.29. Resultados cinemáticos de la posición angular de las articulaciones durante la simulación dinámica.

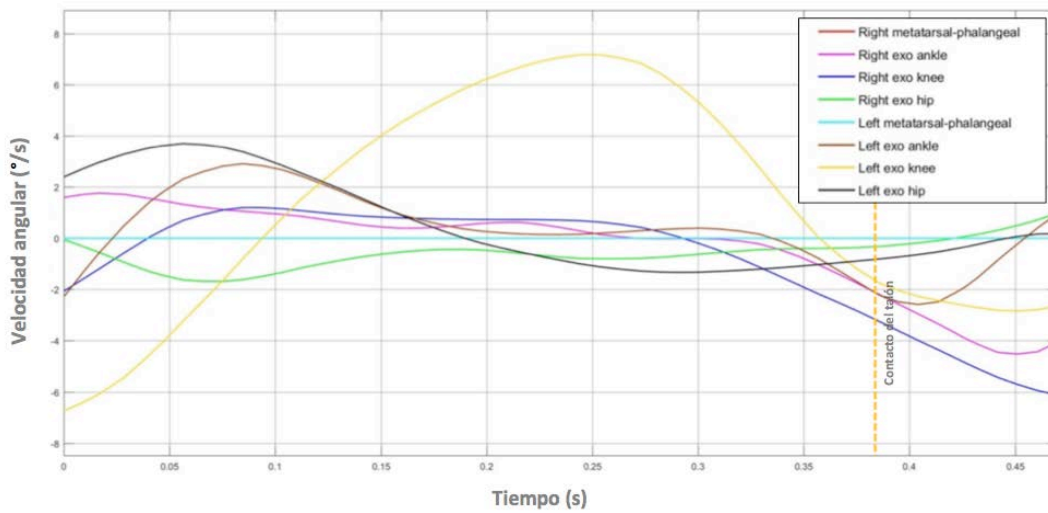


Figura 5.30. Resultados cinemáticos de la velocidad angular de las articulaciones durante la simulación dinámica.

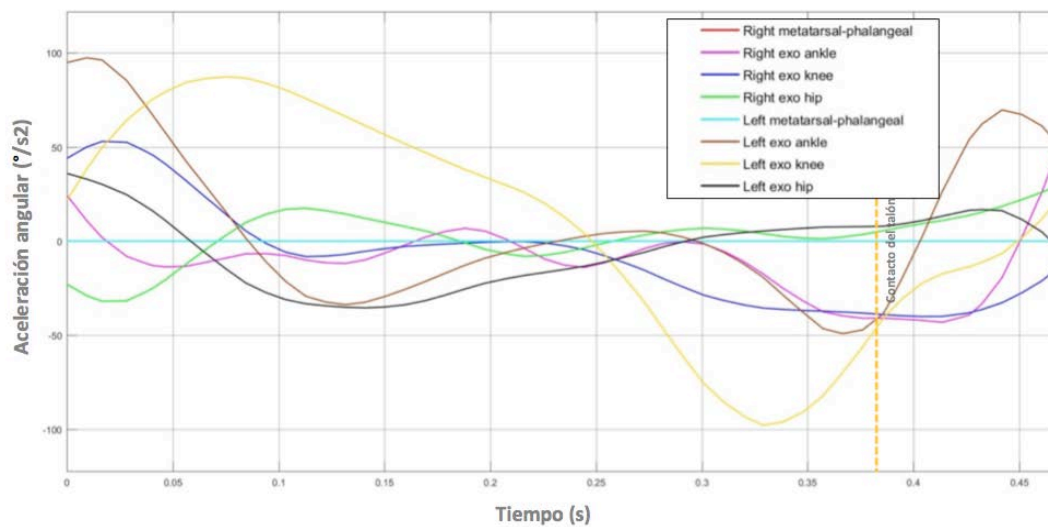


Figura 5.31. Resultados cinemáticos de la aceleración angular de las articulaciones durante la simulación dinámica.



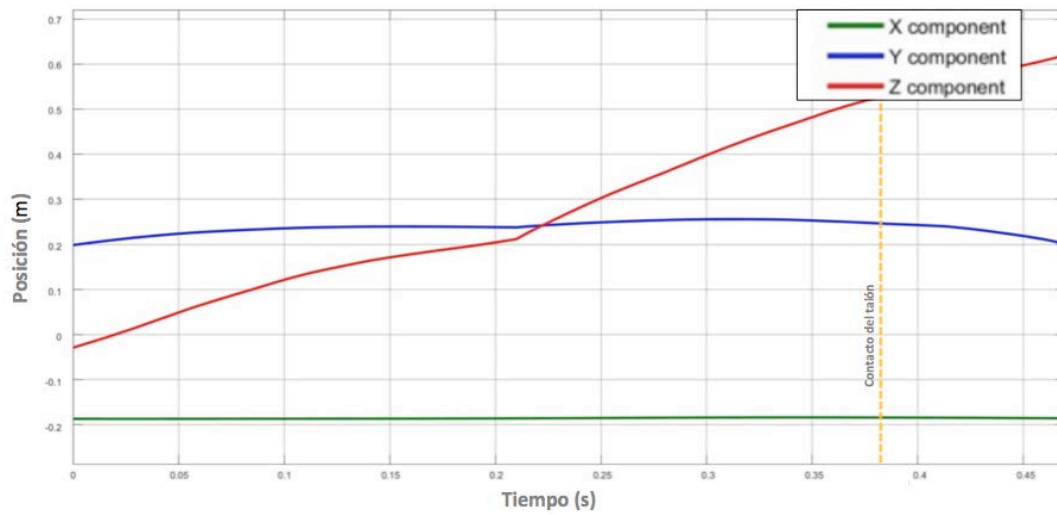


Figura 5.32. Resultados de la posición del centro de masa durante la simulación dinámica.

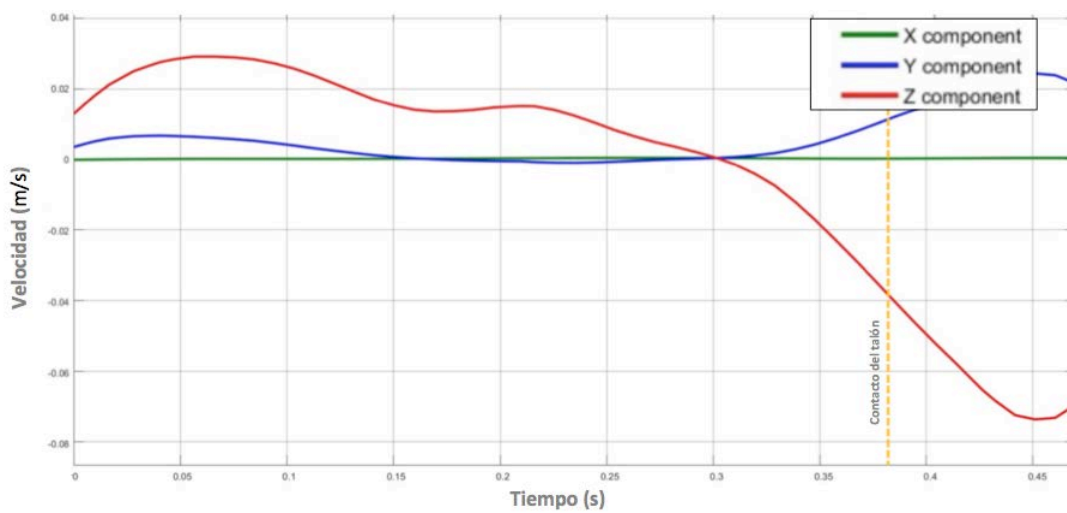


Figura 5.33. Resultados de la velocidad del centro de masa durante la simulación dinámica.

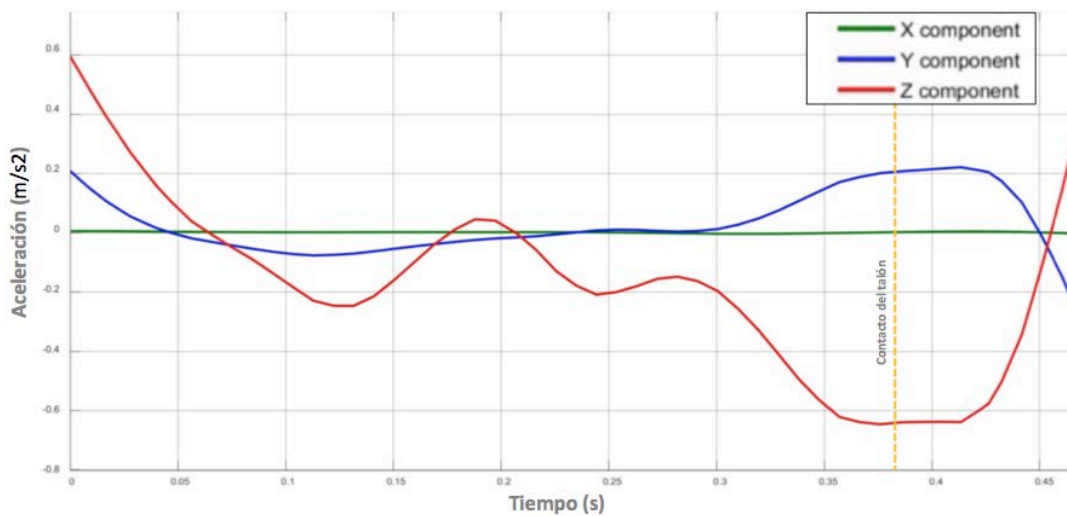


Figura 5.34. Resultados de la aceleración del centro de masa durante la simulación dinámica.



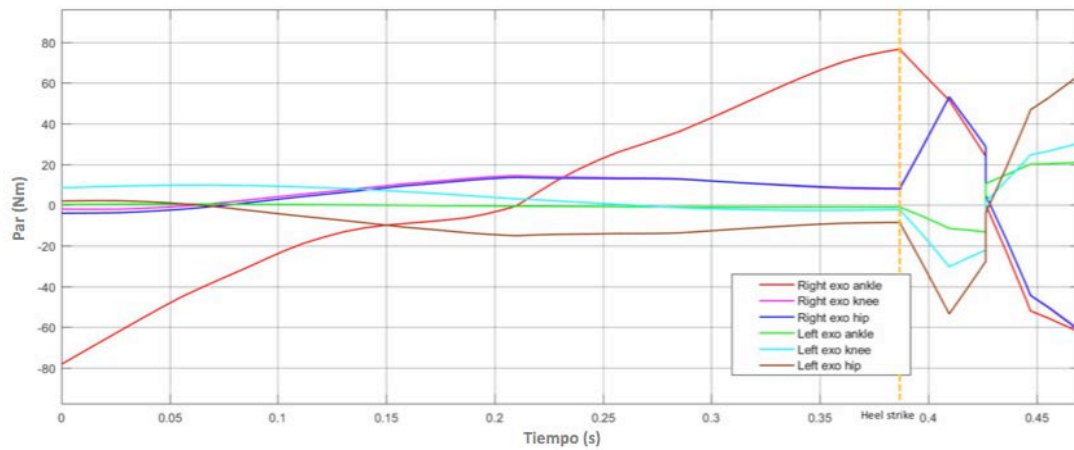


Figura 5.35. Resultados de los pares articulados durante la simulación dinámica.

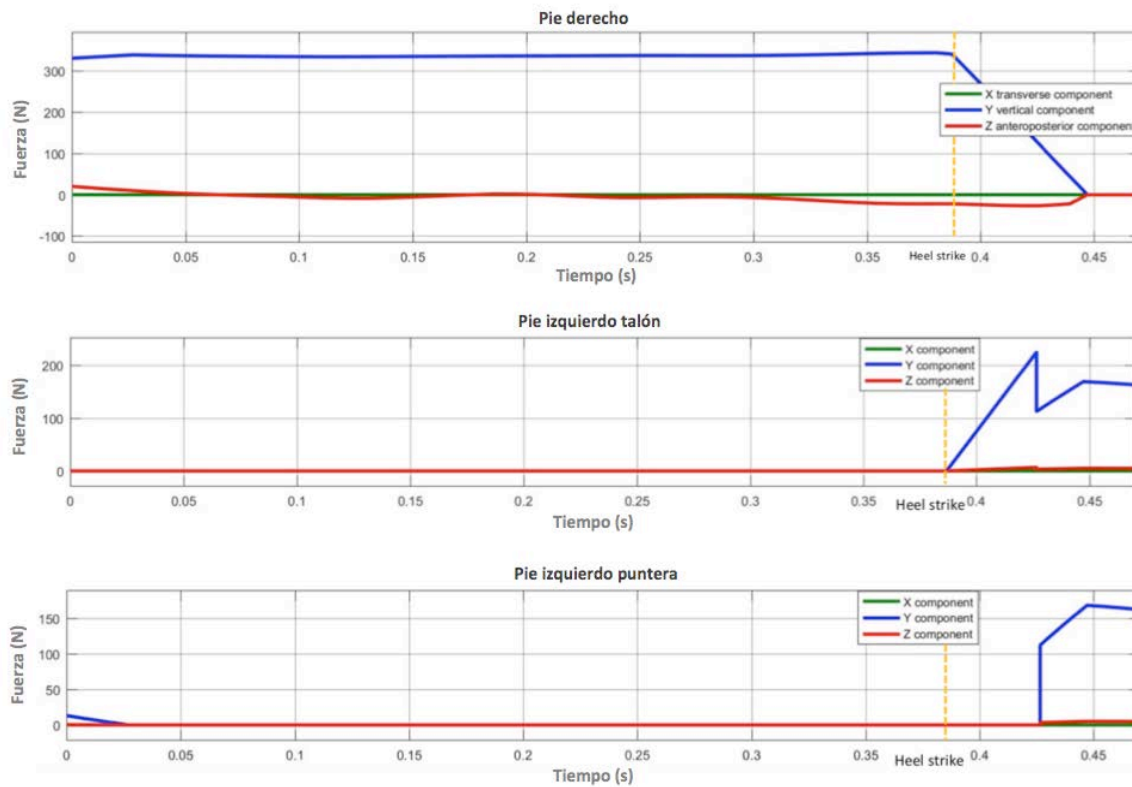


Figura 5.36. Resultados de las fuerzas de contacto de las zonas de contacto de los pies durante la simulación dinámica.

### 5.2.7 Discusión de los resultados de la simulación

#### A) Simulación estática

Los resultados de la simulación obtenidos muestran para el caso estático una congruencia con la pose del modelo biomecánico. La posición angular se mantiene constante en los valores determinados por la pose. La velocidad y aceleración del centro de masas y de las articulaciones también se mantiene a cero al tratarse de una simulación de pose estática (Fig. 5.26). El centro de masa del cuerpo se mantiene constante durante el tiempo de simulación. Por otro lado, las fuerzas de contacto obtenidas y los pares articulados también mantienen el valor constante. Los resultados obtenidos, por tanto, tienen congruencia en la simulación física, de la simulación a pesar de no poseer una validación con respecto al empleo de software comercial utilizado por los sistemas de análisis del movimiento. No obstante, el valor máximo del par articulado se produce en el tobillo de la pierna derecha, lo cual tiene sentido debido a la postura predominante en el apoyo sobre el pie derecho. Con respecto a la distribución de fuerzas, la fuerza obtenida en el pie derecho representa un apoyo predominante sobre este pie, al mismo tiempo que concuerda con los resultados analíticos al aplicar las ecuaciones correspondientes para la resolución de las fuerzas externas. El talón de la pierna izquierda no está sometido a fuerza de contacto debido a su elevación respecto al suelo.

#### B) Simulación dinámica

En lo referente a los resultados dinámicos, la cinemática impuesta durante la simulación empleó los datos de referencia, al igual que en la pose estática, obtenidos previamente por *Winter* [237]. La posición angular de las articulaciones sigue trayectorias características del ciclo de la marcha, en este caso de los datos de entrada presentando así una validación de la herramienta de simulación desarrollada. En lo que a la trayectoria del centro de masa se refiere, la posición a lo largo del ciclo (Fig. 5.32) muestra una trayectoria similar a la del péndulo invertido, la cual ha sido utilizada previamente como modelo en análisis biomecánicos [247].

En lo que respecta a los pares articulados, cabe destacar que el par máximo se produce en el tobillo derecho, coincidiendo con la fase de apoyo sencillo ocurrido sobre este pie. El impacto del talón en la fase de aceptación de la carga, produce discontinuidades en los valores. En cuanto a la fuerza de contacto, se puede observar en la figura 5.36 que durante la

---

fase de balanceo del pie izquierdo, toda la masa del cuerpo está soportada por el pie derecho. Una vez producido el contacto del talón, y representado en las figuras de los resultados dinámicos como una línea discontinua vertical, la fuerza del pie derecho comienza a descender, transfiriendo parte de la carga al talón del pie izquierdo el cual entra en contacto con el suelo. A medida que el ciclo de la marcha avanza, el apoyo del pie izquierdo va alcanzando las sucesivas fases de contacto, observándose un aumento de la fuerza en la zona de la puntera, para posteriormente disminuir hasta cero en el pie derecho, coincidente con el balanceo de la pierna derecha. A pesar de que como se puede observar, los valores obtenidos por la simulación carecen de la precisión obtenida por el Sistema de Adquisición de las Suelas Sensitivas, la trayectoria descrita sigue el mismo patrón durante las diferentes fases de contacto. Esto indica una validación parcial del modelo desarrollado para la simulación del movimiento aunque requiere de una validación del modelo en el cálculo de dinámica inversa a través del empleo de datos adquiridos a través de las suelas sensitivas.

---

# CAPÍTULO 6

## CONCLUSIONES y LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS

### 6.1. CONCLUSIONES

El uso de sistemas convencionales de cámaras y marcadores proporciona resultados precisos y fiables. Sin embargo, impide su uso ambulatorio en ambientes exteriores debido a las condiciones del terreno abrupto y del ambiente. Además, los costes implícitos en el hardware y software de los sistemas convencionales así como el procesamiento de datos y la necesidad de personal cualificado para su uso, tienen un impacto en el incremento del coste de diseño de exoesqueletos.

El sistema alternativo desarrollado en esta investigación ha conseguido obtener trayectorias cinemáticas similares a las obtenidas mediante el uso de sistemas convencionales [237, 238]. Proporcionando una precisión, repetitividad y fiabilidad en los datos cinemáticos obtenidos sobre las extremidades inferiores en el plano sagital. El empleo de sensores integrados en las articulaciones, permite la obtención directa de la posición, velocidad y aceleración angular en el espacio articulado, sin necesidad de conversión de datos del espacio cartesiano al espacio articulado; sustituyendo el proceso de colocación de marcadores por el uso de un exoesqueleto. Una de las limitaciones presentes en el Sistema de Adquisición de Datos es la obtención de datos cinemáticos de las extremidades inferiores en el plano sagital. Lo cual puede ser una limitación en determinadas análisis de movimiento donde se requiera de la obtención de datos en el espacio tridimensional. Sin embargo, este plano es el correspondiente a la dirección del movimiento de la marcha, el cual coincide con el plano de actuación primaria de los exoesqueletos destinados a la asistencia de las extremidades inferiores. Presentando así una ventaja no sólo durante la fase de diseño sino, como herramienta de control y retroalimentación de la actuación, al tratarse de un sistema portable de sensores integrados.

El análisis de los datos adquiridos de la parte superior del cuerpo por el subsistema de Adquisición de Datos mediante el empleo de IMUs, arrojaron trayectorias similares a las obtenidas mediante el uso de sistemas convencionales en otras investigaciones [238].

---

Mostrando la eficiencia en el uso de IMUs de bajo coste en la adquisición de datos cinemáticos. El coste de fabricación de cada sensor fue inferior a los 45€.

El empleo de este subsistema de adquisición permite el cálculo de los pares articulados mediante el método de dinámica inversa. A pesar de poseer funcionalidad 3D en la adquisición de datos, tan solo se analizaron los resultados en el plano sagital. La independencia de los subsistemas de adquisición permite su empleo independiente sin necesidad de modificar la estructura de software o hardware del sistema general, permitiendo flexibilidad de uso.

En lo que respecta a los datos cinéticos de la fuerza de contacto adquirida por el subsistema de suelas sensitivas, se analizaron diferentes configuraciones referentes a la posición de los sensores resistivos; obteniendo la distribución de la fuerza vertical de contacto y el centro de presiones (COP). Los resultados mostraron la importancia de la localización de los sensores en determinadas áreas de contacto. Siendo predominante el área del talón y el área de la unión metatarsal; coincidiendo con resultados de investigaciones previas [241].

La comparación de la fuerza vertical de contacto para las diferentes configuraciones demostró que es más determinante la posición de los sensores frente a la cantidad. Obteniendo mejores resultados empleando un total de 12 sensores en la configuración V4 frente a los 14 empleados en la configuración V3. Se consiguió optimizar el número de sensores empleados en la suela sensitiva, obteniendo buenos resultados de la fuerza vertical de contacto con un total de 9 sensores. Suponiendo un avance en la reducción del coste total de la suela sensitiva, en comparación con otras investigaciones donde se emplearon once sensores [241] y catorce sensores [248]. El empleo de suelas sensitivas en la adquisición de la fuerza vertical de contacto durante la marcha, produjo resultados consistentes y repetitivos con respecto a los obtenidos mediante el uso de plataformas dinamométricas, utilizando ambos métodos de corrección basados en la superficie de medida y en fases de calibración. La utilización de métodos de corrección de la fuerza de lectura, basados exclusivamente en factores de superficie sin necesidad del empleo fases de calibración, presenta una ventaja en la facilidad de uso de suelas sensitivas.

El análisis comparativo del centro de presiones (COP) entre las diferentes configuraciones mostró desviaciones superiores a 10mm en la dirección medial/lateral en el uso de suelas sensitivas de nueve sensores de la configuración V1 frente al uso de 12

---

sensores de la configuración V4. Esto indica la importancia del número mínimo de sensores a utilizar en una suela sensitiva. Dependiendo de las necesidades del estudio de movimiento, la necesidad en la precisión de la localización del COP puede requerir el empleo de un mínimo de 12 sensores para obtener resultados precisos. En otras investigaciones, se han detectado desviaciones máximas de 14mm en la dirección medial/lateral utilizando suelas sensitivas de diez sensores con respecto al uso de plataformas dinamométricas [249]. Sin embargo, la posición de los sensores no corresponde con los puntos de presión predominantes [242] y los valores de la fuerza de contacto no fueron registrados.

A pesar de que los resultados obtenidos en esta investigación son prometedores sobre el empleo de suelas sensitivas con un total de 9 y 12 sensores, en función de las necesidades en la precisión del COP. El estudio tiene limitaciones con respecto a la validación de los resultados. La comparación con investigaciones previas muestra similitudes en la trayectoria y los valores normalizados, a excepción de la fuerza durante la fase de apoyo terminal. Esto puede ser debido a peculiaridades del contacto características de cada sujeto de estudio. De cualquier manera, una línea de investigación futura consistirá en la validación simultánea de las suelas sensitivas con una plataforma dinamométrica para cuantificar los errores de medición tanto del valor de la fuerza vertical como del COP; además de permitir una calibración precisa del método de corrección por fases. Los métodos de corrección han demostrado ser capaces de obtener buenos resultados en el cálculo de la fuerza vertical de contacto incluso con un menor número de sensores empleados. Concluyendo en la determinación mínima del número de sensores necesarios de nueve o 12 en el caso de que sea necesaria la precisión del COP con un error inferior a 10mm. Esto se apoya en los resultados de lectura obtenidos sin corrección. La comparativa entre las diferentes configuraciones muestra la posibilidad de corrección de la señal de lectura mediante una calibración mediante el empleo de una plataforma dinamométrica lo cual reduciría el coste final de la suela sensitiva al reducir el número de sensores empleados.

El empleo de suelas sensitivas sufre de limitaciones durante un uso prolongado frente a los sistemas de plataforma dinamométrica. Durante la fase de calibración se vio el efecto de la fatiga sobre la lectura de los sensores, provocado por la saturación de los sensores dado el rango de medida de 1-98N, indicando la necesidad periódica de re-calibración de las suelas sensitivas. Otra limitación del rango de medida puede haber provocado lecturas inferiores a la fuerza de contacto durante determinadas fases de contacto debido a la saturación del sensor. Durante las fases de calibración, algunos sensores experimentaron fallos de lectura al ser

---

sometidos a cargas superiores al límite de lectura. Por ejemplo durante la fase de aceptación de la carga, llegando a saturar la lectura de los sensores subestimando la fuerza real de contacto.

Las dimensiones y geometría de los sensores empleados también plantean limitaciones en el diseño de suelas sensitivas. La dificultad de colocar varios sensores en un área reducida provocó lecturas menores de las esperadas, perjudicando la eficiencia de la suela debido a la superposición del sensor y del cableado. Esto ocurrió en la configuración V2 donde se colocaron cinco sensores en la zona del talón, obteniendo peores resultados en comparación con el uso de cuatro sensores.

El Sistema de Adquisición desarrollado en esta investigación, proporciona una herramienta portable y eficiente en costes para la adquisición de los datos biométricos durante el movimiento humano con una precisión a la altura de los sistemas convencionales. Capaz de adquirir datos en ambientes exteriores independientemente de las condiciones ambientales o las características del terreno. La obtención de datos experimentales en el exterior demuestra la eficiencia del sistema inalámbrico, lograda mediante el uso de transceptores de radio-frecuencia de bajo coste. El coste total del sistema portable de adquisición de datos fue de alrededor de 800€. Frente al coste de los sistemas tradicionales, los cuales rondan entre los 30.000-50.000€ [250]. Un sistema basado en unidades inerciales para la adquisición del cuerpo entero de ronda entre los 32.000-40.000€ [122], sin incluir el coste adicional de una plataforma dinamométrica de entre 5000-12.000€. Existen nuevos sistemas de adquisición de los datos cinemáticos eficientes en costes (2500€) pero se desconoce su precisión y carecen de funcionalidad para la adquisición de la fuerza de contacto [251].

Las herramientas de visualización online permitieron una reducción del tiempo de preparación de las pruebas experimentales y una localización de errores de inicialización en el sistema de adquisición de datos. Permitiendo una validación gráfica sin necesidad de procesar y convertir los datos del espacio cartesiano al espacio articulado para los datos de las extremidades inferiores y la suela sensitiva. El modelo biomecánico de segmentos, forma parte de la validación dinámica del sistema para la obtención de los pares articulados, pero no entra dentro del alcance de esta investigación, siendo una de las líneas de investigación en las que el autor colabora con el *Applied Dynamics and Optimization Lab (ADOL)* del Departamento de Ingeniería Mecánica y Aeroespacial, *New York University* con la investigadora Dr. *Carlotta Mummolo* y el profesor Dr. *Joo H. Kim*.

---



## 6.2. CONCLUSIONS

The use of conventional camera based systems provides reliable and accurate results. However, does not allow for its use as an ambulatory system and outdoors environments, due to environmental conditions such as natural light or arduous terrain. Also, the cost of hardware and software of conventional systems as well as data processing requires qualified staff for its use. All of this has a cost impact in the design of exoskeletons.

The novel alternative system developed showed similar trajectories of the kinematics for the lower body to those obtained in previous research through the use of conventional systems [237, 238]. Providing accuracy, repetitiveness and reliability on the kinematic data in the sagittal plane. It measured the angular position, velocity and acceleration in the joint space directly at each joint, avoiding the processing and conversion from the Cartesian space to the joint space. This was done thanks to the encoders integrated sensor system. Substituting the process of marker placement with the use of a lower body exoskeleton. One of the limitations present in the Wearable Data Acquisition System is that it only measures the movement in the sagittal plane. This can be a limitation to certain movement analysis where data in the tridimensional space is required. However, this plane corresponds with the gait predominant movement. Exhibiting an advantage not only during the design phase but also as a feedback and control tool for the actuation, thanks to the use of integrated sensors.

The upper body kinematic data acquired by the IMU subsystem also showed similar trajectories to those obtained in previous research through the use of conventional systems [238]. Showing the efficiency of low cost IMUs for the acquisition of gait kinematics. The manufacturing cost of each sensor was around 45€. The use of this acquisition subsystem was obtaining the kinematics of the upper body during gait to be able to calculate the joint torques of the whole body joints through inverse dynamics. Although the functionality of the system provides tridimensional measuring capabilities, it was only analyzed the movement on the sagittal plane. The subsystems flexibility allows for independent use, without requiring modifications on the software and hardware of the whole system.

With respect to the kinetic data of the foot contact force acquired by the sensitive insole, different configurations were analyzed. Depending on the number of sensors used and its position. Obtaining the vertical force distribution and the center of pressure (COP). The results showed the importance of the location in specific contact areas of the foot.

---

Concluding that predominant areas focus on the heel and the metatarsal joint, as shown in previous research [241].

Comparisons of the vertical ground reaction force for the different configurations proved the importance of the sensor positioning rather than the number of sensors used. Showing better results using a total of twelve sensors in the configuration V4 against the fourteen used in configuration V3. An optimization in the number of sensors used was achieved, obtaining good results of the vertical ground reaction force placing a total of nine sensors per insole. Translating into a cost reduction improvement for the sensitive insoles, compared with previous studies where eleven sensors [241] and fourteen sensors [248] were used. Using sensitive insoles in the acquisition of the vertical ground reaction force during gait, showed consistent and accurate results with respect to those obtained through force plates. The use of area-based correction methods to compensate the reading force of the sensors, presents an advantage over the ease of the use of sensitive insoles.

The comparative analysis of the center of pressure (COP) between the different configurations showed deviations greater than 10mm in the medial/lateral direction using sensitive insoles with a configuration of nine sensors against the use of twelve sensors insoles. This indicates the importance of the minimum number of sensors to be used. Depending on the analysis needs, precision over the location of the COP can require the use of a minimum of twelve sensors to obtain accurate results. In previous studies, insoles of ten sensors showed a max deviation of 14mm in the medial/lateral direction in comparison with a force plate [249]. However, the position of the sensors was not corresponding with the main pressure points during the foot contact [242]. Also the value of the ground reaction force was not tracked during the experiments.

Despite the promising results obtained in this study over the use of sensitive insoles with nine and twelve sensors depending on the COP location accuracy. This study has limitations with respect to the validation of the results. The comparison with previous research proves similarities in the trajectory and normalized values of the vertical ground reaction force, except for the terminal stance phase. This could be caused due to the contact characteristics, different for the experimental subjects. In any case, this raises the need for a simultaneous validation of the sensitive insoles with a force plate to quantify the error of the vertical ground reaction force and COP measures. It will also allow a precise calibration of the correction methods used. The correction methods proved to be able to obtain good results in the calculation of the vertical ground reaction force, even when a smaller number of

---

sensors were used. Concluding in the minimum number of sensors required. This is supported in the results from the sensor readings without correction methods. This comparison between the different configurations shows the possibility of correction through a precise calibration using a force plate. Reducing the final cost of the insole by reducing the number of sensors.

On the other hand, sensitive insoles suffer from limitations during long periods of use compared to force plates. During the calibration process, it was noticed the fatigue effect over the sensors, inducing the sensor saturation due to the bandwidth of the sensor (1-98N). Pointing the necessity of periodic re-calibration of the insoles. The sensor bandwidth could have caused readings errors, getting lower forces than the real values during certain contact phases. During the calibration, some sensors experienced reading failures after being exposed to loads greater than the sensor limit. For instance, during the acceptance of the load phase, saturating the sensors on the heel area. The dimensions and geometry of the sensors also raises limitations in the design of sensitive insoles. There are difficulties in placing various sensors over a reduced area; this caused forces to be underestimated, decreasing the efficiency of the system due to the superposition of the sensors and the connectors. This happened in the configuration V2, where five sensors were placed at the heel area, obtaining worse results in comparison to the use of four sensors.

The Wearable Data Acquisition System developed in this research provides a cost efficient portable tool for obtaining the kinematic and kinect data during human movement. Showing accuracy at the level of conventional systems. Being able to acquire data in outdoors environments, independently of the environmental conditions or the terrain characteristics. This proves the efficiency of the system as a wireless device thanks to the use of low cost radiofrequency transceivers. The total cost of the Wearable Data Acquisition System was around 800€. Compared to conventional camera based systems that cost around 30.000-50.000€ [250]. Systems based on IMUs for Motion capture cost around 32.000-40.000€ [122], without including the additional cost of a force plate that is between 5000-12.000€. New alternative systems cost around 2500€, but the accuracy of the system is not validated and it does not provide the measure of the ground reaction force [251].

Using an online visual interface for live plotting allowed a time preparation reduction during the experimental tests. It also helped finding errors during the initialization process on the Data Acquisition System. Allowing a graphical visualization without requiring the processing and conversion of the data from the Cartesian space to the joint space for the lower body kinematics and the vertical ground reaction force. The segment biomechanical

---

model was part of the dynamic validation of the system for the calculation of the joint torques. However this is out of the research reach, becoming one of the research lines that the author is collaborating with the Applied Dynamics and Optimization Lab from the Department of Mechanical Engineering and Aerospace at New York University. Involving the research collaborators Dr. *Carlotta Mummolo* and Professor Dr. *Joo H. Kim*.

### 6.3. LINEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

Seguir investigando, en colaboración con el Laboratorio *Applied Dynamics and Optimization Lab (ADOL)* de *Tandon School of Engineering* en la *New York University* con la investigadora Dra. *Carlotta Mummolo* y el profesor Dr. *Joo H. Kim*. En:

- Desarrollar un código para la validación dinámica del Sistema de Adquisición y del Modelo Biomecánico desarrollado en esta investigación, destinado a su uso en el análisis de movimiento. Como herramienta para la determinación de los pares articulados. Presentando así una ventaja no sólo durante la fase de diseño sino, como herramienta de control y retroalimentación de la actuación, al tratarse de un Sistema Portable de Sensores Integrados.
- Validar el sistema de adquisición de datos en paralelo con el uso de sistemas convencionales en un laboratorio de captura de movimiento compuesto por cámaras, marcadores y plataformas dinamométricas. Con el fin de determinar la precisión y el error de medida del sistema.

Por otro lado, existen otras líneas de investigación sobre las que se destacan los siguiente aspectos:

- Mejorar la transmisión inalámbrica. Actualmente los transceptores de radiofrecuencia empleados están limitados al uso de seis canales, lo cual requirió del uso de dos ordenadores para la adquisición de datos. Se investigará en el uso del Sistema de Adquisición de Datos a través de conectividad *bluetooth*, lo cual permitiría la visualización en *smartphones* y *tablets*, sin necesidad de emplear varios dispositivos de recepción.

- Implementar un diseño de suelas sensitivas más versátil para su uso por diferentes usuarios, evitando así la necesidad de crear nuevas suelas debido al reposicionamiento de los sensores. Permitiendo imprimir el tamaño específico de suela con las conexiones. A sí mismo, mejorar la durabilidad y respuesta de las suelas sensitivas a la fatiga. El empleo de una suela impresa con tinta conductiva para la conexión directa de los sensores mejoraría la eficiencia en costes del diseño.
- Como limitación en la adquisición de datos de las suelas sensitivas empleadas, está la imposibilidad de adquisición de las fuerzas de rozamiento presentes en el contacto con el suelo. Validar el sistema frente a sistemas convencionales, para que otros investigadores lo puedan emplear como herramienta física para aplicaciones diversas, como la simulación de exoesqueletos asistidos, estudios de ergonomía, influencia en el uso de exoesqueletos por personas sin discapacidad, análisis de la estabilidad durante la marcha o su uso como herramienta de tele-operación entre otros.
- La necesidad de obtener la fuerza de fricción en el plano de movimiento, requiere del empleo de otra tecnología de sensores o un rediseño. Actualmente no existen suelas sensitivas capaces de medir la fuerza de fricción con precisión por lo que este es uno de los puntos más importantes a desarrollar en investigaciones futuras. La posibilidad de sustituir los sensores resistivos por sensores MEMS barométricos encapsulados en silicona, es un enfoque que ha sido empleado en investigaciones sobre aplicaciones hápticas e incrementaría las capacidades del sistema.

#### 6.4. FUTURE WORK

The ongoing research collaboration with the Applied Dynamics and Optimization Lab (ADOL) from the Department of Mechanical Engineering and Aerospace at New York University. Involving the research collaborators Dr. *Carlotta Mummolo* and Professor Dr. *Joo H. Kim*. Where the ongoing research is the following:

- Develop a code for the dynamic validation of the Wearable System as a Data Acquisition System and the segment model for its use in motion analysis. To calculate the joint torques during gait. Providing a tool not only for the design

phase, but also as a control and feedback tool for the actuation on lower limbs assistive exoskeletons, thanks to the use of the integrated sensors.

- Validation of the Data Acquisition System in parallel with the use of conventional systems consisting on cameras, markers and force plates in a motion lab. In order to determine the accuracy and error of the system.

Aside from the ongoing research collaboration, there are also another aspects of research that can be done to continue this study:

- Improve the wireless communication. Currently the system uses radiofrequency transceivers, which are limited to six channels. This required the use of two computers for the data acquisition during the experimental tests. The use of bluetooth communication will be studied in order to allow for visualization and data storage in devices such as smartphones and tablets. Avoiding the need to use various devices to receive the data.
  - The implementation of a more versatile insole design, allowing its use by different users without requiring large modifications. Improving the process of repositioning the sensors. By using printed circuits for the insole with its connections for different insole sizes. That might also improve the durability and response to fatigue of the insoles. Using conductive ink to design a layer where the connections for the sensors are located according to each user size and position might increase the cost efficiency.
  - Currently the shear force of the ground reaction force is not being measured due to the capabilities of the force resistor sensors used in the insoles. This requires the use of a new sensor technology to upgrade the capabilities of the insole. At the moment, there are no reliable and cost efficient methods to measure the shear force with the use of sensitive insoles. The possibility of substituting the force resistive sensors by barometric MEMS encapsulated in silicon is an approach that has been used in robotic haptic studies.
-

- Validation of the current system as a physical tool for its use in applications such as simulation of assistive exoskeletons, ergonomic and comfort studies, influence of exoskeletons on healthy subjects, stability analysis during gait or teleoperation by researchers interested in exoskeletons.

## 6.5. CONTRIBUCIONES

La validación del Sistema de Adquisición de Datos realizada en esta investigación se ha realizado comparándolo con los sistemas convencionales. Los resultados han sido satisfactorios por lo que estimamos aporta métodos, algoritmos y resultados novedosos de gran utilidad para el avance futuro de la tecnología de exoesqueletos y wearables, así como la validación dinámica del código en desarrollo, se enviarán a revistas del ámbito de la biomecánica y estudio del movimiento humano en los próximos meses. Otras contribuciones relacionadas con esta investigación se presentan a continuación:

### *Conferencias internacionales*

- I Sanz-Pena, Joo H. Kim. *WIMDA – Wearable Integrated Device for Motion Data Acquisition*, 2nd NYU Biomedical and Biosystems Conference, June 25-27 2018
- I Sanz-Pena, R Lostado-Lorza, J Blanco-Fernandez, *Research line gait cycle. Modelization, Simulation & Technological Applications*. 27 Congreso Internacional INGEGRAF, 26-27 June 2017, Gijón, Spain. I.S.B.N.: 978-84-16664-62-7.
- **Tercer premio al mejor proyecto de investigación**

### *Revistas internacionales*

- I Sanz-Pena & G. Zapata, M. Verstraete, P. S. Walker, *Correlation between Ligament Forces and Compartmental Forces in Balancing at Total Knee Surgery*. Journal of Arthroplasty, Febrero 2019.
- G. Zapata & I Sanz-Pena, M. Verstraete, P. S. Walker, *Effects of Femoral Component Placement on the Balancing of a Total Knee at Surgery*. Journal of Biomechanics, Febrero 2019.



# CAPÍTULO 7

## REFERENCIAS

1. Tognetti, A., et al., *Wearable Goniometer and Accelerometer Sensory Fusion for Knee Joint Angle Measurement in Daily Life*. Sensors (Basel), 2015. **15**(11): p. 28435-55.
  2. *Comparing Indego vs Ekso GT vs ReWalk*. Available from: <https://exoskeletonreport.com/2016/09/comparing-indego-vs-ekso-gt-vs-rewalk-researched-vapahcs/>.
  3. Neumann, D.A., *Kinesiology of the musculoskeletal system : foundations for physical rehabilitation*. 2002: First edition. St. Louis : Mosby, [2002] ©2002.
  4. L., M., *Three-Dimensional Simulation Model of Lower Body Exoskeleton for Data Acquisition*, in *Facoltà di Ingegneria Civile e Industriale/Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale*2017, Sapienza Università di Roma. p. 76.
  5. Racic, V., A. Pavic, and J. Brownjohn, *Experimental identification and analytical modelling of human walking forces: Literature review*. Vol. 326. 2009. 1-49.
  6. Kim, J., et al., *Generating Effective Whole-Body Motions of a Human-like Mechanism with Efficient ZMP Formulation*. Vol. 24. 2009.
  7. Martin, J.A., et al., *Gauging force by tapping tendons*. Nature Communications, 2018. **9**(1): p. 1592.
  8. Esposito, D., et al., *A Piezoresistive Sensor to Measure Muscle Contraction and Mechanomyography*. Sensors (Basel, Switzerland), 2018. **18**(8): p. 2553.
  9. *Solar impulse*. Available from: <https://solarimpulse.com/>.
  10. *Hyperloop*.
  11. *Vahana - Airbus*. Available from: <https://www.airbus.com/newsroom/press-releases/en/2018/02/vahana--the-self-piloted--evtol-aircraft-from-a-by-airbus--succ.html>.
  12. Organisation, W.H. [cited 2017 15 August 2017]; World report on disability]. Available from: [https://www.who.int/disabilities/world\\_report/2011/report/en/](https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/report/en/).
  13. Vukobratovic, M., D. Hristic, and Z. Stojiljkovic, *Development of active anthropomorphic exoskeletons*. Medical and biological engineering, 1974. **12**(1): p. 66-80.
  14. [cited 2016 12 Septiembre 2016]; Otherlab orthotics show and tell]. Available from: <https://exoskeletonreport.com/2015/10/otherlab-orthotics-a-fundamental-jump-in-technology/>.
  15. Fung, Y.C., *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*. 1993, Springer-Verlag: New York. p. 1-3.
  16. Winter, D.A., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*. Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition. 2009. 1-370.
  17. Ansele, M., *Amenazas para el planeta de las que nadie se entera porque están en chino*, in *El País*2017: España.
-

18. Amano, T., J.P. González-Varo, and W.J. Sutherland, *Languages Are Still a Major Barrier to Global Science*. PLOS Biology, 2016. **14**(12): p. e2000933.
19. Aristotle, *On the Motion of Animals*, in *On the Motion of Animals* B.C. 350: Ancient Greece.
20. O'Malley, C.D. and J.B.d.C.M. Saunders, *Leonardo da Vinci on the human body : The anatomical, physiological, and embryological drawings of Leonardo da Vinci*. 1952: Henry Schuman.
21. Borelli, G.A. and J. Bernoulli, *De motu animalium*. 1710, Lugduni: Petrum Vander Aa.
22. Borelli, G.A., *On the movement of animals*. 1989, Berlin; New York: Springer-Verlag.
23. Pope, M.H., *Giovanni Alfonso Borelli - The father of biomechanics*. Spine, 2005. **30**(20): p. 2350-2355.
24. Nixon, M.S., T. Tan, and R. Chellappa, *Subjects Allied to Gait*, in *Human Identification Based on Gait*. 2006, Springer US: Boston, MA. p. 5-15.
25. Young, T., *The Croonian Lecture: On the Functions of the Heart and Arteries*. Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 1809. **99**: p. 1-31.
26. MK., L., *Das Kniegelenk des Menschen*, in *Dritter Beitrag zur vergleichenden Anatomie und Mechanik der Gelenke* 1858, Sitzungsberichte der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Classe der Kaiserlichen Akademie der Wissenschaften.
27. Weber, W.E. and E. Weber, *Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge : eine anatomisch-physiologische Untersuchung*. 1836, Göttingen: In der Dieterichschen Buchhandlung.
28. Izquierdo, M., *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. 2008, Madrid: Editorial Médica Panamericana.
29. Madehkhaksar, F., et al., *The effects of unexpected mechanical perturbations during treadmill walking on spatiotemporal gait parameters, and the dynamic stability measures by which to quantify postural response*. PLOS ONE, 2018. **13**(4): p. e0195902.
30. Dario, P., et al., *Robotics as a future and emerging technology: biomimetics, cybernetics, and neuro-robotics in European projects*. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2005. **12**(2): p. 29-45.
31. Pons, J.L., R. Ceres, and L. Calderón, *Introduction to Wearable Robotics*, in *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. 2008. p. 1-16.
32. Gardenfors, P., *How Homo Became Sapiens: On the Evolution of Thinking*. 2006: Oxford University Press.
33. Marinov, B. *Types And Classifications of Exoskeletons*. 2015; Available from: <http://exoskeletonreport.com/2015/08/types-and-classifications-of-exoskeletons/>.
34. Dollar, A.M. and H. Herr, *Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art*. IEEE Transactions on Robotics, 2008. **24**(1): p. 144-158.
35. Pons, J.L., *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. 2008. 1-338.
36. Swift, T., *Lack of Proliferation of Exoskeleton Technology*, in *Otherlab Orthotics Show And TELL*, T. Swift, Editor 2015.
37. Colombo, G., et al., *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000. **37**(6): p. 693-700.

38. Kim, S., et al., *Effects of Innovative WALKBOT Robotic-Assisted Locomotor Training on Balance and Gait Recovery in Hemiparetic Stroke: A Prospective, Randomized, Experimenter Blinded Case Control Study With a Four-Week Follow-Up*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2015. **23**(4): p. 636-642.
39. Rupal, B.S., et al., *Lower-limb exoskeletons: Research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications*. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2017. **14**(6): p. 1729881417743554.
40. Kawamoto, H., et al. *Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller*. in *SMC'03 Conference Proceedings. 2003 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. Conference Theme - System Security and Assurance (Cat. No.03CH37483)*. 2003.
41. Kawamoto, H. and Y. Sankai. *Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person*. in *Computers Helping People with Special Needs*. 2002. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
42. Kazerooni, H. and R. Steger, *The Berkeley lower extremity exoskeleton*. J Dyn Syst Meas Control, 2006. **128**.
43. Zoss, A.B., H. Kazerooni, and A. Chu, *Biomechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006. **11**(2): p. 128-138.
44. H. Kazerooni-Bleex. *HULC™*. 22 Octubre 2016]; Available from: <https://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/hulc/>.
45. Collins, S.H. and A. Ruina. *A Bipedal Walking Robot with Efficient and Human-Like Gait*. in *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2005.
46. Dobbins, T. and J. Hill. *Exoskeletons: Total Performance Or Niche Solutions?* 2015 [cited 2017 12 Octubre 2017]; Tactical Assault Light Operator Suit]. Available from: <http://edition.pagesuite-professional.co.uk/html5/reader/production/default.aspx?pubname=&edid=f084cb3b-e364-4d92-88c7-26a598a8b635>.
47. Walsh, C.J., K. Endo, and H. Herr, *A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation*. Int J Humanoid Robot, 2007. **4**.
48. Asbeck, A.T., et al., *A biologically inspired soft exosuit for walking assistance*. Int J Rob Res, 2015. **34**.
49. Panizzolo, F.A., et al., *A biologically-inspired multi-joint soft exosuit that can reduce the energy cost of loaded walking*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2016. **13**(1): p. 43.
50. Awad, L.N., et al., *A soft robotic exosuit improves walking in patients after stroke*. Science Translational Medicine, 2017. **9**(400): p. eaai9084.
51. Wehner, M., *Lower Extremity Exoskeleton Reduces Back Forces in Lifting*. 2009.
52. *Robotic suit gives shipyard workers super strength*, 2014, New Scientist.
53. *Hyundai wants to make exoskeletons cheaper*. [cited 2016 19 Diciembre 2016]; Available from: <https://www.engadget.com/2016/12/19/hyundai-wants-to-make-exoskeletons-cheaper/>.
54. *StrongArm Technologies V22 and FLx*. 2016 [cited 05 July 2016; Available from: <https://exoskeletonreport.com/2016/05/strongarm-technologies-v22-and-flx-now-sold-on-3ms-website/>.

55. Fortis. *Exoskeleton Technologies: Industrial*. 12 Enero 2016]; Available from: <https://www.lockheedmartin.com/en-us/products/exoskeleton-technologies/industrial.html>.
56. Pironcini, E., et al., *Evaluation of the effects of the Arm Light Exoskeleton on movement execution and muscle activities: a pilot study on healthy subjects*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 2016. **13**: p. 9-9.
57. Nef, T. and R. Riener. *ARMin - design of a novel arm rehabilitation robot*. in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. 2005.
58. *Araig exoskeleton*. Available from: <https://araig.com/>.
59. *Telasuit*. Available from: <https://teslasuit.io/>.
60. *Virtuix VR*. Available from: <http://www.virtuix.com/>.
61. *KAT VR*. Available from: <http://katvr.com/>.
62. *Infinadeck*. Available from: <https://www.infinadeck.com/>.
63. Amat, J., M. Frigola, and A. Casals, *Virtual Exoskeleton for Telemanipulation*. 2007. p. 21-30.
64. *Exoskeletons for Gaming and Virtual Reality*. 2017 [14 de Marzo 2017]; Available from: <https://exoskeletonreport.com/2017/02/exoskeletons-for-gaming-and-virtual-reality/>.
65. *Arm Support Exoskeletons*. 2017 [cited 2017 04 de Abril 2017]; Available from: <https://exoskeletonreport.com/product-category/exoskeleton-catalog/industrial/shoulder-support-exoskeleton-for-work-and-industry/>.
66. Whittle, M.W., *Chapter 2 - Normal gait*, in *Gait Analysis (Fourth Edition)*, M.W. Whittle, Editor. 2007, Butterworth-Heinemann: Edinburgh. p. 47-100.
67. Ayyappa, E., *Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology*. JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 1997. **9**(1): p. 10-17.
68. Neuhaus, P.D., et al. *Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics*. in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2011.
69. Ko, S.-u., J.M. Hausdorff, and L. Ferrucci, *Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: results from the Baltimore longitudinal study of ageing*. Age and ageing, 2010. **39**(6): p. 688-694.
70. Ko, S.-u., et al., *Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging*. Journal of biomechanics, 2011. **44**(10): p. 1974-1979.
71. Ko, S.-u., S. Stenholm, and L. Ferrucci, *Characteristic gait patterns in older adults with obesity--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging*. Journal of biomechanics, 2010. **43**(6): p. 1104-1110.
72. Elbaz, A., et al., *The gait speed advantage of taller stature is lost with age*. Scientific Reports, 2018. **8**(1): p. 1485.
73. Ming-Hsuan, Y., D.J. Kriegman, and N. Ahuja, *Detecting faces in images: a survey*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2002. **24**(1): p. 34-58.
74. Fromherz, T., P. Stucki, and M. Bichsel, *A Survey of Face Recognition*. 1997.
75. Wang, J.J. and S. Singh, *Video analysis of human dynamics—a survey*. Real-Time Imaging, 2003. **9**(5): p. 321-346.
76. V.M, Z., *Kinematics of human motion*. 1998.
77. Aggarwal, J.K. and Q. Cai, *Human Motion Analysis: A Review*. Computer Vision and Image Understanding, 1999. **73**(3): p. 428-440.



78. Aggarwal, J.K., et al., *Nonrigid Motion Analysis: Articulated and Elastic Motion*. Computer Vision and Image Understanding, 1998. **70**(2): p. 142-156.
79. Aggarwal, J.K., et al. *Articulated and elastic non-rigid motion: a review*. in *Proceedings of 1994 IEEE Workshop on Motion of Non-rigid and Articulated Objects*. 1994.
80. Cai, Q. and J.K. Aggarwal, *Tracking human motion in structured environments using a distributed-camera system*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1999. **21**(11): p. 1241-1247.
81. Tat-Jen, C. and J.M. Rehg. *A multiple hypothesis approach to figure tracking*. in *Proceedings. 1999 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (Cat. No PR00149)*. 1999.
82. Bascle, B. and R. Deriche. *Region tracking through image sequences*. in *Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision*. 1995.
83. Bowden, R., T.A. Mitchell, and M. Sarhadi, *Non-linear statistical models for the 3D reconstruction of human pose and motion from monocular image sequences*. Vol. 18. 2000. 729-737.
84. Forner-Cordero, A., et al., *Kinematics and Dynamics of Wearable Robots*, in *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. 2008. p. 47-85.
85. Delamarre, Q. and O. Faugeras. *3D articulated models and multi-view tracking with silhouettes*. in *Proceedings of the Seventh IEEE International Conference on Computer Vision*. 1999.
86. M. Gavrilu, D. and L. S. Davis, *3-D model-based tracking of humans in action: a Multi-view approach*. 1996.
87. Yu, H. and T.S. Huang. *Model-based human body tracking*. in *Object recognition supported by user interaction for service robots*. 2002.
88. Ong, E.-J. and S. Gong. *Tracking Hybrid 2 D-3 D Human Models from Multiple Views*. 1999.
89. Sidenbladh, H., M.J. Black, and D.J. Fleet. *Stochastic Tracking of 3D Human Figures Using 2D Image Motion*. in *Computer Vision — ECCV 2000*. 2000. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
90. Lakany, H., et al., *Human walking: Tracking and analysis*. 1999. 5/1-514.
91. Chen, Z. and H.-J. Lee, *Knowledge-guided visual perception of 3-D human gait from a single image sequence*. IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics, 1992. **22**: p. 336-342.
92. Bharatkumar, A.G., et al. *Lower limb kinematics of human walking with the medial axis transformation*. in *Proceedings of 1994 IEEE Workshop on Motion of Non-rigid and Articulated Objects*. 1994.
93. Huber, E., *3-D Real-Time Gesture Recognition Using Proximity Spaces*, in *Proceedings of the 3rd IEEE Workshop on Applications of Computer Vision (WACV '96)*1996, IEEE Computer Society. p. 136.
94. M. Gavrilu, D. and L. S. Davis, *3-D model-based tracking of human upper body movement: a multi-view approach*. 1995. 253-258.
95. Hogg, D., *Model-based vision: a program to see a walking person*. Image and Vision Computing, 1983. **1**(1): p. 5-20.
96. McKenna, S.J., Y. Raja, and S. Gong, *Tracking colour objects using adaptive mixture models*. Image and Vision Computing, 1999. **17**(3): p. 225-231.
97. Esquenazi, A. and B. Hirai, *Assessment of Gait and Orthotic Prescription*. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 1991. **2**(3): p. 473-485.

98. Cappozzo, A., et al., *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. *Gait Posture*, 2005. **21**(2): p. 186-96.
  99. Braune, W. and O. Fischer, *The human gait*. 1987, Berlin; New York: Springer-Verlag.
  100. Ricquebourg, Y. and P. Bouthemy, *Real-Time Tracking of Moving Persons by Exploiting Spatio-Temporal Image Slices*. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, 2000. **22**: p. 797-808.
  101. Eng-Jon, O. and G. Shaogang. *Tracking hybrid 2D-3D human models from multiple views*. in *Proceedings IEEE International Workshop on Modelling People. MPeople'99*. 1999.
  102. Moeslund, T. and E. Granum, *A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture*. Vol. 81. 2001. 231-268.
  103. Mündermann, L., et al., *Measuring human movement for biomechanical applications using markerless motion capture - art. no. 60560R*. Vol. 6056. 2006.
  104. Wang, L., W. Hu, and T. Tan, *Recent developments in human motion analysis*. *Pattern Recognition*, 2003. **36**(3): p. 585-601.
  105. Smidt, G.L., et al., *An automated accelerometry system for gait analysis*. *Journal of Biomechanics*, 1977. **10**(5): p. 367-375.
  106. Hayes, W., et al., *Leg Motion Analysis During Gait by Multiaxial Accelerometry: Theoretical Foundations and Preliminary Validations*. Vol. 105. 1983. 283-9.
  107. Mayagoitia, R., A. V Nene, and P. Veltink, *Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems*. Vol. 35. 2002. 537-42.
  108. Aminian, K., et al., *Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation*. *Med Biol Eng Comput*, 1999. **37**(3): p. 304-8.
  109. Madgwick, S.O.H., A.J.L. Harrison, and R. Vaidyanathan. *Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm*. in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2011.
  110. Williamson, R. and B.J. Andrews, *Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes*. *Med Biol Eng Comput*, 2001. **39**(3): p. 294-302.
  111. Dejnabadi, H., B.M. Jolles, and K. Aminian, *A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes*. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005. **52**(8): p. 1478-84.
  112. Bortz, J.E., *A New Mathematical Formulation for Strapdown Inertial Navigation*. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 1971. **AES-7**(1): p. 61-66.
  113. Sabatini, A.M., *Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing*. *Sensors (Basel)*, 2011. **11**(2): p. 1489-525.
  114. Luinge, H. and P. Veltink, *Measuring Orientation of Human Body Segments Using Miniature Gyroscopes and Accelerometers*. Vol. 43. 2005. 273-82.
  115. Foxlin, E., *Inertial Head-Tracker Sensor Fusion by a Complementary Separate-Bias Kalman Filter*. 1996. 185-194, 267.
  116. Savage, P.G., *Strapdown Inertial Navigation Integration Algorithm Design Part 2: Velocity and Position Algorithms*. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 1998. **21**(2): p. 208-221.
  117. Takeda, R., et al., *Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors*. *J Biomech*, 2009. **42**(15): p. 2486-94.
-

118. Favre, J., et al., *A new ambulatory system for comparative evaluation of the three-dimensional knee kinematics, applied to anterior cruciate ligament injuries*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2006. **14**(7): p. 592-604.
  119. Favre, J., et al., *Ambulatory measurement of 3D knee joint angle*. J Biomech, 2008. **41**(5): p. 1029-35.
  120. Seel, T., J. Raisch, and T. Schauer, *IMU-based joint angle measurement for gait analysis*. Sensors (Basel), 2014. **14**(4): p. 6891-909.
  121. Zhang, J.T., et al., *Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics*. Physiol Meas, 2013. **34**(8): p. N63-9.
  122. xsens. Available from: <https://www.xsens.com>.
  123. Sparkfun IMU-9250. Available from: <https://www.sparkfun.com/products/13762>.
  124. Khurelbaatar, T., et al., *Consistent accuracy in whole-body joint kinetics during gait using wearable inertial motion sensors and in-shoe pressure sensors*. Gait Posture, 2015. **42**(1): p. 65-9.
  125. Liu, K., et al., *Ambulatory Measurement and Analysis of the Lower Limb 3D Posture Using Wearable Sensor System*. 2009. 3065-3069.
  126. Zhou, H. and H. Hu, *Inertial sensors for motion detection of human upper limbs*. Vol. 27. 2007.
  127. de Vries, W.H.K., et al., *Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors*. Gait & Posture, 2009. **29**(4): p. 535-541.
  128. Bachmann, E.R., X. Yun, and A. Brumfield, *Limitations of Attitude Estimation Algorithms for Inertial/Magnetic Sensor Modules*. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2007. **14**(3): p. 76-87.
  129. Rehbinder, H. and X. Hu, *Drift-free attitude estimation for accelerated rigid bodies*. Automatica, 2004. **40**(4): p. 653-659.
  130. Luinge, H.J. and P.H. Veltink, *Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2004. **12**(1): p. 112-121.
  131. Dejnabadi, H., et al., *Estimation and visualization of sagittal kinematics of lower limbs orientation using body-fixed sensors*. IEEE Trans Biomed Eng, 2006. **53**(7): p. 1385-93.
  132. Chao, E.Y.S., *Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation*. Journal of Biomechanics, 1980. **13**(12): p. 989-1006.
  133. Johnston, R.C. and G.L. Smidt, *Measurement of hip-joint motion during walking. Evaluation of an electrogoniometric method*. J Bone Joint Surg Am, 1969. **51**(6): p. 1082-94.
  134. Kikuchi, Y., et al., *Index phase output characteristics of magnetic rotary encoder using a magneto-resistive element*. Vol. 33. 1997. 3370-3372.
  135. Ferrazzin, D., et al., *Hall Effect sensor-based linear transducer*. 1999. 219-224.
  136. Carrozza, M.C., et al., *Design of a cybernetic hand for perception and action*. Biological cybernetics, 2006. **95**(6): p. 629-644.
  137. Tzafestas, C.S., *Whole-hand kinesthetic feedback and haptic perception in dextrous virtual manipulation*. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans, 2003. **33**(1): p. 100-113.
  138. Dominguez, G., et al., *A Digital Goniometer based on encoders for measuring knee-joint position in an orthosis*. 2013. 1-4.
  139. Kojima, T., et al. *Study on high accuracy optical encoder with 30 bits*. in *The 8th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control, 2004. AMC '04*. 2004.
-



140. Chen, J., C. Yang, and J. Hofschulte, *Improvement of an Arm Exoskeleton by Data Fusion with an Inertial Measurement Unit*. 2013.
  141. Liu, D.X., et al., *Gait Phase Recognition for Lower-Limb Exoskeleton with Only Joint Angular Sensors*. *Sensors (Basel)*, 2016. **16**(10).
  142. Jung, J.-Y., et al., *A Neural Network-Based Gait Phase Classification Method Using Sensors Equipped on Lower Limb Exoskeleton Robots*. *Sensors*, 2015. **15**(11).
  143. Blaya, J.A. and H. Herr, *Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait*. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2004. **12**(1): p. 24-31.
  144. Jaworek, K., M. Derlatka, and M. Dominikowski, *Investigation of human locomotion using Penny & Giles electrogoniometer*. *Optoelectronic and Electronic Sensors III*. Vol. 3730. 1999: SPIE. 11.
  145. Rowe, P.J., et al., *Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics*. *Physiotherapy*, 2001. **87**(9): p. 479-488.
  146. de Oliveira Sato, T., G.A. Hansson, and H.J. Coury, *Goniometer crosstalk compensation for knee joint applications*. *Sensors (Basel)*, 2010. **10**(11): p. 9994-10005.
  147. Gharooni, S., M. Tokhi, and B. Heller, *THE USE OF ELASTIC ELEMENT IN A HYBRID ORTHOSIS FOR SWING PHASE GENERATION IN ORTHOTIC GAIT*. 2000.
  148. Micera, S., et al., *A Simple Robotic System for Neurorehabilitation*. Vol. 19. 2005. 271-284.
  149. Laskoski, G., et al., *Development of a Telemetric Goniometer*. 2010. p. 227-230.
  150. Donno, M., et al., *A New Flexible Optical Fiber Goniometer for Dynamic Angular Measurements: Application to Human Joint Movement Monitoring*. Vol. 57. 2008. 1614-1620.
  151. Masdar, A., et al., *Knee joint angle measurement system using gyroscope and flex-sensors for rehabilitation*. 2013. 1-4.
  152. *Biometrics Ltd.* [cited 2017 27 de Julio 2017]; Available from: <http://www.biometricsltd.com/goniometer.htm>.
  153. Stolze, H., et al., *Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults*. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1997. **105**(6): p. 490-7.
  154. Ceseracciu, E., Z. Sawacha, and C. Cobelli, *Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept*. *PLOS ONE*, 2014. **9**(3): p. e87640.
  155. Tao, W., et al., *Gait analysis using wearable sensors*. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2012. **12**(2): p. 2255-2283.
  156. Vargas-Valencia, L.S., et al., *An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis*. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2016. **16**(12): p. 2090.
  157. Cheng, P. and B. Oelmann, *Joint-Angle Measurement Using Accelerometers and Gyroscopes—A Survey*. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2010. **59**(2): p. 404-414.
  158. Forner-Cordero, A., et al., *Kinematics and Dynamics of Wearable Robots*, in *Wearable Robots*. 2008, John Wiley & Sons, Ltd. p. 47-85.
  159. Erdemir, A., et al., *Model-based estimation of muscle forces exerted during movements*. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007. **22**(2): p. 131-54.
  160. Li, G., J.E. Pierce, and J.H. Herndon, *A global optimization method for prediction of muscle forces of human musculoskeletal system*. *J Biomech*, 2006. **39**(3): p. 522-9.
-

161. Seth, A. and M. G Pandy, *A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement*. Vol. 40. 2007. 356-66.
  162. Zajac, F.E., R.R. Neptune, and S.A. Kautz, *Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications*. *Gait Posture*, 2003. **17**(1): p. 1-17.
  163. Merletti, R. and D. Farina, *Analysis of intramuscular electromyogram signals*. *Philos Trans A Math Phys Eng Sci*, 2009. **367**(1887): p. 357-68.
  164. Nawab, S.H., S.-S. Chang, and C.J. De Luca, *High-yield decomposition of surface EMG signals*. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2010. **121**(10): p. 1602-1615.
  165. Kubota, S., et al., *Feasibility of rehabilitation training with a newly developed wearable robot for patients with limited mobility*. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013. **94**(6): p. 1080-7.
  166. Aach, M., et al., *Voluntary driven exoskeleton as a new tool for rehabilitation in chronic spinal cord injury: a pilot study*. *Spine J*, 2014. **14**(12): p. 2847-53.
  167. Fleischer, C., et al., *Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots*. *Biomed Tech (Berl)*, 2006. **51**(5-6): p. 314-9.
  168. Kiguchi, K., T. Tanaka, and T. Fukuda, *Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals*. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 2004. **12**(4): p. 481-490.
  169. Han, H. and J. Kim, *Active muscle stiffness sensor based on piezoelectric resonance for muscle contraction estimation*. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2013. **194**: p. 212-219.
  170. Dordevic, S., et al., *MC sensor--a novel method for measurement of muscle tension*. *Sensors (Basel)*, 2011. **11**(10): p. 9411-25.
  171. Deffieux, T., et al., *Ultrafast ultrasonic imaging of in vivo muscle contraction*. Vol. 89. 2006. 184107.
  172. Jung, P., et al., *A Wearable Gesture Recognition Device for Detecting Muscular Activities Based on Air-Pressure Sensors*. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 2015. **11**(2): p. 485-494.
  173. Bansal, A.K., et al., *Wearable Organic Optoelectronic Sensors for Medicine*. *Advanced Materials*, 2015. **27**(46): p. 7638-7644.
  174. Kuo, A.D., *A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations*. *J Biomech Eng*, 1998. **120**(1): p. 148-59.
  175. Anderson, F.C. and M.G. Pandy, *Dynamic optimization of human walking*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001. **123**(5): p. 381-390.
  176. Ren, L., R.K. Jones, and D. Howard, *Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics*. *J Biomech*, 2008. **41**(12): p. 2750-9.
  177. Slavens, B.A., P.F. Sturm, and G.F. Harris, *Upper extremity inverse dynamics model for crutch-assisted gait assessment*. *Journal of Biomechanics*, 2010. **43**(10): p. 2026-2031.
  178. Hassan, M., et al., *Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeleton control*. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2014. **14**(1): p. 1705-1722.
  179. Jung, Y., et al., *Ground reaction force estimation using an insole-type pressure mat and joint kinematics during walking*. *J Biomech*, 2014. **47**(11): p. 2693-9.
  180. Forner Cordero, A., H.J. Koopman, and F.C. van der Helm, *Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces*. *J Biomech*, 2004. **37**(9): p. 1427-32.
  181. Chumanov, E.S., C.D. Remy, and D.G. Thelen, *Computational techniques for using insole pressure sensors to analyse three-dimensional joint kinetics*. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2010. **13**(5): p. 505-14.
-

182. Razak, A.H.A., et al., *Foot plantar pressure measurement system: a review*. Sensors (Basel, Switzerland), 2012. **12**(7): p. 9884-9912.
183. Rodgers, M.M., *Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running*. Phys Ther, 1988. **68**(12): p. 1822-30.
184. Cheung, R.T. and G.Y. Ng, *Influence of different footwear on force of landing during running*. Phys Ther, 2008. **88**(5): p. 620-8.
185. Rabita, G., et al., *Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion*. Scand J Med Sci Sports, 2015. **25**(5): p. 583-94.
186. Wada, C., et al. *Development of a rehabilitation support system with a shoe-type measurement device for walking*. in *Proceedings of SICE Annual Conference 2010*. 2010.
187. Lavery, L.A., et al., *Reducing plantar pressure in the neuropathic foot. A comparison of footwear*. Diabetes Care, 1997. **20**(11): p. 1706-10.
188. Queen, R.M., et al., *Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison*. Gait Posture, 2010. **31**(1): p. 18-22.
189. Translation, D.o.D. *Causes for foot ulceration*. 2017 [cited 2017; Available from: <https://www.cdc.gov/diabetes/home/index.html>].
190. Davis, B., et al., *A Device for Simultaneous Measurement of Pressure and Shear Force Distribution on the Plantar Surface of the Foot*. Vol. 14. 1998. 93-104.
191. Robertson, D., et al., *Research Methods in Biomechanics: Second edition (eBook)*. 2013.
192. Novel, *Pressure sensing systems* 2016.
194. Robertson, D., et al., *Research Methods in Biomechanics*. 2004.
195. Karlsson, A. and G. Frykberg, *Correlations between force plate measures for assessment of balance*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(5): p. 365-9.
196. *Force measurement systems*. 2016 [25 Noviembre 2016]; Available from: <https://www.zebris.de/en/medical/products-solutions/>.
197. Beckham, G., T. Suchomel, and S. Mizuguchi, *Force Plate Use in Performance Monitoring and Sport Science Testing*. Vol. 29. 2014. 25-37.
198. Nimphius, S., M.R. McGuigan, and R.U. Newton, *Relationship between strength, power, speed, and change of direction performance of female softball players*. J Strength Cond Res, 2010. **24**(4): p. 885-95.
199. MacWilliams, B.A. and P.F. Armstrong. *Clinical applications of plantar pressure measurement in pediatric orthopedics*. in *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*. 2000.
200. Fong, D.T., et al., *Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking*. J Biomech, 2008. **41**(11): p. 2597-601.
201. Stöggl, T. and A. Martiner, *Validation of Moticon's OpenGo sensor insoles during gait, jumps, balance and cross-country skiing specific imitation movements*. Journal of sports sciences, 2017. **35**(2): p. 196-206.
202. Shu, L., et al., *In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array*. IEEE Trans Inf Technol Biomed, 2010. **14**(3): p. 767-75.
203. Gefen, A., *Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: technological concepts and clinical utilization*. Wounds, 2007. **19**(12): p. 350-62.
204. *Novel pressure sensitive insole*. 2017 [cited 2017 12 de Noviembre 2017]; Available from: <http://www.novel.de/>.

205. Carter, S., et al., *Selecting Piezoresistive vs Piezoelectric Pressure Transducers, AN.102*, in *Industry/Kulite General Overview*, K.S.P. Inc., Editor 2018.
206. Chesnin, K.J., L. Selby-Silverstein, and M.P. Besser, *Comparison of an in-shoe pressure measurement device to a force plate: concurrent validity of center of pressure measurements*. *Gait Posture*, 2000. **12**(2): p. 128-33.
207. Pollard, J.P. and L.P. Le Quesne, *Method of healing diabetic forefoot ulcers*. *British medical journal (Clinical research ed.)*, 1983. **286**(6363): p. 436-437.
208. Lord, M., R. Hosein, and R.B. Williams, *Method for in-shoe shear stress measurement*. *J Biomed Eng*, 1992. **14**(3): p. 181-6.
209. Zhu, H.S., et al., *An umbilical data-acquisition system for measuring pressures between the foot and shoe*. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990. **37**(9): p. 908-11.
210. Lawrence, T.L. and R.N. Schmidt. *Wireless in-shoe force system [for motor prosthesis]*. in *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 'Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering'* (Cat. No.97CH36136). 1997.
211. Cong, Y. and M. Zhang. *Measurement of in-shoe plantar triaxial stresses in high-heeled shoes*. in *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. 2010.
212. Howell, A.M., et al. *A laboratory insole for analysis of sensor placement to determine ground reaction force and ankle moment in patients with stroke*. in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2012.
213. Chleboun, G.S., et al., *In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle*. *Cells Tissues Organs*, 2001. **169**.
214. Healy, A., et al., *Repeatability of WalkinSense(R) in shoe pressure measurement system: A preliminary study*. *Foot (Edinb)*, 2012. **22**(1): p. 35-9.
215. Adachi, W., et al., *Development of walking analysis system consisting of mobile force plate and motion sensor*. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2011. **2011**: p. 4022-5.
216. Neaga, F., et al. *A Wireless System for Monitoring the Progressive Loading of Lower Limb in Post-Traumatic Rehabilitation*. in *International Conference on Advancements of Medicine and Health Care through Technology*. 2011. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
217. Salpavaara, T., et al., *Wireless insole sensor system for plantar force measurements during sport events*. 2009.
218. Takano, M., et al., *Development and evaluation of a system to assess the effect of footwear on the in shoe plantar pressure and shear during gait*. *ROBOMECH Journal*, 2014. **1**(1): p. 4.
219. Dello Iacono, A., M. Ayalon, and W. Wang, *The influence of single-leg landing direction on lower limbs biomechanics*. *J Sports Med Phys Fitness*, 2019. **59**(2): p. 195-203.
220. Petrovic, M., et al., *Vertical displacement of the centre of mass during walking in people with diabetes and diabetic neuropathy does not explain their higher metabolic cost of walking*. *Journal of Biomechanics*, 2019. **83**: p. 85-90.
221. Suriyaamarit, D. and S. Boonyong, *Mechanical work, kinematics, and kinetics during sit-to-stand in children with and without spastic diplegic cerebral palsy*. *Gait Posture*, 2019. **67**: p. 85-90.



222. Bae, J., et al., *A mobile gait monitoring system for abnormal gait diagnosis and rehabilitation: a pilot study for Parkinson disease patients*. J Biomech Eng, 2011. **133**(4): p. 041005.
223. Tucker, M.R., et al., *Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review*. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2015. **12**(1): p. 1.
224. Zoss, A., H. Kazerooni, and A. Chu. *On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. in *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2005.
225. Park, J., et al. *Flexible insole ground reaction force measurement shoes for jumping and running*. in *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. 2016.
226. Castellini, P., R. Montanini, and G.M. Revel, *New sensor for static and dynamic force measurement*. Vol. 4753. 2002. 1020-1026.
227. Bamberg, S.J.M., et al., *Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2008. **12**(4): p. 413-423.
228. Yang, C., et al. *A wireless gait analysis system by digital textile sensors*. in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009.
229. Samuel Lincoln, L., et al., *An elastomeric insole for 3-axis ground reaction force measurement*. 2012. 1512-1517.
230. Toyama, S., et al., *Development of Wearable Sheet-Type Shear Force Sensor and Measurement System that is Insusceptible to Temperature and Pressure*. Sensors (Basel, Switzerland), 2017. **17**(8): p. 1752.
231. *C-Motion Visual 3D - Research Biomechanics*. [cited 2018 03 de Marzo 2018]; Available from: <http://www2.c-motion.com/products/visual3d/>.
232. Bae, J. *Modeling, Evaluation, and Control Optimization of Exosuit with OpenSim*. 2013; Available from: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Modeling%2C+Evaluation%2C+and+Control+Optimization+of+Exosuit+with+OpenSim>.
233. Seth, A., et al., *OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement*. PLOS Computational Biology, 2018. **14**(7): p. e1006223.
234. *Exoskeletons - Pinterest*. [cited 2015 06 de Febrero 2015]; Available from: <https://www.pinterest.es/pascalwicht/exoskeleton/>.
235. *Open bionics - Deus Ex covers*. 2017 [cited 2017 13 de Abril 2017]; Available from: <https://shop.openbionics.com/products/deus-ex-covers>.
236. Techcrunch. *Unable to fund production of its camera dron*. 2017 [cited 2017 05 Octubre 2017]; Available from: [https://techcrunch.com/2017/01/11/unable-to-fund-production-of-its-camera-drone-lily-will-shut-down-and-refund-customers/?\\_ga=2.260276495.382598233.1547685786-1846650357.1547685786](https://techcrunch.com/2017/01/11/unable-to-fund-production-of-its-camera-drone-lily-will-shut-down-and-refund-customers/?_ga=2.260276495.382598233.1547685786-1846650357.1547685786).
237. Winter, D., *Appendix A: Kinematic, Kinetic, and Energy Data*, in *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*.
238. Roberts, D., H. Hillstrom, and J.H. Kim, *Instantaneous Metabolic Cost of Walking: Joint-Space Dynamic Model with Subject-Specific Heat Rate*. PLOS ONE, 2016. **11**(12): p. e0168070.

239. P., S. *Github encoder library*. [cited 2016 10 de Febrero 2016]; Available from: <https://github.com/PaulStoffregen/Encoder>.
  240. Mummolo, C., et al., *Stability of Mina v2 for Robot-Assisted Balance and Locomotion*. *Frontiers in neurorobotics*, 2018. **12**: p. 62-62.
  241. Howell, A.M., et al., *A laboratory insole for analysis of sensor placement to determine ground reaction force and ankle moment in patients with stroke*. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012. **2012**: p. 6394-7.
  242. Shu, L., et al., *In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array*. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2010. **14**(3): p. 767-775.
  243. Winter, D., *Kinetics: Forces and Moments of Force*, in *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*.
  244. Mummolo, C., L. Mangialardi, and J.H. Kim, *Numerical Estimation of Balanced and Falling States for Constrained Legged Systems*. *Journal of Nonlinear Science*, 2017. **27**(4): p. 1291-1323.
  245. Mummolo, C., L. Mangialardi, and J.H. Kim, *Quantifying dynamic characteristics of human walking for comprehensive gait cycle*. *J Biomech Eng*, 2013. **135**(9): p. 91006.
  246. Denavit, J. and R.S. Hartenberg, *A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices*. *Trans. of the ASME. Journal of Applied Mechanics*, 1955. **22**: p. 215-221.
  247. Pedotti, A., *Simple Equipment Used in Clinical Practice for Evaluation of Locomotion*. Vol. 24. 1977. 456-461.
  248. Eguchi, R., et al. *Ground reaction force estimation using insole plantar pressure measurement system from single-leg standing*. in *2016 IEEE International Conference on Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems (MFI)*. 2016.
  249. Dyer, P.S. and S.J. Bamberg, *Instrumented insole vs. force plate: a comparison of center of plantar pressure*. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2011. **2011**: p. 6805-9.
  250. *3D motion capture systems*. 2018 [cited 22 de Septiembre 2018; Available from: <https://simplifaster.com/articles/3d-motion-capture-sport/>].
  251. *Motion capture suit*. [cited 2018 22 de Septiembre 2018]; Available from: <https://techcrunch.com/2017/07/05/make-hollywood-quality-animations-at-low-budget-prices-with-this-motion-capture-suit/?guccounter=1>.
-