
Evaluación de la marcha humana a través del uso de sensores de aceleración y giro

Eduardo Toledo Ponce
Fernando Córdova Ricapa | Roger Ayala Muñoz

Ayudas a la investigación 2012

Equipo de trabajo:

Investigador Principal:
Eduardo Toledo Ponce

Equipo investigador:
Fernando Cordoba Ricapa / Roger Ayala Muñoz

AGRADECIMIENTO

Nuestro agradecimiento a todos los que hicieron posible la realización del presente proyecto, en especial al Laboratorio de Bioingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP), y al laboratorio de la marcha instalado en la Sección de Mecánica de la PUCP, los cuales permitieron la realización de la evaluación de la marcha por métodos ópticos utilizando seis cámaras infrarrojas marca VICON.

AUTORES

Eduardo Toledo Ponce

Ingeniero Mecánico con maestría en Ingeniería Biomédica del Politécnico de Milán – Italia.

Consultor experto en Gestión de Mantenimiento de Equipamiento Hospitalario y en la elaboración de documentos técnico-normativos relacionados con la gestión de mantenimiento de equipos biomédicos y electromecánicos. Consultorías realizadas para el Ministerio de Salud, Seguro Social EsSalud y United Nations Office for Project Services.

Investigador principal en la formulación e implementación de proyectos financiados por instituciones nacionales e internacionales, en el campo de la ingeniería biomédica, en las especialidades de robótica, rehabilitación y biomecánica. Participación como ponente en Congresos Internacionales de Ingeniería Biomédica

Miembro del Comité Técnico de Normalización – Grupo de Trabajo de dispositivos y equipos médicos del Indecopi y Socio fundador de la Sociedad Peruana de Ingeniería Biomédica.

Fernando Cordoba Ricapa

Ingeniero Electrónico CIP. Becario Concytec en la Maestría de Ingeniería de Control y Automatización en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Con dominio en el campo de diseño electrónico. Con experiencia profesional en el área de mantenimiento, reparación y montaje de equipos de rayos X en empresas del sector Biomédico; diseño e implementación de prototipos de sistemas robóticos para la rehabilitación de funciones motoras de pacientes en el Perú, en el Instituto de Investigación de la Universidad de Lima.

Roger Ayala Muñoz

Médico con especialidad en Medicina Interna, laborando en la unidad de cuidados críticos del Hospital Geriátrico San Isidro Labrador de EsSalud. Con más de 11 años de experiencia en el diagnóstico y tratamiento de pacientes en cuidados críticos, cardiología y enfermedades crónicas, tanto de adultos como geriátricos. Con Residencia Médica en el Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martis de EsSalud.

Con estudios de Maestría de Ingeniería Biomédica en la Pontificia Universidad Católica del Perú, con especialización en el área de Ingeniería Clínica en la Universidad de Vermont en USA y cursos de Ingeniería Clínica en la Habana Cuba.

Especialización en cursos de biomecánica y análisis computarizado del movimiento realizado en el Instituto Ortopédico Infantil Roosevelt y BIOMECH en Bogotá Colombia.

Índice

| | Página |
|---|--------|
| RESUMEN | 5 |
| 1. Introducción y antecedentes | 5 |
| 1.1. Análisis de la marcha | 5 |
| 1.2. Métodos utilizados en análisis de la marcha | 9 |
| 1.3. Sistemas comerciales de análisis de la marcha | 11 |
| 1.4. Estado del arte de la investigación científica | 12 |
| 1.5. Estado del arte del análisis de la marcha en Perú | 18 |
| 1.6. Protocolo de posicionamiento de sensores | 19 |
| 2. Objetivos | 23 |
| 3. Materiales y metodología | 23 |
| 3.1. Desarrollo de la solución propuesta | 23 |
| 3.1.1. Requisitos del sistema | 23 |
| 3.1.2. Diagrama de bloques de la solución | 23 |
| 3.1.3. Bloque de sensores | 23 |
| 3.1.4. Bloque de adquisición | 25 |
| 3.1.5. Microcontrolador | 26 |
| 3.1.6. Sistema de comunicación inalámbrica | 27 |
| 3.1.7. Alimentación | 29 |
| 3.1.8. Transmisión de datos | 30 |
| 3.1.9. Circuito impreso | 31 |
| 3.1.10. Complementos externos | 33 |
| 3.2. Programas para la adquisición y visualización | 35 |
| 4. Pruebas y resultados obtenidos | 36 |
| 4.1. Curvas obtenidas aplicando el primer programa | 37 |
| 4.2. Curvas obtenidas aplicando el segundo programa | 38 |
| 4.3. Normalización de las curvas en función del porcentaje del ciclo | 41 |
| 4.4. Análisis clínico de los resultados | 44 |
| 4.5. Pruebas de semejanza con sistema de cámaras para análisis de la marcha | 44 |
| 5. Discusión | 45 |
| 6. Conclusiones | 46 |
| 7. Recomendaciones y trabajos futuros | 46 |
| 8. Bibliografía | 47 |
| 9. Anexos | 48 |
| Programa del microcontrolador (Lenguaje Arduino) | 48 |
| Programa de recepción de datos y visualización (Lenguaje Matlab) | 53 |
| Programa del personal usuario (Lenguaje Matlab) | 59 |

RESUMEN

En la presente investigación se describe el diseño, el desarrollo y la implementación de un sistema inalámbrico para la medición de parámetros cinemáticos de la marcha humana, con la finalidad de obtener información relevante y equivalente a los ángulos adquiridos en un sistema óptico de diagnóstico clínico de la marcha humana. Los parámetros obtenidos con el sistema desarrollado son los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo, de los planos anatómicos sagital, coronal y transversal, mostrados en función del porcentaje del ciclo de la marcha.

Para la implementación del sistema se han desarrollado 3 etapas. La primera etapa, la etapa analógica, se encarga de la adquisición de los ángulos de estudio para lo cual se han utilizado seis sensores de aceleración y giro, los cuales son posicionados de acuerdo a un protocolo propio, basado en el protocolo de Kit Vaughan. La segunda etapa, la etapa digital, se encarga de la digitalización y la comunicación de los sensores con el microcontrolador mediante una tarjeta de adquisición que se encarga de multiplexar las señales. En la siguiente etapa, se lleva a cabo la comunicación entre el microcontrolador y la PC de manera inalámbrica mediante bluetooth en donde posteriormente se realizará el procesamiento de los datos. Finalmente, en la etapa de visualización, se muestran las curvas obtenidas de los ángulos anatómicos de la marcha, de tal manera que el usuario debe seleccionar uno de los ciclos, para ser visualizado como resultado final del análisis.

Los resultados obtenidos, a pesar de los límites propios de los componentes electrónicos utilizados y el análisis computacional desarrollado, son cercanos a la realidad, pudiendo ser utilizados con fines diagnósticos, para ello se requerirá contar con una base de datos cinemáticos de la marcha humana en pacientes peruanos.

1. INTRODUCCION Y ANTECEDENTES

1.1. ANÁLISIS DE LA MARCHA

La marcha puede ser definida como un método de locomoción caracterizado por periodos de carga y descarga de los miembros inferiores. Esta acción puede incluir correr, saltar, brincar e inclusive nadar y montar en bicicleta. Caminar es la acción más común de la marcha, utilizada en la mayoría de actividades cotidianas.

Para el propósito de análisis se debe tomar en consideración dos tipos de variables, variables medidas (longitud del paso, longitud de zancada, ángulos de junta, fuerzas de reacción normal, actividad eléctrica muscular, energía metabólica y ratio) y variables basadas en

modelos (fuerza de las articulaciones y torque, trabajo mecánico, potencia y energía mecánica) [2].

En el análisis de la marcha se va a determinar la variabilidad del diagrama de fase entre la cadera, rodilla, tobillo durante la marcha. El primer paso es registrar estas variables juntas en el Laboratorio de la marcha para luego eliminar la variable tiempo y presentarlas en función de un ciclo.

El ciclo de la marcha empieza cuando el talón de una pierna toca el piso y termina justo antes de que el mismo talón vuelva a tocar el piso. No es posible determinar la "marcha normal" porque existen diferencias entre cada persona, dependiendo si son hombres, mujeres, su raza, su edad, etc. [1]

Fases durante la marcha

Como se ve en la figura 1.1, el ciclo de la marcha se ha dividido en dos fases principales: la fase de apoyo, durante la cual el pie está en el suelo, mientras que en la fase de balanceo ese mismo pie ya no está en contacto con el suelo y la pierna se balancea a través de la preparación para la próxima huelga de pie [1].

A su vez, la fase de apoyo se puede subdividir en tres fases separadas:

1. El primer apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo
2. Postura individual, cuando el pie izquierdo se balancea y sólo el pie derecho está en contacto con el suelo
3. Segundo apoyo doble, cuando ambos pies están de nuevo en contacto con el suelo

El ciclo de la marcha también se puede definir por el número de pies que están en contacto con el suelo:

- Fase de doble apoyo
- Fase de apoyo simple

En la marcha normal hay una simetría natural entre los lados izquierdo y derecho, pero en la marcha patológica muy a menudo existe un patrón asimétrico. Esto se ilustra gráficamente en la figura 1.2, en la cual se observa la simetría en la marcha del sujeto normal entre los lados derecho e izquierdo en las fases de apoyo (38%) y balanceo (62 %). Por otro lado, la asimetría observada en los otros pacientes es debido a que en aquellas extremidades pueden soportar menos tiempo cargando peso, por consiguiente la pierna sana toma mayor tiempo en la fase de apoyo [2].

Aplicaciones del análisis de la marcha

Las aplicaciones del análisis de la marcha están convenientemente definidas en dos categorías principales: la evaluación clínica de la marcha y la investigación de la marcha. La evaluación clínica de la marcha tiene el objetivo de

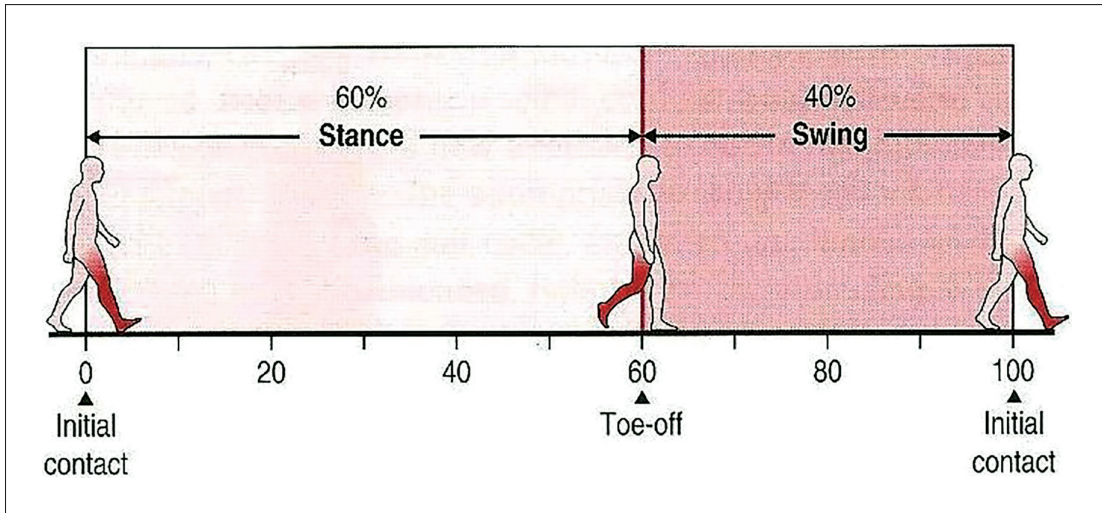


Fig. 1.1. Ciclo de la marcha humana [1]

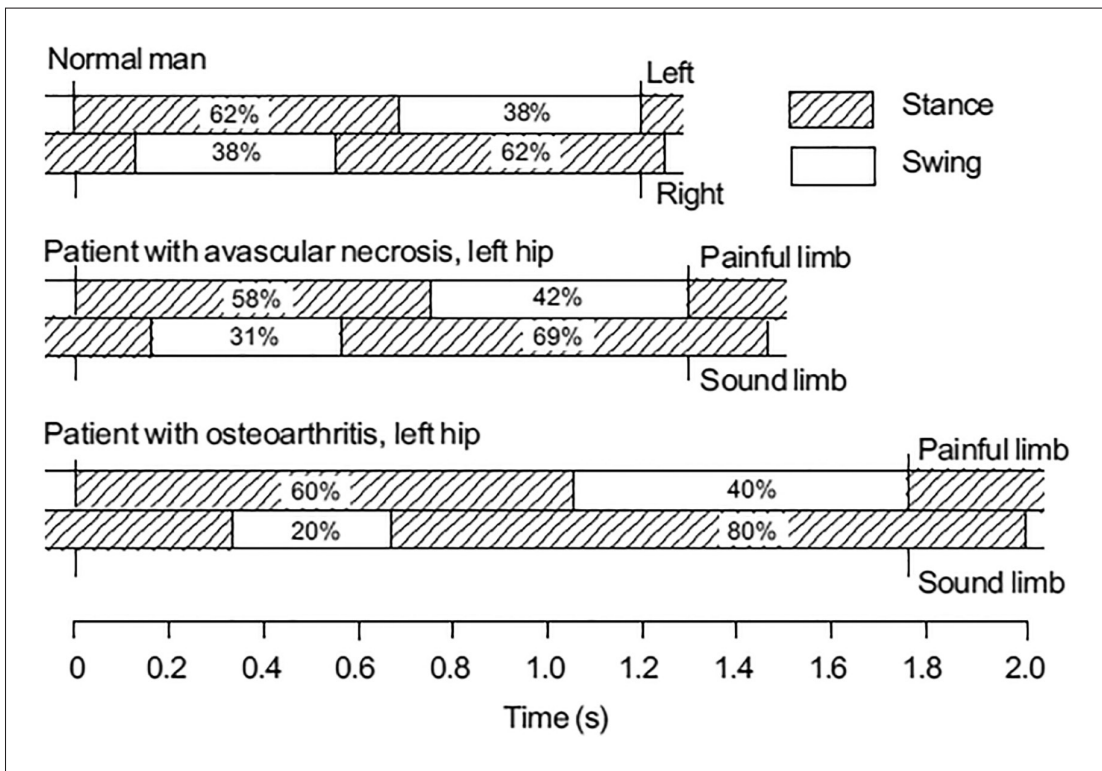


Fig. 1.2. Evaluación de las fases de apoyo y balanceo

ayudar directa e individualmente a pacientes, mientras que la investigación de la marcha tiene el objetivo de mejorar el conocimiento de la marcha, como un fin mismo o para mejorar el diagnóstico médico o tratamiento futuro [3].

Un gran número de enfermedades que afectan los sistemas neuromusculares o musculo-esqueléticas que pueden conducir a un desorden de la marcha. Entre las más importantes son [3]:

- Parálisis cerebral
- Parkinson
- Distrofia muscular
- Osteoartritis
- Artritis reumatoide
- Amputación de miembro inferior
- Accidente Cerebro Vascular
- Lesión cerebral
- Lesión de médula espinal
- Mielodisplacia
- Esclerosis múltiple

Asimismo, la evaluación de la marcha puede servir para la evaluación de la evolución de un determinado tratamiento, o el uso de una prótesis u ortesis, estudios de aplicaciones ortopédicas, entre otros.

La secuencia de acontecimientos que tienen lugar al caminar puede resumirse de la siguiente manera [2]:

1. El registro y la activación del comando de la marcha en el sistema nervioso central
2. La transmisión de las señales de la marcha para el sistema nervioso periférico
3. La contracción de los músculos que se desarrollan tensiones
4. Generación de fuerzas y momentos en las articulaciones
5. Regulación de las fuerzas y los momentos por los segmentos óseos rígidos basados en su antropometría
6. Desplazamiento (es decir, movimiento) de los segmentos y reconocimiento de la marcha funcional
7. Generación de las fuerzas de reacción del suelo

Los siete eslabones de la cadena de eventos que ocurren durante el movimiento que reconocemos fácilmente como la marcha humana se ilustran en la figura 1.3.

El reconocimiento de estos eventos permite demostrar que cualquier problema que afecte la marcha humana

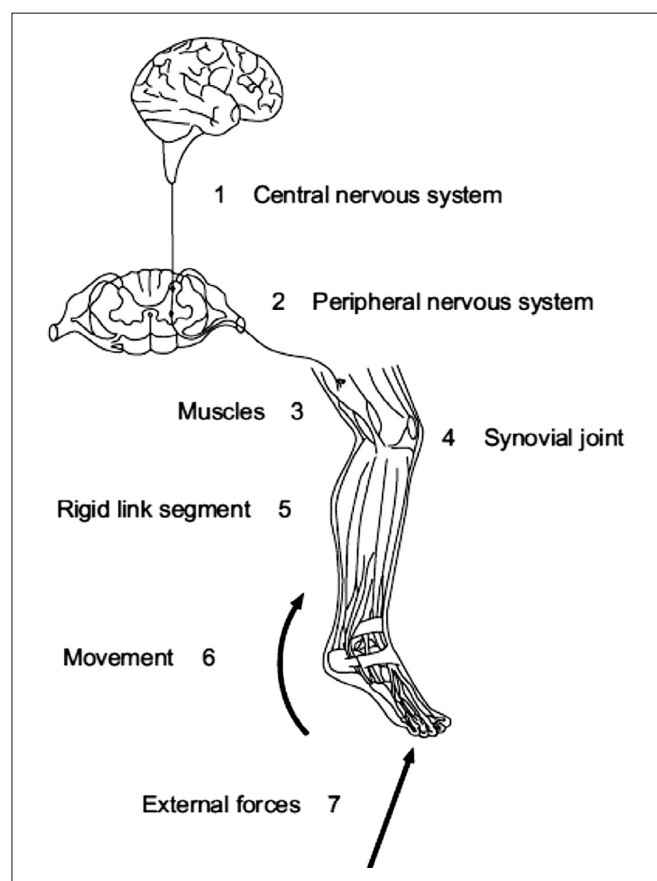


Fig. 1.3. Eventos durante la marcha [2]

puede tener origen neurológico, óseo, sinovial, muscular o psicológico. Es por ello que el análisis de la marcha es una herramienta de diagnóstico poderosa que permite evaluar y diagnosticar a través de datos cuantitativos cualquier patología asociada a los problemas de la marcha.

Estudio de la marcha

En la siguiente figura se observan los términos anatómicos que son necesarios para el estudio de la marcha. Éstos describen la relación que existe entre las diferentes partes del cuerpo basadas en su posición anatómica, en la cual la persona está parada mirando al frente, con los pies juntos y las palmas de las manos mirando hacia el frente [3].

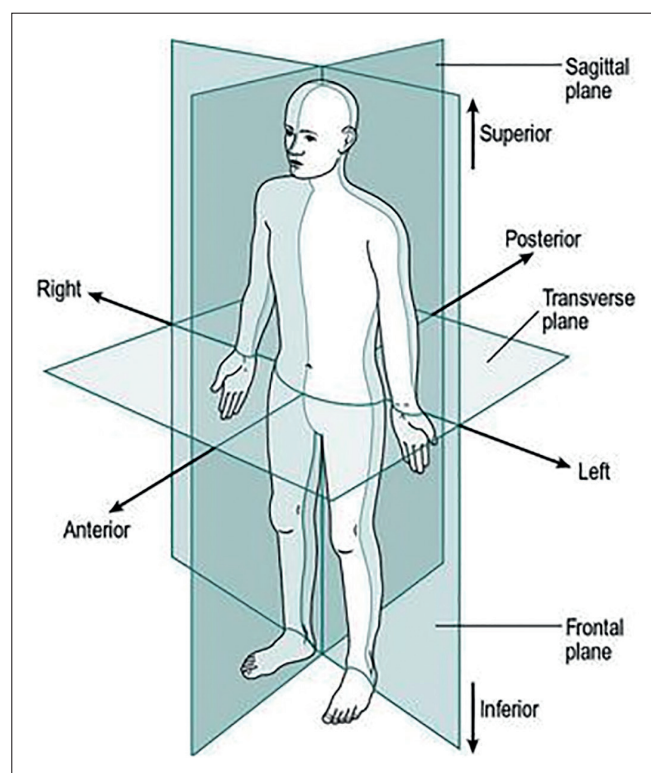


Fig. 1.4. Posiciones anatómicas, planos de referencia y direcciones [3]

La mayoría de las articulaciones tienen su mayor rango de movimiento en el plano sagital, a pesar de que los ángulos en los planos coronal y transversal tienen mucha importancia. Los movimientos de las articulaciones en los diversos planos toman diferente nombre con la finalidad de diferenciarlos en una evaluación cuantitativa. A pesar de la falta de estandarización se ha adoptado la terminología comúnmente utilizada por convención, en la evaluación de la marcha humana. En las siguientes figuras 1.5 y 1.6 se muestran los términos que se utilizan para denominar los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo en los tres planos anatómicos.

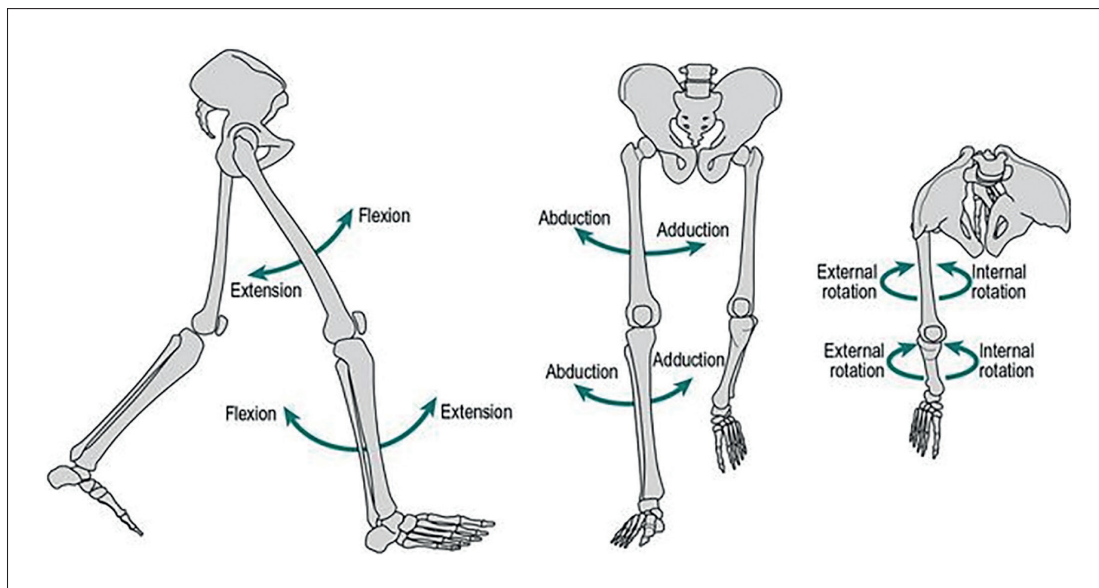


Fig. 1.5. Movimiento de la articulación de la rodilla y de la cadera [3]

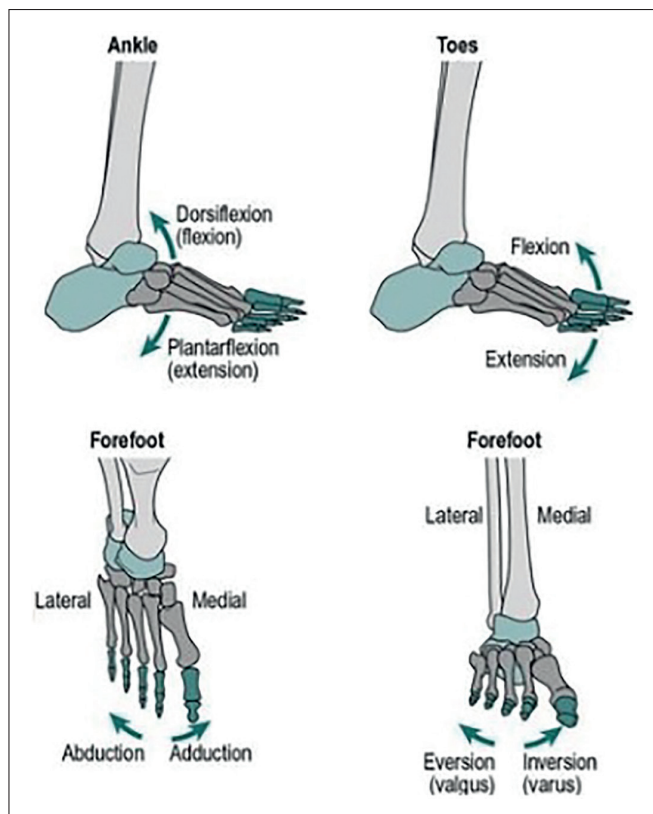


Fig. 1.6. Movimiento de la articulación del tobillo [3]

Cabe señalar que los ángulos tridimensionales de las articulaciones que intervienen durante la marcha no son los únicos parámetros estudiados en el análisis de la marcha. Existen otros parámetros muy importantes como: la antropometría de la persona, las fuerzas de reacción del piso, la activación de músculos que intervienen durante la marcha y el historial clínico del paciente. Así también, parámetros cualitativos como el examen visual de la marcha, el cual se puede captar con una cámara de video en cada uno de los planos de estudio.

Diagnóstico clínico

La evaluación de la marcha es el paso siguiente al análisis de la marcha pues implica la planificación del tratamiento, el diagnóstico preciso, y la evaluación de la evolución o mejoría de un paciente durante la rehabilitación (administración de medicamentos, terapias de rehabilitación física, ayudas biomecánicas, entre otras). La evaluación de la marcha no sólo implica el análisis en laboratorio, por el contrario, parte de un estudio del historial clínico del paciente, con la finalidad de conocer sus afecciones, historial de operaciones, tratamientos precedentes, entre otros; siendo aconsejable la intervención de la familia durante esta etapa.

Diversos estudios han demostrado las diferencias entre los patrones de la marcha de personas adultas y niños desde un año de edad, basados en los resultados de sus ángulos anatómicos en el plano sagital. Asimismo, se ha estudiado la diferencia de los patrones de la marcha entre ancianos y adultos. Uno de los estudios indica que las causas de los desórdenes de la marcha se deben a causas neurológicas, psicológicas, endocrinológicas, asimilación de fármacos, marcha senil y otras condiciones asociadas. Se ha propuesto que uno de los factores que afectan la marcha en los ancianos es el deseo de mantener una marcha segura, reduciendo la distancia del paso y los ángulos de flexión y extensión [3].

La enfermedad de Parkinson está caracterizada por diversos síntomas: rigidez, falta de estabilidad postural y disminución de la movilidad. Además, se ha observado que estos pacientes continúan adelantando el pie durante el contacto inicial, posicionándolo más horizontal de lo normal. Los pacientes de Parkinson evaluados clínicamente mostraron una reducción de su velocidad de movimientos, disminución del rango de movimiento, y menor longitud de zancada. En la figura 1.7 se puede observar

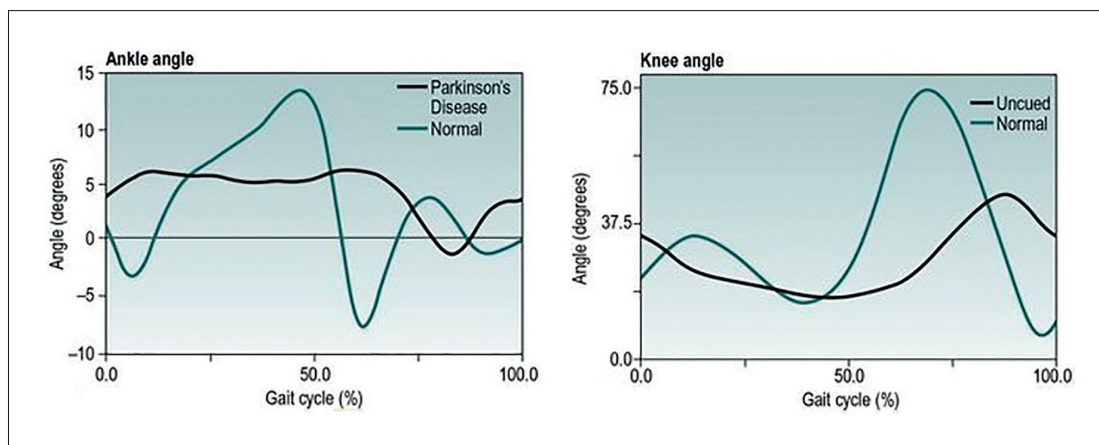


Fig. 1.7. Evaluación de la marcha en Parkinson

las diferencias en el análisis de la marcha de un paciente con Parkinson y una persona normal [3]. Muchas otras patologías pueden ser detectadas en el análisis de la marcha, permitiendo a los médicos prescribir un tratamiento adecuado para sus pacientes.

1.2. MÉTODOS UTILIZADOS EN ANÁLISIS DE LA MARCHA

A continuación se describen en forma resumida los diversos métodos utilizados para evaluar la marcha, así como, los equipos y dispositivos utilizados para su implementación y desarrollo [3].

Análisis de la marcha visual

Es tentador decir que la forma más simple de análisis de la marcha es la realizada por el ojo humano sin ayuda. Esto, por supuesto, ignora las capacidades notables del cerebro humano para procesar los datos recibidos por el ojo. El análisis visual de andar es, en realidad, la forma más complicada y versátil de análisis disponibles. A pesar de esto, adolece de graves limitaciones: 1) Es transitoria, sin dar registro permanente. 2) El ojo no puede observar eventos de alta velocidad. 3) Sólo es posible observar los movimientos, no las fuerzas. 4) Se depende totalmente de la habilidad del observador individual. 5) Es subjetiva y puede ser difícil evitar el sesgo evaluador si el paciente está en tratamiento. 6) Los sujetos pueden actuar de manera diferente cuando saben que están siendo observados. 7) El ambiente de una clínica o laboratorio puede ser diferente al mundo real.

En el Perú, el análisis de la marcha visual es una herramienta muy utilizada debido a la falta de acceso a la tecnología y a la falta de capacitación del personal asistencial.

Parámetros temporales y espaciales durante la marcha

Los parámetros temporales y espaciales de la marcha son a veces referidos como los parámetros generales

de la marcha, incluyen el tiempo de ciclo (o el tiempo de un paso), la longitud de zancada y la velocidad. Estos proporcionan la forma más simple de evaluación objetiva de andar (Robinson y Smidt, 1981) y se pueden llevar a cabo utilizando sólo un cronómetro y una cinta métrica. Otros parámetros temporales y espaciales de la marcha son: el tiempo paso, el tiempo de doble apoyo, longitud del paso, anchura de la base y el ángulo del pie. Sin embargo, estas medidas requieren el uso de equipo un poco más especializado.

Medición de parámetros temporales y espaciales de la marcha

En el mercado existen un número de sistemas que realizan la medición automática del tiempo del ciclo de la marcha, comúnmente llamados los parámetros temporales de la marcha. Tales sistemas se pueden dividir en dos clases principales: interruptores de pie (simples sensores de contacto) y plataformas instrumentadas. La figura muestra datos típicos obtenidos a partir de un sistema de interruptores de pie.

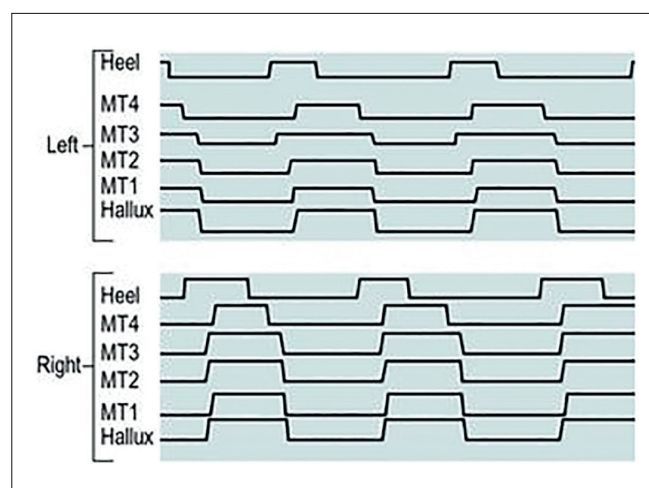


Fig. 2.1. Parámetros temporales de la marcha

Análisis del movimiento basado en cámaras

La cinemática es la medición de movimiento o, más específicamente, la descripción geométrica del movimiento, en términos de desplazamientos, velocidades y aceleraciones. En el análisis de la marcha se utilizan sistemas cinemáticos para registrar la posición y la orientación de los segmentos corporales, los ángulos de las articulaciones, y las velocidades y aceleraciones lineales y angulares correspondientes. La fotografía ha sido el método de elección para la medición del movimiento humano durante aproximadamente 100 años, hasta que fue sustituido por medios electrónicos. La cinemática de la marcha puede ser estudiada por medio de simples cámaras de video orientadas de acuerdo a los planos anatómico, siendo el más importante el plano sagital, en caso contar sólo con una cámara de video. Mediante este sistema se pueden obtener parámetros importantes no sólo temporales sino también espaciales. Existen en la actualidad algunas herramientas de software que a través de un simple video permiten obtener mediciones importantes.

Sistemas de marcadores activos y pasivos

En la actualidad los sistemas de análisis de la marcha basados en cámaras infrarrojas y marcadores pasivos son los más utilizados a nivel mundial. Los marcadores pasivos poseen un material reflectante que es captada por el retorno de la radiación infrarroja emitido por las cámaras, de esta manera la luz utilizada por estas cámaras no causa molestias al paciente, y la iluminación en el laboratorio no interfiere con los resultados.

Otro tipo de sistema de análisis cinemático utiliza marcadores activos, típicamente diodos emisores de luz (LEDs), los cuales emiten a una determinada frecuencia, y una serie de fotodiodos optoelectrónicos. Una ventaja de los marcadores activos con respecto a los pasivos es la posibilidad de utilizarlos en un ambiente externo, ya que la luz ambiental es una fuente de ruido en el análisis de la marcha con marcadores pasivos.

Goniómetros electrónicos y potenciómetros

Un goniómetro electrónico es un dispositivo que toma de mediciones continuas de el ángulo de una articulación. La salida de un goniómetro electrónico por lo general se representa como un gráfico del ángulo de la articulación en función del tiempo. Sin embargo, si las mediciones se han hecho a partir de dos articulaciones (típicamente la cadera y la rodilla), los datos pueden ser representados como un diagrama de ángulo-ángulo, también conocido como un 'ciclograma' (ver figura 2.2). Este formato permite la interacción entre las dos articulaciones que se trazan en un gráfico y hace que sea posible identificar patrones característicos.

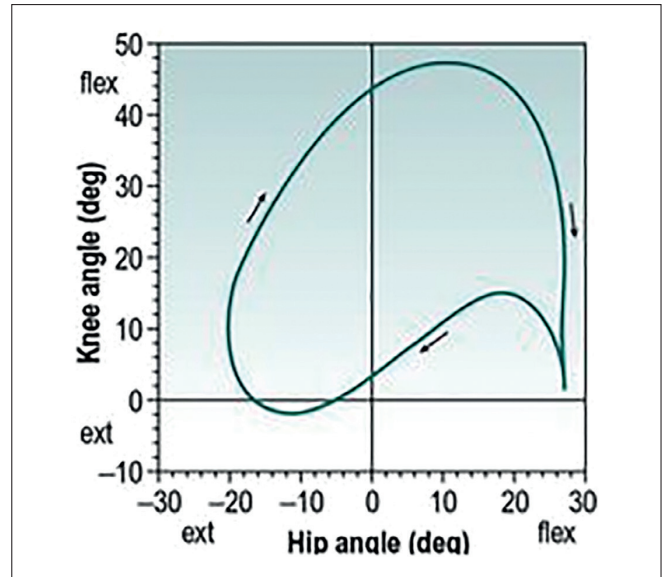


Fig. 2.2. Ciclograma ángulos de la cadera vs. rodilla

Acelerómetros

Los acelerómetros, o sensores de aceleración, contienen por lo general una pequeña masa, conectado a un muelle rígido, con algunos medios eléctricos de medición de la deformación del resorte cuando la masa se acelera. El tipo de acelerómetro usado en análisis de la marcha es generalmente muy pequeño, un peso de sólo unos pocos gramos. Por lo general, sólo se mide la aceleración en una dirección, sin embargo, en la actualidad existen acelerómetros que incorporan la medición en dos o tres ejes. Los acelerómetros de estado sólido son circuitos integrados que debido a su pequeño tamaño, pueden ser de mucha utilidad en el análisis de la marcha y también en el suministro de retroalimentación para los sistemas futuros que implican miembros artificiales accionados y ortesis. Típicamente, los acelerómetros se han utilizado para el análisis de la marcha en una de dos maneras: ya sea para medir los eventos transitorios o para medir el movimiento de las extremidades.

Giroscopios, campos magnéticos y trajes de captura de movimiento

Se propuso a finales del siglo xx que los giroscopios se podrían utilizar para medir la orientación de los segmentos del cuerpo en el espacio y que la tasa de giro podría ser utilizado para medir la velocidad angular y la aceleración angular. Los giroscopios se utilizan de forma experimental en algunos laboratorios de la marcha, asimismo, el desarrollo de pequeños dispositivos de estado sólido pueden hacer de éste un método útil para la medición en el futuro. Nene et al. (1999) utilizaron un giroscopio, en combinación con varios acelerómetros, en un estudio de muslo y el movimiento de la pierna durante la fase de balanceo de la marcha. Varios sistemas se han desarrollado para detectar la posición y orientación con sensores magnetómetros, que miden el movimiento relativo a los campos magnéticos. Un ejemplo fue el desarrollado

por Pearcy y Hindle (1989), para medir el movimiento de la columna lumbar, utilizando una fuente (emisor) montado en el sacro y un sensor (receptor) sobre la primera vértebra lumbar. Otros sistemas basados en ultrasonido han sido desarrollados en el que la ubicación de los transmisores de ultrasonido, colocados sobre el sujeto, es detectada por una matriz de micrófonos.

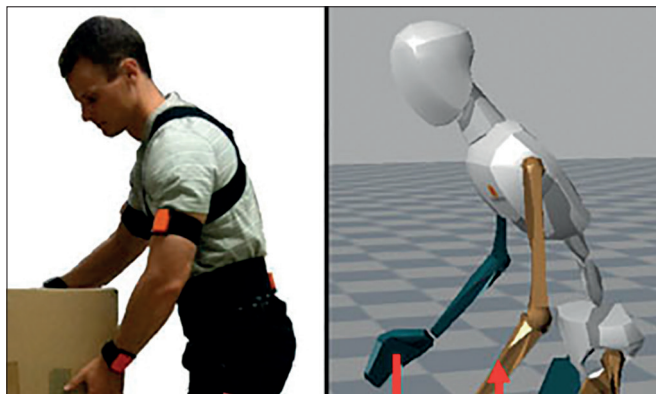


Fig. 2.3. Sistema de sensores Xsens

En los últimos 10 años grandes avances se han hecho en trajes de captura de movimiento, en un primer momento en la industria del juego y de la animación, sin embargo, estos sistemas son ahora lo suficientemente sensibles y fiables para su uso en la biomecánica y el análisis de la marcha. Uno de estos sistemas es MVN traje de captura de movimiento Xsens. Este sistema utiliza giroscopios miniatura tridimensionales (3D), acelerómetros y magnetómetros, no requieren cámaras y no requieren marcadores. Por lo tanto se pueden utilizar en interiores y al aire libre independientemente de las condiciones de iluminación. La combinación de los tres tipos de sensores permite el seguimiento de cada segmento en seis grados de libertad de hasta 17 segmentos corporales. Estos sistemas a veces sufren de "deriva" y es a menudo difícil de obtener una referencia global que les impide ser vinculados con plataformas de fuerza, sin embargo, se ha demostrado que la medida del movimiento relativo de un segmento del cuerpo sobre otro es exacta.

1.3. SISTEMAS COMERCIALES DE ANÁLISIS DE LA MARCHA

Entre las empresas de mayor envergadura que comercializan sistemas de análisis de la marcha a nivel mundial se tienen las siguientes:

a) Nombre de la empresa: Advanced Mechanical Technology, Incorporated (AMTI)

Web: www.amti.biz/

Empresa de origen americano dedicada al diseño y fabricación de dispositivos de medición de fuerzas, máquinas de prueba de implantes ortopédicos como: simuladores de movimiento articular, de rodilla y de cadera; así como

otros instrumentos especializados. Los dispositivos de medición de la fuerza, al igual las plataformas de fuerza y sensores de fuerza, son utilizados en investigaciones clínicas como en biomecánica, en análisis de la marcha y en ergonomía.

b) Nombre de la empresa: Bertec Corporation

Web: <http://www.bertec.com/>

Bertec es una corporación fundada en 1987 y especializada en el desarrollo de equipos de análisis de la marcha, valoración del equilibrio, ergonomía, rendimiento deportivo y aplicaciones industriales. Asimismo, se especializa en la fabricación de celdas de carga, fajas ergométricas, barras de fuerza y transductores especializados. Los sistemas comercializados por esta empresa utilizan una plataforma de software desarrollada ad hoc.

c) Nombre de la empresa: Bioengineering Technology & Systems

Web: www.bts.it/

Empresa de origen italiano que desarrolla y comercializa sistemas de medición de parámetros biomecánicos y neuromusculares de los pacientes, orientado al uso en hospitales, hogares de ancianos, centros de rehabilitación especializados y establecimientos de salud para evaluar las disfunciones de movimiento del cuerpo y para establecer sus tratamientos.

BTS ofrece soluciones completas para todo el proceso de rehabilitación, incluido el análisis funcional y de sistemas de tratamiento: robots de rehabilitación para pacientes en cama y sistemas de terapia de realidad virtual que estimulan la participación activa del paciente.

Es oportuno mencionar un dispositivo recientemente desarrollado por la empresa BTS el cual consta de un sistema similar al desarrollado en el presente informe, con la diferencia que este dispositivo sólo mide los parámetros de la pelvis. El dispositivo BTS G-Walk consta de un sensor inercial en tres ejes que se comunica a un computador vía bluetooth y se adhiere a la cintura (pelvis L5) del paciente mediante una correa (cinturón). En la siguiente figura se muestra el dispositivo descrito.



Figura 2.4. Dispositivo G-Walk de BTS

d) Nombre de la empresa: Charnwood Dynamics Limited

Web: <http://www.charndyn.com/>

Charnwood Dynamics Limited es una empresa que se fundó en la década de 1970 en Rothley – Reino Unido con la finalidad de proporcionar soluciones para el análisis del movimiento. Las soluciones ofrecidas por la empresa tienen aplicaciones en clínica, ergonomía, deportes, investigación y veterinaria.

El sistema de análisis de la marcha desarrollado por la empresa, llamado Gait Wand Set, utiliza el protocolo de posicionamiento Helen Hayes con marcadores rígidos y elásticos (bandas) los cuales transmiten la información a través de sus cámaras infrarrojas hacia un computador que tiene instalado el programa de análisis.

e) Nombre de la empresa: Innovative Sports Training, Incorporated

Web: <http://www.innsport.com/>

IST es una empresa norteamericana fundada en 1993 con la finalidad de desarrollar sistemas avanzados de entrenamiento para la mejora del rendimiento en los deportes, la rehabilitación clínica y la formación industrial. Esta empresa comercializa soluciones de hardware y software para diversas aplicaciones de análisis de movimiento como: análisis de la marcha, ergonomía, realidad virtual, investigación, entre otros. Asimismo, ofrecen productos compatibles con otras marcas y software para cada aplicación como electromiografía, balance, rehabilitación, así como aplicaciones específicas como análisis de hombro o del movimiento de los ojos, pies, manos y rodilla.

f) Nombre de la empresa: Motion Analysis Corporation

Web: <http://www.motionanalysis.com/>

Motion Analysis Corporation es una empresa fundada en mayo del 1982 en el estado de California – Estados Unidos. La empresa se dedica al desarrollo de sistemas de instrumentación óptica (software y hardware) de alto rendimiento orientadas al análisis de movimiento, utilizados en una amplia variedad de aplicaciones: Animación, Análisis de Movimiento e Industrial. Los sistemas de captura de movimiento desarrollados tienen mucha difusión en análisis de la marcha, rehabilitación, rendimiento deportivo, robótica médica, biofeedback.

g) Nombre de la empresa: Northern Digital, Incorporated

Web: <http://www.ndigital.com/>

Northern Digital, Incorporated es una empresa fundada alrededor de 1980 en Ontario Canadá, dedicada a la comercialización de sistemas de análisis de movimiento, navegación y planificación para aplicaciones médicas, industriales y ciencias de la vida. Los sistemas de navegación desarrollados por esta empresa se basan en principios ópticos y electromagnéticos. Los productos comercializados por esta empresa se pueden dividir en

cuatro grandes rubros: sistemas ópticos de medición, sistemas electromagnéticos de seguimiento, sistemas de escáner láser 3D, plataformas de fuerza, marcadores reflectivos para neurocirugía.

Finalmente es importante mencionar el aporte de la empresa en sistemas de navegación quirúrgica para neurocirugía, cardiología, ortopedia, radiología intervencionista, entre otros.

h) Nombre de la empresa: Oxford Metrics, Limited

Web: <http://www.vicon.com/>

Productos:

Vicon se fundó en Oxford, Reino Unido en 1984 perteneciendo al grupo Oxford Instruments Group. Poco tiempo después VICON creció y se posicionó como una empresa especializada en captura y análisis de movimiento. Desde su fundación, Vicon ha trabajado con centros de investigación líderes, hospitales y consultorios privados para asegurar la precisión y la flexibilidad de sus sistemas. Hoy en día VICON es conocido por desarrollar sistemas de captura de movimiento, para las ciencias de la vida, ingeniería y entretenimiento, con mayor volumen de ventas en la industria del entretenimiento: desarrollo de juegos, películas, animaciones, etc.

i) Nombre de la empresa: Qualisys AB

Web: <http://www.qualisys.com>

Productos: Sistemas de captura de movimiento, para biomecánica, industria y entretenimiento

Qualisys AB es una empresa fundada en Gothenburg – Suecia en 1989, con la finalidad de desarrollar sistemas ópticos de captura de movimiento para la industria, aplicaciones médicas e investigación. Esta empresa tiene como principales desarrollos dispositivos que pueden ser utilizados tanto al aire libre como bajo el agua, lo cual ha sido siempre una limitación para los dispositivos de análisis de la marcha comercializados a nivel mundial. Asimismo, las soluciones de software proporcionadas por la empresa son altamente configurables, seleccionando los protocolos a utilizar así como los datos que se desean obtener.

1.4. ESTADO DEL ARTE DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

La revisión bibliográfica expuesta a continuación muestra el estado actual de investigaciones similares al presente proyecto, las cuales tienen como objetivo desarrollar sistema de análisis de la marcha alternativos, con resultados comparables a los sistemas comerciales:

a) Análisis de la marcha en 2D sin marcadores

En este proyecto se desarrolló un sistema de análisis de la marcha 2D sin marcadores, que extrae la información cinemática mediante el análisis de secuencias de vídeo,

obtenidas de una cámara de vídeo RGB. Según los autores las características del proyecto permiten que el enfoque propuesto sea especialmente adecuado en ámbito médico donde la observación visual de la marcha es aún un procedimiento reconocido, o donde se requiere mínima invasividad y donde los altos costos de los sistemas basados en marcadores no son accesibles.

En la literatura la evaluación médica del movimiento en el análisis de la marcha es generalmente orientada a 2D, ya que la mayoría de las disfunciones de las articulaciones relacionadas con la marcha se produce en el plano sagital. La mayoría de los enfoques se basan en modelos del cuerpo humano o requieren de intervención humana. Por el contrario, el método que se presentó es basado en la silueta humana, completamente automático, y utiliza información de la antropometría del cuerpo humano para la estimación de la postura de las extremidades inferiores en el plano sagital con buena precisión y bajo costo computacional. Se han realizado pruebas en un gran número de secuencias cortas de vídeo reales con personas de marcha normal. Se han considerado diferentes velocidades de fotogramas, resoluciones de imágenes y ruido. Los resultados obtenidos, en términos de ángulos de la articulación sagital, se han comparado con las tendencias típicas que se encuentran en los estudios biomecánicos. El rendimiento del método propuesto es particularmente alentador para su aplicación en el contexto médico real [4].

b) 'Outwalk': un protocolo para el análisis clínico de la marcha basado en sensores inerciales y magnéticos [5]

En este proyecto se desarrolló un protocolo llamado Outwalk para medir fácilmente la cinemática en 3D de los miembros inferiores a partir del tórax-pelvis, en niños con parálisis cerebral (PC) y amputados, durante la marcha por medio de un Sistema de Medición Inercial y Magnético (IMMS). Outwalk define los sistemas de coordenadas anatómicas y funcionales para cada segmento del cuerpo a través de tres pasos: (1) ubicación de las Unidades Sensoras (SU) del IMMS en el tórax de los sujetos, la pelvis, los muslos, pies y dedos, siguiendo reglas simples; (2) cálculo de la orientación del eje de flexión-extensión media de las rodillas; (3) medición de la orientación de las SU, mientras que el cuerpo del sujeto es orientado en una posición predefinida, ya sea en posición vertical o en posición supina. Si se elige la postura en decúbito supino, por ejemplo, cuando la espasticidad no permite mantener la postura erguida, las caderas y las rodillas ángulos de flexión estática deben medirse a través de un goniómetro estándar, estos parámetros son las variables de entrada en las ecuaciones que se definen en el sistema Outwalk. Para poner a prueba la fiabilidad de la medición de estos ángulos, en un estudio se llevó a cabo la participación de nueve niños sanos ($7,9 \pm 2$ años) y dos fisioterapeutas como evaluadores. Los resultados mostraron error RMS de 1,4 y 1,8 y un error estándar de medición de 2,0 y 2,5 para los ángulos de la cadera y la rodilla, respectivamente.

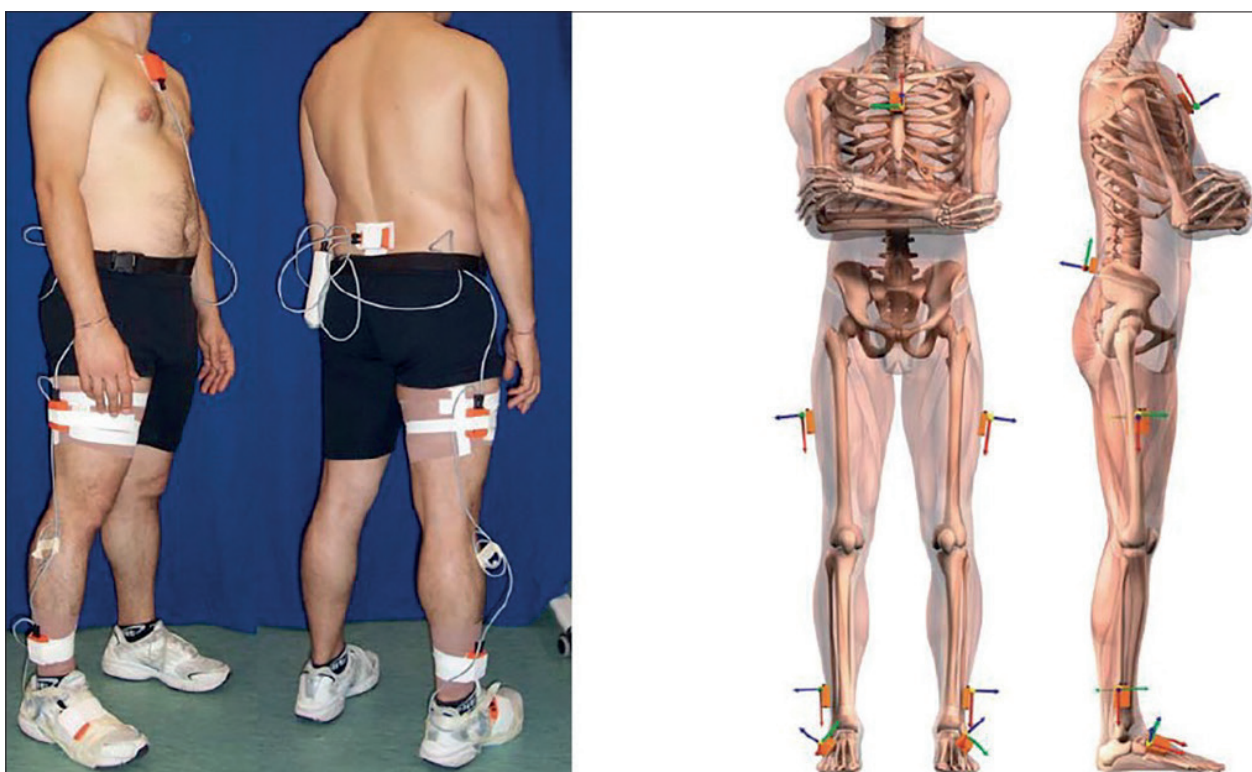


Fig. 4.1. Protocolo de posicionamiento de sensores

c) Un estudio de las condiciones de la marcha con un sistema de giroscopios piezoeléctricos: Mediciones de los ángulos de articulaciones y fases de la marcha [6]

La electro estimulación funcional (FES) es efectiva en el entrenamiento de los músculos paralizados para pacientes lesionados medulares en el período inicial del proceso de rehabilitación. La Información de los ángulos de las articulaciones de extremidades inferiores en las fases de la marcha es muy importante para ayudar a caminar y para restaurar la función motora a través de FES. Se propuso que un giroscopio pequeño y de bajo costo es útil para construir un sistema de sensores para la

práctica clínica. En este trabajo, se analizó el método de medición simultánea de los ángulos de las articulaciones del miembro inferior y las fases de la marcha mediante el uso de giroscopios. A partir del resultado del análisis de la marcha con sujetos normales, se indicó que el sistema de sensor podría medir los ángulos de la articulación con una precisión suficiente y se pudo detectar prácticamente la fase de balanceo y la fase de apoyo, sin errores. Por lo tanto, este sistema a base de giroscopios para la evaluación de la condición de la extremidad inferior con una precisión apropiada, podría ser utilizado en clínica y podría ser construido de forma compacta a bajo costo.

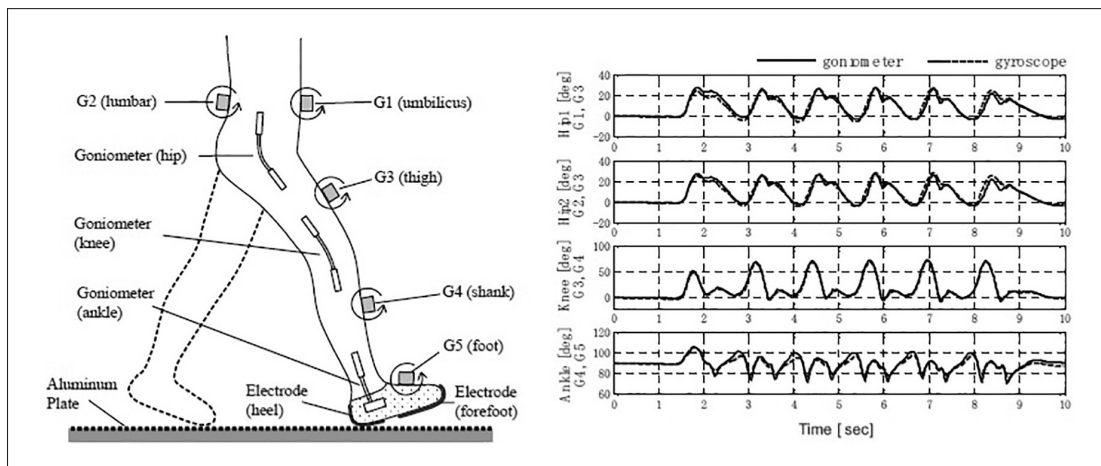


Fig. 4.2. Posicionamiento de sensores y resultados obtenidos [6]

d) Medición del ángulo del tobillo y rodilla durante la marcha con el Wearable Sensor System para la Rehabilitación [7]

En este trabajo se ha estudiado un método de medición de los ángulos de la articulación durante la marcha mediante sensores portátiles para rehabilitación. El método corrige los ángulos de las articulaciones medidos por giroscopios utilizando los ángulos de las articulaciones medidos por acelerómetros con un filtro de Kalman. Aunque estos giroscopios pueden medir ángulos de las

articulaciones, su desplazamiento y deriva causan error en la medición de los ángulos de las articulaciones. Al principio, se utilizaron unidades de sensores con giroscopio y acelerómetro. Luego, el método fue validado con dispositivos especiales para la medición de ángulos de las articulaciones del tobillo y de la rodilla de tres sujetos sanos en caminar sobre una vía de corta distancia y en una faja transportadora durante un periodo mayor. Los ángulos de las articulaciones medidos fueron comparados con ángulos medidos con un sistema óptico de manera simultánea.

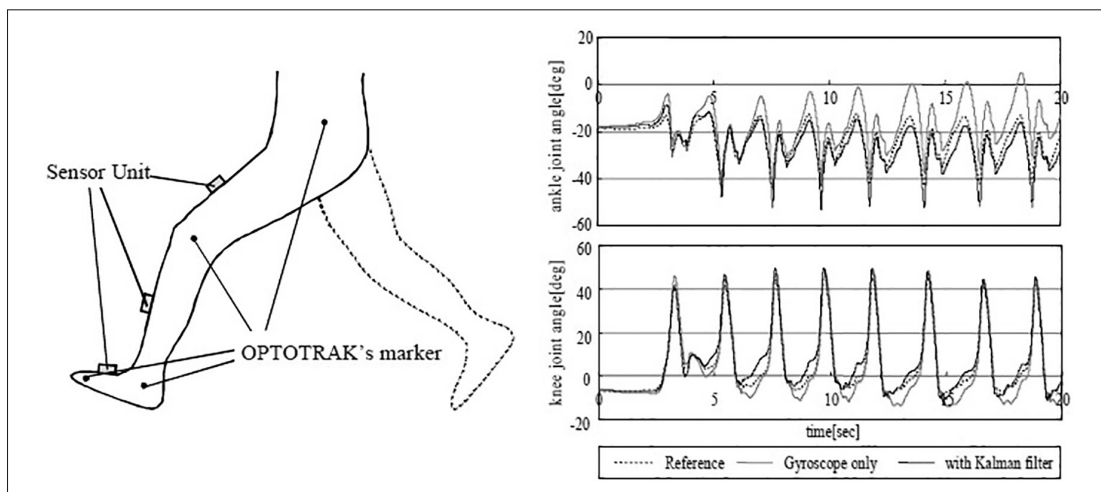


Fig. 4.3. Posicionamiento de sensores y resultados obtenidos [7]

El resultado en caminar a corta distancia mostró errores RMS bajos y coeficientes de correlación altos (3.19deg y 0,918 para la articulación del tobillo, 2.98deg y 0,993 para la articulación de la rodilla en promedio). El resultado en la faja transportadora también mostró errores RMS bajos y coeficientes de correlación altos (3.04deg y 0,960 para el tobillo, 4.19deg y 0.994 para la rodilla en promedio). Aunque la precisión de la medición se redujo en algunos de los ensayos debido al posicionamiento del sensor, los resultados experimentales sugieren que el ángulo de articulación se podría medir con gran precisión independientemente del período de medición de tiempo, velocidades de marcha y sujetos.

e) Desarrollo de un dispositivo portátil de análisis de la marcha, y análisis de la marcha en las escaleras y terrenos irregulares [8]

Se desarrolló un dispositivo portátil para análisis de la marcha, que permite el análisis de la marcha de usuarios con prótesis de extremidades y sujetos sin discapacidad, y mide los datos biomecánicos en diversos escenarios de la marcha, a nivel del suelo, subiendo y bajando escaleras o terrenos en declive, y caminando sobre la arena. En esta investigación se utilizaron celdas de carga que se colocaron en la parte delantera del pie y en el talón de una plantilla al interior de un zapato. Mediante la conexión de un sensor de un material plástico flexible se pudo medir el ángulo de flexión. Por otra parte, se pudo medir la dirección de peso para una determinada postura del talón mediante la instalación de un sensor de inclinación, lo cual permitió el análisis de movimiento con un nuevo zapato desarrollado para no amputados y para usuarios de prótesis. Además del zapato, con la conexión de goniómetro, se midieron los ángulos: de la articulación del tobillo y de la articulación de la rodilla; con ello se desarrolló un sistema que puede medir el movimiento de la pierna inferior. En este trabajo, se presentan algunos resultados de los experimentos llevados a cabo con 20 sujetos sin discapacidad que utilizaron el sistema desarrollado.

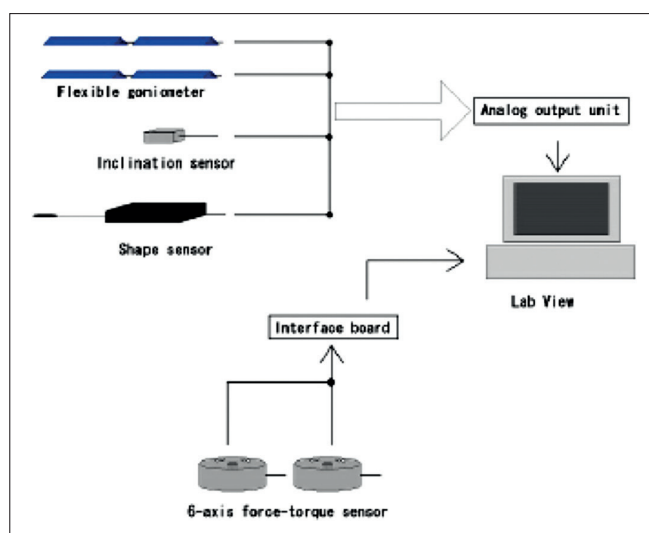


Fig. 4.4. Sistema desarrollado [8]

f) Desarrollo de un Sistema de análisis de la marcha portátil basado en un DSP [9]

En el presente trabajo se diseñó un sistema de seguimiento de marcadores en tiempo real basado en Procesador de Señal Digital (DSP) para el análisis de la marcha portátil. En este sistema, las coordenadas tridimensionales de los marcadores y sus ángulos relativos se calculan y se muestran en la pantalla en tiempo real. En primer lugar, DSP detecta en tiempo real los marcadores infrarrojos pegados sobre el sujeto a partir de dos cámaras, y luego calcula el centro de masa de la imagen de los marcadores por sustracción. Para cada indicador, se obtuvieron dos centros de masa con dos cámaras. Por último, por cada marcador el DSP reconstruye las coordenadas en 3D, basado en el principio de la visión binocular, y muestra la información de su posición en pantalla.

Los resultados experimentales mostraron que el sistema podría obtener en tiempo real la información de posición tridimensional del objeto durante su análisis de la marcha.

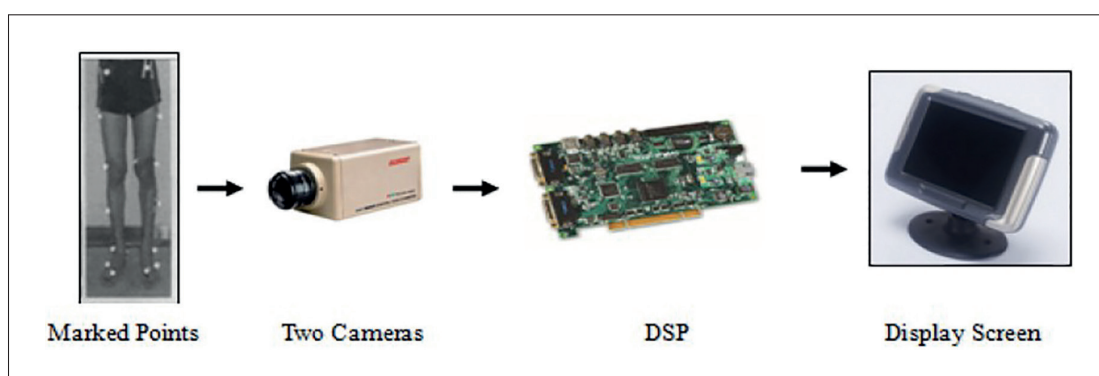


Fig. 4.5. Sistema desarrollado [9]

g) Estimación de la postura durante la marcha mediante sensores de aceleración y giro [10]

En este trabajo se propone un método de análisis de la marcha utilizando sensores de aceleración portátiles y sensores giroscópicos. Los voluntarios llevaban la unidad de sensores que incluye un sensor de aceleración triaxial y tres sensores giroscópicos uni-axiales. Los datos de velocidad angular medida por sensores giroscópicos fueron utilizados para estimar la aceleración translacional durante la marcha. Asimismo, la aceleración translacional se restó de las mediciones de los sensores de aceleración para obtener la aceleración de la gravedad, obteniendo la postura de segmentos de las

extremidades inferiores. Se utilizaron las medidas de los segmentos del cuerpo y su postura para obtener las tres posiciones dimensionales de los centros de las articulaciones para la cadera, la rodilla y el tobillo durante la marcha. Los experimentos se llevaron a cabo en la marcha normal de tres voluntarios sanos. Como resultado, se calcularon y compararon con una cámara: la flexo-extensión y el ángulo de abducción-aducción de las caderas y el ángulo de flexión de las rodillas. Los coeficientes de correlación fueron 0.888 para el ángulo flexo-extensión de cadera, 0.721 para el ángulo de rotación interna-externa de la cadera, 0.924 para el ángulo de flexión de la rodilla.

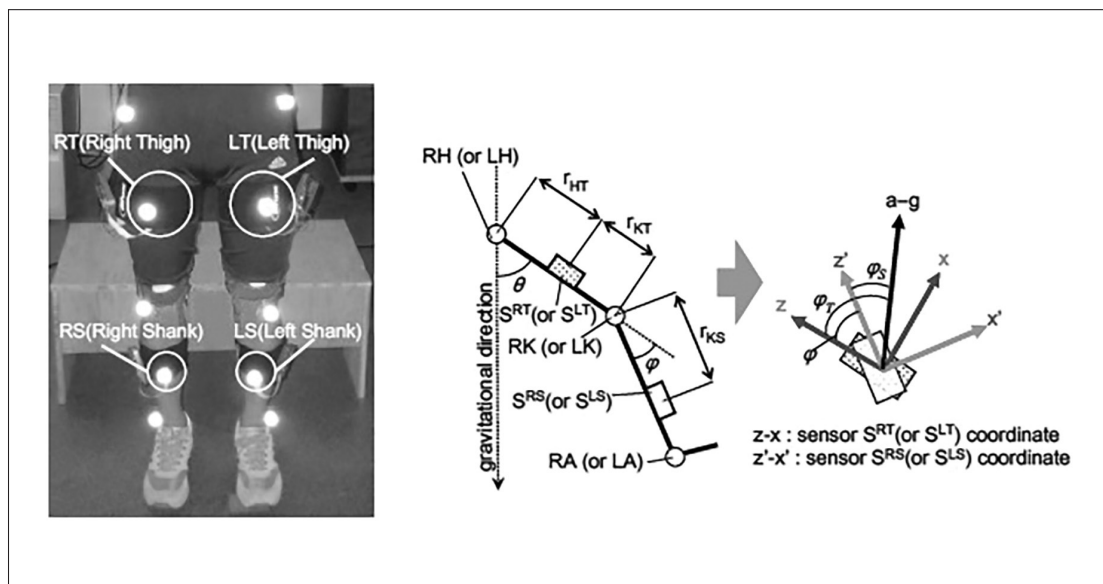


Fig. 4.6. Protocolo de posicionamiento [10]

h) Análisis de la marcha humana usando sensores portátiles de aceleración y de velocidad angular [11]

En este trabajo se propone un método para medir la postura marcha humana usando sensores portátiles. El sensor utilizado consiste en un sensor de aceleración triaxial y tres sensores giroscópicos alineados en tres ejes. Estos son usados en el abdomen y los segmentos de las extremidades inferiores (ambos muslos, ambas piernas y los pies) para medir la aceleración y la velocidad angular durante la marcha. Las longitudes de segmento se calculan mediante la medición física y los ángulos de la articulación se pueden estimar mecánicamente de la aceleración de la gravedad a lo largo del eje anterior de

los segmentos. Sin embargo, los datos de aceleración durante la marcha incluyen tres componentes principales; aceleración de traslación, aceleración gravitacional y el ruido externo. Por lo tanto, se propuso un análisis de optimización para separar sólo la aceleración de la gravedad a partir de los datos obtenidos.

Se midió la marcha de tres voluntarios sanos durante 20 segundos en un piso plano. Para la comparación se colocaron marcadores reflectivos en los voluntarios para comparar este método con respecto al método de cámaras, verificándose las trayectorias de la articulación de la rodilla y de la cadera en el plano sagital.

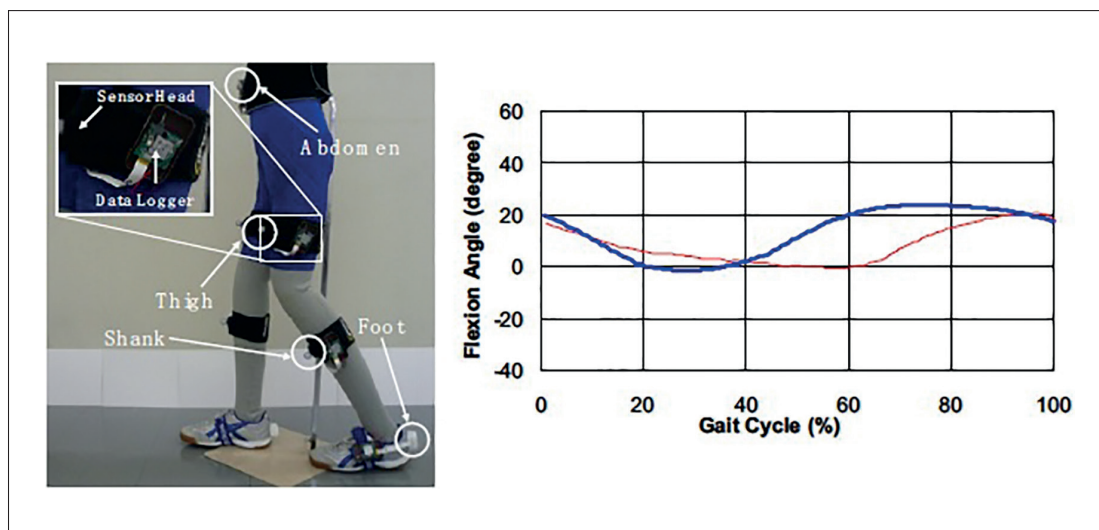


Fig. 4.7. Posicionamiento de sensores y comparación de resultados en la cadera [11]

i) Movimiento de las extremidades inferiores - Desarrollo de un sistema portátil de Análisis del Movimiento [12]

En la actualidad no existe un método eficiente, agradable y fácil de registrar, y que permita de forma continua cuantificar y evaluar los movimientos humanos. La cinemática de la articulación de rodilla es un área que tiene un gran interés clínico y una gran necesidad de la documentación basada en la evidencia. Hay sistemas avanzados de medición del movimiento, la medición de tres movimientos dimensionales con un alto grado de precisión. Estos sistemas tienen limitaciones cuando se trata de realizar medidas en un ambiente clínico o en

un entorno natural, por ejemplo, en el entorno familiar del paciente, ya que estos sistemas exigen un entorno de laboratorio especializado. Los sistemas también son caros de comprar y mantener. Se propuso desarrollar un sistema de medición portátil y fácil de usar para cuantificar la capacidad de movimiento en las extremidades superiores o inferiores. En este estudio, el objetivo fue evaluar la fiabilidad y la precisión del sistema portátil desarrollado personalizado basado en sensores giroscópicos. El resultado del estudio mostró que existe gran concordancia entre el dispositivo desarrollado y los sistemas optoelectrónicos. Los errores encontrados pueden ser minimizados utilizando rutinas de calibración.

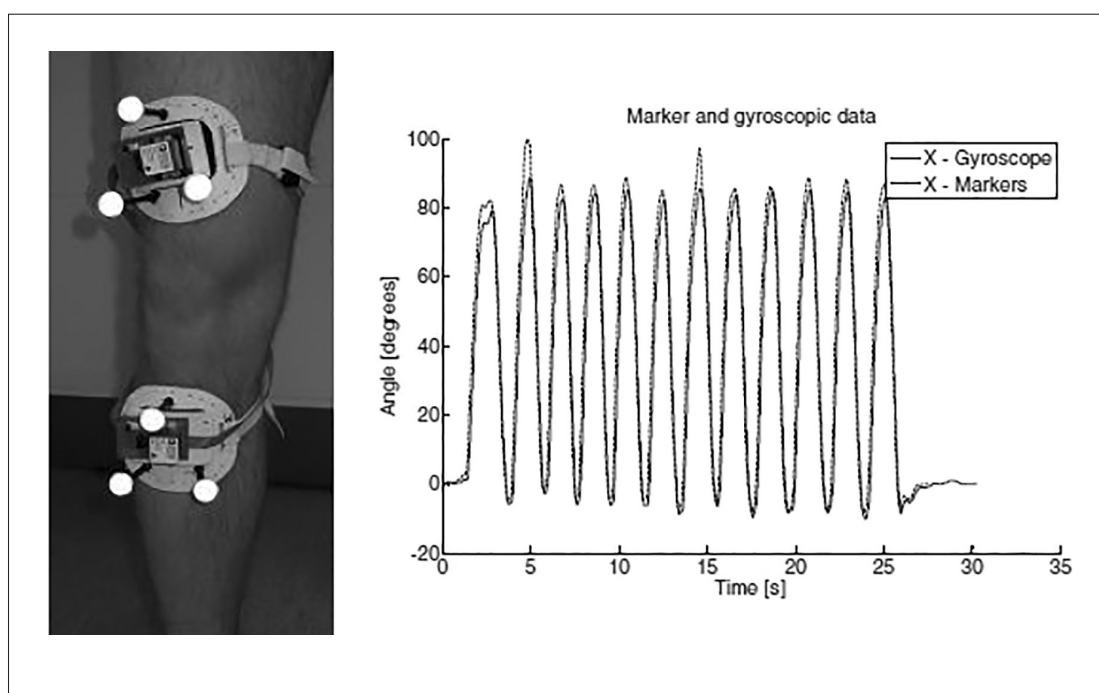


Fig. 4.8. Sistema desarrollado y resultados obtenidos

j) Acelerómetro multi sensor basado en el análisis de esquí nórdico: desarrollo de hardware, pruebas y resultados preliminares [13]

Como en el caso de caminar y correr, el esquí nórdico ha recibido una gran atención en términos de análisis biomecánico. Investigaciones anteriores han realizado mediciones de los ángulos de articulaciones, los pies, las fuerzas y la actividad muscular (por electromiografía). Sin embargo, a diferencia de correr, los esquiadores nórdicos no tienen todavía ningún sistema específico portátil para optimizar su entrenamiento y técnica. Por esa razón

esta investigación se centra en el uso de acelerómetros para el esquí nórdico. En este trabajo se presentó el desarrollo del sistema, que consta de un dispositivo portátil para los esquiadores nórdicos (patinaje). Se emplearon acelerómetros tri-axiales para medir aceleraciones del torso y piernas. Además, se implementó en el equipamiento del esquiador unos sensores de fuerza, un GPS y una plantilla baropodométrica. Se concluyó que el sistema basado en acelerómetro propuesto es muy adecuado para la extracción de los datos biomecánicos significativos y por lo tanto se podría emplear en el análisis del esquí nórdico.

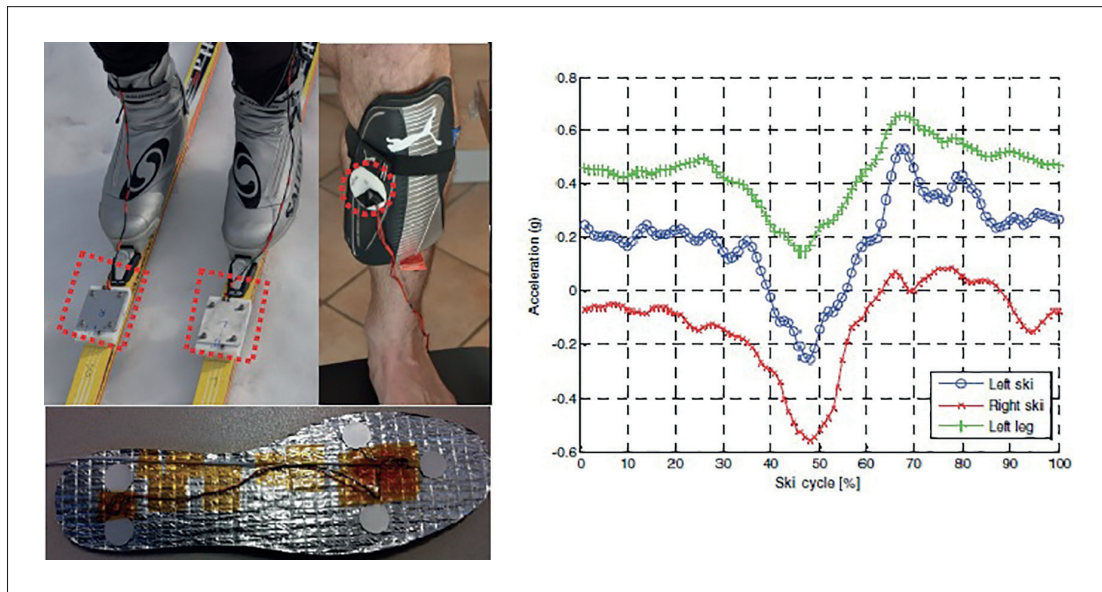


Fig. 4.9. Sistema desarrollado y resultados obtenidos

1.5. ESTADO DEL ARTE DEL ANÁLISIS DE LA MARCHA EN PERÚ

En el Perú existen dos Centros Asistenciales de referencia para el diagnóstico, rehabilitación y tratamiento de problemas asociados a la marcha, estos son:

Instituto Nacional de Rehabilitación

<http://www.inr.gob.pe/>

- El Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) “Dra. Andrea Rebaza Flores” es un Órgano Desconcentrado del Ministerio de Salud del Perú, fue fundado en el año 1962 brindando los servicios de terapia física y fabricaciones en madera. En el año 2003, se aprueba el reglamento de Organización y Funciones del INR, mediante el cual se crean las siguientes Direcciones de Servicios: rehabilitación integral en funciones mentales; rehabilitación integral en funciones motoras; ayuda al diagnóstico y tratamiento; y prevención de riesgos y promoción de la salud.
- En el año 2009 el INR adquirió un Laboratorio de Análisis de la Marcha marca VICON, modelo MX de

procedencia Americana, por un monto total de los equipos de USD 363,000.00 dólares americanos.

- En el año 2013 el INR se trasladó a un nuevo local ubicado en el distrito de Chorrillos en la Provincia de Lima Metropolitana, el cual, a la fecha, no cuenta con un ambiente para el Laboratorio de Análisis de la Marcha, por lo que los equipos se encuentran almacenados hasta que la infraestructura esté concluida.

Clínica San Juan de Dios

<http://www.clinicasanjuanededioslima.pe/>

- En el año 1952 se fundó la Orden Hospitalaria de San Juan de Dios en Perú e inician el proyecto del Hogar-Clínica en un pequeño local del distrito de Magdalena del Mar (Lima Metropolitana). En el año 1956 se coloca la primera piedra para la construcción del local actual en la Carretera Central. Actualmente, el Hogar-Clínica presta servicios médicos principalmente en Ortopedia y Traumatología, en donde recibe alrededor de 250 pacientes por día, principalmente por deformaciones en los pies, parálisis cerebral infantil,

deformaciones de los miembros, de la cadera o de la columna.

- La Clínica San Juan de Dios es un referente a nivel nacional en la ortopedia y rehabilitación infanto-juvenil, y cuenta con más de 25 especialidades médicas, dirigidas a la atención a toda la familia. Entre ellas se encuentran las siguientes: cardiología, cirugía de tórax, medicina interna, geriatría, ginecología, genética, neurología, neuropediatría y oftalmología.
- En el año 2009 la Clínica San Juan de Dios adquirió un Laboratorio de la Marcha marca BTS, modelo Smart-D, invirtiendo aproximadamente USD 300,000.00 dólares americanos.
- El laboratorio de la marcha de la Clínica San Juan de Dios opera desde el 2012, diagnosticando los problemas asociados a la marcha humana, permitiendo así la planificación de los tratamientos más apropiados para cada caso.
- En febrero del 2014 se observó en los resultados del Laboratorio de la Marcha de la Clínica San Juan de Dios alteraciones anormales, siendo necesario calibrar el equipo, lo cual hasta la fecha de redacción del presente informe no se ha efectuado.
- La falta de difusión de la utilidad diagnóstica de estos sistemas ha ocasionado que los laboratorios de análisis de la marcha no se utilicen al 100%, no debido a la baja demanda de pacientes que lo requieren, sino debido a la falta de capacitación del personal asistencial y personal técnico.

Flujo de atención de un paciente

El examen diagnóstico de evaluación de la marcha consta de cuatro pasos:

- 1) Evaluación del paciente
 - a. Se efectúan las medidas antropométricas del paciente, lo cual servirá para contrastar los resultados obtenidos luego de la evaluación.
 - b. Mediante goniometría se evalúa los rangos de movimientos de las diversas articulaciones implicadas en la marcha, con la finalidad de comparar estos valores con los resultados posteriormente obtenidos.
 - c. Procesos específicos: De acuerdo al historial clínico y a lo indicado por el médico tratante, en algunos casos es requerida alguna medición específica, por ejemplo: reflejos, grasa corporal, etc.
- 2) Colocación de marcadores: este proceso puede tardar aproximadamente 30 min, y es el paso más crítico de todos, pues si el posicionamiento de los marcadores no es correcto, se presentarán dificultades para la última etapa de valoración e interpretación. Adicionalmente, durante esta etapa se pueden colocar electrodos de superficie en los músculos del

paciente, cuyo análisis es de interés para el médico tratante.

- 3) Evaluación: para este proceso se requiere la participación del paciente, pues el resultado obtenido dependerá de la marcha realizada por el paciente. En esta etapa el paciente deberá caminar en línea recta, evitar distracciones, caminar erguido en lo posible.
- 4) Valoración e interpretación: esta etapa requiere el conocimiento complementario de la historia clínica del paciente, por parte del médico tratante y el personal asistencial.

En la siguiente figura se muestra el proceso de evaluación de la marcha de una niña en la Clínica San Juan de Dios, el cual puede durar aproximadamente 2 horas, desde la preparación del paciente hasta la realización de la prueba.



Figura 5.1. Proceso de evaluación de la marcha

1.6. PROTOCOLO DE POSICIONAMIENTO DE SENSORES

Para el análisis de la marcha se han desarrollado varios protocolos de posicionamiento de marcadores activos. Cada protocolo define el número de marcadores y el lugar anatómico de posicionamiento de cada marcador, con la finalidad de obtener los ángulos, planos, centros de gravedad, u otros parámetros necesarios para el análisis.

En la revisión bibliográfica se encontraron los protocolos más utilizados para el análisis de la marcha, tal como se muestra en la figura 6.1.

Las empresas que comercializan sistemas de análisis de la marcha utilizan estos protocolos para el cálculo de sus parámetros. El software que realiza el cálculo de los parámetros tiene en cuenta un protocolo pre establecido. La mayoría de empresas desarrolladoras utilizan el protocolo Helen Hayes. Para el presente proyecto se utilizará el protocolo de posicionamiento de Vaughan debido a que requiere un menor número de marcadores y a su simplicidad para el cálculo matemático de parámetros.

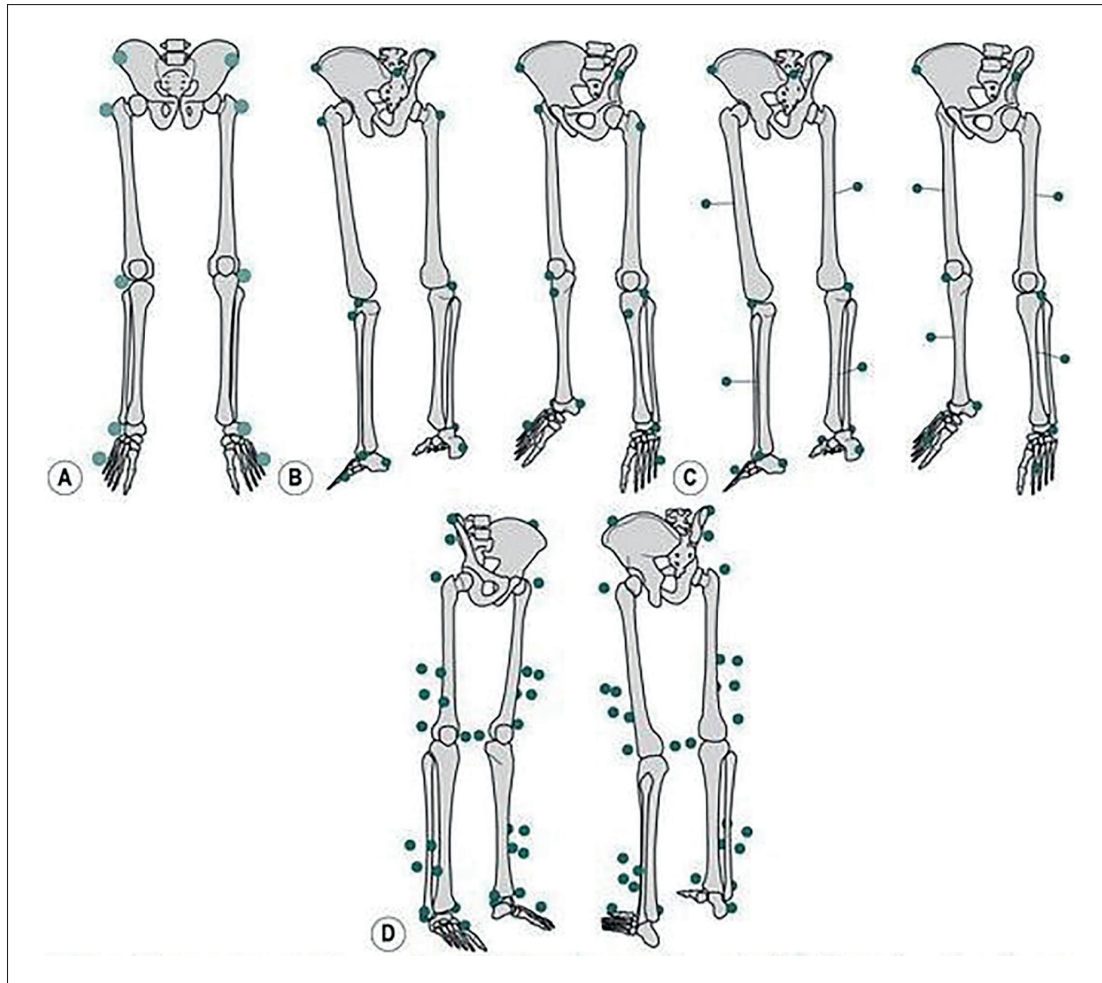


Fig. 6.1. Protocolos de posicionamiento de marcadores: (A) Simple; (B) Vaughan; (C) Helen Hayes; (D) Calibrated Anatomical System Technique (CAST) [3]

El protocolo de posicionamiento de Vaughan consiste en un set de 15 marcadores de miembro inferior y pelvis. Esta disposición permite obtener una detallada localización del centro de articulación de la rodilla, incluyendo un marcador en el plano coronal de la tuberosidad tibial.

La inclusión de un marcador en el talón permite tener una mejor referencia del eje longitudinal del pie determinado por éste y la cabeza del metatarso, con el punto pivote del pie determinado por el marcador del maléolo. La inclusión del marcador sacral permite también tener una mejor referencia funcional de la inclinación de la pelvis en el plano sagital. En resumen, los puntos de referencia utilizados son: la cabeza del quinto metatarsiano, el maléolo lateral, el talón, la tuberosidad tibial, el epicóndilo lateral del fémur, el trocánter mayor, la espina ilíaca antero-superior y el sacro, tal como se muestra en la figura 6.2.

El procedimiento para posicionar los marcadores en de acuerdo al protocolo propuesto por C.L. Vaughan es el siguiente, se procede por cada estructura anatómica de interés a seleccionar los puntos que determinan el

cuerpo rígido sobre el cual se analizará la cinemática (ángulos tridimensionales)

Para el caso del ángulo de la cadera, se tomará como cuerpo rígido al fémur, definiendo dos marcadores, uno en el Grande Trocánter y el otro en el Epicóndilo Lateral, tal como se muestra en las figuras 6.3 y 6.4.

Para el caso de la rodilla, se tomará como cuerpo rígido a la tibia, definiendo dos marcadores, uno en el Cóndilo Tibial y otro en el Maléolo Lateral, tal como se muestra en la figura 6.5.

Finalmente, para el caso del tobillo, se definen nuevamente dos marcadores, los cuales representarán al cuerpo rígido, que esta vez es el pie. Uno de los marcadores irá en el talón, el otro en el quinto metatarsiano (figura 6.6).

El protocolo de C.L. Vaughan define otros puntos de interés para el posicionamiento de marcadores, sin embargo, no serán tratados en el presente proyecto.

Para cuantificar la cinemática de la marcha es necesario seleccionar el sistema de referencia. En ese sentido, para el análisis de la marcha es posible reducir el

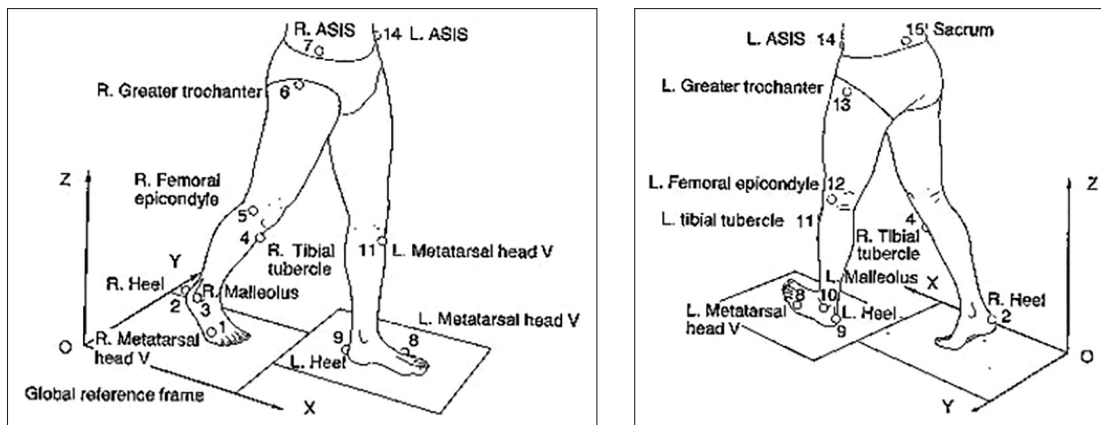


Fig. 6.2. Protocolo de posicionamiento de marcadores activos de Vaughn [2]

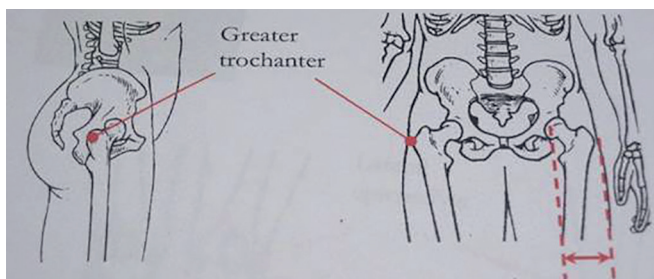


Fig. 6.3. Posicionamiento del marcador en el grande trocánter

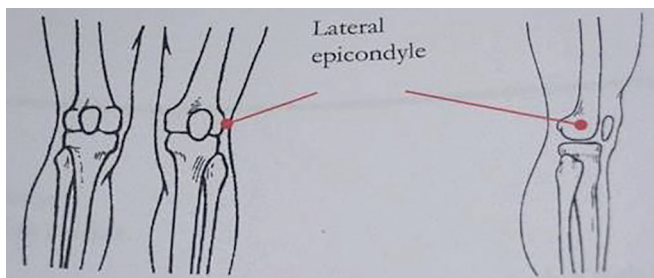


Fig. 6.4. Posicionamiento del marcador en el epicóndilo lateral

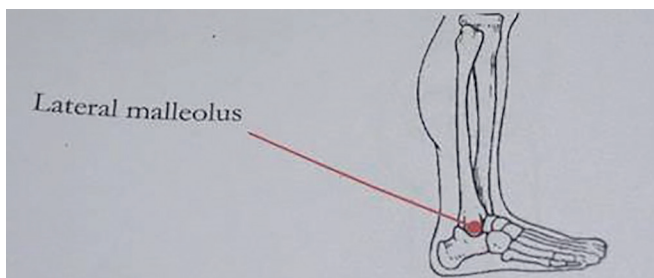


Fig. 6.5. Posicionamiento del marcador en el maléolo



Fig. 6.6. Posicionamiento del marcador en el quinto metatarsiano

movimiento tridimensional a un movimiento plano, asumiendo que todos los puntos del cuerpo se están moviendo en planos paralelos entre sí (sagital, coronal y transversal). Es posible describir el movimiento construyendo una relación con dos segmentos vecinos y sus coordenadas, de esta manera los segmentos del cuerpo son asumidos como cuerpos rígidos, es decir, dos cuerpos rígidos definen los ángulos de las articulaciones que describen la marcha.

Antes de explicar cómo se obtienen los ángulos tridimensionales, es de importancia notar el sentido y signo de estos ángulos dependiendo de la orientación que se tiene. Por ejemplo, en el caso de la figura 6.7, dada la posición en que se encuentra el sensor, los ángulos en sentido anti horario serán tomados como positivos y los ángulos en sentido horario serán negativos.

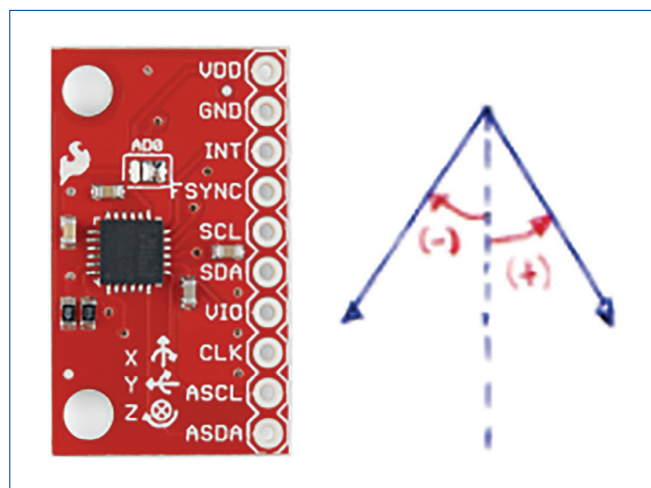


Figura 6.7. Signo de los ángulos a partir de la posición del sensor

Los ángulos en el plano sagital de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo utilizados en el presente proyecto se describen a continuación:

Ángulos obtenidos tomando como referencia el giro en el eje Z de los sensores:

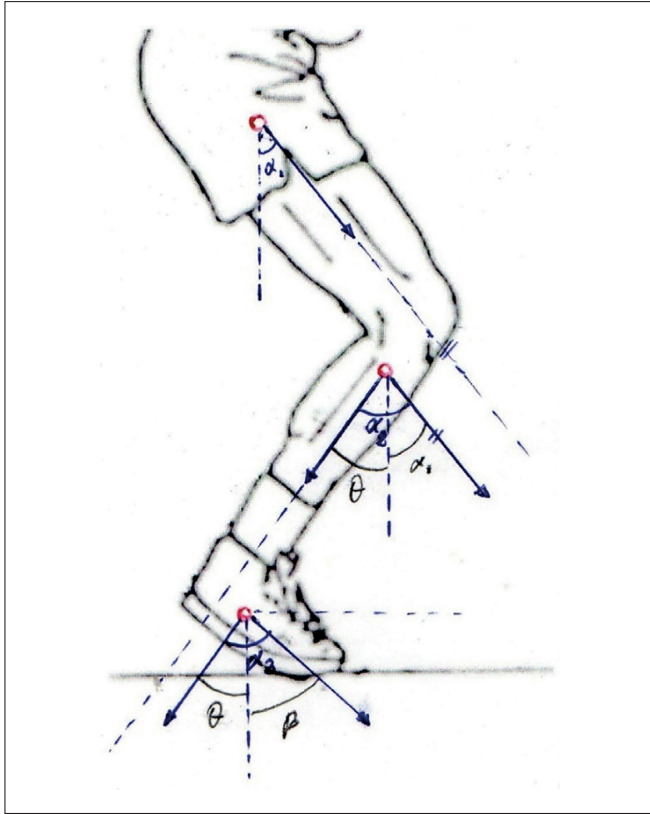


Fig. 6.8. Protocolo de posicionamiento

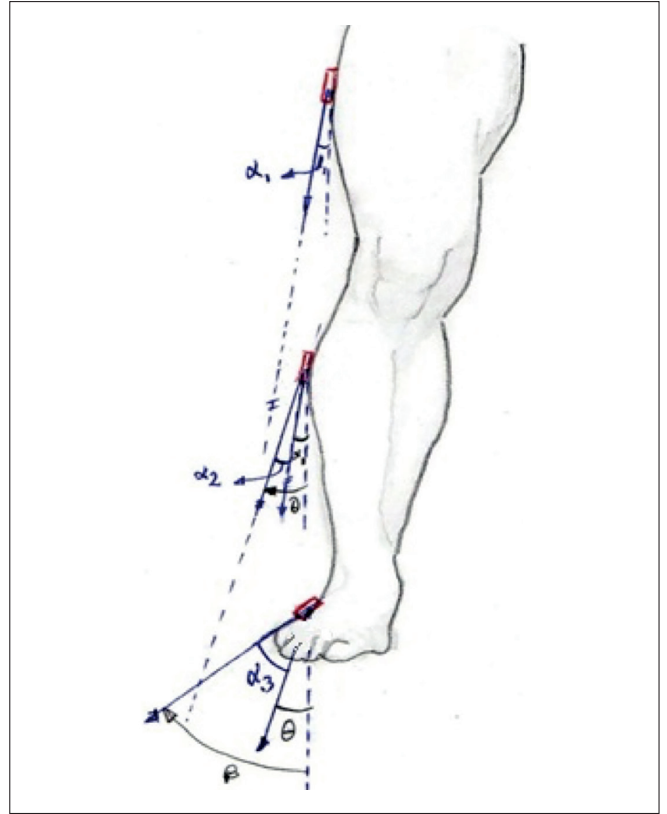


Figura 6.9. Método de adquisición de los ángulos en el plano frontal

- **Cadera (Hip):** Se obtiene del ángulo tridimensional formado por la línea que une los marcadores anatómicos del muslo y la línea horizontal (α_1).
- **Rodilla (Knee):** Se obtiene del ángulo tridimensional formado por la línea que une los marcadores anatómicos de la pierna (entre la rodilla y el tobillo) y la línea horizontal (α_2).
- **Tobillo (Ankle):** Se obtiene del ángulo tridimensional formado por la línea que une los marcadores anatómicos del pie y la línea horizontal (α_3).

Para el caso del plano frontal el método de obtención de los ángulos es el mismo. En la figura 6.9 se muestran los ángulos de interés denotados nuevamente por los ángulos alfa. Para este caso se toma como referencia el giro con respecto al eje de las Y.

Al igual que en el caso anterior, el ángulo α_1 se obtiene directamente del sensor de giro. Para el caso del ángulo α_2 , este se calcula respecto al nuevo eje del primer sensor, por lo tanto, se calculara de la siguiente manera:

$$\alpha_2 = \theta - \alpha_1$$

Por último, para el tercer ángulo α_3 , este también se determina respecto al nuevo eje del segundo sensor y siendo β el ángulo obtenido del tercer sensor, se tendrá lo siguiente:

$$\alpha_3 = \beta - \theta$$

Para el desarrollo del presente proyecto se utilizarán los parámetros propuestos por C.L. Vaughan obteniéndose 3 ángulos por cada pierna, es decir, el equivalente de posicionar 12 marcadores, 06 marcadores en cada pierna, posicionados tal como se muestra en la figura 6.10. Observar que en la figura se han tomado en cuenta los ejes de la Pelvis, sin embargo, para el presente proyecto no se ha considerado.

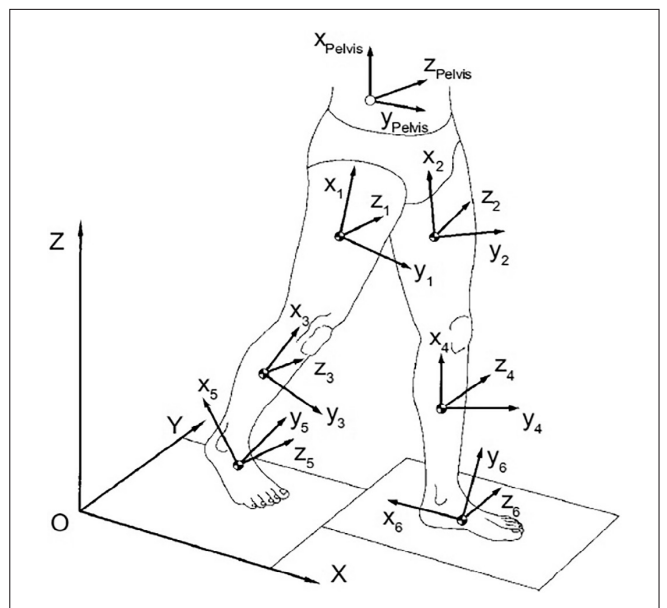


Figura 6.10. Resumen del posicionamiento de los ejes

2. OBJETIVOS

OBJETIVO PRINCIPAL

Diseñar, desarrollar e implementar un sistema inalámbrico para la medición de parámetros cinemáticos de la marcha humana.

OBJETIVOS SECUNDARIOS

- 1) Seleccionar los sensores y componentes electrónicos adecuados del sistema de acondicionamiento del equipo.
- 2) Seleccionar el sistema de comunicación inalámbrica más adecuado que permita enviar los datos hacia un computador para su visualización.
- 3) Desarrollar el programa que permita la adquisición en forma ordenada y continua de los sensores para su posterior procesamiento.
- 4) Desarrollar un protocolo de posicionamiento de los sensores inerciales en los sujetos de estudio.
- 5) Desarrollar e implementar un programa para el procesamiento y visualización de parámetros de la marcha a partir de los datos obtenidos de los sensores.
- 6) Desarrollar un programa que permita al usuario la visualización de los parámetros de la marcha en función del ciclo de la marcha y para ambas extremidades.

- a) **Portátil:** el sistema debe contar con una fuente de alimentación propia para que pueda funcionar sin necesidad de estar conectado a la red eléctrica y además debe poder ser transportado de forma sencilla sin dificultad.
- b) **De bajo peso:** dado que el sistema será transportado por las personas, sujetos de estudio en el análisis de la marcha, no deberá causar molestia alguna durante las pruebas a realizar.
- c) **Fácilmente adosable:** para la ejecución de las pruebas el sistema debe estar adosado fijamente al cuerpo del sujeto evaluado, con la finalidad de que el movimiento propio de la marcha no afecte como una fuente de error a la señal captada por los sensores.
- d) **Alta confiabilidad:** dado que es un sistema de análisis a personas con el fin de diagnosticar algunas patologías físicas, el sistema debe ser preciso y confiable al momento de obtener y procesar los datos.
- e) **Inalámbrico:** el sistema no utilizará ningún cable para enviar los datos a un computador, la comunicación se realizará de manera inalámbrica.

3. MATERIALES Y METODOLOGIA

3.1. DESARROLLO DE LA SOLUCIÓN PROPUESTA

3.1.1. Requisitos del Sistema

El sistema debe cumplir con las siguientes características fundamentales:

3.1.2. Diagrama de Bloques de la Solución

El diagrama de bloques del sistema propuesto se muestra en la figura 7.1, y posteriormente se explicará la función de cada uno de los bloques.

3.1.3. Bloque de sensores

En esta etapa, los sensores harán posible la obtención de los ángulos en los 3 diferentes planos: transversal, sagital y frontal, durante la prueba realizada a la persona. Estos sensores serán ubicados de manera similar a lo mostrado en la figura 7.2, por cada miembro inferior: uno ubicado a la altura de la cadera, otro en el cóndilo tibial cercano a la rodilla y finalmente un tercer sensor a la altura del tobillo.

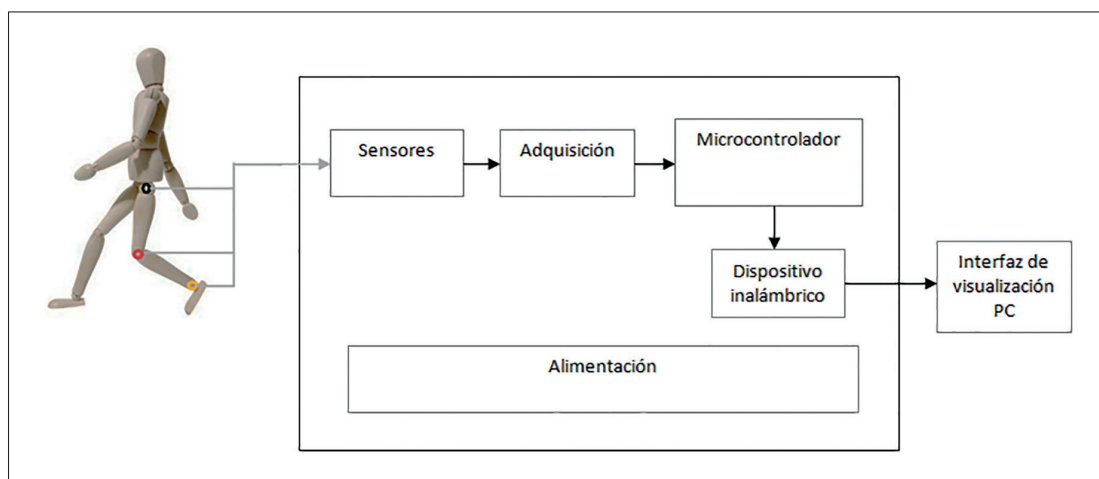


Figura 7.1. Diagrama de bloques del sistema propuesto

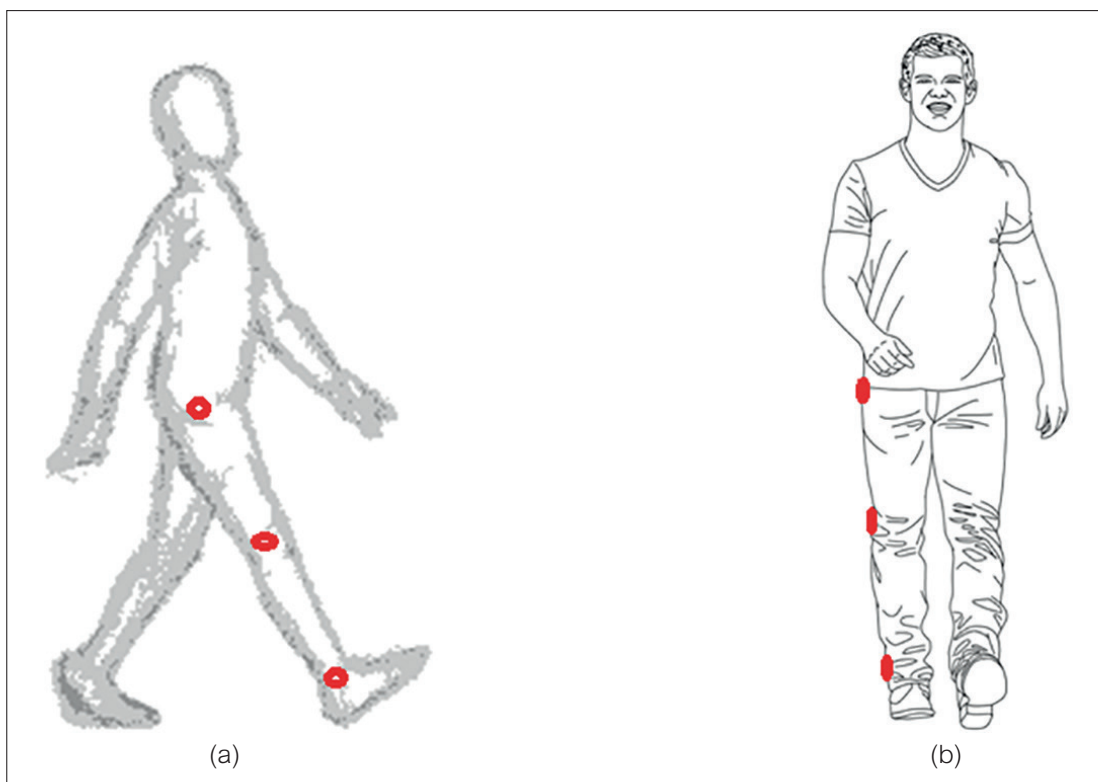


Figura 7.3. Posición aproximada de los sensores: (a) vista lateral, (b) vista frontal

El uso de estos 6 sensores (3 por cada miembro inferior), harán posible obtener posteriormente los ángulos de estudio en el análisis de la marcha.

Para el caso de los sensores se tiene en cuenta que existen diversos tipos y modelos de giroscopios, de los cuales se mostrarán algunos que son comerciales comparándose sus características técnicas en la siguiente tabla 7.1; posteriormente se realizará la elección de manera que el sensor seleccionado cumpla con los requisitos del sistema de manera satisfactoria.

Los parámetros que determinan la selección del sensor son el rango de medición, la precisión del mismo y la corriente consumida por el sensor. Como se puede ver en los 3 casos, el rango de medición es de hasta $\pm 2000^\circ/\text{s}$, el cual es suficiente para las velocidades que

se alcanzarán durante la marcha de la persona. Por otro lado, la precisión cumple un rol importante en la selección ya que mientras más preciso sea el sensor seleccionado, se obtendrá una mejor lectura y confiabilidad de los datos en el análisis de la marcha. Asimismo, dado que el dispositivo será alimentado por baterías, se busca un sensor que consuma la menor cantidad de corriente durante su funcionamiento. Por este motivo el sensor seleccionado es el MPU6050 de IvenSense, el cual posee una precisión de 60.9 mdps/LSB (mili degrees per second / Least Significant Bit) y consume una corriente de 3.6mA. Adicionalmente, cabe destacar que este sensor posee a la vez 3 acelerómetros incorporados (en los ejes X, Y, Z), los cuales podrían ser usados posteriormente para obtener mayor información durante la evaluación del paciente.

Tabla 7.1. Giroscopios comerciales y sus principales características

| Característica | IvenSense | STMicroelectronics | IvenSense |
|----------------------------|---------------------------|---------------------------|---------------------------|
| Modelo | MPU6050 | L3G4200D | ITG3200 |
| Salida | Digital 16 bits | Digital 16 bits | Digital 16 bits |
| Interfaz de comunicación | I2C | I2C / SPI | I2C |
| Rango de medición | $\pm 2000^\circ/\text{s}$ | $\pm 2000^\circ/\text{s}$ | $\pm 2000^\circ/\text{s}$ |
| Numero de ejes | 3 | 3 | 3 |
| Precisión | 60.9 mdps/LSB | 70 mdps/LSB | 69.6 mdps/LSB |
| Corriente máxima | 3.6 mA | 6.1 mA | 6.5 mA |
| Tiempo de puesta en marcha | 30 ms | No indica | 50 ms |
| Costo | \$39.95 | \$67.00 | \$ 51.45 |

A continuación, en la tabla 7.2, se muestran algunas características adicionales del sensor seleccionado.

Tabla 7.2. Características adicionales del MPU6050

| Característica | Valor |
|-------------------------|--------------|
| Alimentación | 2.3 – 3.4 V |
| Rango de temperatura | -40 a +85 °C |
| Calibración | De fábrica |
| Corriente en reposo | 5 uA |
| Ruido total (f = 100Hz) | 0.05 °/s-rms |
| Certificaciones | RoHS |

Adicionalmente, este sensor posee un registro el cual permite la selección de diferentes rangos de medición, de manera que para aplicaciones en donde se involucren velocidades menores, este sensor pueda cubrir el rango de medición necesario sin necesidad de hacer uso de todo el rango que posee. Los rangos de medición seleccionables son: +/-250(°/s), +/-500(°/s), +/-1000(°/s) y +/-2000(°/s).

En la figura 7.4a y 7.4b se muestra el sensor seleccionado. Como se puede ver en la figura 17b, el sensor seleccionado es de dimensiones pequeñas, de aproximadamente 26mm de largo, lo cual permitirá facilidad de posicionamiento sin causar molestias al sujeto a evaluar.

Respecto a la conexión del sensor inercial, se describen a continuación sus respectivos pines:

VDD: Alimentación de 2.3 – 3.4V

GND: Tierra de alimentación

INT: Salida de interrupción digital

FSYNC: Entrada de la señal de sincronización

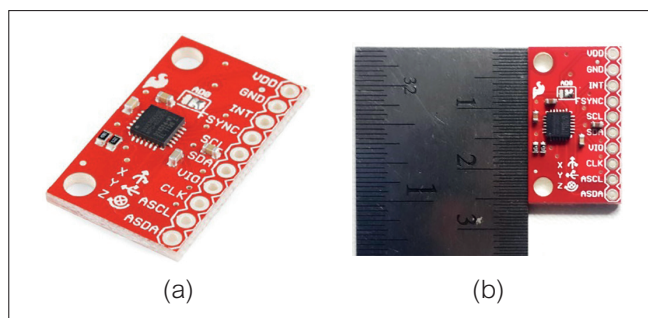


Figura 7.4. (a) sensor seleccionado, (b) dimensiones del sensor

SCL: Serial clock I²C

SDA: Serial data I²C

VIO: Alimentación digital

CLK: Salida de reloj

ASCL: Serial clock I²C para un dispositivo esclavo

ASDA: Serial data I²C para un dispositivo esclavo

3.1.4. Bloque de adquisición

En esta etapa, se obtendrán los datos a partir de los giroscopios seleccionados en la etapa anterior. La comunicación empleada será la comunicación I²C debido a la gran velocidad con que se transfieren los datos. Como se puede ver en la figura 7.5, todos los sensores se conectarán al bus I²C, es decir a los buses (Serial Clock Line) SCL y (Serial Data Line) SDA.

Dado que los sensores que se utilizarán son completamente idénticos, es decir, poseen la misma dirección "ADDRESS" necesaria para realizar la comunicación entre éstos y el microcontrolador, se necesitará un dispositivo

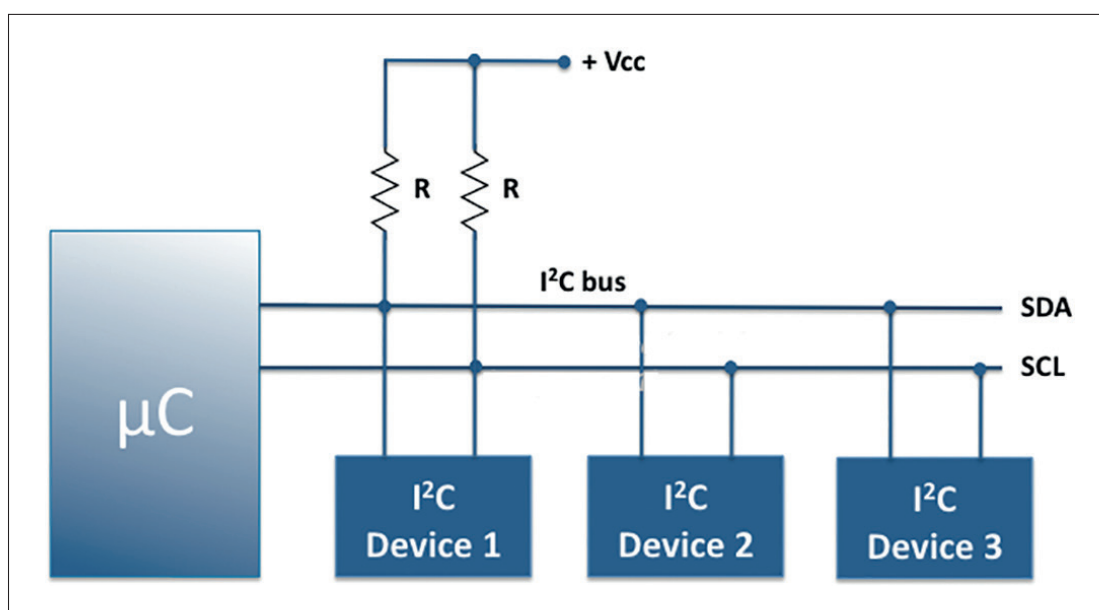


Figura 7.5. Conexión al bus I²C

que multiplexe los sensores usados en el sistema, de tal manera que se pueda elegir el canal que se desea sensar sin oportunidad a tener errores o traslapamientos de datos al momento de obtener las señales deseadas.

Existen 2 formas de realizar el multiplexamiento de los sensores:

- a) Mediante transistores.- mediante esta técnica se puede multiplexar los sensores de manera analógica, alimentando y cortando la energía del sensor del cual se desea obtener los datos.
- b) Mediante un multiplexor de I²C.- actualmente existen multiplexores dedicados especialmente a multiplexar señales I²C, escogiendo uno a la vez sin necesidad de estar alimentando o cortando la alimentación de los sensores cada vez que se desea obtener información.

Dado que la multiplexación con transistores involucra un cierto tiempo de activación de los mismos, debiendo encenderse y apagarse los sensores continuamente, lo cual involucraría un tiempo de 30 ms (tiempo de puesta en marcha) para que el sensor empiece su funcionamiento cada vez que este es energizado, por lo que se descarta el uso de transistores y se optará por usar un multiplexor de I²C, el cual garantizará una selección precisa de los sensores y no sería necesario energizar los sensores continuamente, por lo cual se ahorrará tiempo en la lectura de los datos y así se obtendrá una mayor cantidad de datos útiles para el análisis posterior.

Comercialmente, el distribuidor NXP Semiconductors posee una familia de integrados especializados en la multiplexación de canales I²C. Los integrados PCA95XX son multiplexores de bus I²C, controlados a la vez mediante el bus I²C. Estos difieren unos de los otros en las cantidades de canales que pueden multiplexar. Por lo tanto, dado que en el sistema se usarán 6 giroscopios triaxiales (3 giroscopios en cada pierna), se utilizará el integrado PCA9547, el cual es capaz de multiplexar hasta 8 canales del bus I²C.

En la figura 7.6 se muestra el integrado PCA9547 y en la tabla 7.3 se muestran las características principales de éste.

Como se puede ver en la figura 7.7, el diagrama de bloques del circuito integrado PCA9547, el control de la multiplexación de los canales se realiza mediante el bus I²C, para lo cual se tienen 3 pines digitales A0, A1 y A2, los cuales se pueden seleccionar libremente con el fin de asignarle una dirección específica al integrado y así poder realizar satisfactoriamente la comunicación entre este multiplexor y el microcontrolador. La dirección del integrado sería la siguiente: 1110 (A2) (A1) (A0).

3.1.5. Microcontrolador

Mediante este bloque se controlará la multiplexación de los sensores a través de una comunicación I²C. Así mismo,

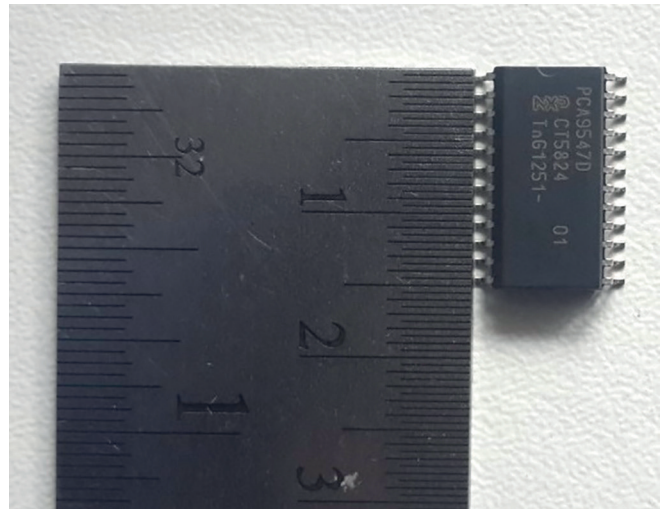


Figura 7.6. Multiplexor de 8 canales I²C, PCA9547 – NXP Semiconductors

Tabla 7.3. Características principales del integrado PCA9547

| Característica | Rango o valor |
|--|-------------------------|
| Alimentación | 2.3 – 5.5 V |
| Frecuencia de clock | 0 – 400 kHz |
| Número de canales | 8 |
| Dirección I ² C | 1110XXX |
| Numero de pines de selección para direccionamiento | 3 |
| Corriente en operación | 20 uA (típico) |
| Tiempo entre selección de canales | 0.3 ns |
| Rango de temperatura | -40 a 85 °C |
| Dimensiones | 2.65mm x 15.6mm x 7.6mm |

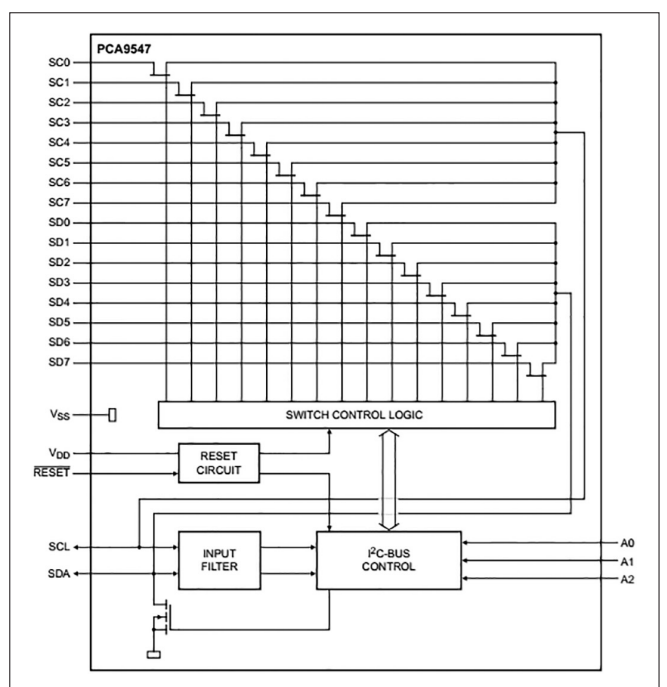


Figura 7.7. Diagrama de bloques del PCA9547

se obtendrán los datos y se procesarán para luego transmitirlos a la PC mediante una comunicación inalámbrica.

El microcontrolador a utilizar debe cumplir obligatoriamente con los siguientes requisitos a fin de que sea compatible con las necesidades del sistema:

- Poseer bus de datos para comunicación I2C
- Comunicación serial
- Alimentación de +5V DC
- Generar voltajes de 3.3V para los sensores
- Frecuencia de trabajo >16Mhz

Entonces, tomando en cuenta los requisitos anteriores, se optó por usar un microcontrolador Arduino Mega 2560, ya que es una plataforma libre para el desarrollo de proyectos, y además cumple de manera satisfactoriamente con los requisitos propuestos anteriormente.

En la figura 7.8 se muestra la plataforma Arduino Mega 2560 con la que se trabajará durante el desarrollo del sistema.



Figura 7.8. Arduino Mega 2560

A continuación se muestran las características principales del módulo Arduino Mega 2560.

| | |
|-----------------------------------|--|
| Microcontrolador: | ATmega1280 |
| Voltaje de funcionamiento: | 5V |
| Voltaje de entrada (recomendado): | 7-12V |
| Voltaje de entrada (límite): | 6-20V |
| Pines E/S digitales: | 54 (14 proporcionan salida PWM) |
| Pines de entrada analógica: | 16 |
| Intensidad por pin: | 40 mA |
| Intensidad en pin 3.3V: | 50 mA |
| Memoria Flash: | 128 KB de las cuales 4 KB las usa el gestor de arranque (bootloader) |
| SRAM: | 8 KB |
| EEPROM: | 4 KB |
| Velocidad de reloj: | 16 MHz |
| Comunicación | Usart, I ² C, SPI |

3.1.6. Sistema de comunicación inalámbrica:

Dado que no deben existir cables en la etapa de comunicación con el computador, se usará un módulo que haga posible la comunicación inalámbrica entre el microcontrolador y el computador.

A continuación se mostrarán las características principales de algunos protocolos de comunicación inalámbrica con el fin de elegir posteriormente el tipo de comunicación que se utilizará en el proyecto.

A. Zigbee

ZigBee es un estándar que define un conjunto de protocolos para el diseño de redes inalámbricas de corta distancia y baja velocidad de datos. Opera en las bandas de 868 MHz, 915 MHz y 2.4 GHz y puede transferir datos hasta 250Kbps [15]

El estándar ZigBee fue diseñado con las siguientes especificaciones:

- Ultra bajo consumo que permita usar equipos a batería.
- Bajo costo de dispositivos y de instalación y mantenimiento de ellos.
- Alcance corto (típico menor a 50 metros).
- Optimizado para ciclo efectivo de transmisión menor a 0.1 %.
- Velocidad de transmisión menor que 250 kbps. Típica: menor que 20 kbps.

ZigBee es el estándar más aceptado hoy para usar en redes de sensores de tipo industrial y actuadores que deban operar a batería. Sus principales aplicaciones actualmente son las siguientes:

- Automatización en el hogar: Es una de las aplicaciones más usadas de ZigBee ya que es muy fácil la instalación de dispositivos y la modificación de posición de los mismos [15].
- Automatización industrial.
- En hospitales: para el control de pacientes, y medidores y alarma en terapia intensiva.
- En hoteles: para controlar el acceso a las habitaciones.
- En monitoreo ambiental: en aplicaciones de redes de sensores como temperatura, humedad, presión, redes de protección contra incendio, etc.

B. Bluetooth

Bluetooth es un protocolo empleado en enlaces de radio de corto alcance, destinado para reemplazar el cableado existente entre dispositivos electrónicos. La tecnología empleada permite a los usuarios conexiones instantáneas de voz y datos entre varios dispositivos en tiempo real. El modo de transmisión empleado asegura protección contra interferencias y seguridad en el envío de datos. Se utiliza la banda 2.4 GHz ya que no se necesita

licencia para operar en ella. La tasa binaria es de hasta 1 Mbps, utilizándose para transmitir paquetes de pequeña longitud y un salto en frecuencia muy rápido. Esto reduce el efecto de interferencias con otros dispositivos y mejora la transmisión en entornos ruidosos [15].

Dentro de sus principales características se tienen las siguientes:

- Bajo consumo de energía
- Bajo costo de dispositivos
- Velocidad de transmisión hasta 1Mbps
- Incorpora mecanismos de seguridad.
- No necesita apuntar para transmitir, es capaz de atravesar carteras y paredes
- Omni-directional.
- Soporta tanto servicios isócronos como asíncronos, lo que facilita la integración con TCP/IP.

A continuación se muestran algunas de sus aplicaciones principales:

- Conexión de la PC con distintos dispositivos y accesorios electrónicos.
- Comunicación a internet.
- Transferencia rápida de datos, imágenes, música, entre otros.
- Marketing en centros comerciales.
- Automatización hotelera.
- Acceso a internet en aeropuertos.
- Acceso a información en trenes.

De lo expuesto anteriormente se puede notar que Bluetooth y ZigBee tienen mucho en común. Los dos son dos tipos de redes de área personal wireless o WPANs. Los dos funcionan en la banda sin licencia de 2.4Ghz y los dos consumen poca energía. Sin embargo, el protocolo ZigBee se define para aplicaciones industriales, comerciales y de hogar como control de calefacción, aire acondicionado o control de alumbrado. Bluetooth está más orientado hacia la movilidad del usuario y eliminar el cableado a corta distancia.

En la tabla 7.4 se muestra una comparación en cuanto a las características principales de ambos protocolos de comunicación [15].

En la figura 7.9 se muestra una comparación entre el Bluetooth y Zigbee, tomando como parámetros la velocidad de transmisión de datos y el alcance de cada comunicación.

Como se puede ver, cada tecnología es más apropiada que la otra para ciertas aplicaciones debido a las

Tabla 7.4. Comparación entre los protocolos de comunicación ZigBee y Bluetooth

| | BLUETOOTH | ZIGBEE |
|--------------------------|---------------------------------|--------------------------|
| Técnica de modulación | FHSS | DSSS |
| Tamaño de pila | 250kB + | 4 – 32 kB |
| Batería | Recargas constantes de baterías | Duración de más de 1 año |
| Velocidad de transmisión | 1Mbps | 250kbps |
| Distancia de alcance | 1 – 100 m | 1 - 100m |
| Tiempo de incorporación | 3 segundos | 30 milisegundos |

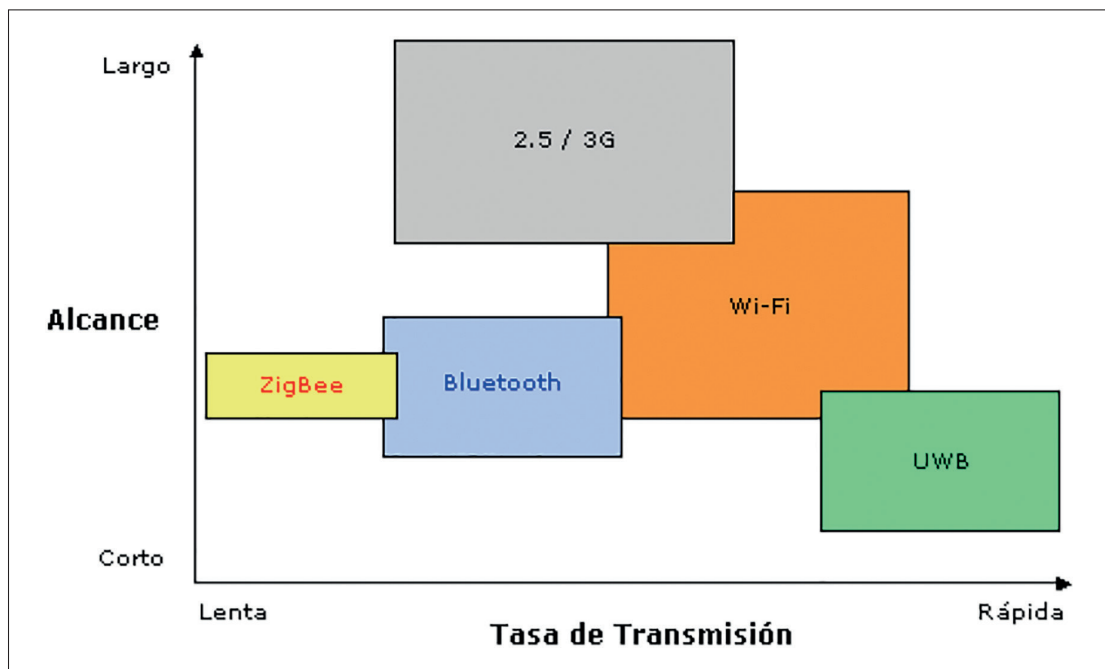


Figura 7.9. Bluetooth y Zigbee frente a otras tecnologías inalámbricas

distintas velocidades empleadas. Por ejemplo, la velocidad de ZigBee lo convierte en una tecnología inservible para implementar en aplicaciones de teléfonos móviles o para comunicación con altas tasas de transferencias de datos, sin embargo, es empleado en aplicaciones domésticas, productos dependientes de la batería, sensores médicos, y en artículos de juguetería, en los cuales la transferencia de datos es menor.

Dado que en este proyecto se utilizarán tasas de transmisión altas, se optará por utilizar el protocolo de comunicación Bluetooth.

Para el desarrollo de este bloque se usará el módulo Bluetooth RN-42, adquirido al proveedor Sparkfun, el cual se muestra en la figura 7.10.

En la tabla 7.5 se muestran las características principales del módulo RN-42.

Tabla 7.5. Características principales del Módulo BC417

| Característica | BC417 |
|------------------------|-----------------|
| Alimentación | 3.3 – 6.0 V |
| Protocolo | Bluetooth V2.0 |
| Frecuencia de trabajo | 2.4 – 2.524 GHz |
| Corriente de operación | 40 mA |

3.1.7. Alimentación

Como se indicó anteriormente, es necesario que el sistema sea alimentado por baterías debido su característica portátil y a la vez no debe usar ningún tipo de conexión con la red eléctrica, ya que esto podría causar ciertas dificultades, incomodidad y molestias a los sujetos de estudio.

El sistema de alimentación será diseñado a partir de una batería de +9V DC y deberá ser capaz de entregar voltaje constante de +5V DC, el cual será necesarios para la alimentación del microcontrolador. Dado que el amperaje consumido por el microcontrolador no supera los 300mA, se hará uso de un regulador LM7805, el cual proporciona voltajes constantes de +5V. Adicionalmente

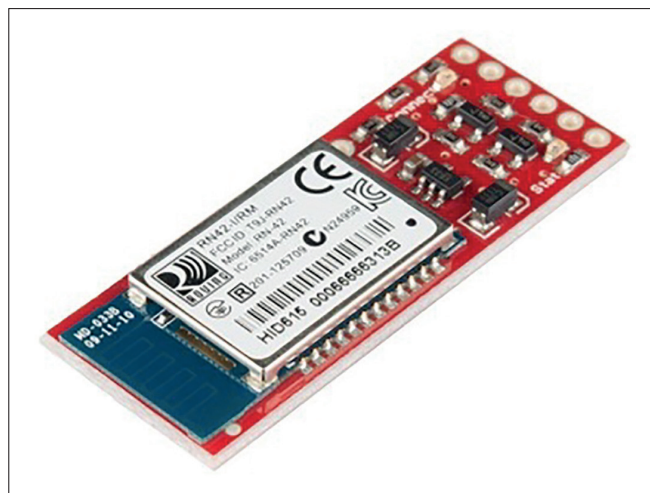


Figura 7.10. Módulo Bluetooth RN-42

se usarán 2 condensadores de 100nF los cuales atenuarán cualquier tipo de oscilación que pueda existir, por seguridad. En la figura 7.11 se puede observar el diagrama del circuito esquemático de la fuente de alimentación desarrollada para el sistema.

Inicialmente se pensó que sería necesario instalar una batería independiente para cada sensor debido a que: la ubicación de los sensores podría generar pérdida de la señal, y la cantidad de sensores a utilizar y el consumo de todos los componentes (circuitos integrados) utilizados podría causar un rápido consumo de la batería. Teniendo en cuenta esto se seleccionó una batería con las siguientes características:

Tabla 7.6. Características de la batería

| Característica | Valor |
|-------------------|--------------------------------------|
| Voltaje | 3V |
| Consumo | 225mAH |
| Tipo | Litio – No recargable |
| Dimensiones | 0.79" Dia x 0.13" H (20.0mm x 3.2mm) |
| Ratio de descarga | 200µA |

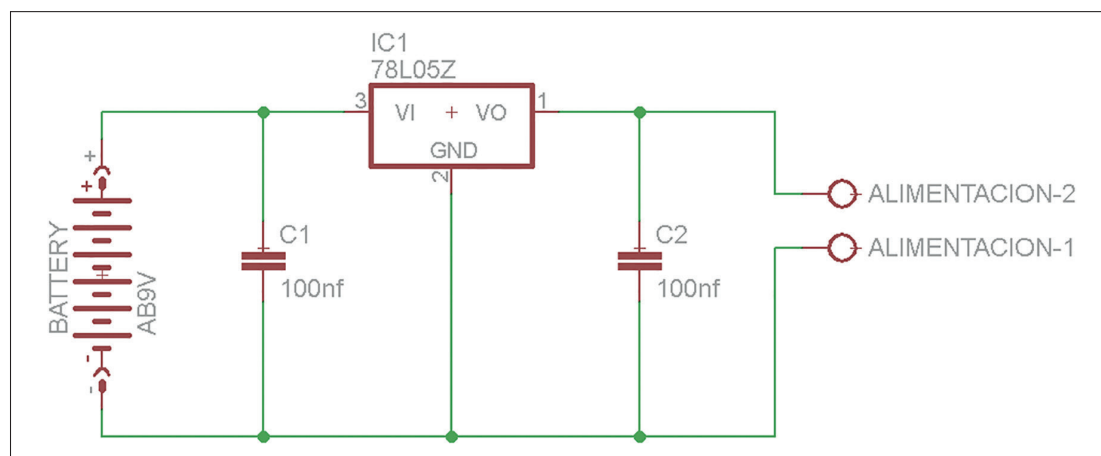


Figura 7.11. Diagrama esquemático de la fuente de alimentación

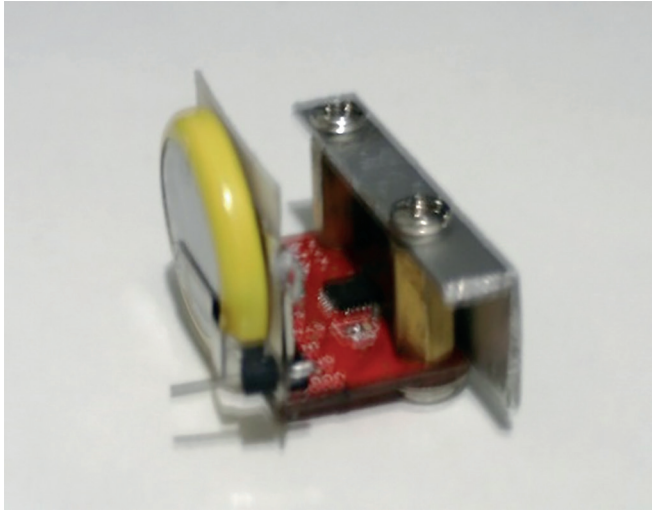


Figura 7.12. Batería y sensor

Luego de las pruebas realizadas se decidió no utilizar estas baterías ya que su consumo era constante debido a que siempre se encontrarían conectadas al sensor, a menos que se desarrollara un switch que permita cortar la alimentación, o considerar un cable adicional por cada sensor para el corte de la alimentación de los sensores.

Como se puede intuir ambas soluciones implican un incremento de los componentes, a costa de un ahorro energético, sin embargo, durante las pruebas se demostró que no era necesario considerar baterías individuales por cada sensor, ya que una sola batería era suficiente para el sistema no mostrando decaimiento alguno durante la ejecución de las pruebas.

3.1.8. Transmisión de datos

Como se mencionó anteriormente, la comunicación será vía Bluetooth dada la alta tasa de transmisión que proporciona esta tecnología, la cual es de 1Mbps.

A continuación se muestran algunas características con las que contará la transmisión de datos del sistema:

- Respecto a la comunicación serial entre el microcontrolador y el dispositivo Bluetooth, el puerto serial a utilizar puede ser cualquiera de los 3 puertos que posee el controlador Arduino Mega, sin embargo, por motivos de espacio para la ubicación de las tarjetas adicionales a implementar se optó por utilizar el puerto Serial 3.
- La tasa de transmisión seleccionada será de 115200 bauds debido a que es la velocidad mayor permisible por el dispositivo bluetooth y adecuada para trabajar dada la velocidad del microcontrolador, es decir, 16Mhz.
- Dado que los sensores poseen ADC de 16 bits, los datos que serán enviados por el puerto serial hacia el dispositivo Bluetooth, también tendrá un tamaño de 16 bits. Para esto, se enviará cada dato en 2 paquetes, los cuales tendrán 8 bits de datos cada uno. En la figura 7.13 se muestra como se daría la transmisión de cada dato de 16 bits hacia el dispositivo bluetooth.

Por otro lado, estos datos serán enviados a la PC y visualizados mediante el software Matlab, el cual almacenará los datos obtenidos de todos los sensores en una matriz.

Por ejemplo, por cada sensor es posible enviar 6 datos (3 de aceleración y 3 de velocidad de giro) como se muestra en la siguiente tabla:

| Acelerómetro | | | Giroscopio | | |
|--------------|------|-------|------------|-----|------|
| X | Y | Z | X | Y | Z |
| 184 | -184 | 14992 | 367 | 220 | -812 |
| 116 | -364 | 15056 | 373 | 226 | -766 |

Se puede notar que los valores obtenidos carecen de un valor significativo, ya que representan niveles de voltaje. Por tal motivo estos datos deben ser procesados para

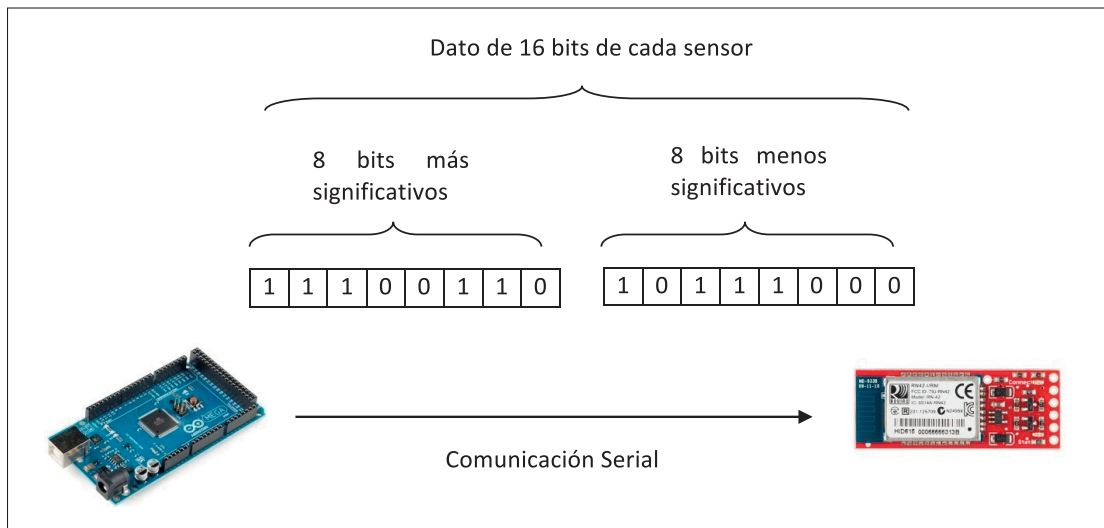


Figura 7.13. Esquema de transmisión de datos de 16 bits

obtener valores significativos para el proyecto. De la hoja de datos del fabricante del sensor se obtienen unas constantes dependiendo del rango de medición que se haya elegido inicialmente. Los datos se deben dividir entre estas constantes con el fin de que tomen valores significativos. A continuación se muestran las constantes:

| Acelerómetro | | Giroscopio | |
|--------------|-------------|---------------|----------------|
| Rango | Constante | Rango | Constante |
| +/-2 g | 16384 LSB/g | +/-250 (°/s) | 131 LSB/(°/s) |
| +/-4 g | 8192 LSB/g | +/-500 (°/s) | 65.5 LSB/(°/s) |
| +/-8 g | 4096 LSB/g | +/-1000 (°/s) | 32.8 LSB/(°/s) |
| +/-16 g | 2048 LSB/g | +/-2000 (°/s) | 16.4 LSB/(°/s) |

Entonces, dado que se escogió un rango de medición de +/-250 (°/s) para el giroscopio, y el acelerómetro tiene un rango de medición de +/-2 g por default de fábrica, los datos almacenados en las matrices tomaran la siguiente forma:

| Acelerómetro | | | Giroscopio | | |
|--------------|---------|--------|------------|-----------|------------|
| X | Y | Z | X | Y | Z |
| 0.011g | -0.011g | 0.915g | 2.802 °/s | 1.679 °/s | -6.198 °/s |
| 0.007g | -0.022g | 0.919g | 2.847 °/s | 1.725 °/s | -5.847 °/s |

Como se puede ver, las lecturas del acelerómetro están en función del valor de la gravedad ($g = 9.8m/s^2$), por tal motivo será suficiente multiplicar cada valor de la matriz

por la constante “g”. De esta manera se obtienen valores significativos y útiles para el posterior procesamiento de las señales.

Adicionalmente, ya que se seleccionó un rango de medición de +/-250 (°/s) y cada dato sensado será de 16 bits, se podrá tener una precisión igual a:

$$Precisión = 500/(2^{16} - 1)$$

$$Precisión = 0.007629/LSB$$

$$Precisión = 7.63 \text{ mdps/LSB}$$

Esto quiere decir que para cada dato obtenido de los sensores, particularmente de los giroscopios, la variación mínima que puedan sensar éstos será de 7.63mdps, lo cual es bastante satisfactorio para los resultados que se desean hallar ya que los valores que se esperan obtener están en el rango de -30° a +80°, para lo cual las velocidades que sensa el dispositivo en las distintas partes del cuerpo del individuo son relativamente bajas (menores a 50°/s durante la marcha normal).

3.1.9. Circuito Impreso

En la figura 7.14 se muestra el circuito esquemático de la solución propuesta en el presente proyecto, el cual fue desarrollado en una tarjeta de dimensiones similares al microcontrolador, tal como se observa en el circuito impreso mostrado en la figura 7.15.

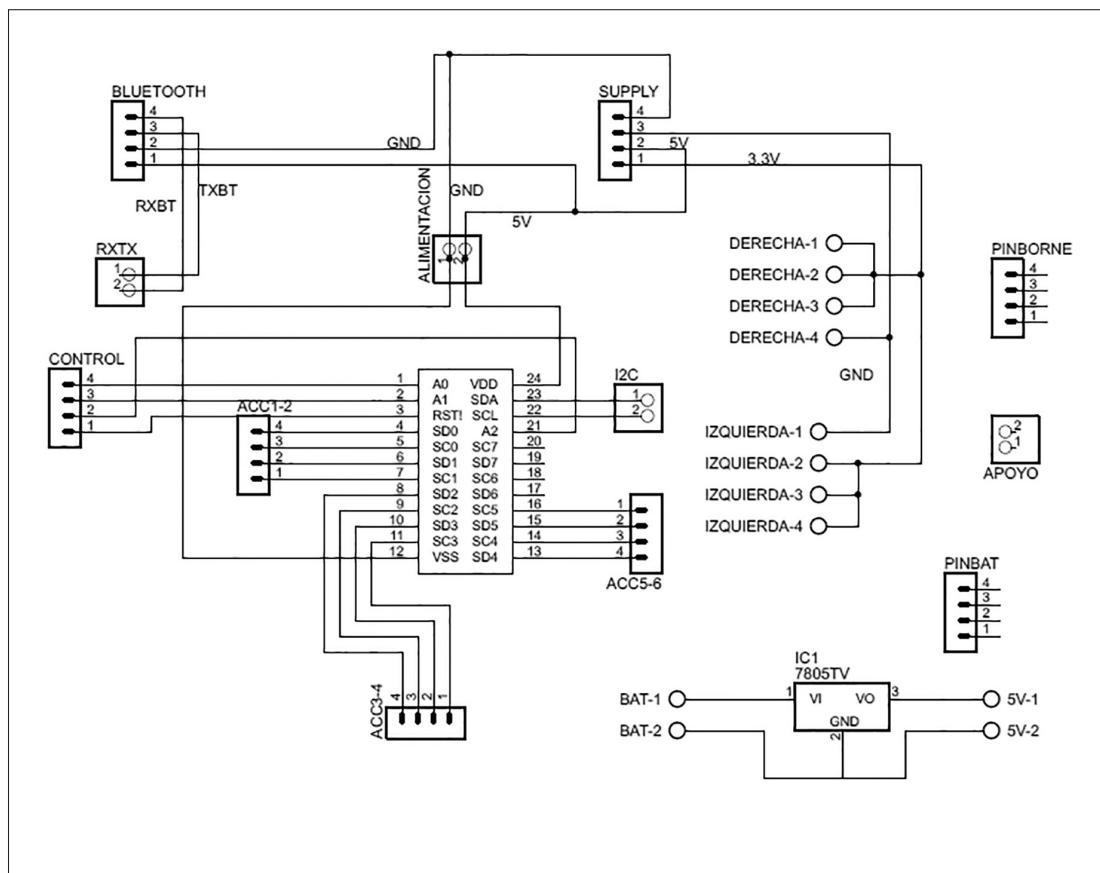


Fig. 7.14. Circuito esquemático de la tarjeta electrónica de comunicación y adquisición de datos

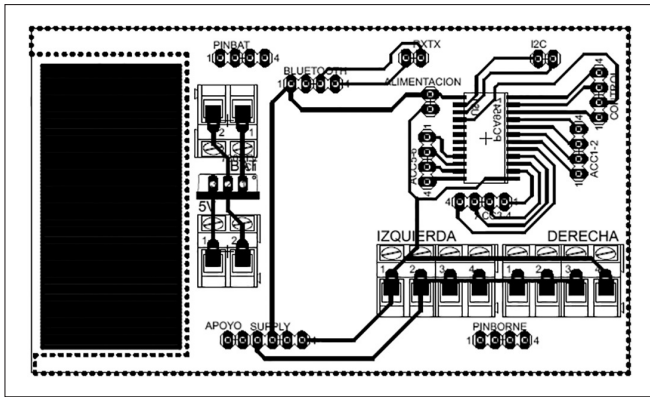


Fig. 7.15. Circuito impreso de la tarjeta electrónica

Las dimensiones de la tarjeta desarrollada permite que ésta pueda ir montada en el controlador sin sujeción adicional, es decir los mismos pines del controlador coinciden con la tarjeta desarrollada, tal como se puede observar en las figuras 7.16 y 7.17.

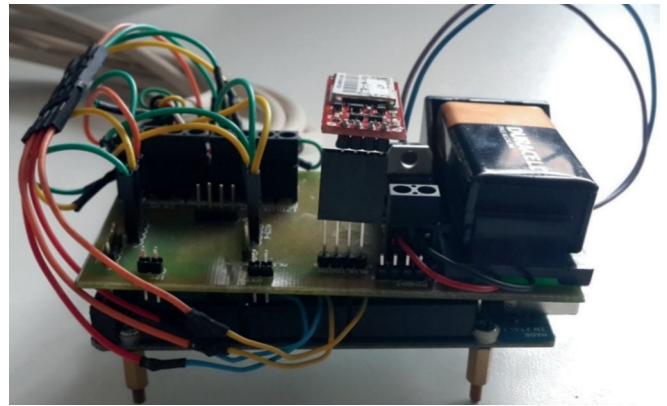


Fig. 7.17. Montaje de la tarjeta electrónica en la placa Arduino (vista lateral)

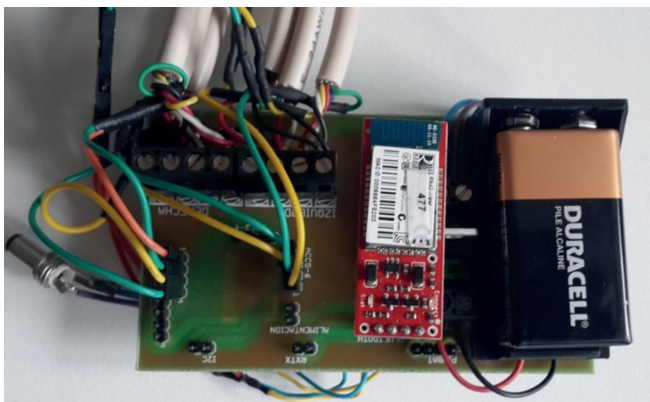


Fig. 7.16. Montaje de la tarjeta electrónica en la placa Arduino (vista de planta)

La configuración del dispositivo bluetooth requiere de una secuencia de comandos indicados en el datasheet del mismo, siendo posible cambiar algunos parámetros como velocidad de transmisión de datos. En la figura 7.18 se muestra la secuencia de configuración en la cual el dispositivo bluetooth se encuentra conectado al puerto Serial 1 del microcontrolador Arduino. Para ello, se debe programar el microcontrolador para que sea capaz de transmitir datos (enviar y recibir) vía puerto serial. Una vez instalado el programa y conectados los pines del módulo Bluetooth al microcontrolador, se ejecutan los comandos necesarios. Para visualizar la secuencia de comandos y sus respectivas respuestas se utiliza el monitor serial de Arduino. Como comando de inicio se escribe la sentencia "\$\$\$", luego se escriben los comandos de configuración, por ejemplo, para cambiar la velocidad de transmisión de datos a 115200 se escribe "SU, 11", y como respuesta se obtendrá "AOK". Para comprobar los cambios realizados se puede efectuar la sentencia "-D". Finalmente, para salir del modo de comandos se utiliza la sentencia "---"

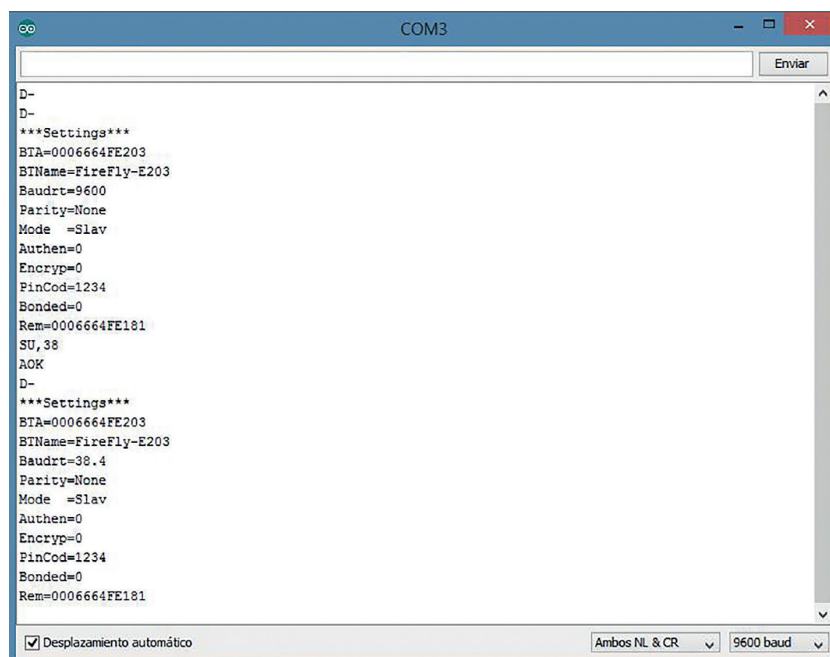


Fig. 7.18. Configuración del bluetooth mediante puerto serial

3.1.10. Complementos externos

Finalmente, se desarrolló una caja de material plástico que permitirá contener los circuitos electrónicos desarrollados, y además permitirá que el dispositivo sea utilizable estéticamente, sin interferir con la señal de comunicación entre el bluetooth y la computadora.

Adicionalmente, para la colocación de los sensores, se utilizaron bandas elásticas, de aplicación ortopédica, que permitirán la máxima adhesión al cuerpo del sujeto, sin causar incomodidad. Los sistemas de sujeción desarrollados sufrieron cambios en tres etapas, modificándose los diseños en cada etapa con la finalidad de obtener, mayos comodidad para el usuario, menor tiempo de colocación de los sensores y posibilidad de modificar el posicionamiento de los mismos. A continuación se muestran las tres versiones desarrolladas, indicando para cada caso cuál fue el problema presentado y porqué se decidió desarrollar una nueva versión.

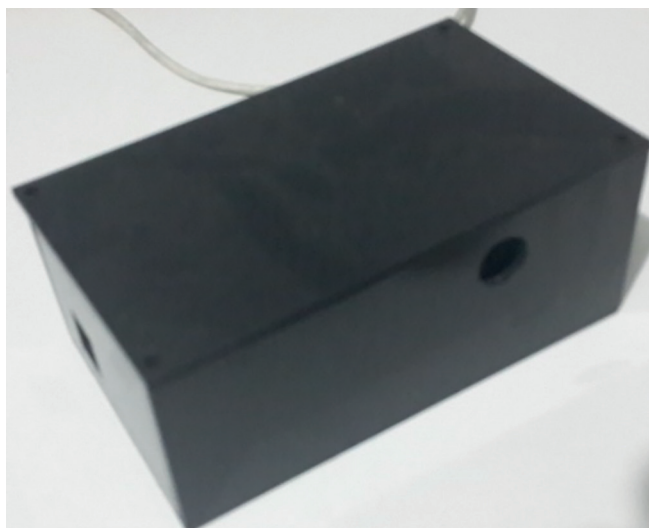


Fig. 7.18b. Caja o carcasa plástica del circuito



Fig. 7.19. Primera versión del sistema de sujeción

El primer formato constaba de bandas elásticas de uso ortopédico a las cuales se logró adherir unos cuantos broches para sujetar los sensores, tal como se observa en la figura 7.19. Los problemas presentados en este diseño fueron los siguientes: demasiado movimiento de los sensores durante la marcha, debido a que sólo tenían dos puntos de apoyo en los broches, además, el aislamiento de los cables apantallados ocasionaba que éstos debido a su elevado peso influyan sobre el movimiento de los sensores, con el consecuente riesgo de falso contacto, debido a rotura de cables. Debido a su



baja confiabilidad se optó por modificar el diseño a una segunda versión.

La segunda versión, mostrada en la figura 7.20 mostró mayor estabilidad durante las pruebas, obteniéndose patrones muy similares a los rangos de movimiento normales. Sin embargo, se optó por mejorar el diseño debido a que la unión entre sensor y bandas aún permitía cierto grado de libertad debido a los broches. Además, debido al uso el ajuste entre broches se perdía, produciendo cada vez holguras mayores lo cual generaba mayor movimiento de los sensores.

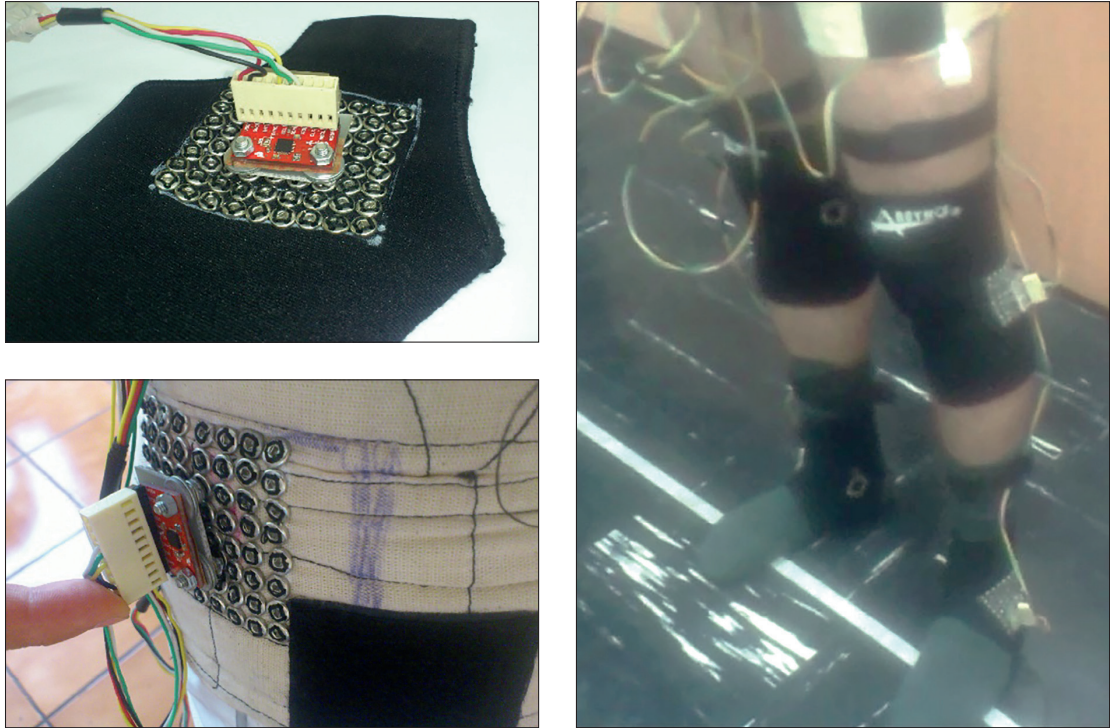


Figura 7.20. Segunda versión del sistema

La segunda versión mostro mejoras significativas en captación del movimiento durante las pruebas, sin embargo, el sistema de broches no garantizaba la completa estabilidad de los sensores, pudiendo influir en las lecturas. Además, se observó que con el transcurrir de las pruebas, la sujeción de los broches era cada vez más débil, debiendo como consecuencia cambiar la posición del sensor, afectándose el posicionamiento.

En la figura 7.21 se muestra la tercera versión desarrollada, con bandas prefabricadas para cada segmento ana-

tómico del cuerpo, considerando que los sensores irían adheridos al cuerpo mediante electrodos de carbono. Las bandas permitirían garantizar la unión de los sensores durante los ensayos, evitando los movimientos relativos entre electrodo y piel que podrían causar errores de lectura. Asimismo, se muestra la preparación de los sensores, los cuales van pegados al electrodo de carbono, apoyándose en una superficie plana, a fin de garantizar el mayor contacto con los electrodos. Para garantizar un mejor contacto entre electrodo y piel se sugiere al paciente depilar las zonas de contacto con los electrodos.



Figura 7.21. Tercera versión del sistema

3.2. PROGRAMAS PARA LA ADQUISICIÓN Y VISUALIZACIÓN

Para el presente proyecto se elaboraron tres programas:

1) Programa para el microcontrolador Arduino:

Este programa será el responsable de enviar los datos vía bluetooth desde los sensores ubicados en las Caderas, Rodillas y Tobillos. Contiene también el control del Multiplexor quien es el responsable de enviar los datos obtenidos de los sensores a través del puerto serial. Los datos obtenidos desde los sensores se envían a un computador conectado al sistema vía bluetooth, sin sufrir ninguna transformación hasta llegar a la PC.

Para mejor entendimiento del funcionamiento del programa se muestra a continuación el diagrama de flujo correspondiente:

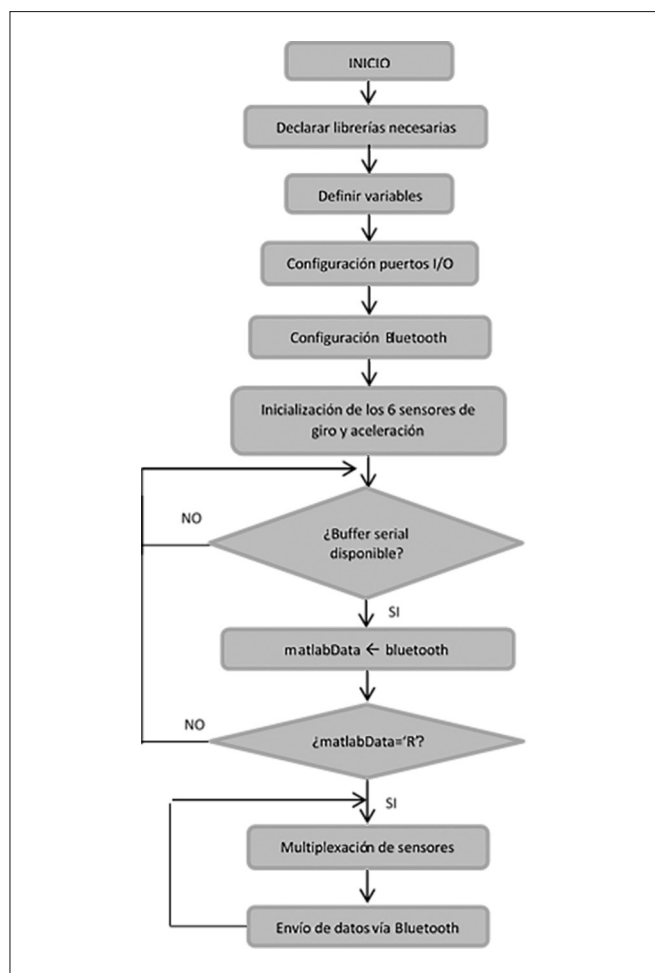


Fig. 8.1. Diagrama de flujo del programa Arduino

2) Programa para la adquisición de señales en lenguaje Matlab

Mediante este programa se reciben los datos en bruto obtenidos de los sensores y se realiza la integración matemática de la velocidad de giro con la finalidad de obtener los ángulos de giro en función del tiempo.

El programa mostrará tres gráficas correspondientes de los ángulos de las articulaciones de la Cadera, Rodilla y Tobillo de la pierna derecha e izquierda, en función del tiempo en los tres planos anatómicos: Sagital, Coronal y Transversal. El tiempo de muestreo dependerá del tiempo en segundos indicado por el usuario al inicio del programa.

Para establecer los rangos de visualización de cada gráfica se ha tomado en consideración las curvas normalizadas encontradas en las referencias bibliográficas.

Para mejor entendimiento del funcionamiento del programa se muestra a continuación el diagrama de flujo correspondiente:

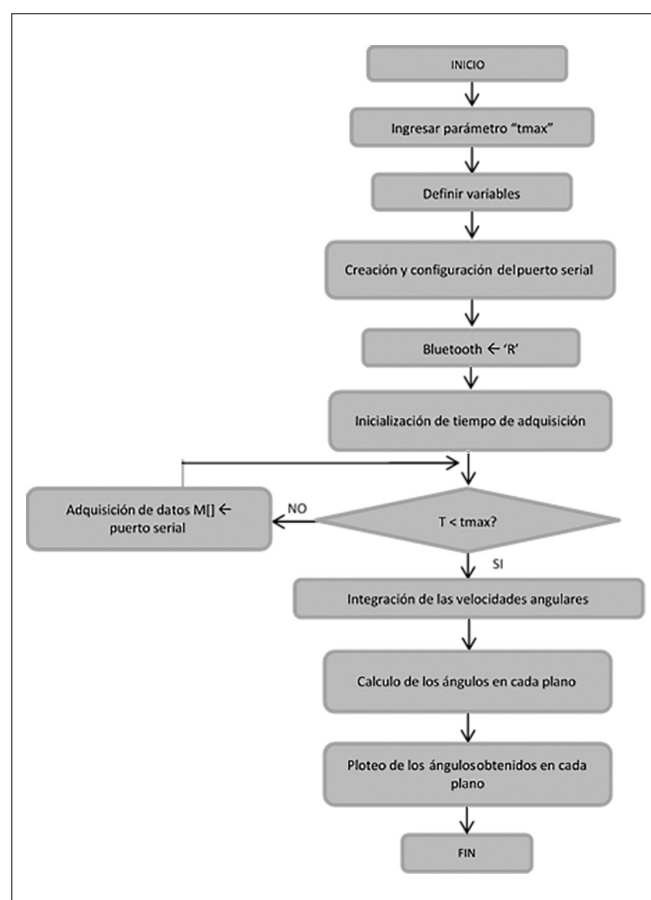


Fig. 8.2. Diagrama de flujo del programa en Matlab

3) Programa para la construcción de las gráficas normalizadas

Mediante este programa se van a obtener las curvas normalizadas de los ángulos de las Caderas, Rodillas y Tobillos, en función del porcentaje del ciclo de la marcha. Las señales obtenidas de las piernas, derecha e izquierda, se encuentran superpuestas en un solo ciclo, de manera que el diagnóstico sea sencillo y contrastable con las curvas normalizadas. Este programa está orientado para ser utilizado por el personal asistencial responsable del diagnóstico.

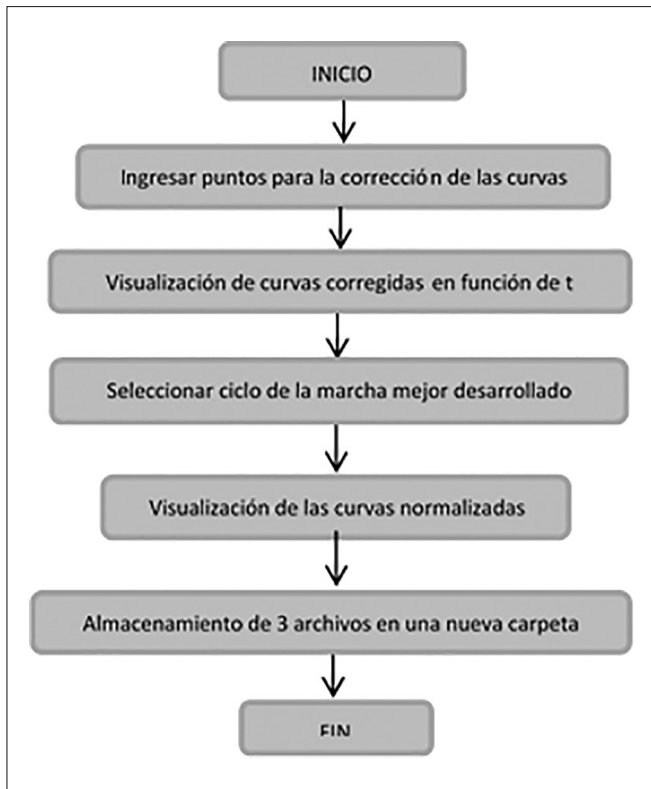


Fig. 8.3. Diagrama de flujo del programa Final

Una vez ejecutado el programa, el resultado serán las gráficas normalizadas en los planos sagital, coronal y transversal con extensión .jpg, correspondientes a los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo derechos e izquierdos, archivadas en una carpeta creada por el mismo programa y nombrada con la fecha y hora de la evaluación.

Para mejor entendimiento del funcionamiento del programa se muestra a continuación el diagrama de flujo correspondiente:

4. PRUEBAS Y RESULTADOS OBTENIDOS

Los resultados obtenidos en un sistema de análisis de la marcha comercial son las curvas correspondientes a los ángulos de las articulaciones de las caderas, rodillas y tobillos (derecho e izquierdo) en una curva normalizada, es decir, en función del ciclo de la marcha, que independientemente del tiempo de duración de este ciclo, se representa en porcentaje de 0 a 100%. Tal como se observa en la figura 9.1.

Adicionalmente, las curvas obtenidas son contrastadas con las curvas patrón de marcha “normal” obtenidas por ensayos de la marcha en sujetos con marcha no patológica. Ambas curvas: las curvas patrón y las curvas del ensayo realizado son mostradas en una misma gráfica, de manera que el médico tratante pueda evaluar si las gráficas obtenidas se encuentran dentro del rango permisible, caso contrario deberán evaluar cuanto distan de lo normal y hacer el diagnóstico correspondiente. En la figura 9.2 se muestra el resultado de un ensayo real aplicado con el sistema de análisis de la marcha marca BTS.

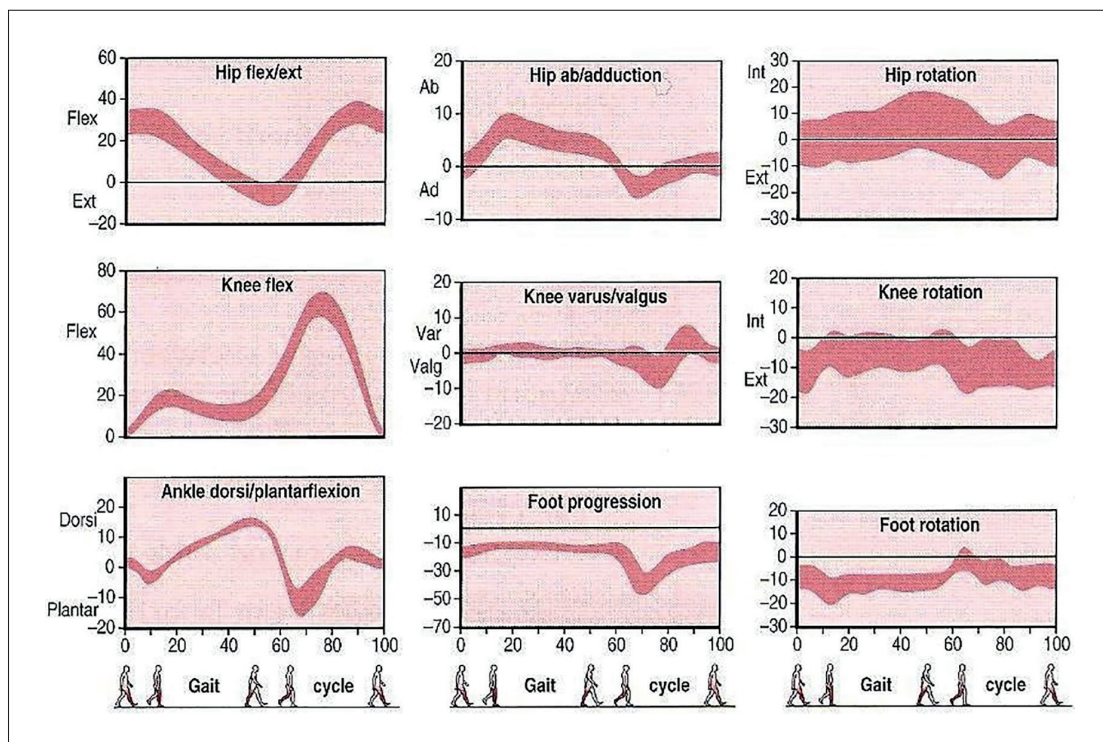


Figura 9.1. Curvas normalizadas de análisis de la marcha

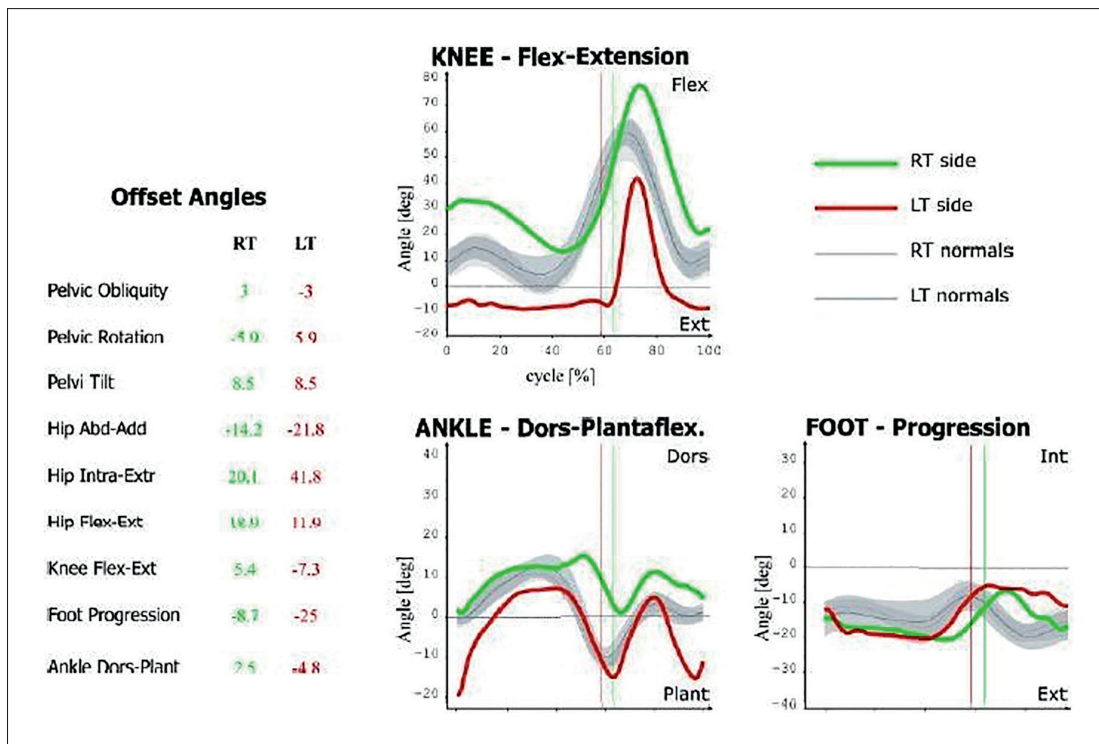


Figura 9.2. Resultado de un examen de la marcha real

En las siguientes figuras se muestran las curvas obtenidas en las pruebas del sistema desarrollado, comunicándose éste dispositivo con un ordenador de manera inalámbrica vía Bluetooth. Los resultados muestran los ángulos de la cadera, rodilla y tobillo, obtenidos en una prueba que tuvo una duración de 8 segundos. Las curvas de color rojo corresponden a la pierna derecha y las curvas color azul corresponden a la pierna izquierda. Cabe señalar que los resultados obtenidos fueron mejorando con los cambios de versiones del sistema de sujeción.

4.1. CURVAS OBTENIDAS APLICANDO EL PRIMER PROGRAMA

Las siguientes curvas muestran el resultado obtenido luego de evaluar con el sistema propuesto a una persona de 34 años con marcha normal, utilizando el primer programa desarrollado en lenguaje de programación Matlab.

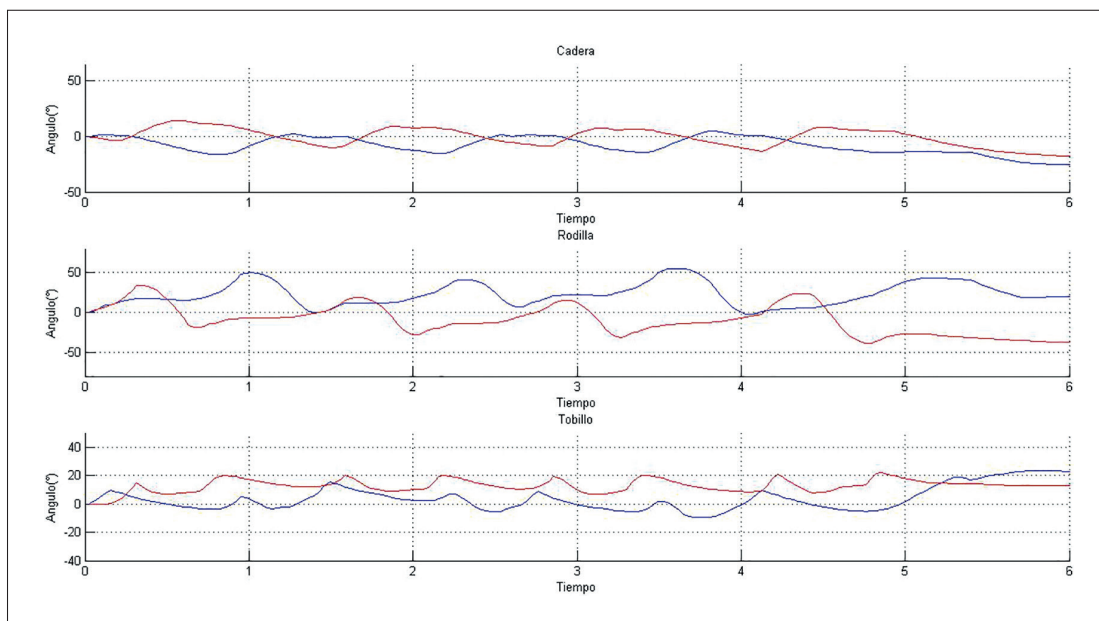


Figura 9.3. Plano Sagital (Ángulo vs Tiempo)

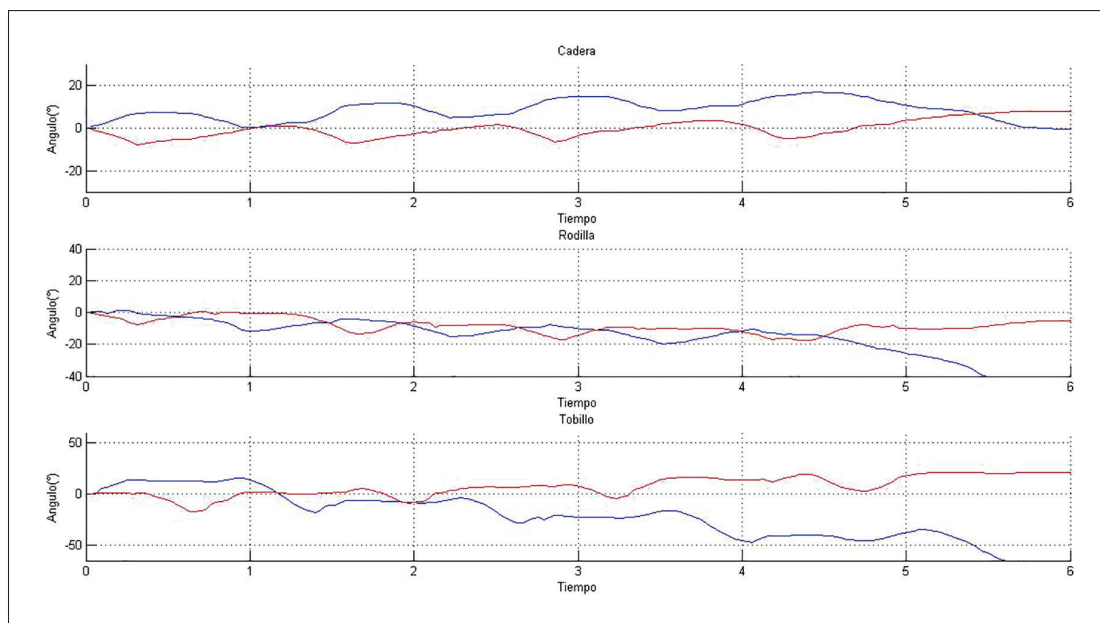


Figura 9.4. Plano Frontal (Ángulo vs Tiempo)

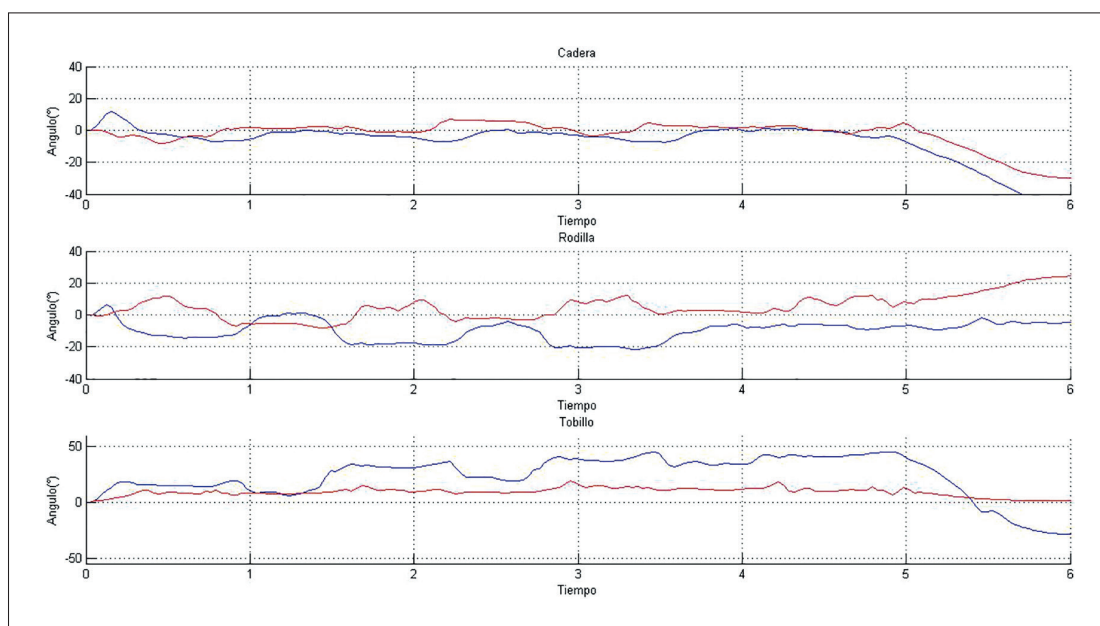


Figura 9.5. Plano Transversal (Ángulo vs Tiempo)

4.2. CURVAS OBTENIDAS APLICANDO EL SEGUNDO PROGRAMA

El siguiente programa efectúa el alineamiento de las curvas en el eje horizontal, es decir, permite eliminar la posible desviación existente debida a la deriva de los sensores. Para ello se ejecuta el primer programa sin movimiento alguno de los sensores, obteniéndose las siguientes figuras:

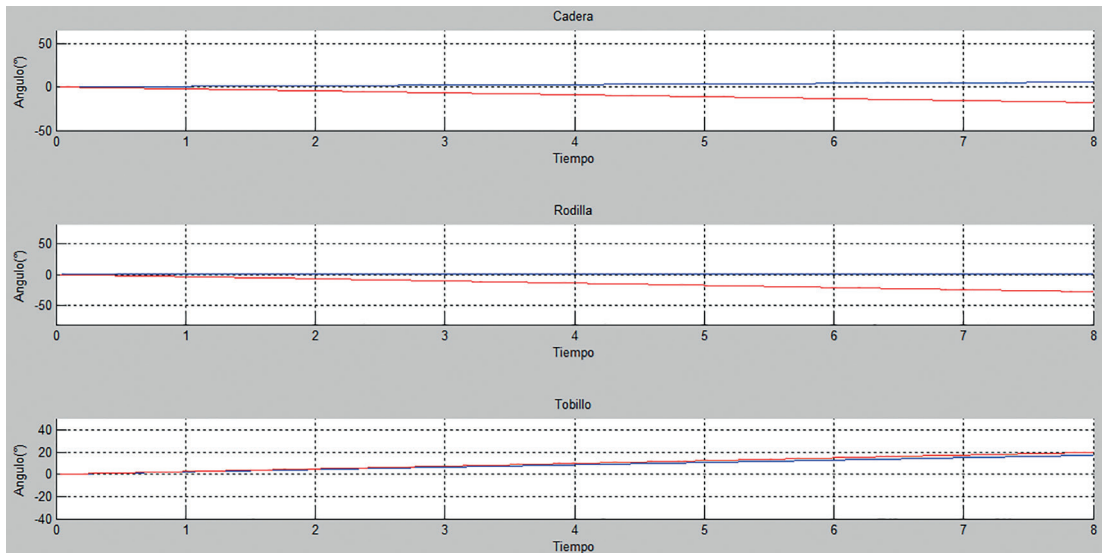


Fig. 9.6a. Curvas de deriva de los sensores en el plano Sagial

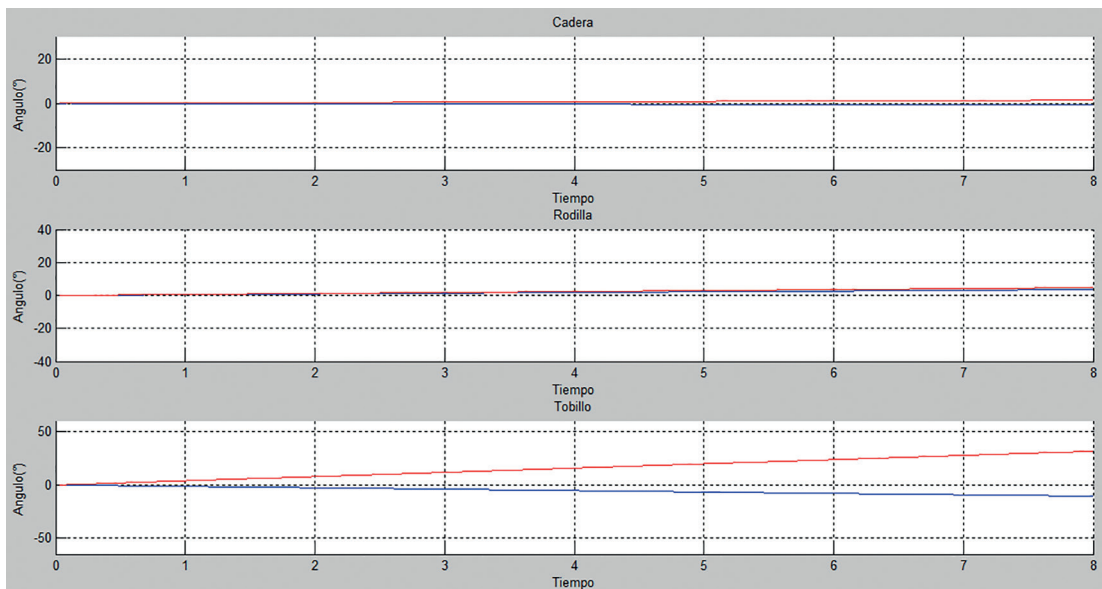


Fig. 9.6b. Curvas de deriva de los sensores en el plano Coronal

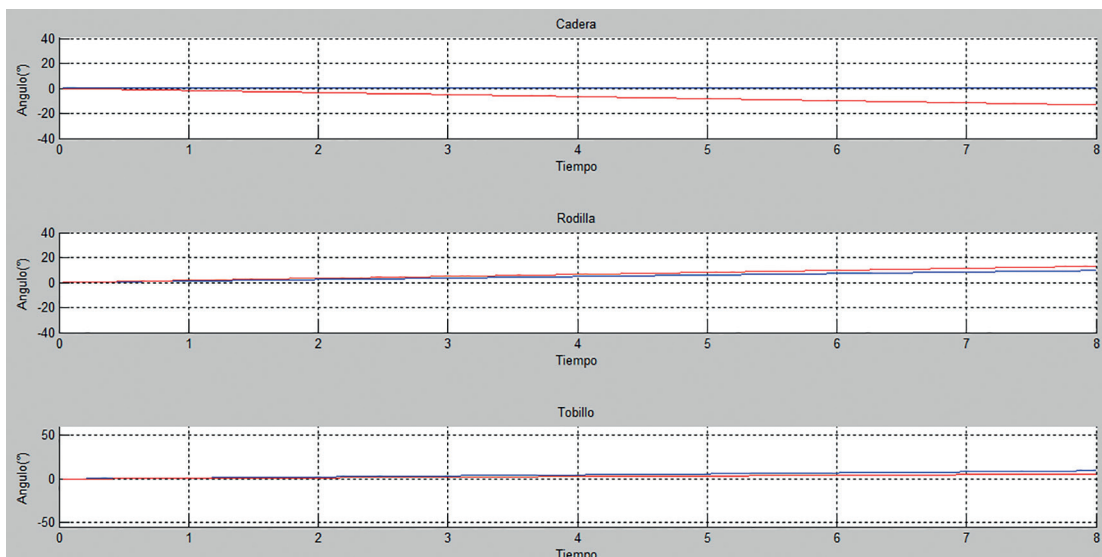


Fig. 9.6c. Curvas de deriva de los sensores en el plano Transversal

Se observó que las derivas obtenidas son constantes para cada sensor (mostrándose variaciones mínimas), e independientes del número de muestreos. De los datos obtenidos se obtuvieron las curvas de deriva que deberán ser restadas a los ángulos resultantes.

A continuación se muestran las rectas de deriva obtenidas por cada plano:

Plano Sagital

```
yrecta1 = (-17.5237*x)/8; % Cadera derecha
yrecta2 = (-27.973*x)/8; % Rodilla derecha
yrecta3 = (19.793*x)/8; % Tobillo derecho
yrecta4 = (5.856*x)/8; % Cadera izquierda
yrecta5 = (1.72*x)/8; % Rodilla izquierda
yrecta6 = (16.459*x)/8; % Tobillo izquierdo
```

Plano Coronal

```
yrecta1 = (3.6155*x)/8; % Cadera derecha
yrecta2 = (6.7566*x)/8; % Rodilla derecha
yrecta3 = (-36.8148*x)/8; % Tobillo derecho
yrecta4 = (8.1867*x)/8; % Cadera izquierda
yrecta5 = (11.3181*x)/8; % Rodilla izquierda
yrecta6 = (10.8195*x)/8; % Tobillo izquierdo
```

Plano Transversal

```
yrecta1 = (-12.7367*x)/8; % Cadera derecha
yrecta2 = (13.0492*x)/8; % Rodilla derecha
yrecta3 = (5.538*x)/8; % Tobillo derecho
yrecta4 = (0.1743*x)/8; % Cadera izquierda
yrecta5 = (9.5728*x)/8; % Rodilla izquierda
yrecta6 = (9.4228*x)/8; % Tobillo izquierdo
```

Asimismo, se muestra el resultado de la corrección de la deriva para una de las curvas obtenidas.

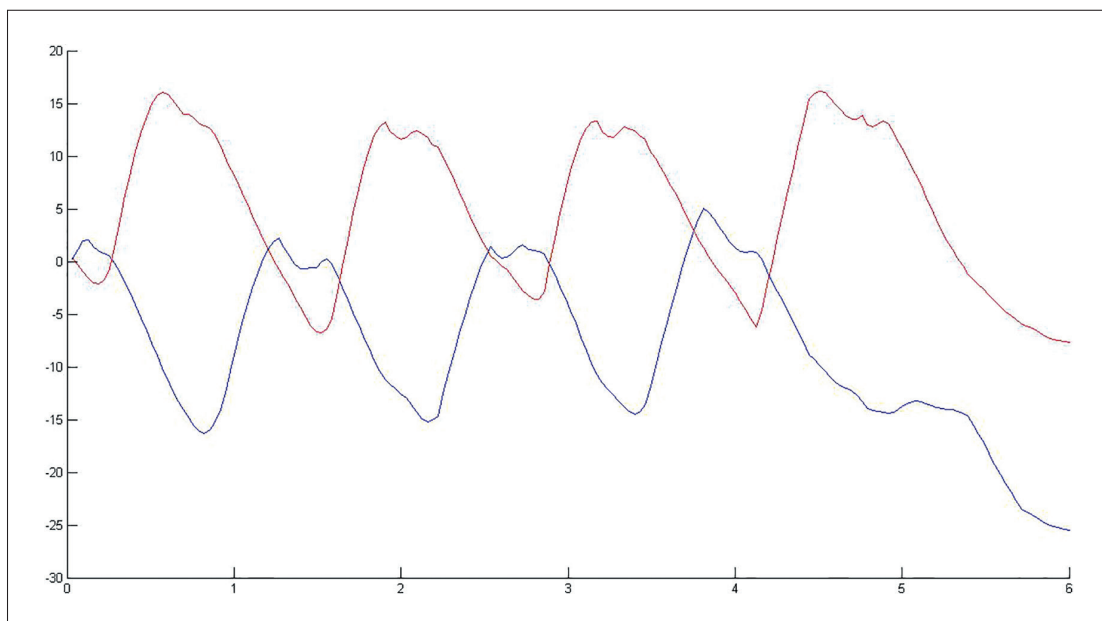


Figura 9.7. Cadera en el Plano Sagital (Ángulo vs Tiempo)

4.3. NORMALIZACIÓN DE LAS CURVAS EN FUNCIÓN DEL PORCENTAJE DEL CICLO

Luego de obtener las curvas alineadas en el eje horizontal, el programa solicita al usuario (personal asistencial) elegir un ciclo de todos los mostrados en las gráficas anteriores. De acuerdo al criterio clínico del personal asistencial se elige un ciclo por cada pierna, recomendándose elegir en el gráfico de la rodilla, ya que tiene mayor rango. El usuario elegirá dos puntos que corresponderán al 0% y 100% del ciclo de la marcha por cada pierna. Los mismos puntos serán utilizados para determinar el ciclo en las articulaciones de la cadera y tobillo, ya que se trata del mismo ciclo de la marcha. A continuación se presentan los resultados en el plano sagital, los cuales pueden ser comparados con las curvas estándar.

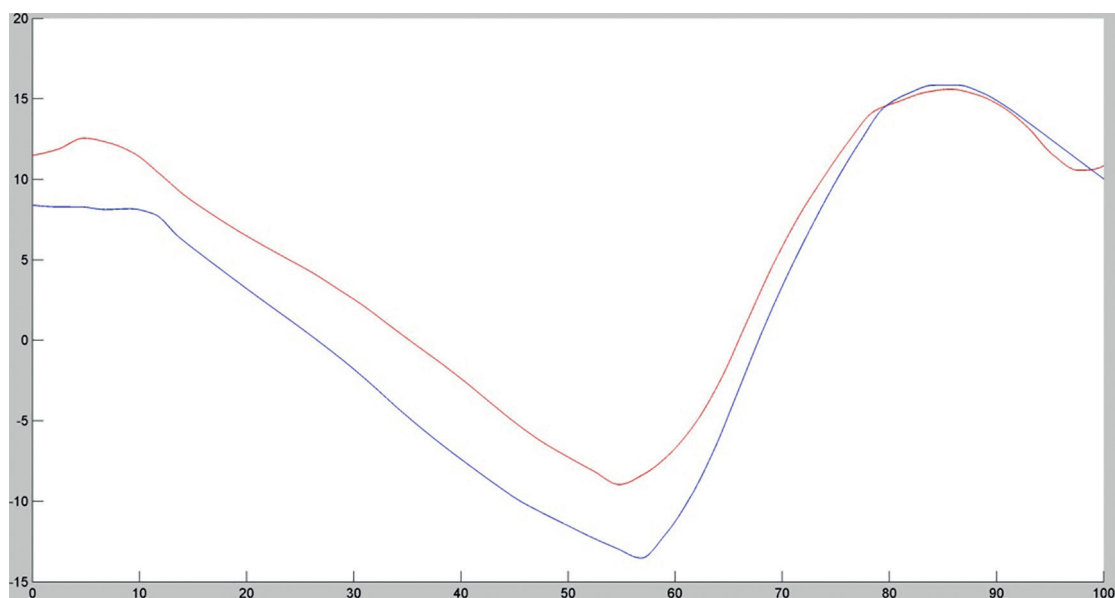


Fig. 9.8. Caderas izquierda y derecha en el plano Sagital (ángulo vs %ciclo)

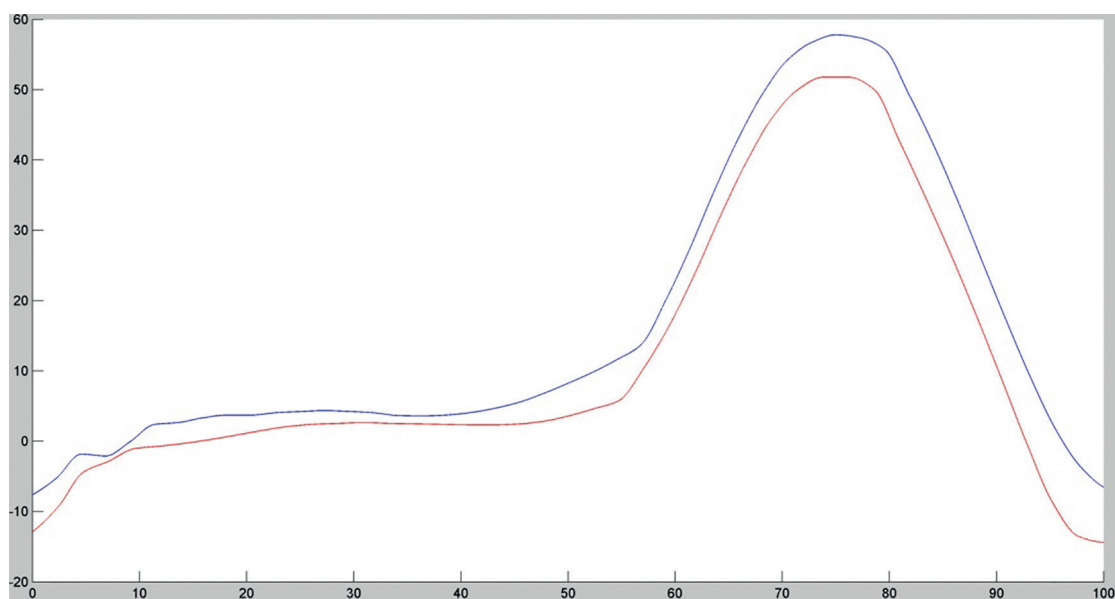


Fig. 9.9. Rodillas izquierda y derecha en el plano Sagital (ángulo vs %ciclo)

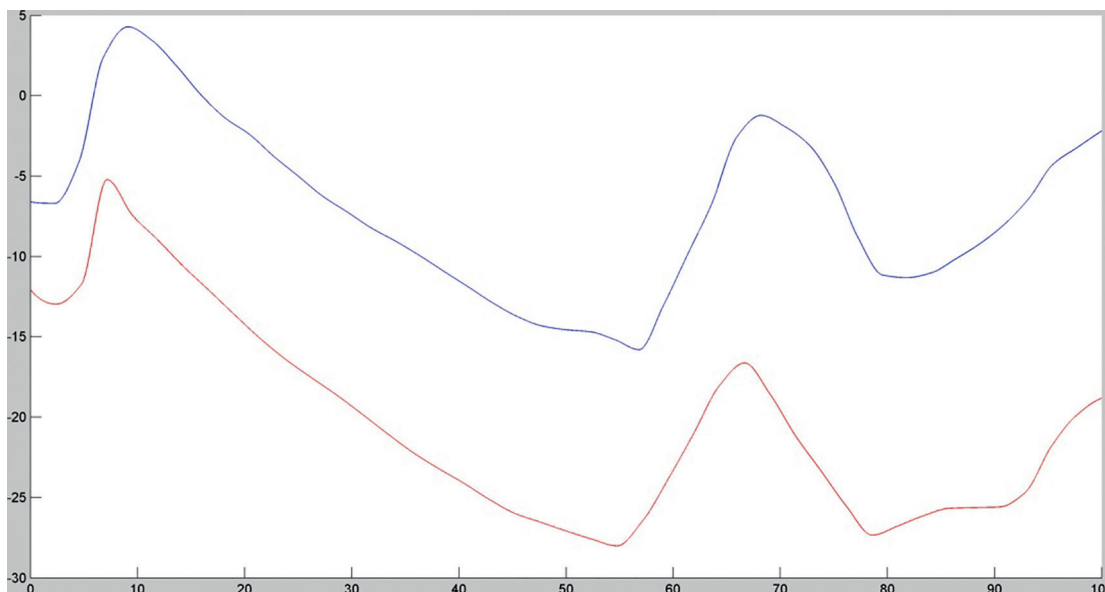


Fig. 9.10. Tobillos izquierdo y derecho en el plano Sagital (ángulo vs %ciclo)

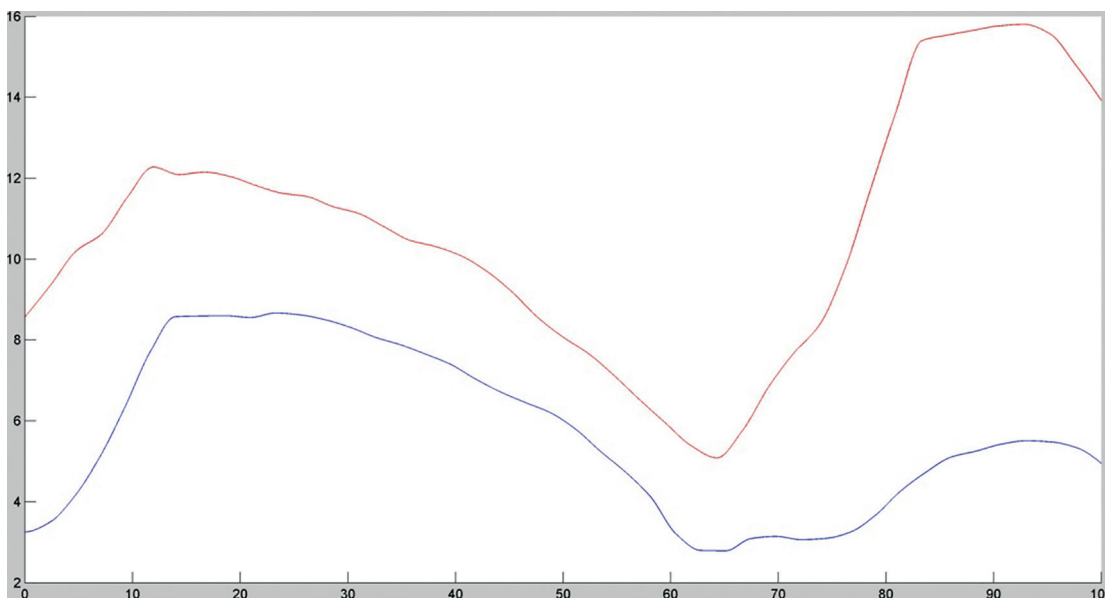


Fig. 9.11. Caderas izquierda y derecha en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

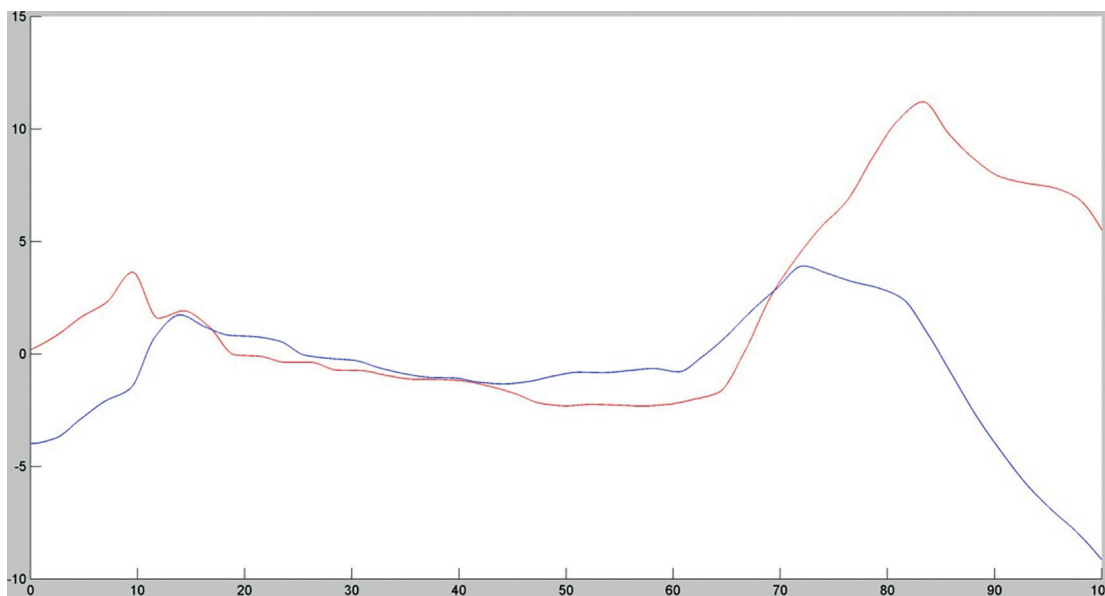


Fig. 9.12. Rodillas izquierda y derecha en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

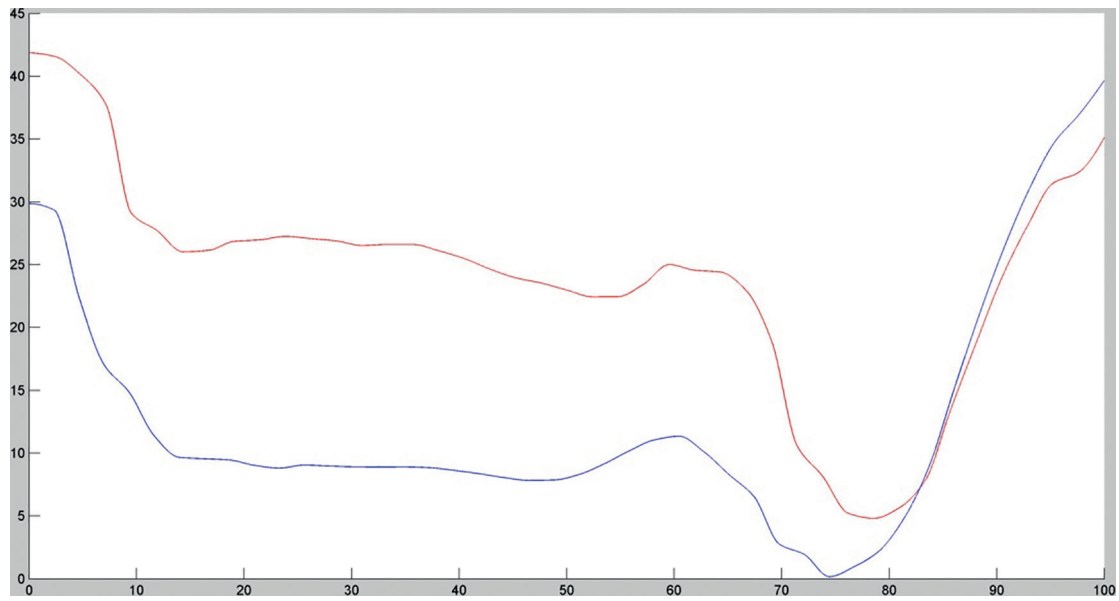


Fig. 9.13. Tobillos izquierdo y derecho en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

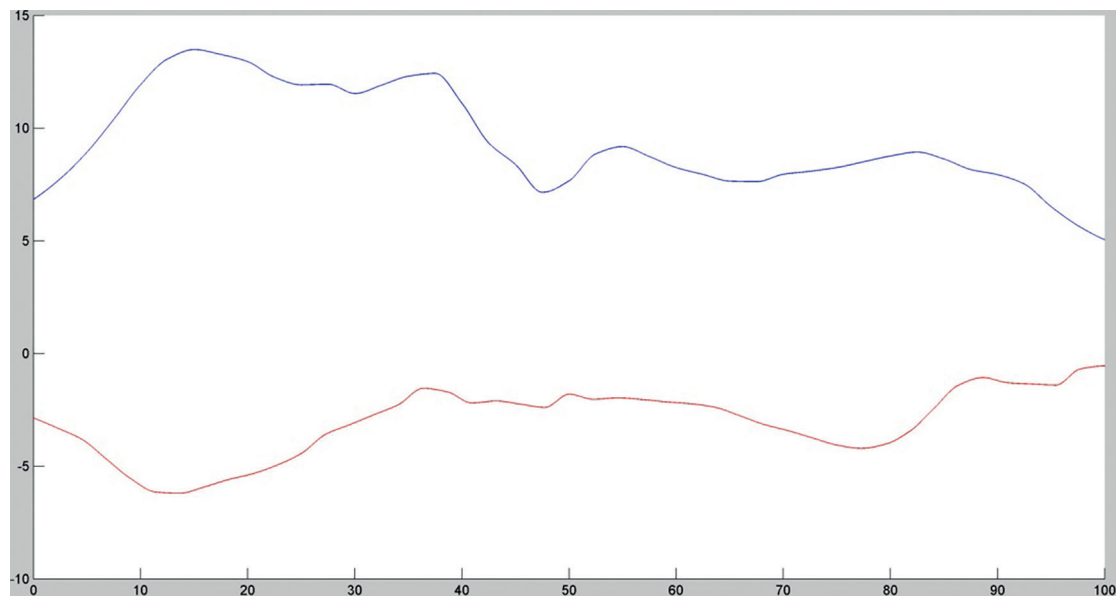


Fig. 9.14. Caderas izquierda y derecha en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

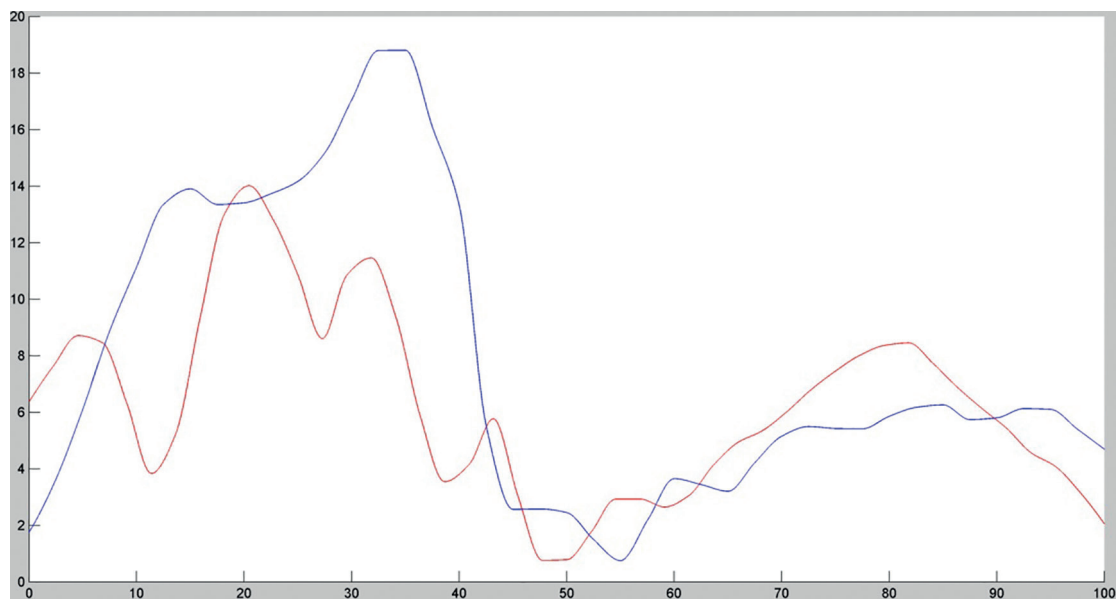


Fig. 9.15. Rodillas izquierda y derecha en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

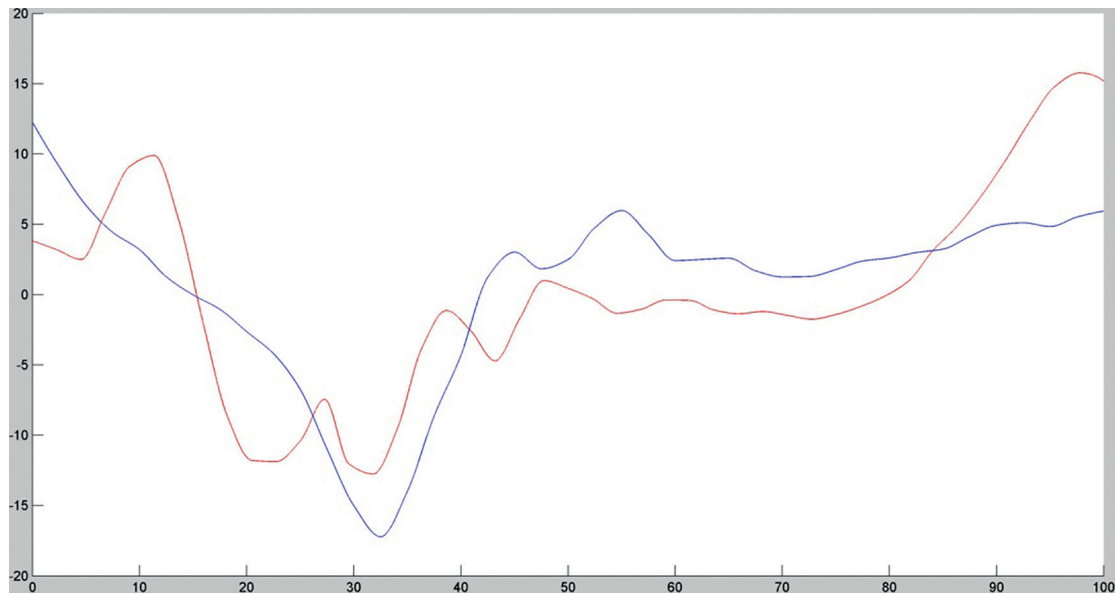


Fig. 9.16. Tobillos izquierdo y derecho en el plano Coronal (ángulo vs %ciclo)

4.4. ANÁLISIS CLÍNICO DE LOS RESULTADOS

La curva del tobillo en el plano sagital muestra un tiempo de dorsi-plantiflexión adelantado más de lo normal, casi un 10% considerando como un paciente sano. Asimismo los ángulos de inicio están más bajos del rango normal en casi 10 grados. La planti-flexión de la articulación es adecuada en el lado izquierdo no así en el derecho. Errores de marcador considerando que es un paciente normal.

En la curva de la rodilla en el plano sagital se observa un ángulo de flexión adecuado y en el porcentaje de ciclo correcto de la marcha, sin embargo la extensión es excesiva en casi -10 grados considerando la curva como paciente normal.

En la curva de la cadera en el plano sagital, se observa las curvas dentro de los rangos de tiempo del ciclo normal de marcha sin embargo los ángulos se encuentran descendidos cerca de 15 grados, por error de colocación de marcadores.

En la curva de la cadera en el plano Coronal, durante la primera fase del ciclo de marcha la curva denota similitud con la curva normal, sin embargo, en la segunda mitad del ciclo la curva se deforma con tendencia a una mayor aducción, además los grados están sobre elevados por más de 20 grados, muchas de esta anomalías se deben a la mala colocación de marcadores.

Cabe señalar que el Perú no cuenta con una base de datos de análisis de la marcha, que permita definir los rangos de normalidad, de las curvas obtenidas en el presente proyecto, sin embargo, la similitud de resultados obtenidos en comparación con los rangos estándar de norteamericanos, permiten concluir de manera preliminar que el presente proyecto tiene un gran potencial como sistema de evaluación de la marcha.

4.5. PRUEBAS DE SEMEJANZA CON SISTEMA DE CÁMARAS PARA ANÁLISIS DE LA MARCHA

Debido a las razones mencionadas anteriormente, no se realizaron pruebas clínicas en el Instituto Nacional de Rehabilitación y en la Clínica San Juan de Dios. Sin embargo, en la Pontificia Universidad Católica se logró implementar un laboratorio de análisis de la marcha utilizando un sistema Vicon con seis cámaras infrarrojas, en el cual se están desarrollando pruebas de análisis de la marcha en el marco de la investigación que realiza la sección de Mecatrónica para el desarrollo de un exoesqueleto para miembros inferiores. El mencionado laboratorio ofreció facilidades para desarrollar las pruebas utilizando el sistema óptico y el sistema electrónico inalámbrico a la vez, de esta manera se podría obtener información relevante y comparable. Lamentablemente, el procesamiento de la información por parte de dicho laboratorio estaría disponible a finales de junio.

Las siguientes fotografías muestran el posicionamiento de ambos sistemas a la vez. Durante las pruebas, el sistema electrónico no causó pérdida de marcadores.



Fig. 9.17. Pruebas con el sistema óptico PUCP



5. DISCUSION

El sistema desarrollado permitió obtener resultados semejantes a los parámetros clínicos reales, a pesar de tratarse de un prototipo experimental que requiere un mayor número de pruebas y validación clínica. Las causas posibles de la no perfección de los resultados, se debe a los siguientes factores: evaluación clínica previa de los usuarios sometidos a las pruebas; posicionamiento de los sensores; posibles errores de los sensores o retardos de la electrónica.

Como se mencionó al inicio, la carencia de laboratorios especializados y de personal asistencial entrenado en el Perú fue una limitación del proyecto, ya que no se realizaron pruebas en laboratorios clínicos, sólo de investigación. Asimismo, el no contar con una base de datos de curvas normales de análisis de la marcha, impide que se realice una comparación real de los resultados obtenidos. Finalmente, la no evaluación clínica de los usuarios sometidos a pruebas impide clasificarlos como pacientes de marcha normal, lo cual puede influir en los resultados induciendo errores inesperados. A pesar de los problemas descritos, las curvas obtenidas son alentadoras.

El protocolo desarrollado para el posicionamiento de los sensores es adecuado, sin embargo, requiere mejoras de acuerdo a la evaluación clínica especializada de las curvas obtenidas, sobre todo para el plano transversal, lo cual implica un cambio mínimo de posición. Sin

embargo, el tamaño de los sensores y su mecanismo de adherencia dificultan el posicionamiento afinado, sobre todo para los sensores del tobillo. Asimismo, se requiere un mayor número de pruebas con pacientes normales, con la finalidad de mejorar el posicionamiento sin depender de la no normalidad de los pacientes.

La electrónica juega un papel muy importante en los resultados obtenidos, como ya se mencionó, los sensores aportan su propio error de deriva (drift), el cual fue eliminado previo a la visualización de resultados. Sin embargo, el método de integración, los retardos de comunicación debido a los sensores, multiplexor, microcontrolador, bluetooth y ordenador, agregarían errores en la visualización, lo cual se ha comprobado debido a que las curvas obtenidas en función del tiempo aumentan o disminuyen con el transcurrir del tiempo, mostrando una deriva adicional.

Los sensores inerciales son adecuados para este tipo de aplicaciones, sin embargo, en el análisis de la marcha, sobre todo en el plano transversal, se requiere mayor precisión tanto en el posicionamiento como en la lectura, por lo que los sensores de aceleración fueron descartados. Existen sensores inerciales que incluyen magnetómetros, además de acelerómetros y giroscopios. Se requerirá un análisis comparativo de las curvas utilizando ambos tipos de sensores, ya que los sensores comerciales para captura de movimiento incluyen este tipo de solución, a pesar de no contar con suficiente resolución como para el análisis de la marcha.

6. CONCLUSIONES

De los resultados preliminares obtenidos se concluye lo siguiente:

- El presente proyecto ha permitido demostrar que es posible desarrollar un sistema para la evaluación cinemática de la marcha utilizando sensores de giro, un sistema de control y mecanismo de comunicación inalámbrica, así como un software personalizado para la aplicación clínica, lo cual permite validar la hipótesis inicial. Sin embargo, los autores del proyecto consideran que es necesario hacer mayores pruebas, involucrando pacientes y médicos especialistas, con la finalidad de introducir este sistema en los ambientes clínicos, dada la carencia actual de laboratorios de análisis de la marcha.
- Las gráficas obtenidas de los ángulos en los planos: sagital, coronal y transversal indican que el posicionamiento en el plano sagital y coronal se acerca a los resultados reales que han sido documentados por diversos autores, sin embargo, es necesario mejorar el posicionamiento de los sensores en el plano transversal.
- Es necesario establecer un protocolo clínico documentado de posicionamiento de los sensores triaxiales para que el personal asistencial utilice el sistema desarrollado sin dificultad y obtenga resultados que puedan ser utilizados en la práctica clínica con pacientes normales y patológicos.
- Será necesario realizar convenios con instituciones de salud como el Instituto Nacional de Rehabilitación o el Hogar Clínica San Juan de Dios con la finalidad de contar con personas (usuarios) participativas, que puedan ser analizados con un sistema de análisis de la marcha implementado y el sistema desarrollado en el presente proyecto.
- Finalmente, una vez obtenidos los parámetros de la marcha con ambos sistemas se deberán obtener los parámetros de correlación entre las curvas correspondientes y el porcentaje de error de los valores obtenidos de los ángulos HIP, KNEE y ANKLE en los tres planos anatómicos con la finalidad de calcular la precisión del sistema desarrollado y su posible aplicación en la práctica clínica.

7. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Se recomienda desarrollar un programa similar que tenga en cuenta sólo las aceleraciones en los ejes X, Y, Z para obtener los ángulos tridimensionales que corresponderán a la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha. Luego hacer una comparación entre los resultados obtenidos por éste método y los resultados obtenidos empleando el desarrollo propuesto en el presente proyecto, con la finalidad de validar la hipótesis relacionada a la precisión de los sensores de aceleración y giroscopios.

La siguiente versión del proyecto deberá contemplar la inclusión de un séptimo sensor para la obtención de los ángulos de la pelvis, similar al desarrollo de la empresa BTS, de manera que el sistema contemple todo el espectro de parámetros de la marcha permitiendo diagnosticar el total de disfunciones asociadas a la cinemática de la marcha. Cabe señalar que el multiplexor seleccionado para el presente desarrollo tiene la capacidad de incluir dos sensores adicionales según su hoja de datos.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Christopher Kirtley. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Elsevier Health Sciences, 2006
2. Christopher L Vaughan, Brian L Davis, Jeremy C O'Connor. *Dynamics of Human Gait*. Second Edition. Kiboho Publishers. Cape Town, South Africa.1999.
3. David Levine, Jim Richards, Michael Whittle. *Whittle's Gait Analysis*. Elsevier USA. 2012.
4. Goffredo, M., Carter, J. & Nixon, M. 2D Markerless Gait Analysis. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering IFMBE Proceedings Volume 22, 2009, pp 67-71.
5. Cutti, A., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A. & Ferrari, A. 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Med Biol Eng Comput* (2010) 48:17–25
6. Furuse, N. & Watanabe T. A Study on Sensing System of Lower Limb Condition with Piezoelectric Gyroscopes: Measurements of Joint Angles and Gait Phases. 11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007. IFMBE Proceedings Volume 16, 2007, pp 689-692.
7. Saito, H., Watanabe, T. & Arifin, A. Ankle and Knee Joint Angle Measurements during Gait with Wearable Sensor System for Rehabilitation. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany IFMBE Proceedings Volume 25/9, 2009, pp 506-509
8. Kitayama, I., Hada, S., Kawauchi, T., Yokota, H. & Hamada, T. Development of a Portable Device for Gait Analysis, and Gait Analysis on Stairs and Uneven Terrain. 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010). August 1-6, 2010 Singapore. IFMBE Proceedings Volume 31, 2010, pp 644-647.
9. Xu, J. & Wu, J. Development of Portable Gait Analysis System Based on a DSP. *Artificial Intelligence and Computational Intelligence. Lecture Notes in Computer Science Volume 7530*, 2012, pp 90-96.
10. Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M. & Yoshinari, S. Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *Journal of Biomechanics*. 2009 Nov 13;42(15):2486-94. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.016. Epub 2009 Aug 13.
11. Takeda, R., Tadano, S., Todoh, M. & Yoshinari, S. Human Gait Analysis using Wearable Sensors of Acceleration and Angular Velocity. 13th International Conference on Biomedical Engineering: ICBME 2008, 3-6 December 2008, Singapore.
12. Grip, H., Gustavsson, O., Öhberg, F., Edström, U., Häger-Ross, C. & Lundström, R. Movement of Lower Extremity – Development of a Portable System for Movement Analysis. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. IFMBE Proceedings Volume 25/9, 2009, pp 520-522.
13. Y. Stauffer, E. Onillon, & R. Vetter. Multi Sensor, Accelerometer Based Nordic Skiing Analysis: Hardware Development, Testing and Preliminary Results. 5th European IFMBE Conference, IFMBE Proceedings 37, pp. 818–821, 2011.
14. Komoto, K. & Makikawa, M. Estimation Accuracy of Human COG Trajectory Using Accelerometer. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. IFMBE Proceedings Volume 25/12, 2009, pp 215-216.
15. Stamatakis, J., Gérard, P., Drochmans, P., Kezai, T., Caby, B., Macq, B. & Flandre, D. Study and implementation of a wireless accelerometer network for gait analysis. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. IFMBE Proceedings Volume 22, 2009, pp 2073-2076.
16. Uribe, A., Rosário, J. & Machado, J. Human Gait: Kinematics Analysis and Mechatronic Simulation. Analysis and Design of Biological Materials and Structures. *Advanced Structured Materials Volume 14*, 2012, pp 201-221.
17. Triple Axis Accelerometer and Gyro Breakout - MPU-6050 datasheet. Disponible en: <http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Components/General%20IC/PS-MPU-6000A.pdf>
18. Bluetooth Modem RN-42 - BlueSMiRF Silver datasheet. Disponible en: <http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Wireless/Bluetooth/Bluetooth-RN-42-DS.pdf>
19. Arduino Mega 2560 R3 datasheet. Disponible en: <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardMega2560>

9. ANEXOS

PROGRAMA DEL MICROCONTROLADOR (LENGUAJE ARDUINO)

```

/* =====
PROGRAMA GAIT ANÁLISIS (ANÁLISIS DE LA MARCHA)
=====
*/
// Se incluyen las librerías Wire.h, I2Cdev.h y MPU6050.h
#include "Wire.h"
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
// Inicializar la comunicación con el sensor inercial MPU
MPU6050 accelgyro;
// Se definen los tipos de variables a utilizar
int matlabData;
int control0 = 22;
int control1 = 24;
int control2 = 26;
int reset = 28;
int estado = 10;
int cuenta = 0;
int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
void setup() {
  // Controles del multiplexor de datos
  pinMode(control0, OUTPUT);
  pinMode(control1, OUTPUT);
  pinMode(control2, OUTPUT);
  pinMode(reset, OUTPUT);
  digitalWrite(reset, HIGH);
  // Se inicializa el bus I2C, ya que la librería no lo hace automáticamente
  Wire.begin();
  // Se inicializa la comunicación serial con una velocidad de 115200 kHz
  Serial.begin(115200);
  // Se inicializan los dispositivos
  digitalWrite(control0, HIGH);
  digitalWrite(control1, HIGH);
  digitalWrite(control2, HIGH);
  // Wire.beginTransmission(0xE0);
  Wire.beginTransmission(0x77);
  Wire.write(B00001000);
  Wire.endTransmission();
  accelgyro.initialize();
  // Wire.beginTransmission(0xE0);
  Wire.beginTransmission(0x77);
  Wire.write(B00001001);
  Wire.endTransmission();
  accelgyro.initialize();
  // Wire.beginTransmission(0xE0);
  Wire.beginTransmission(0x77);
  Wire.write(B00001100);
  Wire.endTransmission();
  accelgyro.initialize();
  // Wire.beginTransmission(0xE0);
  Wire.beginTransmission(0x77);
  Wire.write(B00001101);
}

```

```

Wire.endTransmission();
accelgyro.initialize();
// Wire.beginTransmission(0xE0);
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001110);
Wire.endTransmission();
accelgyro.initialize();
// Wire.beginTransmission(0xE0);
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001111);
Wire.endTransmission();
accelgyro.initialize();
}
void loop() {
if( estado == 10) // Estado inicial
{
if (Serial.available() >0){ // Si hay un dato serial disponible
matlabData = Serial.read(); // Se guarda en la variable m
if (matlabData == 'R') // si el dato enviado es la letra 'R'
{
// Sensor N° 01
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001000);
Wire.endTransmission();
accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
// Se transmiten los datos vía bluetooth
Serial.print(ax);
Serial.print(",");
Serial.print(ay);
Serial.print(",");
Serial.print(az);
Serial.print(",");
Serial.print(gx);
Serial.print(",");
Serial.print(gy);
Serial.print(",");
Serial.println(gz);
// Sensor N° 02
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001001);
Wire.endTransmission();
accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
// Se transmiten los datos vía bluetooth
Serial.print(ax);
Serial.print(",");
Serial.print(ay);
Serial.print(",");
Serial.print(az);
Serial.print(",");
Serial.print(gx);
Serial.print(",");
Serial.print(gy);
Serial.print(",");
Serial.println(gz);
// Sensor N° 03
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001100);
Wire.endTransmission();

```

```
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
// Sensor N° 04
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001101);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
// Sensor N° 05
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001110);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
// Sensor N° 06
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001111);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
```

```
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
    estado = 20; // Cambio de estado para ingresar al siguiente loop
}
}
}
if (estado == 20) // Si cambió el estado
{
    // Sensor N° 01
    Wire.beginTransaction(0x77);
    Wire.write(B00001000);
    Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
    // Sensor N° 02
    Wire.beginTransaction(0x77);
    Wire.write(B00001001);
    Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gx);
    Serial.print(",");
    Serial.print(gy);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
    // Sensor N° 03
    Wire.beginTransaction(0x77);
    Wire.write(B00001100);
    Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    // Se transmiten los datos vía bluetooth
    Serial.print(ax);
    Serial.print(",");
    Serial.print(ay);
    Serial.print(",");
    Serial.print(az);
    Serial.print(",");
    Serial.println(gz);
```

```
        Serial.print(gx);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gy);
        Serial.print(",");
        Serial.println(gz);
// Sensor N° 04
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001101);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
        // Se transmiten los datos vía bluetooth
        Serial.print(ax);
        Serial.print(",");
        Serial.print(ay);
        Serial.print(",");
        Serial.print(az);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gx);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gy);
        Serial.print(",");
        Serial.println(gz);
// Sensor N° 05
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001110);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
        // Se transmiten los datos vía bluetooth
        Serial.print(ax);
        Serial.print(",");
        Serial.print(ay);
        Serial.print(",");
        Serial.print(az);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gx);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gy);
        Serial.print(",");
        Serial.println(gz);
// Sensor N° 06
Wire.beginTransmission(0x77);
Wire.write(B00001111);
Wire.endTransmission();
    accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
        // Se transmiten los datos vía bluetooth
        Serial.print(ax);
        Serial.print(",");
        Serial.print(ay);
        Serial.print(",");
        Serial.print(az);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gx);
        Serial.print(",");
        Serial.print(gy);
        Serial.print(",");
        Serial.println(gz);
    cuenta = cuenta +1; // Contador que sirve para sincronizar con Matlab
    if (cuenta == 9)
```

```

    {
        cuenta = 0;
        estado = 10;
    }
}
}

```

PROGRAMA DE RECEPCIÓN DE DATOS Y VISUALIZACIÓN (LENGUAJE MATLAB)

```

clear all;
clc;
close all;
% Adquisición del parametro tiempo de la prueba
tmax=input('ingrese tiempo en segundos : ');
% Apertura del serie (COM)
%borrar previos
delete(instrfind({'Port'},{'COM4'}));
%crear objeto serie
s = serial('COM4','BaudRate',115200);
%warning('off','MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');
%abrir puerto
fopen(s);
% inicializacion de variables
%consacc y consgyr son variables de conversion obtenidas de la hoja de
%datos del giroscopio
consacc = 16384;
consgyr = 131;
g = 9.81;
t = 0;
j=1;
i = 1;
cuenta = 0;
fwrite(s, 'R'); % Envía comando de inicio al arduino
%% ejecutar bucle cronometrado
tstart=tic;
while t<tmax
    %fwrite(s, 'R');
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i=i+1;
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i = i+1;
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i = i+1;
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i = i+1;
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i = i+1;
    m(j,:,i) = fscanf(s,'%d,%d,%d,%d,%d,%d');
    i = 1;
    j = j+1;
    t = toc(tstart);
    cuenta = cuenta + 1;
    if (cuenta == 10)
        fwrite(s, 'R');
        cuenta = 0;
    end
end
end

```

```

a1 = m(:,1);
b1 = m(:,2);
c1 = m(:,3);
d1 = m(:,4);
e1 = m(:,5);
f1 = m(:,6);
h = 1;
while h<j
    a(h,1) = a1(h,1)/consacc*g;
    a(h,2) = a1(h,2)/consacc*g;
    a(h,3) = a1(h,3)/consacc*g;
    a(h,4) = a1(h,4)/consgyr;
    a(h,5) = a1(h,5)/consgyr;
    a(h,6) = a1(h,6)/consgyr;
    b(h,1) = b1(h,1)/consacc*g;
    b(h,2) = b1(h,2)/consacc*g;
    b(h,3) = b1(h,3)/consacc*g;
    b(h,4) = b1(h,4)/consgyr;
    b(h,5) = b1(h,5)/consgyr;
    b(h,6) = b1(h,6)/consgyr;
    c(h,1) = c1(h,1)/consacc*g;
    c(h,2) = c1(h,2)/consacc*g;
    c(h,3) = c1(h,3)/consacc*g;
    c(h,4) = c1(h,4)/consgyr;
    c(h,5) = c1(h,5)/consgyr;
    c(h,6) = c1(h,6)/consgyr;
    d(h,1) = d1(h,1)/consacc*g;
    d(h,2) = d1(h,2)/consacc*g;
    d(h,3) = d1(h,3)/consacc*g;
    d(h,4) = d1(h,4)/consgyr;
    d(h,5) = d1(h,5)/consgyr;
    d(h,6) = d1(h,6)/consgyr;
    e(h,1) = e1(h,1)/consacc*g;
    e(h,2) = e1(h,2)/consacc*g;
    e(h,3) = e1(h,3)/consacc*g;
    e(h,4) = e1(h,4)/consgyr;
    e(h,5) = e1(h,5)/consgyr;
    e(h,6) = e1(h,6)/consgyr;
    f(h,1) = f1(h,1)/consacc*g;
    f(h,2) = f1(h,2)/consacc*g;
    f(h,3) = f1(h,3)/consacc*g;
    f(h,4) = f1(h,4)/consgyr;
    f(h,5) = f1(h,5)/consgyr;
    f(h,6) = f1(h,6)/consgyr;
    h = h+1;
end
% Se calcula el tamaño de cada matriz para plotearla posteriormente
as = size(a,1);
bs = size(b,1);
cs = size(c,1);
ds = size(d,1);
es = size(e,1);
fs = size(f,1);
% Ahora, dado que se tienen las velocidades de giro, se procederá a
% integrar la curva de velocidad para obtener la posición del sensor en
% el tiempo, que es realmente el dato de interés.
acum1=0;
acum2=0;

```

```

acum3=0;
acum4=0;
acum5=0;
acum6=0;
acum7=0;
acum8=0;
acum9=0;
acum10=0;
acum11=0;
acum12=0;
acum13=0;
acum14=0;
acum15=0;
acum16=0;
acum17=0;
acum18=0;
p = 1;
q = 1;
r = 1;
u = 1;
v = 1;
w = 1;
% Función para la integración de la velocidad del primer sensor
while p~=(as+1)
    acum1 = acum1 + a(p,4)*(tmax/as);
    aint(p,1) = acum1;
    acum2 = acum2 + a(p,5)*(tmax/as);
    aint(p,2) = acum2;
    acum3 = acum3 + a(p,6)*(tmax/as);
    aint(p,3) = acum3;
    p = p+1;
end
% Función para la integración de la velocidad del segundo sensor
while q~=(bs+1)
    acum4 = acum4 + b(q,4)*(tmax/bs);
    bint(q,1) = acum4;
    acum5 = acum5 + b(q,5)*(tmax/bs);
    bint(q,2) = acum5;
    acum6 = acum6 + b(q,6)*(tmax/bs);
    bint(q,3) = acum6;
    q = q+1;
end
% Función para la integración de la velocidad del tercer sensor
while r~=(cs+1)
    acum7 = acum7 + c(r,4)*(tmax/cs);
    cint(r,1) = acum7;
    acum8 = acum8 + c(r,5)*(tmax/cs);
    cint(r,2) = acum8;
    acum9 = acum9 + c(r,6)*(tmax/cs);
    cint(r,3) = acum9;
    r = r+1;
end
% Función para la integración de la velocidad del primer sensor
while u~=(ds+1)
    acum10 = acum10 + d(u,4)*(tmax/ds);
    dint(u,1) = acum10;
    acum11 = acum11 + d(u,5)*(tmax/ds);
    dint(u,2) = acum11;

```

```

    acum12 = acum12 + d(u,6)*(tmax/ds);
    dint(u,3) = acum12;
    u = u+1;
end
% Función para la integración de la velocidad del segundo sensor
while v~=(es+1)
    acum13 = acum13 + e(v,4)*(tmax/es);
    eint(v,1) = acum13;
    acum14 = acum14 + e(v,5)*(tmax/es);
    eint(v,2) = acum14;
    acum15 = acum15 + e(v,6)*(tmax/es);
    eint(v,3) = acum15;
    v = v+1;
end
% Funcion para la integracion de la velocidad del tercer sensor
while w~=(fs+1)
    acum16 = acum16 + f(w,4)*(tmax/fs);
    fint(w,1) = acum16;
    acum17 = acum17 + f(w,5)*(tmax/fs);
    fint(w,2) = acum17;
    acum18 = acum18 + f(w,6)*(tmax/fs);
    fint(w,3) = acum18;
    w = w+1;
end
% Calculamos los angulos de interes: hip, knee, ankle
%PRIMERA PIERNA - DERECHA
%HIP
hip1(:,3) = aint(:,3);
hip11(:,3) = hip1(:,3)*(-1);
hip1(:,2) = aint(:,2);
hip11(:,2) = hip1(:,2)*(-1);
hip1(:,1) = aint(:,1);
hip11(:,1) = hip1(:,1)*(-1);
%KNEE
knee1(:,3) = aint(:,3) - bint(:,3);
knee11(:,3) = knee1(:,3)*(-1);
knee1(:,2) = aint(:,2) - bint(:,2);
knee11(:,2) = knee1(:,2)*(-1);
knee1(:,1) = aint(:,1) - bint(:,1);
knee11(:,1) = knee1(:,1)*(-1);
%ANKLE
ankle1(:,3) = bint(:,3)-cint(:,3);
ankle11(:,3) = ankle1(:,3)*(-1);
ankle1(:,2) = bint(:,2)-cint(:,1);
ankle11(:,2) = ankle1(:,2)*(-1);
ankle1(:,1) = bint(:,1)+cint(:,2);
ankle11(:,1) = ankle1(:,1)*(-1);
% Calculamos los angulos de interes: hip, knee, ankle
%SEGUNDA PIERNA - IZQUIERDA
%HIP
hip2(:,3) = dint(:,3);
hip2(:,2) = dint(:,2);
hip2(:,1) = dint(:,1);
%KNEE
knee2(:,3) = dint(:,3) - eint(:,3);
knee2(:,2) = dint(:,2) - eint(:,2);
knee2(:,1) = dint(:,1) - eint(:,1);
%ANKLE

```

```

    ankle2(:,3) = eint(:,3)-fint(:,3);
    ankle2(:,2) = eint(:,2)-fint(:,1);
    ankle2(:,1) = eint(:,1)+fint(:,2);
%% PLANO SAGITAL
%Se plotearan las graficas de ambas piernas
x = tmax/cs:tmax/cs:tmax;
figure('Name','Analisis Plano Sagital')
% Cadera derecha
subplot(3,1,1)
title('Cadera');
xlabel('Tiempo');
ylabel('Angulo(°)');
ylim([-50 65]); % -20 60
xlim([0 tmax]);
grid on;
hold on;
plot(x,hip11(:,3),'b')
hold on;
plot(x,hip2(:,3),'r')
% Rodilla derecha
subplot(3,1,2)
title('Rodilla');
xlabel('Tiempo');
ylabel('Angulo(°)');
ylim([-80 80]);
xlim([0 tmax]);
grid on;
hold on;
plot(x,knee11(:,3),'b')
hold on;
plot(x,knee2(:,3),'r')
% Tobillo derecho
subplot(3,1,3)
title('Tobillo');
xlabel('Tiempo');
ylabel('Angulo(°)');
ylim([-40 50]); % -40 20
xlim([0 tmax]);
grid on;
hold on;
plot(x,ankle11(:,3),'b')
hold on;
plot(x,ankle2(:,3),'r')
%% PLANO FRONTAL
%Se plotearan las graficas de ambas piernas
x = tmax/cs:tmax/cs:tmax;
figure('Name','Analisis Plano Frontal')
% Cadera derecha
subplot(3,1,1)
title('Cadera');
xlabel('Tiempo');
ylabel('Angulo(°)');
ylim([-30 30]);
xlim([0 tmax]);
grid on;
hold on;
plot(x,hip11(:,2),'b')
hold on;

```

```

    plot(x,hip2(:,2),'r')
% Rodilla derecha
    subplot(3,1,2)
    title('Rodilla');
    xlabel('Tiempo');
    ylabel('Angulo(°)');
    ylim([-40 40]);
    xlim([0 tmax]);
    grid on;
    hold on;
    plot(x,knee11(:,2),'b')
    hold on;
    plot(x,knee2(:,2),'r')
% Tobillo derecho
    subplot(3,1,3)
    title('Tobillo');
    xlabel('Tiempo');
    ylabel('Angulo(°)');
    ylim([-65 60]); % -70 15
    xlim([0 tmax]);
    grid on;
    hold on;
    plot(x,ankle11(:,2),'b')
    hold on;
    plot(x,ankle2(:,2),'r')
%% PLANO TRANSVERSAL
%Se plotearan las graficas de la pierna derecha
    x = tmax/cs:tmax/cs:tmax;
    figure('Name','Análisis Plano Transversal')
% Cadera derecha
    subplot(3,1,1)
    title('Cadera');
    xlabel('Tiempo');
    ylabel('Angulo(°)');
    ylim([-40 40]);
    xlim([0 tmax]);
    grid on;
    hold on;
    plot(x,hip11(:,1),'b')
    hold on;
    plot(x,hip2(:,1),'r')
% Rodilla derecha
    subplot(3,1,2)
    title('Rodilla');
    xlabel('Tiempo');
    ylabel('Angulo(°)');
    ylim([-40 40]);
    xlim([0 tmax]);
    grid on;
    hold on;
    plot(x,knee11(:,1),'b')
    hold on;
    plot(x,knee2(:,1),'r')
% Tobillo derecho
    subplot(3,1,3)
    title('Tobillo');
    xlabel('Tiempo');
    ylabel('Angulo(°)');

```

```

ylim([-55 60]); % -30 20
xlim([0 tmax]);
grid on;
hold on;
plot(x,ankle11(:,1),'b')
hold on;
plot(x,ankle2(:,1),'r')
%% Limpiar
% Se cierra y borra el puerto serial, y se limpia la variable "s"
fclose(s);
delete(s);
clear s;

```

PROGRAMA DEL PERSONAL USUARIO (LENGUAJE MATLAB)

```

ButtonName = questdlg('Indicar los puntos de inicio y fin de la desviación: Cadera,
Rodilla, Tobillo (rojo), Cadera, Rodilla, Tobillo (azul), luego enter','Corrección de la
desviación','Continuar','Cancelar','Continuar');
switch ButtonName,
case 'Continuar',
[xin1,yin1]=ginput;
% Generar la recta de calibración para cada curva con los puntos
% seleccionados
mrecta1 = (yin1(2)-yin1(1))/(xin1(2)-xin1(1));
brecta1 = xin1(1)*mrecta1;
yrecta1 = mrecta1*x + brecta1; % Cadera roja

mrecta2 = (yin1(4)-yin1(3))/(xin1(4)-xin1(3));
brecta2 = xin1(3)*mrecta2;
yrecta2 = mrecta2*x + brecta2; % Rodilla roja

mrecta3 = (yin1(6)-yin1(5))/(xin1(6)-xin1(5));
brecta3 = xin1(5)*mrecta3;
yrecta3 = mrecta3*x + brecta3; % Tobillo rojo

mrecta4 = (yin1(8)-yin1(7))/(xin1(8)-xin1(7));
brecta4 = xin1(7)*mrecta4;
yrecta4 = mrecta4*x + brecta4; % Cadera azul

mrecta5 = (yin1(10)-yin1(9))/(xin1(10)-xin1(9));
brecta5 = xin1(9)*mrecta5;
yrecta5 = mrecta5*x + brecta5; % Rodilla azul

mrecta6 = (yin1(12)-yin1(11))/(xin1(12)-xin1(11));
brecta6 = xin1(11)*mrecta6;
yrecta6 = mrecta6*x + brecta6; % Tobillo azul

% Se muestran las curvas corregidas
figure('Name','Curva cadera corregida','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
ycorr1 = hip2(:,3)-yrecta1';
ycorr4 = hip11(:,3)-yrecta4';
hold on;
plot(x,ycorr4,'b')
hold on;
plot(x,ycorr1,'r');

figure('Name','Curva tobillo corregida','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);

```

```

ycorr3 = ankle2(:,3) - yrecta3';
ycorr6 = ankle11(:,3) - yrecta6';
hold on;
plot(x,ycorr6,'b')
hold on;
plot(x,ycorr3,'r');

figure('Name','Curva rodilla corregida','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
ycorr2 = knee2(:,3)-yrecta2';
ycorr5 = knee11(:,3) - yrecta5';
hold on;
plot(x,ycorr5,'b')
hold on;
plot(x,ycorr2,'r');

% Seleccionar el mejor ciclo de todos indicando los puntos de
% inicio y fin. Sólo de la rodilla
[size1,size2] = size(x);
ButtonName2 = questdlg('Indicar los puntos de inicio y fin del ciclo, rojo y azul, luego
enter','Selección de la curva','Ok','No','Ok');
switch ButtonName2,
case 'Ok',
[xin2,yin2]=ginput;
j=1;
k=1;
% Generar matrices donde se guardarán las curvas (un ciclo
% de cada curva)
xn1 = zeros(size2);
yn1 = zeros(size2);
yn2 = zeros(size2);
yn3 = zeros(size2);
xn2 = zeros(size2);
yn4 = zeros(size2);
yn5 = zeros(size2);
yn6 = zeros(size2);
for i = 1:size2
if x(1,i)>xin2(1) && x(1,i)<xin2(2)
xn1(j) = x(1,i);
yn1(j) = ycorr1(i,1);
yn2(j) = ycorr2(i,1);
yn3(j) = ycorr3(i,1);
j=j+1;
end

if x(1,i)>xin2(3) && x(1,i)<xin2(4)
xn2(k) = x(1,i);
yn4(k) = ycorr4(i,1);
yn5(k) = ycorr5(i,1);
yn6(k) = ycorr6(i,1);
k=k+1;
end

end
% Generar curvas en un ciclo (ángulos en rojo)
xn1f = xn1(1:j-1);
xmax = max(abs(xn1f(:)))-min(abs(xn1f(:)));
xn1final=100*(xn1f-min(abs(xn1f(:))))/xmax;
yn1f = yn1(1:j-1);

```

```

yn2f = yn2(1:j-1);
yn3f = yn3(1:j-1);

% Generar curvas en un ciclo (ángulos en azul)
xn2f = xn2(1:k-1);
xmax2 = max(abs(xn2f(:)))-min(abs(xn2f(:)));
xn2final=100*(xn2f-min(abs(xn2f(:)))/xmax2);
yn4f = yn4(1:k-1);
yn5f = yn5(1:k-1);
yn6f = yn6(1:k-1);

dt = datestr(now,'mm-dd-yy HH-MM-SS AM'); % Nombre del directorio
mkdir(dt); % Crea el directorio donde se guardarán las figuras

% Crea la figura de los ángulos de la Cadera en un ciclo normalizado
figure('Name','Curva cadera en % de Ciclo','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
hold on;
% Previamente instalar la función smoothLine
[caderaX1,caderaY1] = smoothLine(xn1final,yn1f);
[caderaX2,caderaY2] = smoothLine(xn2final,yn4f);
plot(caderaX1,caderaY1,'r')
hold on;
plot(caderaX2,caderaY2,'b')
combinedStr1 = strcat(dt,'/CaderaSagital.jpg');
export_fig CaderaSagital.jpg % Genera la figura en jpg
movefile('CaderaSagital.jpg',combinedStr1) % Mover la figura al directorio creado

% Crea la figura de los ángulos de la Rodilla en un ciclo normalizado
figure('Name','Curva rodilla en % de Ciclo','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
hold on;
[rodillaX1,rodillaY1] = smoothLine(xn1final,yn2f);
[rodillaX2,rodillaY2] = smoothLine(xn2final,yn5f);
plot(rodillaX1,rodillaY1,'r');
hold on;
plot(rodillaX2,rodillaY2,'b');
combinedStr2 = strcat(dt,'/RodillaSagital.jpg');
export_fig RodillaSagital.jpg % Genera la figura en jpg
movefile('RodillaSagital.jpg',combinedStr2) % Mover la figura al directorio creado

% Crea la figura de los ángulos del Tobillo en un ciclo normalizado
figure('Name','Curva tobillo en % de Ciclo','units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
hold on;
[tobilloX1,tobilloY1] = smoothLine(xn1final,yn3f);
[tobilloX2,tobilloY2] = smoothLine(xn2final,yn6f);
plot(tobilloX1,tobilloY1,'r')
hold on;
plot(tobilloX2,tobilloY2,'b')
combinedStr3 = strcat(dt,'/TobilloSagital.jpg');
export_fig TobilloSagital.jpg % Genera la figura en jpg
movefile('TobilloSagital.jpg',combinedStr3) % Mover la figura al directorio creado
case 'No',
% En caso seleccionó No, no hace nada
end
case 'Cancelar',
% En caso seleccionó No, no hace nada
end % switch

```