

Estudio y Caracterización de la Cinemática de los Pies en Marcha Asistida con Andadores

A. Frizera, A. Abellanas, R. Ceres, J. L. Pons, R. Raya

*Grupo de Bioingeniería, Instituto de Automática Industrial - Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Crta. de Campo Real Km 0.200, 28500 Arganda del Rey, Madrid, España
(e-mail: {frizera, andres, ceres, jlpons, rraya}@iai.csic.es)*

Resumen: En este trabajo se presentan en primer lugar unas consideraciones generales sobre la aplicación de la robótica en un sentido amplio a funciones de asistencia personal atendiendo de un modo particular a las necesidades de las personas con discapacidad física o sensorial y cognitiva. El núcleo del trabajo consiste en la exposición de la configuración de una serie de sensores ultrasónicos para la medida de la distancia relativa entre los pies del usuario y el andador y a partir de esta información obtener parámetros descriptivos de la marcha humana. Estos parámetros han sido utilizados para la elaboración de una formulación analítica de la evolución de los pies presentado también en este trabajo. El sistema ultrasónico está integrado en un andador avanzado que consiste en una plataforma multisensorial para el estudio de la interacción y cooperación hombre-máquina. Copyright ©2009 CEA.

Palabras Clave: Robótica de rehabilitación, marcha humana, ultrasonidos, interfaz hombre-máquina, modelado.

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo del bienestar social comprende más que el aumento del nivel económico de los individuos en sí mismo, el desarrollo armónico e integral de las personas en aspectos de sanidad, educación y servicios sociales en general. En este contexto se considera esencial el desarrollo completo de las capacidades básicas humanas para la potenciación de las funciones vitales personales y de relación con el medio social y el entorno físico en el que la persona se desenvuelve. La discapacidad, como la vejez, la infancia y la marginación en general, presentan una demanda y a la vez una oportunidad de satisfacción de necesidades especiales que deben ser cubiertas cada vez más de un modo sistémico.

La tecnología está desempeñando en las últimas décadas un papel fundamental en la asistencia personal en todos los ámbitos y en particular en el desarrollo de las llamadas “ayudas técnicas”, o de forma más general, de las tecnologías de apoyo, para el estudio y la reducción de los efectos de deficiencias asociadas a la discapacidad, bien por procesos de rehabilitación o por compensación funcional.

1.1 La movilidad humana y los dispositivos de ayuda. Los andadores avanzados

La movilidad es una de las más importantes facultades humanas, ya que incide no solo en la capacidad de locomoción de una persona y la habilidad de realización de tareas personales, sino que también está relacionada con cuestiones fisiológicas y psicológicas, condicionando el comportamiento de una persona frente a su medio.

La marcha es el proceso natural que permite a los seres humanos la locomoción utilizando las extremidades inferiores. Este proceso puede ser descrito como una serie de movimientos al-

ternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco, que determinan un desplazamiento del centro de gravedad. En términos generales, la marcha humana se entiende como un proceso en el que el peso del cuerpo se va desplazando hacia un objetivo determinado mientras es soportado de manera alternada por las piernas (Lacuesta *et al.*, 1999).

De las disfunciones de mayor incidencia en la actividad humana son las relacionadas con la movilidad que tienen etiologías muy diversas según sean de origen congénito, adquirida por traumatismos o enfermedades infectocontagiosas o por procesos degenerativos neuromusculares muy comunes en personas con edades avanzadas. Puede comprenderse así la importancia cualitativa y cuantitativa del problema, especialmente teniendo en cuenta el envejecimiento de nuestras sociedades en las últimas décadas.

Como sistemas de apoyo a la movilidad se han desarrollado todo un conjunto de dispositivos que pueden ser de potenciación, para mejora de las capacidades residuales, o de sustitución de las mismas. Los primeros abarcan muy variados elementos desde simples bastones, muletas y andadores hasta ortésis de miembro inferior. En el área de la movilidad, como elementos alternativos o sustitutivos podemos citar principalmente las prótesis en el caso de amputaciones y las sillas de ruedas para alteraciones neuromotoras en general entre otras, (González *et al.*, 2008). El papel de estos últimos dispositivos está fuera de toda discusión; sin embargo su uso continuado genera problemas dermatológicos, renales, digestivos y oseoarticulares entre otros. Por ello, este medio de movilidad no debe prescribirse de forma exclusiva a personas con ciertas capacidades residuales de marcha que pueden y deben ser mantenidas y potenciadas en la medida de lo posible.

Entre los elementos potenciadores de la movilidad, los andadores ocupan un lugar destacado por su gran número de usuarios dada su simplicidad y su importante potencial rehabilitador

ya que es un medio que utiliza las capacidades residuales de locomoción del usuario, evitando el uso precoz y discapacitante de las sillas de ruedas u otros elementos alternativos de locomoción. Existen muchas variantes de andadores en cuanto a los materiales constitutivos, tipos de apoyos, accesorios, tamaños y configuraciones estructurales.

Estos dispositivos de ayuda presentan problemas clásicos relacionados con la energía y la manipulación del reposicionamiento en cada paso para los dispositivos dotados de patas. Todo ello origina un cambio en la pauta de marcha al andar, cambios en la cadencia normal de la marcha y la falta de estabilidad. Para paliar estos problemas surgen los andadores con ruedas los cuales introducen problemas relacionados al movimiento libre del dispositivo y los problemas de frenado. Especialmente en los sistemas compuestos únicamente por ruedas, se exige una adecuada coordinación neuromotora y sobre todo tono muscular ante situaciones de peligro como rampas descendentes, o irregularidades en el suelo para evitación de caídas.

Para solucionar esos problemas mencionados, se proponen los dispositivos conocidos como andadores robóticos avanzados o andadores inteligentes (*Smart Walkers*) con el fin de aprovechar capacidades residuales de locomoción del usuario, evitando el uso precoz de sillas de ruedas para usuarios mayores y en general en procesos de rehabilitación de lesiones todo ello con posibilidades de personalización de estos procesos y la reducción de la duración de los mismos, (Ceres *et al.*, 2004). Los prototipos desarrollados por ciertos grupos de investigación son sistemas activos, dotados normalmente de sensores para captación del entorno e incluso elementos de interacción persona-andador, actuando o dirigiendo el movimiento motorizado del mismo.

Entre los trabajos llevados a cabo es de destacar el andador PAM-AID (*Personal Adaptive Mobility AID*), resultado de los trabajos de G. Lacey del Trinity College (Dublín, Irlanda). El objetivo es aumentar la independencia de personas con deficiencias visuales y de movilidad, (Lacey *et al.*, 1998), (Lacey and Dawson-Howe, 1997), (MacNamara and Lacey, 2000). Este dispositivo ha tenido diversas versiones y actualmente es comercializado por la empresa *Haptica Ltd* bajo el nombre de GUIDO.

Otro sistema de importancia en el ámbito de los andadores inteligentes es el *Personal Aid for Mobility and Monitoring (PAMM)*, (Spenco *et al.*, 2006). El sistema tiene dos versiones: la primera inspirada en un bastón modificado, PAMM SmartCane y la segunda un andador inteligente. El segundo dispositivo está orientado a proporcionar guiado, soporte físico, monitorización de la salud y ayudar al usuario recordándole horarios o agendas, como, por ejemplo, la hora de tomar medicinas. La idea es proveer funciones que ayuden al usuario mayor en problemas comunes de la senilidad como pérdida de memoria, desorientación, debilidad músculo-esquelética, inestabilidad en la marcha y observación del estado cardiovascular. Además, según el autor, por las funciones desarrolladas por el dispositivo, el mismo puede también ser usado como elemento de rehabilitación por pacientes jóvenes.

Una revisión más detallada de los andadores avanzados y su clasificación funcional se encuentra en (Frizera *et al.*, 2008)

1.2 Marco del trabajo

El presente trabajo se desarrolla en el marco del Proyecto SIM-BIOSIS -“Plataforma multisensorial biomecánica de coopera-

ción predictiva hombre-máquina en robots móviles de servicios. Desarrollo de una aplicación de asistencia personal de ayuda a la movilidad”. En dicho proyecto se trata de construir una plataforma de mando y control de robots, a modo de interfaz multimodal, mediante la identificación de ciertas posturas, gestos e intenciones y desarrollar y adaptar una serie de sensores. El proyecto se orienta al guiado asistido de robots aplicándose en particular a la construcción de un andador robotizado para ayuda a personas con movilidad reducida.

En este trabajo se presenta la concepción, el desarrollo y la validación de un sistema de determinación en continuo de la posición relativa de los pies del usuario respecto a la estructura del dispositivo en el sentido de avance (eje anteroposterior). Por un lado, esta medida se utilizará para modular de forma automática la velocidad de avance del sistema e incluso para detenerlo en caso de una separación excesiva de la persona y la base evitando riesgos de caída. Por otro, la medida de la posición de los pies es interesante para el estudio de la evolución espacio temporal de los mismos a fin de obtener una caracterización dinámica de la marcha del usuario.

En este trabajo se presenta un sistema ultrasónico (US) para la caracterización y modelado de la marcha humana asistida por andadores robóticos a través de la determinación y el seguimiento de la posición de los pies del usuario. Una vez hecha esta introducción, en la sección 2 se presentan brevemente los principales parámetros de la marcha humana, así como métodos para obtenerlos. En esta misma sección se introduce el sistema de medición propuesto en este trabajo. A continuación, en la sección 3, se presenta la caracterización de la marcha humana mediante el sistema propuesto. En la sección 4, se presentan los experimentos de validación del sistema que son discutidos y analizados en la sección 5. Finalmente, en la sección 6, se presentan las conclusiones y trabajos futuros.

2. CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA HUMANA. PROPUESTA DE UNA NUEVA TÉCNICA

2.1 La marcha humana: fases y parámetros

El movimiento del cuerpo humano se puede representar en tres planos (fig. 1) que son el plano transversal, normal al eje superior-inferior o vertical; el plano sagital, normal al eje medio lateral o transversal; y el plano coronal, normal al eje anteroposterior. Dado que el desplazamiento se produce principalmente en la dirección del eje anteroposterior, la mayoría de los movimientos durante la locomoción humana tienen lugar en el plano sagital, por lo que los patrones de movimiento y los estudios biomecánicos en general, se centran en considerar lo que ocurre en este plano. La nomenclatura de los ejes será la empleada como referencia a lo largo del trabajo.

Se puede caracterizar la marcha a partir de diferentes parámetros que describen la evolución espacial y temporal del proceso. Del mismo modo, se describe la marcha en función del proceso cíclico conocido como el ciclo de marcha. En la sección 3 se presentan los principales parámetros de la marcha humana.

Como se ha mencionado anteriormente, se puede caracterizar la marcha a partir de diferentes parámetros que describen la evolución espacial y temporal del proceso. Un parámetro espacio-temporal relacionado con el ciclo de marcha humana es la distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie, que se denomina longitud de la zancada. La distancia, medida

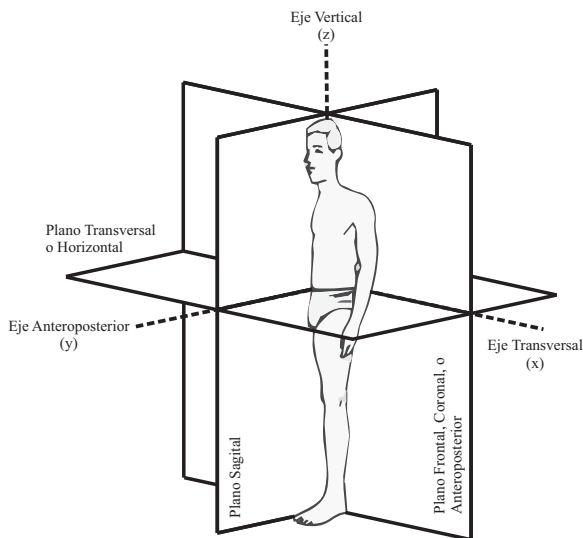


Figura 1. Planos y ejes anatómicos para el estudio del movimiento del cuerpo humano.

en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del otro, se denomina longitud del paso. La cadencia está definida como el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo, típicamente medido en pasos por minuto. En pasos por segundo, la cadencia es el doble de la inversa de la duración de un ciclo de marcha. La velocidad de la marcha es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo en la dirección determinada. La velocidad media se puede calcular como el producto de la cadencia por la longitud de paso (Moreno, 2006). En la sección 3.1 se introduce una propuesta para la obtención de dichos parámetros con el sistema propuesto en este trabajo.

El proceso cíclico de acontecimientos durante la marcha se conoce como el ciclo de marcha. Este proceso es el intervalo comprendido entre dos eventos similares y consecutivos en la marcha y se considera que comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie. Concretamente, este ciclo se compone de dos fases denominadas comúnmente como fase de apoyo y fase de oscilación. Una pierna está en la fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en la fase de oscilación en la evolución, sin contacto con el suelo, hasta el apoyo siguiente. El apoyo, puede ser sencillo, cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo y doble, cuando están ambos pies simultáneamente. La ausencia de la fase de doble apoyo distingue el correr del andar. A su vez, las fases de apoyo y oscilación pueden ser divididas en subfases (Perry, 1992): contacto inicial, apoyo inicial, apoyo medio, apoyo final, oscilación previa, oscilación inicial, oscilación media y oscilación final.

2.2 Estado del arte de las técnicas y métodos obtención de parámetros de la marcha

Tradicionalmente, para el estudio de la evolución de los miembros inferiores y para la medición de parámetros de la marcha humana libre (sin andador) se han propuesto giroscopios uniaxiales (Tong and Granat, 1999) midiendo rotaciones de los segmentos de las extremidades inferiores junto con la información de presiones en la planta de los pies en desplazamientos libres. Del mismo modo, se ha utilizado la combinación de giroscopios y acelerómetros en el cuerpo para medida cinemática (Maya-

goitiaa *et al.*, 2002). También se ha propuesto la utilización de los giroscopios en los segmentos corporales para determinación de parámetros espacio-temporales en la marcha patológica (Aminian *et al.*, 2002) y en la detección de fases de la marcha (Pappas *et al.*, 2001), (Kirtley, 2003). Otros autores han propuesto la utilización de telemetría IR en combinación con transductores de fuerza en bastones (Lackovic *et al.*, 2000). En cuanto a la medida de movimientos restringidos externamente, también se han propuesto, recientemente, métodos ambulatorios mediante sensores inerciales para controlar y monitorizar ortesis y prótesis inteligentes (Moreno *et al.*, 2006).

Los sistemas de captura del movimiento humano en 2D y 3D con mayor precisión son los sistemas ópticos de fotogrametría basados en marcadores ubicados en determinados puntos de los segmentos corporales a caracterizar. Típicamente el objeto es iluminado con luz infrarroja en un espacio de trabajo y la posición de los marcadores es digitalizada posteriormente a partir de imágenes estereoscópicas capturadas por múltiples cámaras de alta resolución. Estos sistemas son bastante precisos, pero presentan las desventajas de no ser ambulatorios y de tener un entorno de medición confinado a un área de trabajo.

En lo que refiere a sistemas portados en los dispositivos aumentativos de ayuda a la movilidad o de rehabilitación no hay una gran variedad de sistemas en la literatura orientados al estudio y seguimiento de la marcha humana. En el caso de los andadores los estudios relacionados con las interfaces hombre-máquina encontrados en la literatura están más centrados en el desarrollo de sistemas para la detección de intenciones de guiado del usuario, normalmente a través de la medición e interpretación de las fuerzas aplicadas en los manillares del dispositivo. Sin embargo, sensores tradicionalmente utilizados en robótica (como los sensores láser, cámaras de vídeo, transductores ultrasónico, etc.) pueden ser empleados en la solución del problema de estudio de la marcha humana con andadores.

Un ejemplo de sistemas para la determinación de la posición de los pies en dispositivos de rehabilitación se presenta en (Frigola *et al.*, 2007). Se trata de una cinta de ejercicio tipo "tapiz rodante" en la cual se ajusta la velocidad automáticamente. La determinación de la posición de los pies se hace utilizando un emisor magnético, instalado en la estructura del dispositivo, y dos receptores, uno en cada pie del usuario. Estos sensores presentan gran precisión y son capaces de medir la posición y orientación de los pies del usuario en tres dimensiones. Sin embargo, esta solución presenta desventajas, como el alto coste económico de los sensores y la posibilidad de distorsión de la medida debido a la presencia de materiales ferromagnéticos distorsionados el campo recibido por los sensores. Si consideramos que los sistemas de rehabilitación convencionales, como los andadores, son normalmente contruidos de materiales metálicos como hierro, el sistema es poco indicado. Además, como casi todos los parámetros más significativos de la marcha humana ocurren en el plano sagital, el sistema puede ser simplificado y la medición tridimensional de posición y orientación no se considera relevante.

En la siguiente sección se presenta el sistema ultrasónico de medición utilizado en este trabajo para la determinación de la posición de los pies del usuario.

2.3 Nueva técnica de obtención de parámetros basada en la determinación de la distancia pie-andador

La definición de los distintos parámetros característicos de la marcha indicados en la sección 2.1 lleva a pensar que la medida de la distancia pie andador conlleva información capaz de determinar parámetros del ciclo de marcha. El ciclo de marcha tiene su inicio y fin en eventos sucesivos del mismo pie, por lo que observando las evoluciones de los pies durante la marcha asistida con el andador, si se determinan eventos repetitivos durante la marcha, se puede identificar, a priori, el tiempo de ciclo. Durante ese ciclo de la marcha, la distancia relativa pie andador varía de manera que cuando aumente el pie avanza más despacio que el andador o está parado (fase de apoyo). La disminución de la distancia solamente se puede deber a que el pie avanza a mayor velocidad que el andador (fase de oscilación). Estos y otros más son los parámetros que se pretenden obtener de la estimación de la distancia relativa pie andador, sección 3.1.

Así, se propone un modo simplificado y nuevo de estudiar y caracterizar la marcha humana mediante la observación y seguimiento de las evoluciones de los pies a través de la medición de la distancia relativa pie-andador. Diferentes tecnologías son encontradas en la literatura para la medición de distancia en general, como ultrasonidos, radar, láser, fotogrametría, interacción de campos magnéticos, etc. (Raya *et al.*, 2008). Entre estas tecnologías, los ultrasonidos son extensamente utilizados por su robustez, facilidad de procesamiento, bajo coste económico. En el campo de la robótica, esta tecnología viene siendo usada con bastante frecuencia, sobre todo para auxiliar la navegación de robots móviles, evidenciando también la potencia de la tecnología en medidas ambulatorias.

Además, la medida ultrasónica no sufre influencia de la luminosidad o de proximidad de materiales ferromagnéticos (la estructura del andador), como en el caso de la medida con sensores infrarrojos o magnéticos, respectivamente. Así, la tecnología ultrasónica de medida se presenta como una solución ambulatoria válida para la medida de distancia y la estimación de los parámetros presentados en este trabajo. De esta manera, se presenta en la sección siguiente un sistema ultrasónico de medición y seguimiento de la posición de los pies del usuario en la conducción de un andador avanzado.

2.4 Método ultrasónico de medición

El sistema desarrollado en este trabajo se basa en la técnica de *medida del tiempo de tránsito en transmisión directa*. Esta técnica tiene su fundamento en la medición del tiempo que una determinada onda ultrasónica emplea en recorrer la distancia existente entre transductor emisor y receptor. Conociendo la velocidad del sonido en el aire para las condiciones de la medida, se calcula la distancia entre ambos. Para ello se ha incorporado transductores piezoeléctricos de 40kHz, posicionando uno de ellos que actúa como emisor en el andador SIMBIOSIS, centrado en el eje transversal al avance y uno en cada uno de los pies, trabajando como receptores, ver figura 2. Con esta técnica se puede conseguir precisión más que suficiente en la determinación de la distancia relativa en el plano sagital (ver sección de resultados y validaciones), pero que tiene la desventaja de que necesita que el usuario porte un receptor en cada uno de los pies.

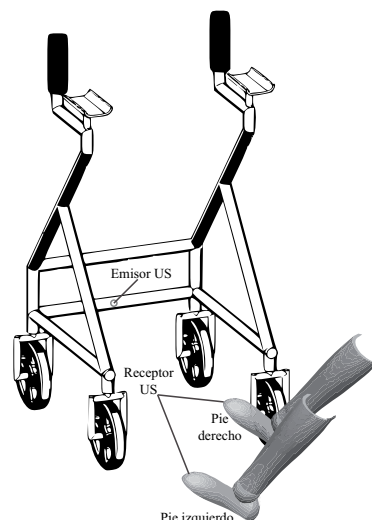


Figura 2. Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho.

Aunque este sistema tiene plena validez para el estudio propuesto, se trabaja en paralelo en un sistema basado en la técnica *Pulso-Eco*, que sin necesidad de colocar sensores en el usuario, sea capaz de determinar, de manera robusta y con la precisión necesaria, las posiciones de los pies durante la marcha (Abellanas *et al.*, 2008a) (Abellanas *et al.*, 2008b). La dificultad de utilizar *Pulso-Eco* reside en que la señal ultrasónica que llega al receptor proviene de la composición por solapamiento de las superficies que se encuentran a distancias próximas entre ellas en un ambiente poco estructurado y cambiante como es el caso del andador. Además, teniendo en cuenta el entorno reducido de la aplicación, hay que considerar problemas referentes a zona muerta, reflexiones secundarias y de distinción entre pie derecho y izquierdo. Sin embargo, se sigue buscando soluciones basadas en conjuntos de transductores en configuración emisor/receptor.

Para la adquisición y tratamiento de las señales del sistema ultrasónico y del resto de los subsistemas sensoriales del andador SIMBIOSIS, se ha diseñado y desarrollado la arquitectura que se expone a continuación y que está basada en el estándar PC/104-Plus, una arquitectura de microcomputadores para aplicaciones empotradas. Para ello se ha considerado que mientras los estándares PC y PC/AT son hoy muy populares en informática de uso general (desktop y portátiles), su utilización en sistemas empotrados (*embedded computing*) es bastante limitada debido principalmente al tamaño de las placas base y sus slots de expansión, además del alto consumo. El estándar PC/104-Plus utiliza como bus de interfaz una versión compacta y optimizada del bus ISA y PCI, permitiendo la comunicación a través de un bus de alta velocidad.

Además, este tipo de arquitectura presenta la gran ventaja de ser compatible con la Toolbox Real-Time Workshop de MATLAB, que permite la creación de sistemas de tiempo real a partir de bloques de SIMULINK. De esta manera, se puede desarrollar una aplicación completa, incluyendo el programa que será ejecutado en tiempo real, con bastante velocidad, aprovechando todas las herramientas de análisis de datos ya incorporadas en MATLAB. Así, el desarrollador del sistema puede abstraerse del problema de programación y centrarse en el desarrollo y experimentación de conceptos.

Teniendo en cuenta los demás subsistemas a ser instalados y las especificaciones del estándar PC/104-Plus, se proyectó el sistema electrónico del andador SIMBIOSIS, presentado en la Figura 3. En esta figura, se incluye también el enlace de sincronía con el sistema de análisis de movimiento por fotogrametría infrarroja utilizado en las distintas fases de validación del proyecto.

Como se puede notar, se trata de una arquitectura mixta basada en un PC/104 y en un PC convencional, representado por un ordenador portátil, conectados a través de una red LAN. Aunque esta solución no sea óptima, se ha optado por esta arquitectura mixta debido a limitaciones de almacenamiento de datos en tiempo real y para maximizar la compatibilidad con otros sistemas de adquisición de datos biomecánicos para la realización de estudios futuros. Además, el PC portátil instalado en el andador permite el control y la gestión de los experimentos a distancia a través de conexión inalámbrica WLAN.

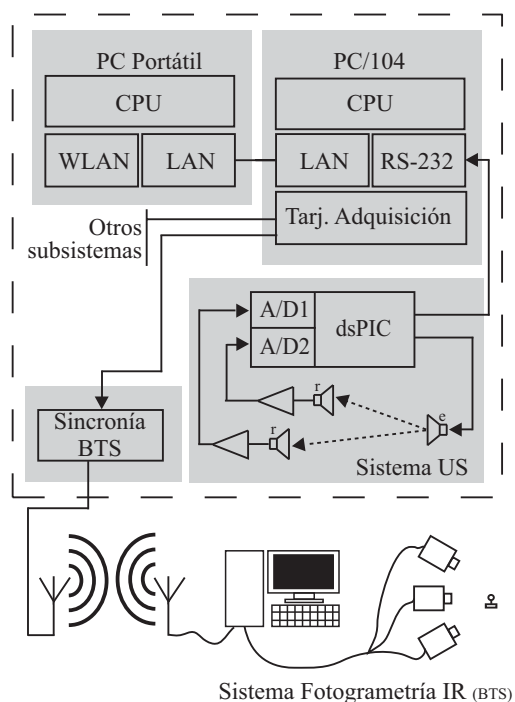


Figura 3. Diagrama de bloques de la electrónica del sistema.

El tratamiento de las señales de los transductores ultrasónicos se realiza mediante un procesador digital de señales dsPICTM, que muestrea los dos puertos de entrada del conversor A/D. A su vez el dsPICTM comunica los tiempos de vuelo (ToF) vía RS232 con el PC104 que se encarga del control general y del almacenamiento de las señales para su procesamiento.

Para abordar el tratamiento de las señales provenientes del subsistema US, se ha tenido en cuenta la importancia de mantener la fase con el fin de poder correlar la información de este subsistema con el resto de los subsistemas del andador SIMBIOSIS. Por esta razón en el diseño del firmware instalado en el sistema ultrasónico de adquisición se ha garantizado las condiciones de tiempo real y además se han implementado filtros digitales basados en medias móviles que introducen el mínimo retraso en la señal.

Una vez diseñado el sistema, el estudio se puede centrar en las magnitudes medidas y en la estimación objeto del trabajo. La magnitud medida por el sistema ultrasónico es la distancia

euclídea entre el emisor y el receptor (distancia d en la figura 4), y el objeto del estudio es la medida de la distancia pie-andador (\hat{d} en la figura 4), distancia en la doble proyección en el plano transversal y plano sagital, dicho de otro modo la distancia mínima entre el pie y el plano transversal del andador.

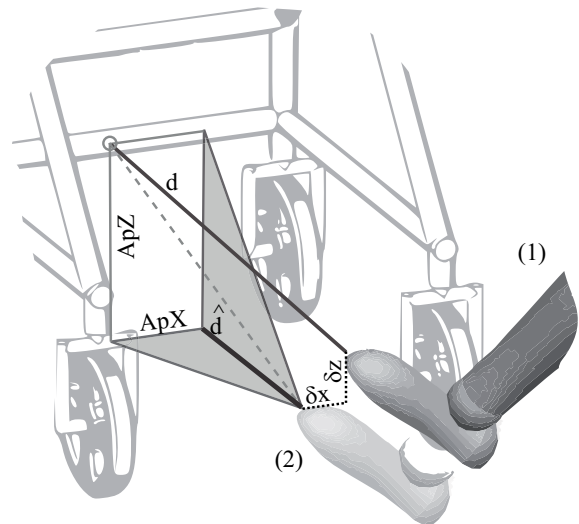


Figura 4. Representación de la posición del emisor y del receptor del pie derecho.

Para corregir esta doble proyección se han realizado dos aproximaciones considerando que el pie se mueve en el eje formado por la intersección entre el plano paralelo al plano sagital a una distancia ApX del emisor y el plano del suelo a una distancia ApZ del emisor (EjeAprox en la fig. 4). La primera aproximación en el eje Z (ApZ en fig. 4) asumiendo que la diferencia de alturas entre el emisor y receptor es constante y, la segunda aproximación en el eje X (ApX en fig. 4) considerando que los pies en la fase de oscilación describen una trayectoria paralela al plano sagital. En la figura 5 se representan las evoluciones de las coordenadas X y Z para un par de zancadas del pie izquierdo junto a los valores a los que se aproximan cada una de ellas para la estimación de la distancia pie-andador.

Tal y como se representa en la figura 4 las aproximaciones son validas si los componentes de la variación del receptor en los dos ejes de la aproximación son mucho menores que la distancia relativa pie-andador, es decir: $\delta X \ll X$ y $\delta Z \ll Z$.

Para poner de manifiesto de forma clara la relación de las variaciones de X y de Z en la estimación de la distancia, en la figura 5 se muestran los valores reales, para un paso, medidos mediante fotogrametría, de la altura y de distancia al eje de avance del receptor ultrasónico colocado en el pie izquierdo. Junto con ellos se ha representado el error de la aproximación (figura 5b). Se puede apreciar la influencia de las aproximaciones en la determinación del error ya que es mayor cuando las componentes X y Z varían, zona sombreada que como se explica en la sección siguiente, corresponde a la fase de oscilación.

A continuación se estudia la influencia de cada una de las dos aproximaciones, para ello se calcula la distancia pie-andador utilizando la información de la X y Z del receptor que nos proporciona el sistema de fotogrametría y se utiliza la aproximación de la Z y X.

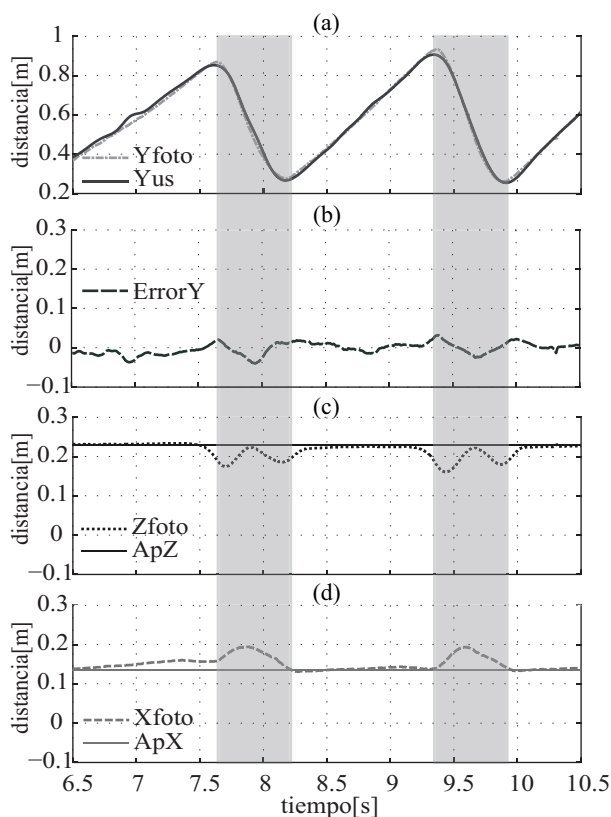


Figura 5. Representación de: (a) dos zancadas mediante fotogrametría y US, (b) error de la estimación mediante US, (c, d) evoluciones y aproximaciones correspondientes a los ejes Z y X.

Aproximación del eje Z. Para estudiar esta aproximación se emplean las coordenadas de X obtenidas mediante fotogrametría y se aplica la aproximación de que la diferencia de alturas entre emisor y receptor permanece constante y es igual a la proyección del emisor en el eje vertical.

Aproximación del eje X. Esta aproximación se plantea porque aunque el pie se mueva en el eje transversal debido al movimiento pendular de la cadera, el espacio lateral está confinado por la estructura del andador. De forma análoga a la aproximación del eje Z explicada arriba, se utilizan las coordenadas del eje Z obtenidas del sistema fotogramétrico y se aproxima la distancia lateral a un valor constante igual al medido en la fase de apoyo del pie.

En la sección 5.2 se presenta un estudio de los errores obtenidos en la realización de esta doble aproximación.

3. CARACTERIZACIÓN DE LA MARCHA MEDIANTE LA METODOLOGÍA PROPUESTA

3.1 Análisis de la señal y obtención de parámetros de la marcha

Una vez construido el sistema ultrasónico y habiendo validado el mismo en laboratorio, se ha realizado un análisis de las señales obtenidas durante la marcha. Estudiando la señal obtenida con el sistema ultrasónico en distintos experimentos se observa la forma típica presentada en la figura 6. A continuación se realiza un análisis de esta señal y la descripción de los principales parámetros de la marcha humana.

Determinación de fases del ciclo de marcha. Analizando el proceso, se puede intuir que en el momento en el que el pie está más cerca del andador ocurre al principio de la fase de apoyo, cuando el pie oscilante contacta el suelo (fig. 6). Del mismo modo, se observa que la distancia del pie al andador es máxima al final de la fase de apoyo justo antes del inicio de la oscilación.

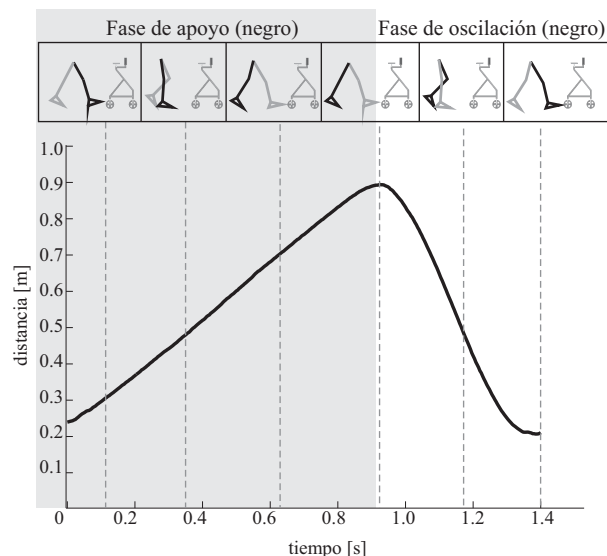


Figura 6. Esquema representativo de las evoluciones de los pies durante el ciclo de marcha y la correspondiente representación gráfica de la distancia entre pie y andador.

Esta hipótesis ha sido validada a través de experimentos en el laboratorio de análisis de movimiento. En la figura 7 se muestran las curvas que representan el desplazamiento absoluto del andador y la evolución absoluta del pie, ambas medidas tomadas en la dirección de avance del andador. En esta figura es fácil identificar las fases de apoyo (cuando no hay desplazamiento del pie) y la de oscilación, cuando el pie evoluciona positivamente. La curva en trazo continuo es el resultado de la resta de las dos señales anteriores y representa la evolución del pie relativa al andador y coincide con la señal típica obtenida con el sistema ultrasónico.

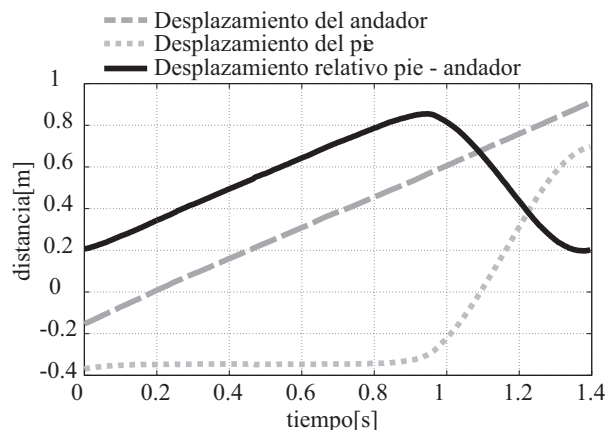


Figura 7. Curvas de desplazamiento obtenidas con el sistema de fotogrametría.

Longitudes de paso y zancada. La longitud de paso puede ser obtenida a través de la diferencia entre el máximo de la curva

anteriormente presentada (instante inmediatamente posterior al inicio de la fase de oscilación) y el mínimo consecutivo (fin de la oscilación). Combinando la información obtenida del pie contralateral se obtiene la longitud de zancada.

Cadencia de marcha. La cadencia, en pasos por segundo, puede ser obtenida de manera sencilla a través de un detector de máximos de la combinación de las señales de los dos pies o calculada como el doble de la inversa del tiempo de duración de la zancada de uno de los pies (aprox. 1.4 s en el caso de la figura 7).

Distancia recorrida. El sistema ultrasónico es capaz de ofrecer la distancia desarrollada por el andador durante el experimento a través de la medición de la distancia relativa al pie en fase de apoyo. Como el pie apoyado está fijo en el suelo, la variación de la distancia medida con el sistema se debe solamente al desplazamiento realizado por el andador. Como siempre hay un pie apoyado durante la marcha, siempre es posible medir dicho desplazamiento y, además, aprovechando los momentos de doble apoyo, se puede mejorar la estimación de la distancia.

La figura 8 muestra los resultados de uno de los experimentos, en el cual se obtiene el desplazamiento realizado con el andador con ambos sistemas de medida. Considerando el sistema de fotogrametría como referencia global, se nota que el error obtenido se encuentra alrededor de 1.4 cm en un experimento de 3 m de desplazamiento. Un análisis estadístico más detallado será presentado posteriormente en la sección 5.

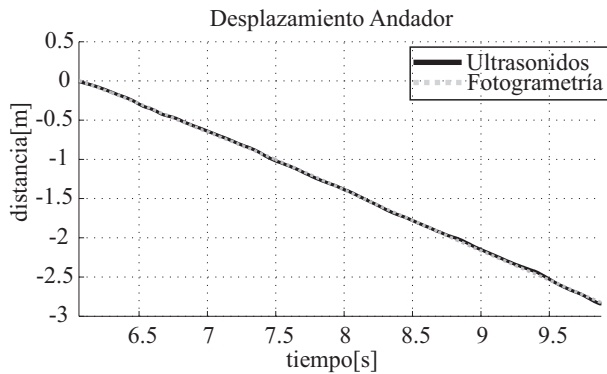


Figura 8. Desplazamiento del andador medido con el sistema de fotogrametría y con ultrasonidos.

Velocidad instantánea y velocidad media de marcha. La velocidad instantánea se obtiene de la derivada del desplazamiento explicado en el apartado anterior. Del mismo modo, la velocidad media de marcha se obtiene directamente del producto de la cadencia por la longitud de paso o a través de la división de la distancia medida en un intervalo determinado por el mismo intervalo de tiempo.

3.2 Formulación analítica del paso en la marcha con andador

De esta manera, una vez obtenido los principales parámetros de la marcha, se ha obtenido una expresión que relaciona estos parámetros biomecánicos y la forma de la señal del paso generada por el sistema ultrasónico presentado en este trabajo. No se trata de encontrar un ajuste óptimo de la curva, en el caso de este trabajo, se busca una manera intuitiva de relacionar parámetros biomecánicos de la marcha con la forma de la señal obtenida. La finalidad del modelo es auxiliar, en el futuro, el

control del dispositivo basándose en un modelo biomecánico más completo de la marcha con andador.

Se modelan por separado las fases de apoyo y de oscilación. En el primer caso, la curva que corresponde a la fase de apoyo de la marcha normal con andadores es la recta descrita en la ecuación (1).

$$y(t) = vt + b \quad (1)$$

Donde:

- v es la velocidad del andador, que depende de la velocidad de la pierna contralateral oscilante que es la que produce el movimiento del andador,
- b es la distancia medida en el instante en que el pie contacta el suelo (inicio de la fase de apoyo).

Para la oscilación se considera que el la pierna oscila como un péndulo simple, con frecuencia de oscilación igual a la inversa del doble del tiempo de oscilación. De este modo, se modela la fase de oscilación según la ecuación (2).

$$y(t) = \frac{L}{2} \cdot \cos\left(\frac{2\pi}{2T_{osc}}t - \varphi\right) + c \quad (2)$$

Donde:

- L es la longitud de paso,
- T_{osc} es el tiempo de oscilación,
- φ es el desfase dado por la relación entre los tiempos de apoyo y oscilación dado por $\varphi = \frac{\pi T_{apoyo}}{T_{osc}}$
- c es dado por la distancia medida en el instante que el pie oscilante contacta con el suelo sumado a la mitad de la longitud del paso. En el caso de la marcha a velocidad constante en la cual hay poca variabilidad en la longitud de paso, este valor puede ser aproximado por la suma del offset b y la mitad de la longitud de paso ($c \approx b + \frac{L}{2}$).

Así, en la figura 9 se presentan los parámetros utilizados en la construcción del modelo del paso indicados a partir de la señal adquirida por el sistema ultrasónico.

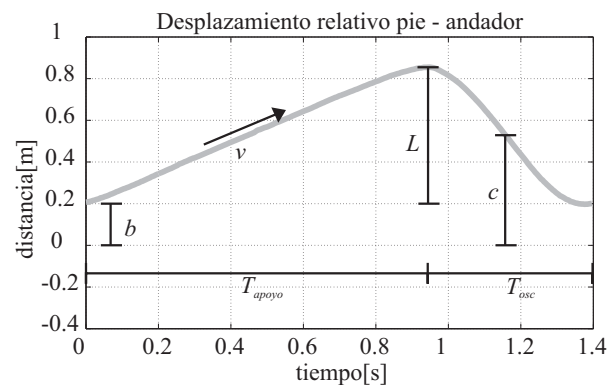


Figura 9. Parámetros del modelo del paso representados gráficamente.

En la sección 5 se presenta una discusión y los resultados del ajuste de este modelo a las señales obtenidas en los experimentos con usuarios.

4. EXPERIMENTOS DE VALIDACIÓN

Para la validación del método y las hipótesis presentadas se han realizado una serie de experimentos. Estos experimentos se han realizado en el laboratorio de análisis de movimiento del grupo de Bioingeniería del IAI - CSIC. Este laboratorio incluye entre otros un sistema BTS Bioengineering equipado con seis cámaras CCD sensibles a la radiación infrarroja con sus respectivos iluminadores IR, para análisis y reconstrucción del movimiento en tres dimensiones. La precisión de la medida obtenida con dicho sistema depende del calibrado, (Hertrich and Ackermann, 1997). Asimismo, antes de cada experimento se ha calibrado el sistema, obteniendo del algoritmo de calibración un error medio inferior a $0,6mm$ con desviaciones estándar de similar magnitud. Se ha diseñado un enlace de radio para la sincronía del sistema de adquisición del Proyecto SIMBIOSIS con el sistema de análisis de movimiento. De esta manera, utilizando el software del sistema de medición y los datos adquiridos por los elementos presentados en la sección 2 se pueden comparar los resultados del sistema planteado con un sistema de referencia absoluto de alta precisión como es el referido de fotogrametría.

Los datos presentados a lo largo del trabajo han sido obtenidos en el laboratorio mencionado. El espacio de trabajo de este laboratorio está limitado a un prisma de $4m \times 2m \times 2m$ para una configuración espacial estándar de las cámaras.

Para realizar los ensayos de validación se han colocado marcadores de IR sobre la estructura del andador y sobre los pies del usuario en puntos fácilmente trasladables matemáticamente a las posiciones de los receptores de ultrasonidos.

Los ensayos se han realizado con usuarios sin patologías físicas relacionadas con la marcha. Cada uno de ellos ha recorrido en línea recta la longitud del laboratorio de análisis de movimiento cinco veces a una velocidad constante, de esta manera se tienen un alto número de pasos para cada pie de cada usuario.

5. RESULTADOS

En esta sección se presenta el análisis de los experimentos realizados durante este trabajo. Primero se muestran los criterios de cuantificación de errores utilizados para el análisis de todos los experimentos. A continuación se cuantifican las aproximaciones propuestas en la sección 2.2, se presentan los resultados de la utilización del sistema ultrasónico propuesto para determinar el desplazamiento del andador y finalmente, los del ajuste de la formulación analítica propuesta en la sección con las señales obtenidas de los experimentos.

5.1 Criterio de cuantificación de errores en los experimentos

En la discusión de las distintas etapas de validación del sistema y del modelo matemático del paso en la marcha con andador presentadas en las secciones siguientes, se utiliza para la cuantificación de los errores, el Error de Seguimiento (ES, ecuación (3)). Se utiliza dicho método de cálculo de error por el hecho que este ofrece un parámetro único de cuantificación del error en todo en tramo de medida y no de manera puntual en cada instante.

$$ES = \sqrt{|\bar{\varepsilon}|^2 + STD^2} \quad (3)$$

Donde, valor medio del error absoluto ($|\bar{\varepsilon}|$) es dado según la ecuación (4), y la desviación estándar (STD) según la ecuación (5).

$$|\bar{\varepsilon}| = \frac{\sum_{i=1}^n |(d(i) - \hat{d}(i))|}{n} \quad (4)$$

$$STD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\varepsilon(i) - \bar{\varepsilon})^2}{n}} \quad (5)$$

5.2 Validación de la doble aproximación en medida de la posición de los pies con ultrasonidos

En la figura 10 se muestra la evolución de la distancia relativa pie-andador y el error cometido para un par de ciclos del pie izquierdo junto con las diferentes aproximaciones. La curva *PieUSizqY* de la figura 10 representa la estimación de la distancia aproximando la variación del eje Y. La curva *PieUSizqZ* de la figura 10 representa la estimación de la distancia aproximando la variación del eje Z. La curva *PieUSizq* representa la estimación de la distancia pie-andador sin aproximaciones, es decir, utilizando para el cálculo de la proyección los valores de las coordenadas Y y Z del receptor obtenidas con el sistema de fotogrametría. Por último, la curva *PieUSizqZY* representa la estimación de la distancia mediante la doble aproximación planteada.

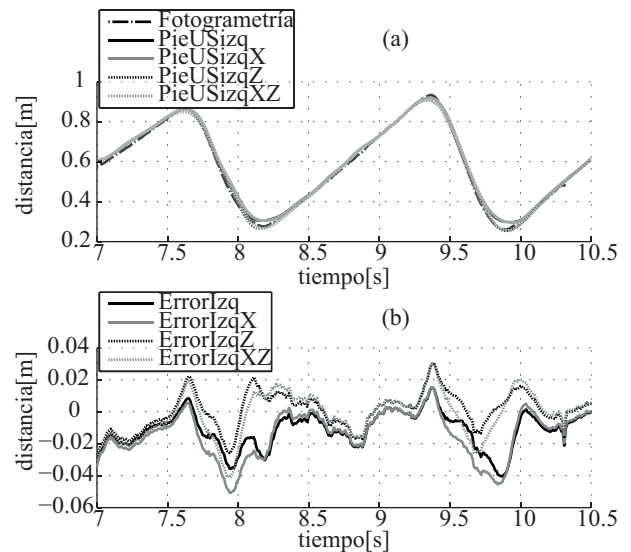


Figura 10. (a) Evoluciones del pie mediante Fotogrametría y US para cada una de las aproximaciones y (b) errores de estimación para cada caso.

Tal y como se puede observar en la representación de los errores para las diferentes aproximaciones, el error calculado para la doble aproximación tiene mayor amplitud pico a pico que para estimaciones sin aproximación o para aproximaciones únicas. Pese a esto, como se ha comprobado y se muestra en la validación con el análisis de movimiento del IAI-CSIC utilizando un sistema basado en fotogrametría IR, de esta manera se observa que los errores no son significativos para nuestro estudio (errores de amplitud no mayores de $\pm 4cm$, teniendo lugar los mayores errores durante la fase de oscilación), ya que no influye directa y significativamente en ninguno de los parámetros biomecánicos de la marcha a estudiar, y no afecta

al sincronismo de estas señales con las de otros subsistemas del andador SIMBIOSIS.

En la tabla 1 se muestran los datos calculados del estudio del valor medio del error absoluto ($|\varepsilon|$), de la desviación estándar (STD) y del Error de Seguimiento (ES) para los cinco ensayos realizados por un usuario ejecutando en cada ensayo entre tres y cinco pasos por pie. Se puede apreciar que los valores de ES son menores de 4cm. Este error acumula los errores debidos a las dos aproximaciones y a los posibles errores debidos a la estimación de la distancia euclídea emisor-receptor introducidos por la técnica de medida.

Tabla1. Errores de los ajustes de pasos pie izquierdo y pie derecho para cinco ensayos.

Ensayo	$ \varepsilon $ (cm)	STD (cm)	ES (cm)
1I	3.11	1.91	3.65
1D	2.61	2.40	3.55
2I	3.57	1.73	3.96
2D	2.36	1.56	2.83
3I	3.49	1.18	3.68
3D	2.00	1.66	2.60
4I	3.31	1.17	3.51
4D	2.06	1.65	2.64
5I	3.66	1.37	3.91
5D	2.28	2.00	3.04

5.3 Evaluación de la medida de desplazamiento del andador con el sistema ultrasónico

En esta sección se presenta el análisis de los experimentos realizados en el laboratorio de análisis de movimiento para la validación de la estimación del desplazamiento del andador utilizando el sistema ultrasónico propuesto. En la Tabla 2 se presentan los errores obtenidos (según los criterios establecidos en la sección 3.2) en cada uno de los cinco experimentos realizados con dos de los usuarios.

Tabla 2. Errores en la estimación de la distancia con el sistema ultrasónico.

Ensayo	$ \varepsilon $ (cm)	STD (cm)	ES (cm)
$S1_1$	1.34	1.01	1.68
$S1_2$	1.35	1.29	1.87
$S1_3$	1.91	1.52	2.43
$S1_4$	2.47	2.42	3.45
$S1_5$	2.28	2.09	3.10
$S2_1$	1.79	2.52	3.09
$S2_2$	1.81	1.38	2.28
$S2_3$	1.68	2.15	2.72
$S2_4$	2.41	2.27	3.31
$S2_5$	1.38	1.72	2.21

Como se puede notar en la Tabla 2, los errores de seguimiento en la estimación de la distancia en los experimentos realizados dentro del área de trabajo visible del sistema de fotogrametría (aproximadamente 3m) son inferiores a 4 cm.

5.4 Validación de la formulación analítica del paso en la marcha con andador

En esta sección se presenta un análisis de los errores en el ajuste del modelo matemático del paso en la marcha con andador, presentado anteriormente en la sección 3.2. A modo de ejemplo, se presenta (fig. 11) el ajuste del modelo propuesto a la curva

ideal medida con el sistema de fotogrametría en uno de los experimentos realizados.

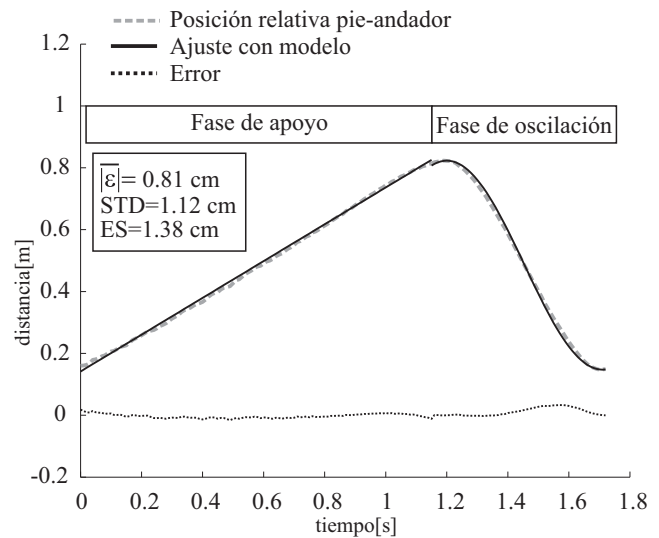


Figura 11. Ajuste del modelo propuesto a la señal de fotogrametría adquirida en los experimentos.

Como se observa en la figura 11 el modelo se ajusta bien a la curva medida tanto en la fase de apoyo como en la de oscilación. Se observa que al ajustar de manera independiente las fases de apoyo y oscilación, se minimiza el error de ajuste, sin embargo se obtiene una pequeña discontinuidad en la curva.

Una vez realizado el estudio y la validación del modelo con las señales obtenidas por el sistema de fotogrametría en todos los pasos (18 para el Sujeto 1 y 15 para el Sujeto 2) de todos experimentos con los dos sujetos, se parte para la cuantificación del error de las señales obtenidas por el sistema ultrasónico propuesto en este trabajo. La figura 12 presenta los errores obtenidos en el ajuste del modelo para los experimentos realizados.

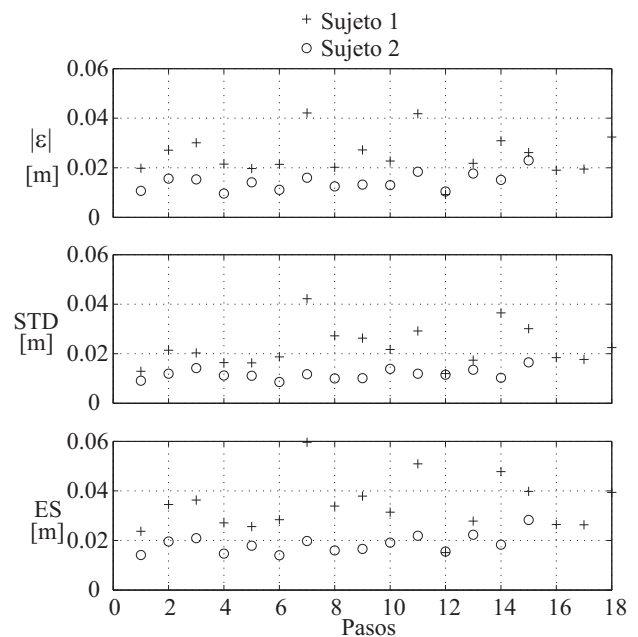


Figura 12. Estudio del error en el ajuste del modelo propuesto con las señales adquiridas del sistema ultrasónico.

Cabe resaltar que el modelo se ajusta a cada paso del usuario individualmente, pues aunque un usuario tenga una forma particular de caminar hay variabilidad en los parámetros del modelo de acuerdo con la velocidad de la marcha. En la tabla 3 se presentan dos pasos de dos usuarios distintos en el comienzo del experimento de marcha y en un intervalo medio. Aunque haya similitud en los parámetros de los dos pasos del mismo usuario, interesa conocer instantáneamente las variaciones de estos parámetros para saber como varía la marcha en el tiempo.

Tabla 3. Parámetros del modelo de dos pasos de dos usuarios distintos.

Paso	v	b	L	T_{osc}	φ	c
$S_1(1)$	0.621	0.046	0.759	0.490	8.206	0.452
$S_1(2)$	0.675	0.082	0.747	0.510	6.529	0.403
$S_2(1)$	0.697	0.205	0.660	0.470	6.684	0.539
$S_2(2)$	0.786	0.180	0.693	0.470	6.216	0.521

6. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Pese a la precisión limitada tanto de la tecnología propuesta como de la doble aproximación adoptada, los resultados de los experimentos analizados en la sección anterior evidencian que el método de análisis propuesto, así como la estrategia de medición, son válidos para solucionar el problema del seguimiento de la posición de los pies del usuario durante la marcha asistida con andadores. De la información obtenida han sido extraídos distintos parámetros de la marcha humana, los cuales han sido utilizados para elaborar una formulación matemática del paso en la marcha asistida.

La formulación presentada y validada en este trabajo ofrece de manera rápida e implementable en tiempo real distintos parámetros de la marcha humana. Estos parámetros son importantes a la hora de evaluar y cuantificar la eficacia de las estrategias de control a ser implementadas en el dispositivo, además de ofrecer información importante en la obtención de un modelo biomecánico de la marcha humana con andadores. Dichos parámetros biomecánicos pueden ser utilizados en el diagnóstico y caracterización de patologías de marcha, así como en la evaluación de procesos de rehabilitación y de la compensación funcional en la marcha humana asistida por andadores.

Debido a la robustez de la medida ultrasónica, el sistema desarrollado tiene la ventaja de permitir la medida y estimación de los parámetros anteriormente presentados en entornos no estructurados, como pueden ser los centros de asistencia o de rehabilitación. Además, la estrategia propuesta no está restringida a un determinado espacio de trabajo como en el caso de los laboratorios de análisis por fotogrametría, permitiendo, en cambio, el estudio ambulatorio de la marcha de un sujeto en ambientes más extensos.

En la actualidad, el sistema presentado en este trabajo está siendo integrado con los demás subsistemas del andador SIMBIOSIS para la obtención de un modelo completo y riguroso de la marcha con andadores utilizando información biomecánica tanto de miembros inferiores como superiores. Una vez caracterizado este proceso, serán implementadas estrategias de fusión sensorial para la determinación de los elementos sensores más representativos y así crear un sistema óptimo para el guiado eficiente y asistido del dispositivo.

7. AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se ha desarrollado en el marco del proyecto SIMBIOSIS (DPI2005-07417) que está financiado por el Plan Nacional.

REFERENCIAS

- Abellanas, A., A. Frizera, R. Ceres, R. Raya and L. Calderón (2008a). Ultrasonic time of flight estimation in assistive mobility: Improvement of the model-echo fitting. In: *EURO-SENSORS XXII*.
- Abellanas, A., R. Ceres, A. Frizera, R. Raya and L. Calderón (2008b). Propuesta ultrasónica binaural para la estimación de las evoluciones de los pies en la marcha asistida. In: *Actas de las XXIX Jornadas de Automática*.
- Aminian, N., B.Ñaja, C. Bulab, P. Leyvrazc and P. Roberta (2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics* **35**, 689 – 699.
- Ceres, R., J. L. Pons, L. Calderón, D. Mesonero-Romanos, A.R. Jiménez, F. Sánchez, P. Abizanda, B. Saro and G. Bonivardo (2004). Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural. In: *Actas del III Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo para la Discapacidad - IBERDISCAP 2004*.
- Frigola, M., C. Peredo and E. Cappellino (2007). Parameter acquisition for gait analysis in rehabilitation based on a self-adjustable speed treadmill. In: *Assistive Technology Research Series - Challenges for Assistive Technology AAATE 07*.
- Frizera, A., R. Ceres, J. L. Pons, A. Abellanas and R. Raya (2008). The smart walkers as geriatric assistive device. the symbiosis purpose.. In: *Proceedings of the 6th International Conference of the International Society for Gerontechnology*.
- González, J., C. Galindo, J. A. Fernandez, J. L. Blanco, A. Muñoz and V. Arévalo (2008). La silla robótica sena. un enfoque basado en la interacción hombre-máquina. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* **5**(2), 38 – 47.
- Hertrich, I. and H. Ackermann (1997). Accuracy of lip movement analysis. comparison between electromagnetic articu-lography and an optical two-camera device. *Forschungsberichte - Institut für Phonetik und Sprachliche Kommunikation der Universität München* **35**, 165–170.
- Kirtley, C. (2003). Automated diagnosis of gait abnormalities. In: *Biomechanics of the Lower Limb in Health, Disease and Rehabilitation*.
- Lacey, G. and K. Dawson-Howe (1997). Evaluation of robot mobility aid for the elderly blind. In: *Proceedings of the Fifth International Symposium on Intelligent Robotic Systems*.
- Lacey, G., S. Mac Namara and K. M. Dawson-Howe (1998). Personal adaptive mobility aid for the infirm and elderly blind. *Lecture Notes in Computer Science* **1458**, 211 – 220.
- Lackovic, I., V. Bilas, A. Santic and V.Nikolic (2000). Measurement of gait parameters from free moving subjects. *Measurement*.
- Lacuesta, J. Sánchez, J. M. P rat and J. V. Hoyos (1999). Biomecánica de la marcha humana y patológica. Publicaciones IBV.
- MacNamara, S. and G. Lacey (2000). A smart walker for the frail visually impaired. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automaton*.
- Mayagoitia, R., A.Nene and P. Veltink (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpen-

- sive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics* **35**, 537 – 542.
- Moreno, J. C. (2006). Exoesqueletos robóticos para valoración y compensación funcional de marcha patológica. PhD thesis. Universidad Politécnica De Madrid - Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales.
- Moreno, J., E. Rocon, A.F. Ruiz, F. Brunetti and J.L. Pons (2006). Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses. *Sensors and Actuators B* **118**, 333–337.
- Pappas, I., M. Popovic, T.Keller, V.Dietz and M. Morari (2001). A reliable gait phase detection system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Ingeniering* **9**(2), 113 – 125.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Incorporated.
- Raya, R., A. Frizera, R. Ceres, L. Calderon and E. Rocon (2008). Design and evaluation of a fast model-based algorithm for ultrasonic range measurements. *Sensors and Actuators: A. Physical*.
- Spenko, M., H. Yu and S. Dubowsky (2006). Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING* **14**(3), 344–351.
- Tong, K. and M. Granat (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics* **21**, 87 – 94.