

Filtrado Adaptativo de Componentes Involuntarias en Marcha Asistida por Andador para Detección de Intenciones

A. Frizera * R. Ceres ** J. L. Pons **

* *Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Av. Fernando Ferrari 514, 29075-910 Vitória-ES, Brasil
(e-mail: anselmo@ele.ufes.br)*

** *Grupo de Bioingeniería, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Crta. Campo Real km 0.200, Arganda del Rey, Madrid, 28500 Madrid, España (e-mail: ceres@iai.csic.es)*

Resumen: En este trabajo, se presenta un método de filtrado adaptativo para la eliminación de las componentes involuntarias de las fuerzas de interacción entre el usuario y el andador por el apoyo de sus miembros superiores. Este proceso se basa en la atenuación selectiva de componentes relacionadas con las oscilaciones del tronco del sujeto durante la marcha. Para ello, se hace la estimación de la cadencia de marcha en tiempo real procesando las señales de distancia obtenidas por un subsistema ultrasónico mediante el algoritmo *Weighted-Frequency Fourier Linear Combiner* (WFLC). Este subsistema suministra la distancia entre los pies del usuario y el andador en tiempo real. La cadencia a su vez es usada para el ajuste de un filtro *notch* adaptativo construido a partir del algoritmo *Fourier Linear Combiner* (FLC) que realiza el filtrado en tiempo real de las señales obtenidas del subsistema de medición de fuerzas de apoyo de antebrazos. El método propuesto ofrece una cancelación robusta y en tiempo real de cerca del 80 % de la amplitud de las componentes indeseadas de frecuencia. La salida del algoritmo de filtrado propuesto permite así evidenciar componentes de fuerzas de bajo nivel pero muy importantes ya que están generadas por acciones intencionales y naturales asociadas a las intenciones de guiado del andador. Estas componentes serán utilizadas en el control de los motores del andador basándose en una arquitectura de control clásico que será desarrollada posteriormente. *Copyright © 2011 CEA.*

Palabras Clave: Robótica de rehabilitación, interfaz hombre-máquina, filtrado adaptativo, detección de intenciones, marcha humana.

1. INTRODUCCIÓN

Los andadores son dispositivos de ayuda a la movilidad especificados para mejorar la marcha patológica, aportando el aumento de la base de apoyo, mejorando el equilibrio del sujeto, disminuyendo además la carga sobre los miembros inferiores a través del apoyo de los miembros superiores sobre la estructura del dispositivo. De manera complementaria, estos elementos presentan un importante papel en el proceso de rehabilitación, dado que utilizan las capacidades residuales de los usuarios para la locomoción. En este contexto, los distintos tipos de andadores son prescritos a los usuarios dependiendo del tipo de afectación o patología.

Estos dispositivos están recomendados en su versión de cuatro patas en los casos de problemas severos de mantenimiento del equilibrio, de la estabilidad y en los casos de necesidad de reducir la carga sobre los miembros inferiores, (Joyce and Kirby, 1991). Sin embargo, estos sistemas requieren buena coordinación y tono muscular en miembros superiores para levantar y posicionar el andador con el fin de poder avanzar, (van Hook *et al.*, 2003). Otro punto negativo importante es que las pautas de marcha que se generan en el usuario se ven afectadas especial-

mente en los giros, reduciendo considerablemente la velocidad y la cadencia de marcha.

Por otro lado, los andadores de dos o cuatro ruedas, estos últimos también conocidos como *rollators*, ofrecen pautas más naturales de marcha si bien presentan problemas de control. Efectivamente, si un usuario descarga una fracción elevada de su peso sobre la estructura del andador, éste puede moverse de forma no controlada, pudiendo provocar en una caída. De esta forma, se recomienda el uso de los *rollators* para pacientes que requieren poco soporte parcial de peso, como en el caso de individuos que sufren de estados moderados de la enfermedad de Parkinson y ataxia, (van Hook *et al.*, 2003).

En los últimos 20 años, los avances tecnológicos han permitido la incorporación de sensores y actuadores en los elementos de apoyo personal. En el caso de los andadores, la integración de estas tecnologías dio lugar a los dispositivos conocidos como andadores inteligentes, robóticos o avanzados (*Smart Walkers*). En general, estos dispositivos consisten en andadores de cuatro ruedas con tracción motorizada y control en el frenado, ofreciendo la estabilidad de los andadores de cuatro patas y manteniendo la naturalidad en las pautas de marcha de los usuarios. Del mismo modo, ciertos sensores han sido utilizados

para detectar condiciones del entorno y acciones del usuario con el fin de aumentar la seguridad de este y discriminar las intenciones de conducción con el fin de comandar el dispositivo de forma eficiente. Algunos de los andadores avanzados más significativos en la literatura se encuentran en (MacNamara and Lacey, 2000; Rodriguez-Losada *et al.*, 2005; Wasson *et al.*, 2001; Alwan *et al.*, 2007; Chugo *et al.*, 2007; Hans *et al.*, 2002). En (Frizera *et al.*, 2008), los autores han presentado una revisión y clasificación funcional de estos dispositivos y han introducido el concepto del Proyecto Simbiosis. En este proyecto de investigación se ha desarrollado un andador avanzado con el fin de mejorar la estabilidad general en la marcha asistida. En este sentido, una serie de sensores son utilizados para caracterizar la marcha asistida y discriminar las intenciones de guiado propias del usuario. Se presentan dos subsistemas sensoriales: (i) un sistema tridimensional de medición de fuerzas de interacción en el grupo superior (miembros superiores y tronco) y (ii) un sistema ultrasónico para captar las evoluciones relativas entre los pies del usuario y el andadores. Hasta el presente, se ha trabajado en la implementación de los sistemas de medida y en el procesamiento de sus señales para la caracterización completa del proceso de marcha sin incorporar los motores. A partir de estos trabajos, actualmente se ha abordado el diseño de una unidad electrónica y las estrategias asociadas para realizar el control del desplazamiento del andador motorizado.

En los experimentos del subsistema de medición de fuerzas de apoyo del grupo superior sobre el andador, que se presenta en la sección 2 (Fig. 1), se han detectado, además de una componente relacionada con las vibraciones de la estructura del andador, dos componentes principales en los ejes de las señales de fuerzas. Por un lado, se ha observado una primera componente oscilatoria relacionada con el movimiento lateral del tronco (y del centro de gravedad) del sujeto. Al estar apoyado sobre la estructura del andador, los movimientos del tronco del usuario se manifiestan según un patrón oscilatorio. Dada la periodicidad de la marcha humana, los movimiento del tronco y del centro de gravedad del sujeto mantienen una relación directa con la cadencia de marcha, (Winter, 1987). Los autores han presentado en (Frizera *et al.*, 2007) un estudio cualitativo relacionando las fuerzas de los apoyos de antebrazo con ciertos eventos del ciclo de marcha. Estas pautas oscilatorias son observadas, sobretodo, en las componentes verticales (F_z) de los sensores de fuerza debido al soporte parcial del peso del usuario, aumentado por la disposición de plataformas de apoyo de antebrazos,

La otra componente detectada corresponde a otros eventos, de tipo transitorio, resultado de la aplicación de esfuerzos voluntarios por parte del usuario con el fin de conducir el dispositivo estando estos relacionados con las intenciones de marcha. Estas componentes no son fácilmente identificables debido a la presencia de la componente oscilatoria y de las vibraciones anteriormente descritas. En este trabajo, se propone un metodología de filtrado para la separación de las distintas componentes de las señales de fuerza con el fin de evidenciar las componentes de relativas a las intenciones de guiado del dispositivo.

Este trabajo se organiza de la siguiente manera. Inicialmente, se realiza una breve introducción del dispositivo desarrollado y de los subsistemas de medición empleados. En la sección 3, se presenta la estrategia de filtrado adaptativo para la extracción de las componentes de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado del andador. En la misma sección se encuentra el protocolo experimental empleado para la validación del método

propuesto. A continuación, en la sección 4 se ofrece el análisis de los resultados y su correspondiente discusión. Finalmente, la sección 5 contiene las conclusiones y los trabajos futuros.

2. LOS APOYOS DE ANTEBRAZOS COMO ELEMENTOS PASIVOS DE SOPORTE Y ACTIVOS DE GUIADO

2.1 Modificaciones pasivas para el aumento de la estabilidad de marcha

El dispositivo desarrollado está basado en un andador convencional adaptado para ofrecer un mayor soporte físico al usuario. Ese soporte es importante especialmente para personas mayores o con ciertos grados de discapacidad que experimentan inestabilidad en el caminar o en el mantenimiento de la posición de bipedestación.

Los andadores en general ofrecen más puntos de contacto con el suelo que la marcha libre o no asistida. Al utilizar un andador, además de la pierna en fase de apoyo, las ruedas del dispositivo siempre se encuentran en contacto con el suelo ampliando además, de forma considerable, la base de sustentación.

Igualmente se han considerado algunas mejoras que pueden ser establecidas sobre los andadores convencionales y avanzados que emplean tradicionalmente apoyo de manos. En el andador Simbiosis, se ha conseguido un mayor grado de apoyo reemplazando los manillares convencionales del andador por plataformas de apoyo de antebrazos proporcionando más superficie de contacto con el dispositivo y una menor distancia de soporte del tronco, con mayor altura, consiguiendo, con todo ello, un mejor acoplo mecánico entre el usuario y el andador. Se trata de mejorar la estabilidad general del sujeto, especialmente de su tronco. El apoyo de antebrazos de este andador, frente al de manos de otros andadores, permite una descarga importante del peso. Se consigue además una mayor estabilidad debido a la menor distancia de los apoyos al tronco y una mayor estabilidad biomecánica que presenta la articulación del codo frente a la muñeca que es más distal y tiene un mayor número de grados de libertad.

2.2 Definición de variables de interés y de captación

Una vez modificada la estructura del andador, se ha realizado la incorporación de los subsistemas sensoriales. El primero de ellos, el subsistema de medición de fuerzas en el grupo superior tiene como finalidad suministrar información para la caracterización de la interacción hombre-máquina en la marcha asistida. En otras palabras, de las fuerzas de interacción entre el usuario y el andador se pretende inferir gestos o posturas adoptados por el sujeto que reflejen las intenciones de conducción del dispositivo. En cada apoyo de antebrazo se ha instalado sensores de fuerza triaxiales (células de carga), según se indica en la Fig. 1. Cada unidad tridimensional de medida de fuerzas está constituida de un sensor de fuerza biaxial (modelo *MBA400-200Lb* del fabricante *Futek*) para medir las componentes de fuerza en el plano paralelo al del suelo (ejes x, y) y un sensor de fuerza uniaxial (modelo *TPP-3/75* del fabricante *Transdutec*) que ofrece la medida de la fuerza de apoyo (eje z). Ambos sensores utilizados están basados en galgas extensométricas para la medición de fuerza y se han instalado junto a su electrónica de amplificación y excitación así como para realizar el precondicionamiento analógico de las señales y la compensación de temperatura.

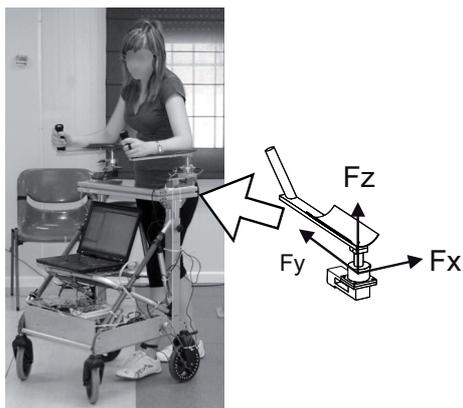


Figura 1. Andador desarrollado. Detalle de los sensores de fuerza instalados.

El segundo subsistema de medición (ver Fig. 2) ha sido incorporado para obtener la evolución relativa de los pies durante la marcha a través de la medida de distancia de estos al andador utilizando transductores ultrasónicos, (Frizera *et al.*, 2009a). En este trabajo anterior, se ha validado la precisión del sistema y se ha obtenido un modelo matemático que relaciona la forma de onda típica de esta distancia con parámetros espacio-temporales de marcha humana, como el tiempo de oscilación de la pierna y la longitud de zancada. En este trabajo, como se presentará a continuación, se utilizará la evolución temporal de los pies como variable auxiliar en el filtrado adaptativo de las señales de fuerza, mejorando la separación de las componentes de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado del andador de otras componentes que aparecen regularmente.

En cuanto a las características técnicas del sistema ultrasónico de medición, se han utilizado transductores piezoeléctricos resonantes a 40kHz con una electrónica *ad hoc* desarrollada en el Grupo de Bioingeniería del CSIC. Esta electrónica tiene como finalidad la generación digital y amplificación de los pulsos de excitación del emisor y la recepción, el tratamiento, la conversión analógico/digital (A/D) y el cálculo del tiempo de vuelo de las señales recibidas por los receptores instalados en los miembros inferiores del usuario. Todo ello está construido en torno al microcontrolador *dsPIC30F4011* de *Microchip*.

Ambos subsistemas sensoriales están integrados en una arquitectura de tiempo real basada en *Matlab Real-Time xPC Target* que gestiona la adquisición de las señales en tiempo real con una frecuencia de muestreo de *1KHz*. Se hace la lectura de los datos del subsistema de medición de fuerzas mediante una tarjeta de adquisición y del subsistema ultrasónico mediante un puerto serie de comunicación. El sistema funciona de modo autónomo, pero para el estudio realizado en este trabajo, las señales han sido almacenadas a través de un enlace de red con el ordenador portátil utilizado para la programación del sistema (*host*), también instalado en el andador. La Fig. 3 ilustra la arquitectura de medida implementada.

2.3 Preprocesamiento de las fuerzas de interacción

Todas las señales de los sensores de fuerza utilizadas en las distintas secciones de este trabajo han sido preprocesadas con la finalidad de eliminar las componentes de frecuencias más elevadas debido a interferencias electromagnéticas y a vibraciones mecánicas introducidas por irregularidades del terreno,

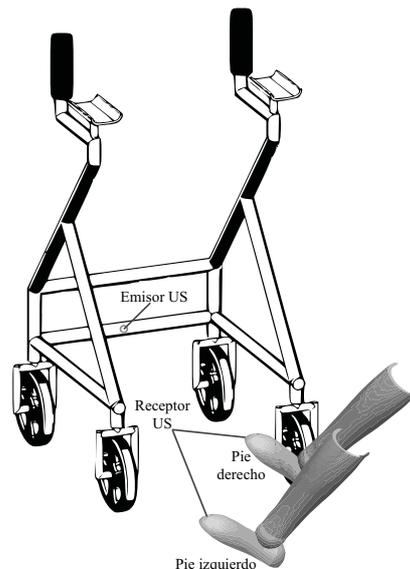


Figura 2. Detalle del subsistema ultrasónico para la medición de la evolución de los pies.

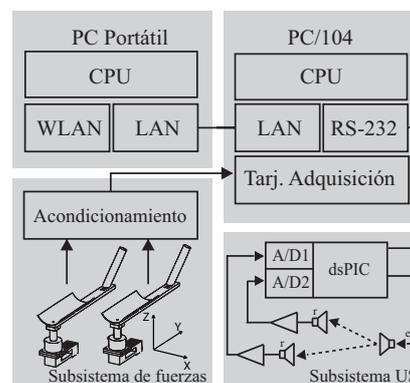


Figura 3. Arquitectura electrónica implementada y utilizada en este trabajo.

de las ruedas del andador y de oscilaciones de la estructura del andador.

En este contexto, los filtros recursivos clásicos tienen fase no lineal, lo que puede ser un inconveniente en el procesamiento en tiempo real de las señales. Esa situación no es deseada en casos como el presentado en este trabajo, en los cuales un retraso muy elevado en la señal de salida podría originar un problema práctico importante en la respuesta del sistema de marcha asistida. El retraso generado por el filtrado de las señales se suma a los retrasos introducidos por los sistemas de control utilizados para la determinación de los comandos que deberán ser ejecutados por el sistema motor.

Si, por un lado, debido a la problemática presentada, conviene buscar técnicas de filtrado más eficientes, por otro, considerando que el dispositivo desarrollado lleva una electrónica embarcada, se debe dar importancia al coste computacional de estas técnicas. De esta manera se han estudiado e implementado filtros g-h para la eliminación de estas componentes indeseadas de forma eficiente y sin introducir retardos importantes en las señales medidas.

Los filtros g-h son filtros recursivos muy simples, basados en estimadores de segundo orden que estiman la posición y

velocidad de un objeto utilizando un modelo dinámico en el cual la referencia a seguir se mueve a velocidad constante. Aunque el modelo dinámico suponga un sistema de velocidad constante, puede suceder que la referencia no se mueva así. Sin embargo, como los movimientos humanos son lentos y las aceleraciones muy pequeñas (Mann *et al.*, 1989) al utilizar una tasa de muestreo elevada, la asunción de velocidad constante se considera razonable.

De esta manera se presentan las *ecuaciones g-h de actualización o filtrado*, (1) (2), que ofrecen la actualización de la posición y velocidad de un objeto.

$$\hat{x}_{k|k} = \hat{x}_{k|k-1} + g_k(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (1)$$

$$\hat{\dot{x}}_{k|k} = \hat{\dot{x}}_{k|k-1} + h_k \left(\frac{y_k - \hat{x}_{k|k-1}}{T} \right) \quad (2)$$

Donde, $\hat{x}_{i|j}$ y $\hat{\dot{x}}_{i|j}$ son las estimaciones de la posición y velocidad en el instante i utilizando la medición realizada en el instante j . Los parámetros g_k y h_k son los parámetros con los cuales se asigna un mayor o menor peso a la medida, y_k . En general estos parámetros dependen del tiempo de muestreo. Finalmente, T simboliza el periodo de estimación, que en este caso es igual al tiempo de muestreo.

Por lo general no interesa conocer los valores de $\hat{x}_{k|k}$ y si $\hat{x}_{k+1|k}$. De esta manera se presentan las *ecuaciones g-h de predicción*, en las cuales se asume un movimiento de velocidad constante (ecuaciones (3) (4)).

$$\hat{x}_{k+1|k} = \hat{x}_{k|k} \quad (3)$$

$$\hat{\dot{x}}_{k+1|k} = \hat{\dot{x}}_{k|k} + T \hat{\dot{x}}_{k+1|k} \quad (4)$$

Combinando las cuatro ecuaciones anteriores, se obtienen las *ecuaciones g-h de predicción y filtrado*.

$$\hat{x}_{k+1|k} = \hat{x}_{k|k-1} + \frac{h_k}{T}(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (5)$$

$$\hat{x}_{k+1|k} = \hat{x}_{k|k-1} + T \hat{\dot{x}}_{k+1|k} + g_k(y_k - \hat{x}_{k|k-1}) \quad (6)$$

Como se puede observar de las ecuaciones 5 y 6, el método de filtrado empleado es de simple implementación siendo bastante razonable su empleo en aplicaciones embarcadas como la diseñada en este trabajo. El ajuste de los filtros depende apenas de la selección de los parámetros g_k e h_k que pueden ser constantes, o pueden variar a lo largo del tiempo, como en el caso del *Filtro de Kalman*, (Kalman, 1960).

En este trabajo se utilizarán los filtros g-h con coeficientes constantes (i.e., $g_k = g$ y $h_k = h$) manteniendo el criterio del bajo coste computacional de los algoritmos de filtrado. De esta manera, el problema del ajuste adecuado del filtro g-h se limita a la selección de los parámetros g y h .

En la literatura hay varias métricas para la elección de los parámetros de filtros g-h. Entre las distintas métricas de ajuste, en un trabajo anterior se ha obtenido que el Filtro de Benedict-Bordner (BBF) ha presentado la mejor relación entre el error de estimación y el retraso asociado al filtrado, (Frizera *et al.*, 2010a).

El BBF está concebido para minimizar el error transitorio de predicción para una variación de velocidad de tipo escalón en la referencia que se está siguiendo, (Benedict and Bordner, 1962). El error de estimación transitorio es definido como el error producido en la estimación del filtro cuando hay un cambio brusco en la velocidad de la referencia. Considerando la minimización presentada por los autores en (Benedict and Bordner, 1962), la selección óptima del parámetro h es dada por la ecuación (7)

$$h = \frac{g^2}{2 - g} \quad (7)$$

Así, el ajuste del filtro g-h se limita a la selección del parámetro g . Cabe resaltar que, según las ecuaciones de los filtros g-h presentadas anteriormente, el parámetro T también influye en la eficiencia del filtro. En este caso, como se ha optado por una frecuencia de muestreo de 1KHz para todos los subsistemas integrados en el andador, se ha dejado fijo este parámetro en $T = 1ms$.

En un estudio anterior, se ha obtenido que $g = 2,469 \cdot 10^{-2}$ ofrece un error cinemático de seguimiento, (Frizera *et al.*, 2009b), medio de $(2,035 \pm 0,358) \cdot 10^{-2}kgf$ y un retraso medio de $(18,97 \pm 3,7)ms$, valores aceptables para aplicaciones de este tipo. La Fig. 4 ilustra una señal filtrada con el algoritmo de Benedict-Bordner.

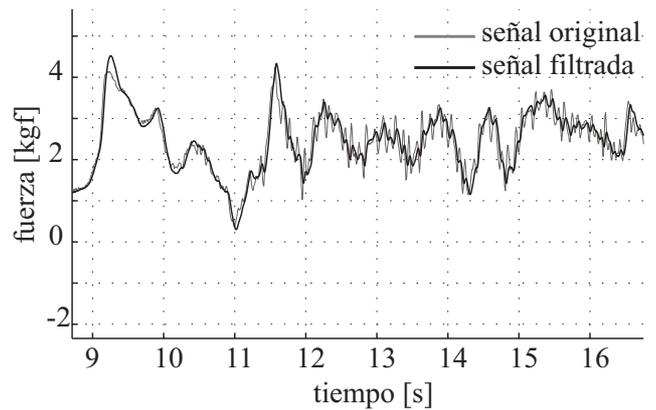


Figura 4. Señal filtrada con el filtro de Benedict-Bordner.

2.4 Consideraciones iniciales sobre las fuerzas de interacción

La Fig. 5 presenta una señal típica de un ejercicio, obtenida en el eje Y de uno de los sensores de fuerza. Se ha demostrado empíricamente, (Frizera *et al.*, 2007), que las componentes Y de los sensores de fuerza son las que más relacionadas están con las intenciones de guiado generadas por el usuario. La señal presentada en la Fig. 5 está dividida en cinco áreas (I a V). Los intervalos I y V corresponden a los instantes en los cuales el usuario no está apoyado sobre el andador en los instantes inicial y final de los experimentos, respectivamente. Las zonas II y IV se corresponden con los instantes en el cual el usuario se apoya sobre el andador pero no está caminando. La zona III indica el intervalo en el cual el usuario camina con el andador en línea recta, realiza un giro y sigue caminando en línea recta por unos metros más. Aunque no se aprecia de forma significativa en la señal no procesada, el usuario realiza un giro con el andador en torno al vigésimo segundo en el intervalo III de la Fig. 5.

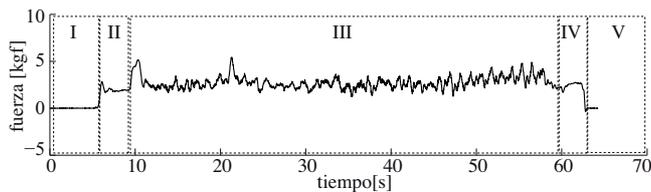


Figura 5. Fuerza típica obtenida en el eje Y de un sensor de fuerza.

En la zona III se puede observar claramente un patrón oscilatorio en las señales de fuerza. Estas oscilaciones ocurren debido al movimiento lateral del centro de gravedad del usuario durante la marcha. Al estar apoyado sobre el andador, estas oscilaciones se convierten en fuerzas de soporte oscilatorias sobre los apoyos de antebrazo generando los patrones observados. D. Winter presenta en (Winter, 1987) los patrones cinemáticos típicos de la marcha humana. En su trabajo, se puede constatar que debido a la periodicidad del ciclo de marcha, la evolución del centro de gravedad durante la marcha está fuertemente correlacionado con la cadencia de marcha.

En las mismas señales de fuerza están presentes ciertas componentes de tipo transitorio que indican las intenciones de guiado. Sin embargo, la presencia de la componente oscilatoria no permite la distinción de esta componente. Así, para obtener esta componente relacionada con los comandos de guiado aplicados por el usuario, se propone la cancelación adaptativa de la componente oscilatoria relacionada con la cadencia de marcha. Para ello, se debe filtrar de manera selectiva esta componente afectando con menor intensidad las componentes de frecuencia próximas a la cadencia. Para realizar este filtrado selectivo, se presenta, a continuación (i) una metodología para la estimación de la cadencia de marcha y, a partir de ella, (ii) un método para estimar y cancelar en tiempo real la componente oscilatoria de las señales de fuerza.

3. METODOLOGÍA

3.1 Estimación continua de la cadencia de marcha

En trabajos anteriores, (Frizera *et al.*, 2010b; Abellanas *et al.*, 2010) los autores han propuesto un método de estimación continua de cadencia utilizando las componentes verticales de fuerza de interacción, en las cuales el patrón oscilatorio descrito anteriormente está aun más evidenciado. La estimación continua de la cadencia consiste en la determinación de la frecuencia principal de la componente oscilatoria de las fuerzas de apoyo. Aunque en estos trabajos se haya obtenido la cadencia de marcha a partir de las fuerzas de reacción en los apoyos de antebrazo, en condiciones no ideales, los esfuerzos sobre las plataformas de apoyo de antebrazos pueden no ser tan bien definidos como se ha observado en la Fig. 5. Además, en estos trabajos la calidad del ajuste de la estimación de cadencia requiere la personalización de los coeficientes de estimación. De esta manera, buscando soluciones más robustas, se propone la utilización de las señales obtenidas de los sensores ultrasónicos que ofrecen una medida directa de la evolución de los pies y, por lo tanto, una medida más fiable de la cadencia.

Considerando la morfología típica de las señales ultrasónicas (ver Fig. 6), la técnica desarrollada consiste en la obtención de la cadencia de marcha a través de la estimación continua de la frecuencia principal de la componente oscilatoria. En este

trabajo, se utiliza el algoritmo WFLC como el método para la estimación continua de esta frecuencia principal. El WFLC es un algoritmo adaptativo que es capaz de ajustarse a una entrada periódica utilizando un modelo sinusoidal, estimando su amplitud, frecuencia y fase. La técnica se basa en IEEE-STD-1057, un estándar para el ajuste de ondas sinusoidal en observaciones discretas en el tiempo.

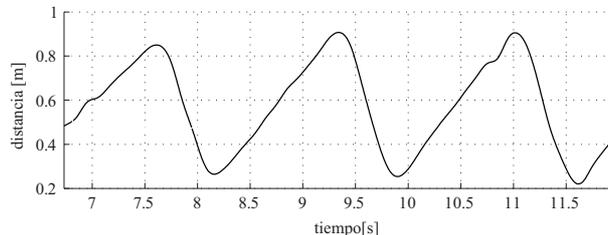


Figura 6. Señal típica de la evolución relativa de la distancia pie-andador obtenida con el sistema ultrasónico de medición.

Riviere extendió en (Riviere, 1995) las características del filtro FLC, un filtro tipo *notch* adaptativo originalmente propuesto para la cancelación de ruido (Widrow and Stearns, 1985), de manera que éste pudiera adaptarse también a los cambios de frecuencia del movimiento. La adaptación de los parámetros del modelo, en este caso los coeficientes de Fourier, se realiza a través de la utilización de un algoritmo recursivo de mínimos cuadrados (*Least-Mean-Square*, LMS). El algoritmo ofrece, entre otras ventajas, una salida de fase cero y bajo coste computacional, posibilitando su implementación en tiempo real.

Como el algoritmo está diseñado para adaptarse a la frecuencia dominante de una señal, (Riviere, 1995), es importante realizar un filtrado previo que aisle la banda de frecuencia en la cual la cadencia de marcha se encuentra. De esta manera, se ha utilizado el filtro Butterworth paso-banda ($0,5-2Hz$) de orden cuatro. Como el número de pasos dados en una unidad de tiempo por cada pierna siempre son iguales (la mitad de la cadencia de marcha), para aumentar la robustez en la estimación, se obtiene individualmente la cadencia de cada pierna y se suman para obtener la cadencia de marcha (Fig. 7). De esta manera, si se obtiene una medida errónea en cualquiera de los sensores, la salida final de frecuencia (o cadencia) será afectada de forma menos significativa.

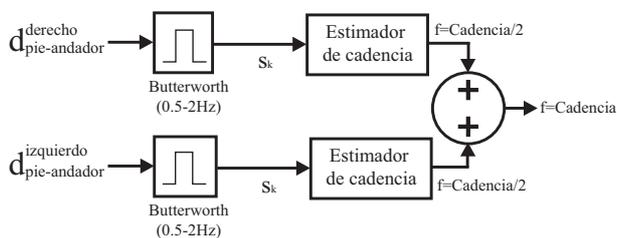


Figura 7. Diagrama de bloques utilizado para la estimación de cadencia en la marcha asistida.

La recursividad del WFLC minimiza el error ϵ_k entre la entrada s_k y la señal del modelo armónico, ecuación (8). Se asume que la señal de la evolución de los pies medida por los sensores puede ser modelada matemáticamente como una señal sinusoidal pura de frecuencia $\omega_{0,k}$ con M armónicos, (Riviere and Khosla, 1997).

$$\varepsilon_k = s_k - \sum_{r=1}^M [w_{r_k} \sin(r\omega_{0_k}k) + w_{r_k+M} \cos(r\omega_{0_k}k)] \quad (8)$$

En la implementación del WFLC, se utiliza un algoritmo de mínimos cuadrados para adaptar recursivamente el valor de ω_{0_k} , proporcionando una estimación instantánea de la frecuencia:

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} - 2\mu\varepsilon_k \frac{\partial\varepsilon_k}{\partial\omega_{0_k}} \quad (9)$$

$$\frac{\partial\varepsilon_k}{\partial\omega_{0_k}} = -k \sum_{k=1}^M \left[w_{r_k} \cos\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t}\right) - w_{r_k+M} \sin\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t}\right) \right] \quad (10)$$

El algoritmo WFLC es formulado de la siguiente manera: la ecuación (11) representa una señal sinusoidal de frecuencia fundamental, ω_{0_t} . El error utilizado para realizar la adaptación está descrito en la ecuación (12). Los pesos de frecuencia y amplitud actualizados según el algoritmo LMS (Widrow and Stearns, 1985), están enunciados en las ecuaciones (13) y (14) respectivamente.

$$x_{r_k} = \begin{cases} \sin\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t}\right), & 1 \leq r \leq M \\ \cos\left(r \sum_{t=1}^k \omega_{0_t}\right), & M + 1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (11)$$

$$\varepsilon_k = s_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k - \mu_b \quad (12)$$

$$\omega_{0_{k+1}} = \omega_{0_k} + 2\mu_0\varepsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{r_k}x_{M+r_k} - w_{M+r_k}x_{r_k}) \quad (13)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu_1\varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (14)$$

De esta manera, el algoritmo propuesto tiene cinco parámetros para ser ajustados: el número de armónicos del modelo, M , la frecuencia instantánea de inicialización, $\omega_{0,0}$, los pesos de actualización de amplitud y frecuencia, μ_0 y μ_1 , y el peso de sesgo, μ_b , para compensar derivas de baja frecuencia, (Riviere, 1995).

De los cinco parámetros, se obtienen tres de forma directa:

- M fue fijado en 1, ya que solamente se quiere obtener la frecuencia fundamental,
- $\omega_{0,0}$ fue fijado a $0,5\text{Hz}$, la frecuencia de corte inferior del filtro paso-banda utilizado,
- μ_b fue fijado en cero, ya que no se obtiene ningún tipo de deriva en la señal ultrasónica.

Como en otros trabajos encontrados en la literatura (Rocon *et al.*, 2008), los pesos de actualización de amplitud y frecuencia (μ_0 y μ_1) fueran ajustados de forma empírica de manera que se obtenga una salida de frecuencia estable en tiempo de convergencia aceptable. En este trabajo, se ha utilizado $\mu_0 = 3,0 \cdot 10^{-5}$ y $\mu_1 = 1,0 \cdot 10^{-3}$. En los experimentos realizados, no ha surgido la necesidad de personalizar los coeficientes para cada usuario, lo que ha ofrecido una gran ventaja frente a la metodología presentada en (Frizera *et al.*, 2010b).

La Fig. 8 presenta un ejemplo de la estimación continua de la cadencia obtenida con el algoritmo WFLC.

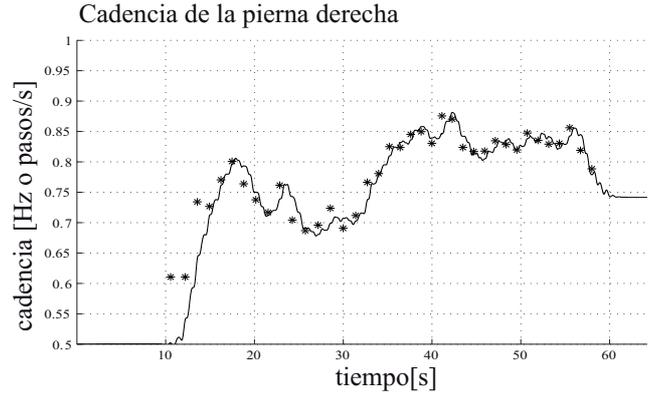


Figura 8. Ejemplo de estimación de cadencia obtenido de los experimentos realizados. El símbolo ‘*’ indica la cadencia obtenida de forma discreta con un sistema externo y la línea continua indica la cadencia estimada mediante el algoritmo WFLC

3.2 Filtrado adaptativo para la extracción de las intenciones de guiado

Para la extracción de las intenciones de guiado del sujeto, se ha estudiado una configuración de filtrado presentada inicialmente en (Riviere and Thakor, 1996), que combina el algoritmo WFLC con el FLC. El FLC es un algoritmo adaptativo que utiliza un modelo dinámico de Fourier para estimar señales cuasi-periódicas con una frecuencia conocida. De esta manera, la etapa WFLC pasa la estimación de frecuencia (cadencia) al algoritmo FLC y este se encarga de estimar la componente en esta misma frecuencia (y sus armónicos) de la señal de entrada.

La Fig. 9 presenta de esta manera el diagrama final de filtrado para la obtención de las componentes de fuerza relacionados con los comandos de guiado del andador en la marcha asistida. F_{Y_d} y F_{Y_i} son las componentes en los ejes Y de los sensores derecho e izquierdo, respectivamente. La etapa de estimación de cadencia, mediante el algoritmo WFLC presentado anteriormente, suministra la entrada de frecuencia (f) a los bloques FLC que se encargan de la estimación de las componentes debidas a la oscilaciones del tronco del sujeto en los ejes Y de cada sensor (F_{cad_d} y F_{cad_i}). Estas señales son restadas de las fuerzas medidas resultando en las señales F_{Y_d-filt} y F_{Y_i-filt}

Además, se ha introducido en el esquema final de filtrado presentado en la Fig. 9 el bloque selector de filtrado, $f(A1, A2)$. Este bloque utiliza como entrada los coeficientes de amplitud obtenidos como salida del algoritmo WFLC. Estos coeficientes indican la presencia o no de la señal de frecuencia, en ausencia de pasos, la salida del algoritmo WFLC puede constar de una frecuencia no nula y una amplitud nula. La introducción de este bloque de selección de filtros ofrece la ventaja de sólo activar la salida del FLC en los instantes en los cuales el usuario realmente está caminando. Para ello se hace el cálculo del módulo de las componentes seno y coseno y mediante un umbral se determina si el sujeto está o no en marcha y consecuentemente si se activa o no el filtro. Sin embargo, el algoritmo FLC se mantiene siempre activo para evitar un aumento del tiempo de convergencia del algoritmo en cada arranque.

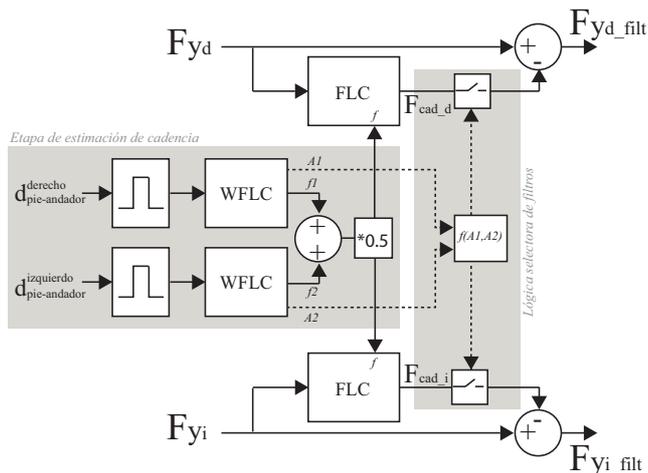


Figura 9. Esquema actualizado del doble filtrado utilizado para la extracción de las componentes de las señales de fuerza relacionadas con las intenciones de guiado.

Como se observa, una ventaja de este método es que se pueden utilizar señales distintas para la entrada de la etapa de estimación de cadencia y para el filtrado FLC. Así, se pueden seleccionar las componentes en las cuales las señales debido a la cadencia sean más evidentes mejorando el filtrado adaptativo de las señales de fuerza y permitiendo la fusión de la información obtenida de los distintos subsistemas. Como se ha destacado anteriormente, para mejorar la estabilidad de estimación de cadencia, el algoritmo WFLC opera sobre una entrada preprocesada con un filtro pasa-banda. Como se trabaja con una elevada frecuencia de muestreo (1KHz), suponiendo que la cadencia de marcha no sufre modificaciones rápidas en el tiempo, este prefiltrado no ofrece problemas de retraso significativos en la señal. Una vez que se obtiene una estimación robusta de la cadencia, el algoritmo FLC actúa directamente sobre las señales no procesadas, lo que permite la estimación de las componentes relacionadas con la marcha sin retraso.

El FLC es un algoritmo adaptativo que, utilizando un modelo dinámico de Fourier, es capaz de estimar la amplitud de señales casi periódicas. En este caso, a diferencia del WFLC presentado anteriormente, la frecuencia de la señal que se quiera estimar debe ser conocida y el algoritmo FLC adapta la amplitud y la fase de la señal a esta frecuencia. El modelo de Fourier con M armónicos utilizado está presentado en la ecuación (15).

$$s = \sum_{r=1}^M [w_r \sin(r\omega_0 k) + w_{M+1} \cos(r\omega_0 k)] \quad (15)$$

El algoritmo FLC opera estimando de forma adaptativa los coeficientes de la serie de Fourier (W_k) según el algoritmo recursivo LMS. Como se puede ver en la figura 10, el algoritmo tiene dos tipos de entradas. Por un lado, se encuentran las señales de referencia (X_k), un conjunto de M armónicos de senos y cosenos a la frecuencia $f_0 = \frac{\omega_0}{2\pi}$. Por otro, la señal ε_k , resultado de la resta entre las señales y_k y \hat{s}_k . La primera señal, y_k , es normalmente la señal medida en un proceso y está compuesta por una componente oscilatoria, s_k , la cual se desea estimar con el algoritmo FLC y la componente v_k , en este caso, la señal de entrada libre de la componente oscilatoria (s_k).

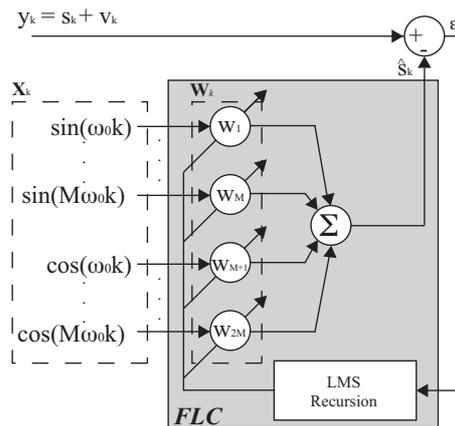


Figura 10. El algoritmo FLC. Este algoritmo adaptativo compone una serie dinámica de Fourier truncada para modelar la señal de entrada, conociéndose la frecuencia de esta señal.

Como se muestra en la Fig. 10, el algoritmo LMS se encarga de la adaptación de los parámetros del modelo, o sea, del ajuste del vector de los coeficientes W_k de la serie de Fourier. Finalmente, el algoritmo FLC queda definido de la siguiente forma:

$$x_{rk} = \begin{cases} \sin(r\omega_0 k), & 1 \leq r \leq M \\ \cos((r - M)\omega_0 k), & M + 1 \leq r \leq 2M \end{cases} \quad (16)$$

$$\varepsilon_k = y_k - \mathbf{W}_k^T \mathbf{X}_k \quad (17)$$

$$\mathbf{W}_{k+1} = \mathbf{W}_k + 2\mu\varepsilon_k \mathbf{X}_k \quad (18)$$

Donde $\mathbf{W}_k = [W_{1k} \dots W_{2Mk}]$, con $\mathbf{W}_0 = [0, \dots, 0]$, es el vector adaptativo de los coeficientes de Fourier, y_k es la señal de entrada, M es el número de armónicos del modelo utilizado y μ es el parámetro de ajuste de los coeficientes a ser estimados.

Varias características del FLC son útiles para la cancelación de señales cuasi-periódicas, como en el caso presentado en este trabajo. El FLC adapta la amplitud y fase de una oscilación en su entrada y es capaz de hacer un seguimiento de sus cambios, (Vaz *et al.*, 1994). Además, es un método de muy bajo coste computacional, ofrece intrínsecamente una salida de fase cero (Vaz and Thakor, 1989), y tiene un cero en el infinito (Riviere and Thakor, 1996).

Como en el caso anterior, la selección de los coeficientes del algoritmo, M y μ es realizada de forma empírica. Considerando el parámetro M , se ha observado que en el caso de un patrón de marcha totalmente simétrico, la componente oscilatoria de las señales de fuerzas de reacción en antebrazos tiene una frecuencia igual a la cadencia de marcha. Sin embargo, en el caso de soportes asimétricos sobre las plataformas de apoyo de antebrazos se nota un mayor efecto de componentes con frecuencia igual a la mitad de la cadencia de marcha. De esta manera, se ha seleccionado $M = 2$ para que el filtrado elimine ambas componentes si estas están presentes en las señales de fuerzas.

La selección del parámetro μ está fuertemente relacionado con la anchura de banda del filtro FLC. El algoritmo FLC puede ser visto como un filtro *notching* adaptativo ajustado a la frecuencia de entrada f con anchura de banda aproximadamente igual a $2 \cdot \mu$ (para $\mu \ll 1$). Así, experimentalmente se ha comprobado que $\mu = 0,002$ presenta una cancelación eficiente de las componentes relacionadas con la cadencia de marcha

en todos los datos obtenidos en los experimentos que serán descritos a continuación.

La Fig. 11 presenta la estimación de la componente $F_{cad,d}$ a partir de la estimación de cadencia presentada en la Fig. 8 y de la señal de fuerza en el eje Y presentada en la Fig. 5. Se puede notar la presencia de ambos armónicos de frecuencia aunque predomina el de menor frecuencia. Al no presentar ningún retraso frente a la señal de entrada de fuerzas, se resta esta componente oscilatoria directamente de la señal de entrada. En la sección 4, se presenta el resultado final del filtrado para todos los sujetos así como un análisis espectral de las señales de entrada y salida del algoritmo FLC.

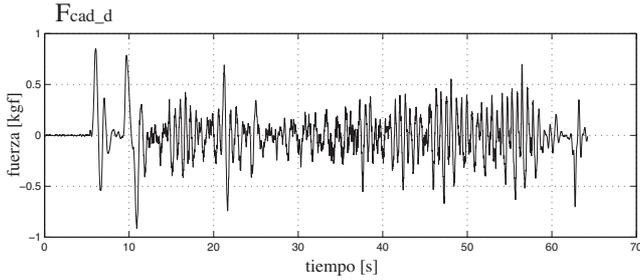


Figura 11. Componente de fuerza relacionada con la cadencia de marcha estimada con el algoritmo FLC ($M = 2$ y $\mu = 0,002$).

3.3 Protocolo experimental

Para la validación de la metodología de filtrado presentada en las secciones anteriores, cinco sujetos utilizaron el andador en un trayecto de cerca de 40 metros preparado para los experimentos. El trayecto consiste en un pasillo largo en forma de L con un giro de 90 grados. Ninguna indicación de velocidad ha sido dada a los sujetos, de forma que estos anduvieran a su velocidad preferida tres veces en cada dirección. Se han obtenido un total de 30 repeticiones. Cada repetición ha durado entre 50 y 70 segundos dependiendo de la velocidad elegida por el usuario. Durante los experimentos, las señales de los subsistemas de medición de fuerza en el grupo superior y en el ultrasónico fueron adquiridas a una frecuencia de 1KHz y almacenadas para el análisis *offline* presentado en este trabajo.

Los sujetos reclutados para los experimentos propuestos no presentan ningún historial de disfunción en miembros superiores ni inferiores. En esta fase del estudio interesa conocer las señales de referencia y validar la metodología desarrollada. Individuos con marcha patológica serán abordados en los estadios siguientes del proyecto de investigación.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Una vez que los algoritmos WFLC y FLC fueron ajustados y habiendo explicado los experimentos realizados, se presenta a continuación la metodología utilizada para el análisis de los resultados. El índice R , ecuación (19), relaciona la amplitud de las componentes de fuerza en el rango de frecuencias de cadencia de marcha antes y después del filtrado adaptativo.

$$R = 1 - \frac{\sum_{\lambda=f_{1,1}}^{f_{1,2}} |X_{filt}[\lambda]| + \sum_{\lambda=f_{2,1}}^{f_{2,2}} |X_{filt}[\lambda]|}{\sum_{\lambda=f_{1,1}}^{f_{1,2}} |X[\lambda]| + \sum_{\lambda=f_{2,1}}^{f_{2,2}} |X[\lambda]|} \quad (19)$$

$f_{1,1}$ y $f_{1,2}$ son, respectivamente, los valores mínimo y máximo del primer armónico ($f = 0,5 \cdot cadencia$) del filtro FLC. De forma similar, $f_{2,1}$ and $f_{2,2}$ son los valores mínimos y máximos del segundo armónico ($f = cadencia$). $|X[\lambda]|$ y $|X_{filt}[\lambda]|$ son los espectros unilaterales de amplitud calculados durante la parte del experimento en la cual el sujeto camina (variable entre repeticiones, identificada manualmente). Los espectros se obtienen a través de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) con *zero padding* para mejorar la resolución. La Fig. 12 presenta gráficamente los términos utilizados para el cálculo del índice R .

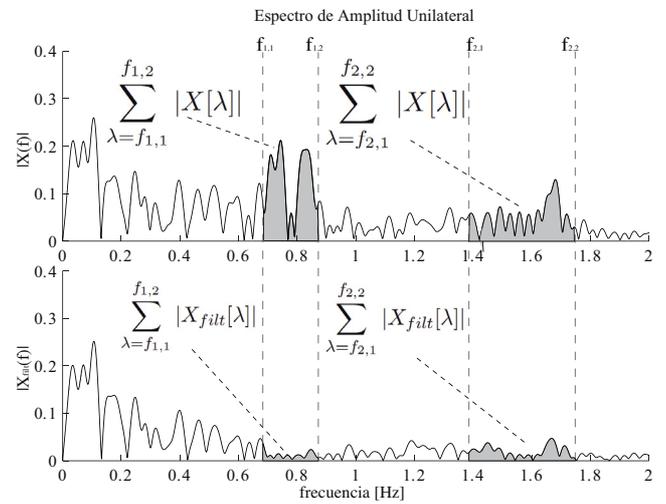


Figura 12. Representación gráfica de los términos utilizados para el cálculo del índice R . En este ejemplo, $f_{1,1} = 6,87 \cdot 10^{-1}$, $f_{1,2} = 8,76 \cdot 10^{-1}$, $f_{2,1} = 1,38 \cdot 10^{-1}$ y $f_{2,2} = 1,75 \cdot 10^{-1}$

Los valores medios de R y sus correspondientes desviaciones estándar están presentados en la Tabla 1. Como se puede observar, se consigue una reducción cercana al 80% de la amplitud de las componentes de frecuencia en los que se aplica el filtrado adaptativo FLC. Los valores reducidos en las desviaciones estándar indican la robustez del método para la cancelación selectiva de las componentes indeseadas de las señales de fuerza.

Tabla1. Valores (media \pm desv.estandar) del índice R para cada sujeto tomándose en cuenta sus cinco repeticiones

Sujeto	R (media \pm desv. estandar)
1	0,8084 \pm 0,0140
2	0,7605 \pm 0,1104
3	0,7915 \pm 0,0147
4	0,8045 \pm 0,0173
5	0,7970 \pm 0,0204

Todos los algoritmos de estimación de cadencia (WFLC) y filtrado adaptativo (FLC) están implementados en la arquitectura del andador desarrollado para su ejecución en tiempo real.

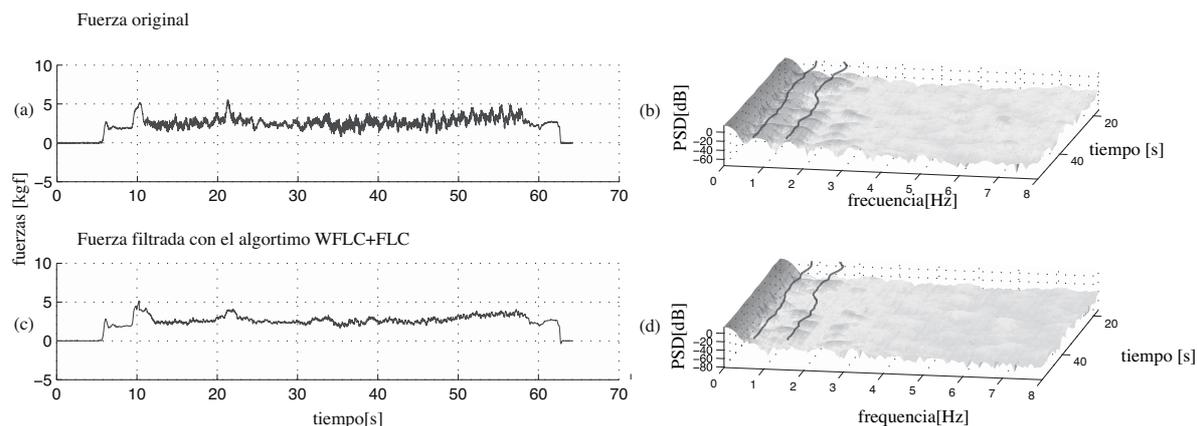


Figura 13. (a) Fuerza medida en el eje Y del sensor de fuerza derecho. Entrada del algoritmo de filtrado. (b) Espectrograma de las señal de fuerza original. (c) Salida del algoritmo de filtrado WFLC-FLC desarrollado en este trabajo y su correspondiente (d) espectrograma. En ambos espectrogramas las líneas continuas se corresponden a la evolución temporal de los los dos armónicos sobre los cuales se aplica el filtrado adaptativo.

Finalmente, la Fig. 13 presenta el efecto del filtrado desarrollado sobre una señal de fuerza utilizada como ejemplo en este trabajo. La Fig. 13 (a) presenta la señal original de fuerzas en el eje Y del sensor del manillar derecho. La Fig. 13 (b) presenta el espectrograma de la señal, calculado según las ecuaciones (20) y (21), (Oppenheim and Schaffer, 1989). Las líneas continuas representadas en el espectrograma se corresponden a los dos armónicos utilizados en el filtrado adaptativo mediante el algoritmo FLC. La Fig. 13 (c) presenta la salida del filtrado desarrollado y su respectivo espectrograma se presenta en Fig. 13 (d). En ambos casos se puede observar la cancelación de las componentes relacionadas con la cadencia de la marcha.

$$STFT\{x[n]\}=X[n, \lambda]$$

$$STFT\{x[n]\}=\sum_{m=-\infty}^{\infty} x[n+m]w[m]e^{-j\lambda m} \quad (20)$$

$$Espectrograma\{x[n]\}=|X[n, \lambda]|^2 \quad (21)$$

En la Fig. 13 (c) se puede apreciar claramente algunas componentes transitorias relacionados con los comandos de guiado aplicados por el usuario. Un ejemplo es el transitorio que ocurre entre $t = 20s$ y $t = 25s$. Este transitorio refleja el esfuerzo aplicado sobre uno de los apoyos de antebrazo con el fin de realizar un giro de 90 grados.

5. CONCLUSIONES

Con el objetivo de obtener dispositivos de apoyo a la discapacidad más eficaces y robustos, en este trabajo se presenta una metodología de estimación de cadencia y filtrado adaptativo de las componentes de fuerza de interacción relacionados con la misma, con el fin de evidenciar los transitorios relacionados con las intenciones de guiado en marcha asistida con andador.

El principal resultado obtenido ha sido la cancelación de cerca de 80 % de la amplitud de componentes cuyas frecuencias están asociadas con la oscilación del tronco durante la marcha con el dispositivo. De esta forma, se evidencian las componentes transitorias relacionadas con los eventos de guiado aplicados por el usuario en los manillares del dispositivo.

La técnica de filtrado para la eliminación de componentes involuntarias de las señales de fuerzas presentada en este trabajo es fundamental para el buen funcionamiento de la estrategia de clasificación e interpretación de los datos a ser implementada a continuación.

La metodología presentada en este trabajo está implementada en una arquitectura de control que se ejecuta en la electrónica embarcada del andador en tiempo real.

Una vez validada la técnica presentada, se está trabajando actualmente en el desarrollo de un controlador para realizar la conducción del dispositivo basándose en la detección e interpretación de estos transitorios. Para el control del dispositivo, se trata de incorporar dos conjuntos motorreductores en las ruedas traseras del andador. Estos están auto-frenados de forma que en el caso de un fallo de alimentación eléctrica, el sistema queda automáticamente bloqueado no exponiendo al usuario al riesgo de un movimiento no controlado. Mediante un clasificador borroso se hará la interpretación de las señales de fuerzas para la consecuente actuación en velocidad de los motores a través de una electrónica de comando a bajo nivel. La estrategia de clasificación de los datos y conducción del andador se hará partiendo de este trabajo en base a las señales obtenidas de las pruebas sin sistema de control, de forma a obtener una conducción natural y con el mínimo tiempo de entrenamiento posible.

De esta forma, se pretende obtener una estrategia de conducción asistida y basada en los gestos voluntarios aplicados sobre los apoyos de antebrazo del andador desarrollado. Una vez realizados los ajustes iniciales de dicho controlador, se partirá para la realización de pruebas con sujetos de marcha patológica en el Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo, colaboradores en el proyecto de investigación.

Finalmente, cabe resaltar que el presente trabajo se enmarca dentro de una línea de investigación que viene siendo desarrollada en el Grupo de Bioingeniería desde hace 10 años con el fin de comprender, caracterizar y modelar la marcha humana asistida por andadores. Ello permitirá como fin último la obtención de elementos de asistencia en rehabilitación y compensación funcional más seguros comandados por los usuarios de forma natural e intuitiva.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo se ha desarrollado en el marco del proyecto Simbiosis (DPI2005-07417) que está financiado por el Plan Nacional, Ministerio de Ciencia e Innovación.

REFERENCIAS

- Abellanas, A., A. Frizera, J. A. Gallego and R. Ceres (2010). Estimation of gait parameters by measuring upper limb-walker interaction forces. *Sensors & Actuators: A. Physical* **162**, 276–283.
- Alwan, M., A. Ledoux, G. Wasson, P. Stheth and C. Huang (2007). Basic walker-assisted gait characteristics derived from forces and moments exerted on the walkers handles: Results on normal subjects. *Medical Engineering and Physics* **29**, 308–387.
- Benedict, T. R. and G.W. Bordner (1962). Synthesis of an optimal set of radar track-while-scan smoothing equations. *IRE Transactions on Automatic Control* **7**(4), 27–32.
- Chugo, Daisuke, Wataru Matsuoka, Songmin Jia and Kuni-katsu Takase (2007). Rehabilitation walker with standing-assistance device. *Journal of Robotics and Mechatronics* **19**(6), 604–611.
- Frizera, A., A. Abellanas, R. Ceres, J. L. Pons and R. Raya (2009a). Estudio y caracterización de la cinemática de los pies en marcha asistida con andadores. *Revista Iberoamericana de Automatica e Informatica Industrial (RIAI)* **6**(4), 74–84.
- Frizera, A, J A Gallego, E Rocon, J L Pons and R Ceres (2010a). Extraction of user's navigation commands from upper body force interaction in walker assisted gait. *BioMedical Engineering OnLine* **9**, 1 – 16.
- 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*.
- Frizera, A., R. Ceres, J. L. Pons, E. Rocon and R. Raya (2007). A platform to study human-machine biomechanical interaction during gait. In: *Assistive Technology Research Series - Challenges for Assistive Technology AAATE 07*. Vol. 20.
- Frizera, A., R. Ceres, L. Calderón and J.L. Pons (2009b). Lazarim: Standing-up frame to support mobility for older persons. *Gerontechnology* **8**(1), 38–41.
- Frizera, Anselmo, Juan Gallego, Eduardo Rocon de Lima, Andrés Abellanas, José Pons and Ramon Ceres (2010b). On-line cadence estimation through force interaction in walker assisted gait. In: *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2010*. Vitoria, Brazil.
- Hans, M., B. Graf and R. Schraft (2002). Robotics home assistant care-o-bot: Past – present – future. In: *Proceedings of ROMAN'02*.
- Joyce, B. M. and R. Lee Kirby (1991). Canes, crutches and walkers. *Am Fam Physician* **43**(2), 535–542.
- Kalman, R.E. (1960). A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Basic Engineering - Transactions of the ASME* **82**, 35–45.
- MacNamara, S. and G. Lacey (2000). A smart walker for the frail visually impaired. In: *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automaton*.
- Mann, K.A., F.W.Werner and A.K.Palmer (1989). Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopedic Research* **7**(2), 304–306.
- Oppenheim, A. V. and R.W. Schafer (1989). *Discrete-Time Signal Processing*. Prentice-Hall.
- Riviere, C. (1995). Adaptive suppression of tremor for improved human-machine control. PhD thesis. Johns Hopkins University.
- Riviere, C. and P. Khosla (1997). Augmenting the human-machine interface: improving manual accuracy. *IEEE International Conference on Robotics and Automation* **4**, 3546–3550.
- Riviere, C. N. and N. V. Thakor (1996). Modeling and canceling tremor in human-machine interfaces. *IEEE Engineering in Medicine and Biology* **15**(3), 29–36.
- Rocon, E., A.F. Ruiz, J.C. Moreno, J.L. Pons, J.A. Miranda and A. Barrientos (2008). Tremor characterization. algorithms for the study of tremor time series. In: *International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing - BIOSTEC Conference - Biosignals*. pp. 355–360.
- Rodriguez-Losada, Diego, Fernando Matia, Agustin Jimenez and Gerard Lacey (2005). Guido, the robotic smartwalker for the frail visually impaired. In: *First International Conference on Domotics, Robotics and Remote Assistance for All - DRT4all*.
- van Hook, F. W., D. Demonbreun and B. D. Weiss (2003). Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. *AMERICAN FAMILY PHYSICIAN* **67**(8), 1717–1724.
- Vaz, C. and N. Thakor (1989). Adaptive fourier estimation of time-varying evoked potentials. *IEEE Trans Biomed Eng* **36**, 448–455.
- Vaz, C., X. Kong and N. Thakor (1994). An adaptive estimation of periodic signals using a fourier linear combiner. *IEEE Trans Signal Proc* **42**(1), 1–10.
- Wasson, G., J. Gunderson and S. Graves (2001). Effective shared control in cooperative mobility aids. In: *Proceedings of the Fourteenth International Florida Artificial Intelligence Research Society Conference*. Vol. 1. pp. 1 – 5.
- Widrow, B. and S. D. Stearns (1985). *Adaptive signal processing*. Prentice Hall.
- Winter, David A. (1987). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. second edition ed.. University of Waterloo Press.