

Sistema detector de fatiga en la conducción

J. L. García, E. Rogado, R. Barea, L. M. Bergasa, E. López, M. Ocaña and D. Schleicher

Abstract— El objetivo de este trabajo consiste en determinar el nivel de fatiga del conductor y establecer si se encuentra en condiciones de conducir mediante el análisis de variables biológicas. Este trabajo se centrará en el estudio del ECG durante la conducción y en concreto en la variabilidad del ritmo cardiaco –HRV- que refleja las interacciones de las dos ramas del sistema nervioso central (simpática y parasimpática).

Se ha desarrollado un hardware para la adquisición y el procesamiento de estas variables así como un algoritmo para la detección de latidos y el cálculo del HRV teniendo en cuenta la presión con la que se agarra el volante así como la temperatura en la cabina y el exterior.

Index Terms— ECG, HRV, Inatención, Fatiga, Somnolencia.

I. INTRODUCCIÓN

LA FATIGA al volante causa alrededor del 30% de los accidentes de tráfico en España según un estudio realizado por el Real Automóvil Club de España (RACE).

Se trata de un fenómeno complejo que conlleva una disminución en los niveles de alerta y conciencia por parte del conductor. Es imposible medirlo de manera directa, pero puede derivar de factores visuales (movimientos, expresiones) o no visuales (variables fisiológicas como HRV, actividad cerebral, etcétera).

Si somos capaces de monitorizar el estado del conductor en cada momento, y utilizar esa información en un sistema de abordaje, podremos desarrollar un sistema de asistencia más inteligente [1] con el que poder prevenir los accidentes.

La intención de este estudio será la de diseñar un sistema no invasivo con que el poder monitorizar tanto al habitáculo como al conductor para determinar sus niveles de atención y vigilancia. Los datos adquiridos a partir de los distintos sensores serán almacenados, procesados y evaluados en tiempo real a través de un software con el fin de reconocer los primeros síntomas de fatiga, puesto que las variables fisiológicas analizadas están íntimamente relacionadas con este fenómeno.

II. DETECCIÓN DE LA FATIGA EN LA CONDUCCIÓN

A. Factores visuales

Existen multitud de estudios relacionados con este campo la mayoría de los cuales se basan en sistemas de reconocimiento facial para determinar la posición de la cabeza del conductor, la frecuencia de parpadeo...

La frecuencia del parpadeo así como el grado de apertura

de los parpados son buenos indicadores del nivel de cansancio del conductor [2]. En una situación normal un conductor parpadea y mueve los ojos de forma rápida y constante manteniendo una separación entre párpados grande. En un estado de somnolencia podemos apreciar que la velocidad de parpadeo y la apertura disminuyen.

Respecto al ángulo que forma la cabeza en una situación sin somnolencia el conductor mantiene una posición erguida y sólo realiza los movimientos normales relativos a la conducción. Al entrar en un estado de somnolencia se detectan cambios frecuentes en la postura de la cabeza y cabeceos.

Cuando el adormecimiento es profundo se observa que el parpadeo es extremadamente lento y la cabeza queda completamente relajada [3].

Existen otras líneas de investigación que se centran en el estudio de la expresión facial. En general, la gente tiende a tener diferente expresión según el nivel de alerta que presentan [4].

B. Factores no visuales

La concentración del conductor puede verse afectada por factores ambientales siendo interesante sensorizar la cabina. Diversos estudios se centran en el análisis de la concentración de monóxido de carbono y de oxígeno en el aire. La monitorización continua de estos gases proporciona una seguridad añadida en el vehículo avisando en caso de existir una concentración por encima de los niveles tolerables (concentración de CO de 30 ppm y niveles de oxígeno por debajo del 19.5%) [5].

Otros factores no visuales son las variables fisiológicas. La medida de la respuesta galvánica de la piel (GSR) y la conductividad están relacionadas con el estado psicológico de la persona [6]. Así mismo, la fuerza con la que se agarra el volante nos da una idea del nivel de vigilancia del conductor y la temperatura corporal del mismo, es un parámetro fisiológico importante que está relacionado con el estado del conductor: la temperatura corporal aumenta con infecciones, fiebre y además permite conocer de forma indirecta el estado del sistema nervioso autónomo [7].

El electroencefalograma proporciona información psicofisiológica acerca del estado de estrés, somnolencia, o reacciones emocionales [8].

De entre todo este tipo de variables cabe destacar el electrocardiograma (ECG) y la variabilidad del ritmo cardiaco (HRV). A partir de éste último puede calcularse su espectro de potencia mediante una transformada discreta de Fourier y sabiendo la correspondencia que existe entre el estado de la persona y su espectro podemos determinar las condiciones psicofisiológicas del conductor. Los parámetros de interés son la potencia total (de 0.03 a 0.4 hercios), la potencia de frecuencias bajas (de 0.05 a 0.15 hercios) y la

José Luis García. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá.
E-mail: joseluisgc@gmail.com

Elena Rogado. Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá.
E-mail: elenarogado@hotmail.com

potencia de frecuencias altas (de 0.15 a 0.4 hercios) [9].

La obtención del HRV la hemos realizado amplificando y filtrando una señal de ECG, para posteriormente realizar la detección del complejo QRS y calcular el tiempo entre ondas R consecutivas. Una vez obtenida la separación entre ondas R se puede representar gráficamente ésta en función del latido. En nuestro caso, es interesante calcular el histograma y la respuesta en frecuencia. La variabilidad del ritmo cardiaco nos proporciona información sobre el sistema respiratorio (aumenta en la inspiración y disminuye en la espiración), sobre el sistema vasomotor, los cambios de temperatura (producen pequeños cambios en el HRV) y sobre el sistema nervioso central, que está directamente relacionado con el estado emocional de la persona.

Por último, el estado físico y mental de una persona puede influir en su modo de conducción. Grandes marcas del sector automovilístico dirigen sus esfuerzos en esta dirección. Un ejemplo a este respecto es la casa Citroen, que ha elaborado un sistema mediante el cual detecta el pisado de una línea de la carretera, ya sea continua o discontinua, siempre que el intermitente no haya sido accionado [10]. Además, giros bruscos del volante, variaciones en la forma de frenar o la postura del cuerpo del conductor (evaluada mediante sensores de presión en el asiento) son otros parámetros importantes a tener en cuenta a la hora de evaluar el estado de alerta de conductor.

III. IMPLEMENTACIÓN HARDWARE

Para la obtención de las variables biológicas necesarias por el algoritmo para su procesado se hace necesario un soporte hardware adecuado. El sistema desarrollado consta de un subsistema analógico, que realiza una primera adaptación de la señal para su posterior adquisición mediante un convertor analógico digital, y de un subsistema digital encargado del filtrado y procesamiento de las señales obtenidas mediante la etapa analógica. Además, el sistema digital tiene la posibilidad de enviar la información de forma inalámbrica mediante bluetooth o zigbee.

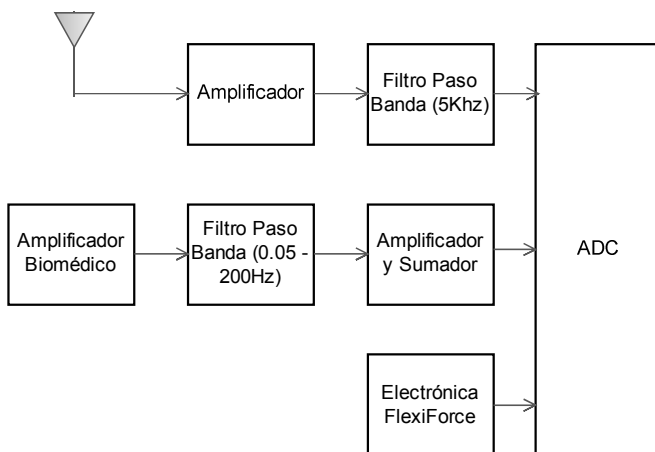


Fig. 1. Subsistema analógico. Captación de las diferentes señales necesarias por el algoritmo de detección de fatiga.

A. Subsistema Analógico

Es el encargado de obtener la presión ejercida por cada mano en el volante del vehículo, la señal de electrocardiografía de unos electrodos ECG así como el

pulso desde una cinta cardiorácica comercial.

Para medir la presión se usan sensores resistivos FlexiForce [11] que nos permiten obtener una tensión proporcional a la presión. Mediante la electrónica adecuada que nos indica el fabricante, obtenemos una señal acotada entre cero y cinco voltios lista para ser adquirida por el ADC del microcontrolador. La electrónica se ajustó para que tuviese el nivel de sensibilidad adecuado a nuestras necesidades de tal forma que, con la presión normal ejercida por un conductor en el volante, se superase un umbral de tensión fijado con anterioridad.

La obtención de la señal de electrocardiografía se realiza mediante electrodos ECG, un circuito basado en un amplificador de instrumentación INA114 y un filtro paso banda para eliminar las altas frecuencias y la componente continua. A continuación se añadió una electrónica de adaptación que permite situar la señal dentro del margen dinámico del ADC.

Aunque mediante la señal de ECG se puede calcular el pulso, se ha añadido la posibilidad de recibir la señal de pulso emitida mediante una cinta cardiorácica comercial usada por deportistas. Para ello se ha implementado un receptor a la misma frecuencia que emite la cinta (5 kHz) formado por un amplificador y un filtro paso banda. Por cada pulso detectado por la cinta cardiorácica ésta emite una senoide de 5 kHz, lo que nos permite en el microcontrolador detectar los pulsos y calcular directamente el HRV.

B. Subsistema Digital

El sistema digital es el encargado de adquirir las señales del convertor analógico digital y procesarlas según el algoritmo que hemos desarrollado. Este sistema está basado en un microcontrolador ATmega128 de Atmel que posee ocho canales de ADC. Además, funciona a una frecuencia de 16 MHz que es más que suficiente para la ejecución del mismo.

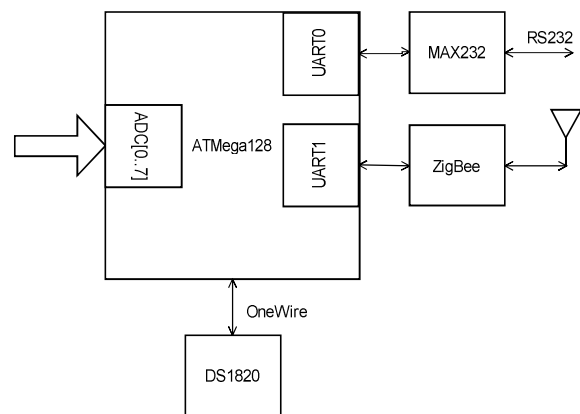


Fig. 2. Sistema digital. Es el encargado de recibir las señales analógicas, digitalizarlas y procesarlas. Además obtiene información sobre la temperatura y es capaz de comunicarse de forma inalámbrica.

El microcontrolador se puede comunicar con el exterior mediante puerto serie (RS232) o mediante un módulo inalámbrico de bluetooth o zigbee para enviar los resultados del procesamiento a un sistema central o bien para la depuración del sistema durante su funcionamiento.

La medición de la temperatura en la cabina y en el exterior se realiza con un sensor de temperatura digital one-wire DS1820 de Maxim.

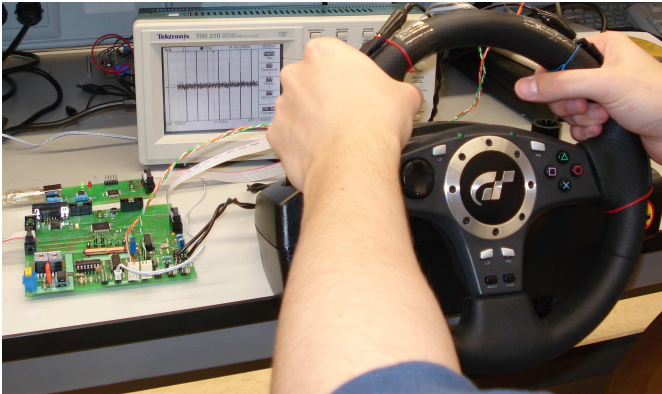


Fig. 3. Sistema implementado funcionando. En el volante se encuentran los electrodos ECG y los sensores de presión conectados al sistema hardware.

C. Tarjeta de adquisición

Para las pruebas en el laboratorio se ha usado una tarjeta de adquisición de National Instruments (PCI-6014) conectada al subsistema analógico anteriormente explicado y a un volante comercial de Logitech sobre el que se instalaron los sensores de electrocardiografía así como los sensores de presión. Éste nos permitió también detectar el ángulo formado por el volante gracias a la electrónica ya integrada en él. Conectándolo mediante USB y haciendo uso de un driver de LabWindows pudimos detectar el movimiento así como las pulsaciones de los botones. La precisión que nos proporciona es de una décima de grado. La medida de la posición del volante nos proporciona una variable más sobre la que detectar los cambios de comportamiento del conductor frente a un ataque de sueño. Para la implementación en un coche real sería necesario utilizar un encoder o un sensor de ángulo con la precisión suficiente.

IV. IMPLEMENTACIÓN SOFTWARE

Nuestro sistema utiliza dos tipos de software: uno para el microcontrolador ATmega128, y otro para el ordenador de abordaje existiendo un enlace inalámbrico entre ambos dispositivos vía bluetooth o zigbee.

De manera global, en la Fig. 4 se muestra el diagrama de flujo de la aplicación completa. El software ha sido implementado para llevar a cabo las siguientes funciones en tiempo real:

- 1) Adquisición de las señales procedentes de los sensores.
- 2) Filtrado de las señales.
- 3) Procesamiento de cada una de ellas.
- 4) Análisis de los resultados de forma conjunta para detectar los primeros síntomas de fatiga.

La etapa de medición del pulso es vital para el cálculo del HRV, que es el principal parámetro en el que se basa nuestro estudio. Por ello, y como ya mencionamos anteriormente, usamos dos métodos diferentes para detectar los latidos con el fin de implementar un algoritmo más robusto que, ante cualquier imprevisto, permita detectarlos correctamente. El algoritmo se basa en un umbral dinámico ya que los complejos QRS pueden no presentar la misma amplitud en diferentes personas [12]. Previamente ha sido necesario filtrar la señal obtenida con un filtro digital paso banda y

realizar una derivada de la señal filtrada. El resultado se eleva al cuadrado obteniendo un pico significativo por cada complejo QRS.

Además, para desarrollar los algoritmos y el estudio de forma cómoda se ha utilizado LabWindows con una tarjeta de adquisición PCI-6014 de National Instruments.

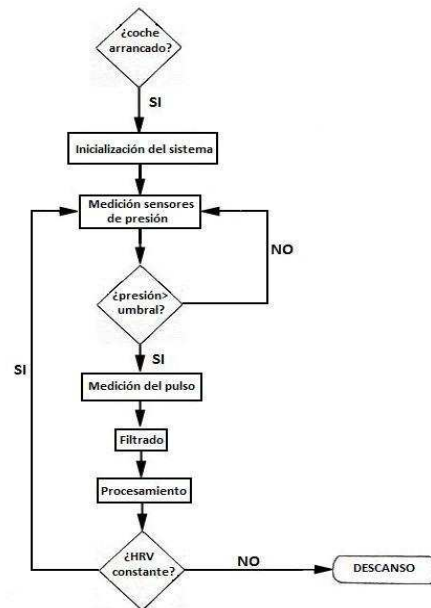


Fig. 4. Diagrama de flujo del software de la aplicación

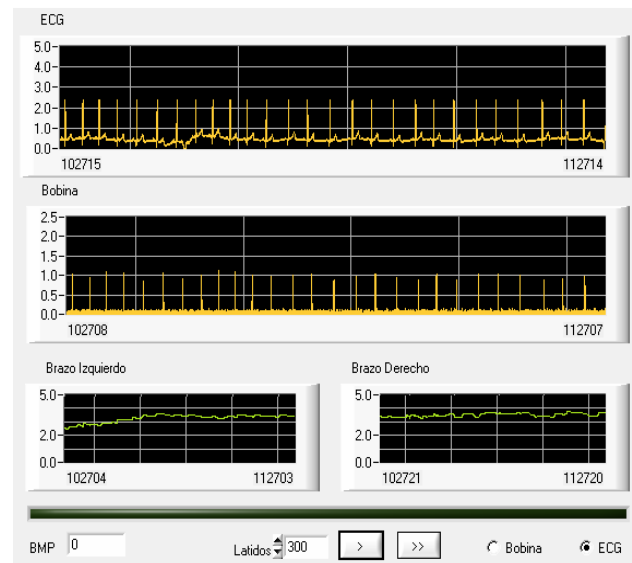


Fig. 5. Detalle de la detección del pulso de la interfaz del software implementado en LabWindows. La imagen superior muestra la señal capturada por los electrodos ECG. Debajo se muestra la señal recibida de una cinta cardiotorácica comercial. Finalmente se observan las señales procedentes de los sensores de presión.

Las señales capturadas se almacenarán en la memoria del PC, al igual que los resultados obtenidos individualmente para su posterior estudio. Para evaluar el estado del conductor en cada momento, nuestro algoritmo combinará la información relativa a los distintos parámetros fisiológicos para, a partir de ella, ofrecer la decisión más apropiada considerando la relación existente entre los diferentes indicadores.

A partir de la señal HRV se estudia la respuesta en frecuencia. Para ello se realiza una interpolación entre los

valores de HRV calculados. Sobre la señal interpolada se calculan varios índices estadísticos y espectrales. Los estadísticos se calculan directamente sobre la señal interpolada y son la media, la varianza y el valor cuadrático medio. Los índices espectrales se obtienen a partir del espectro de potencia que calculamos usando la FFT. Los parámetros de interés son la potencia total (desde 0.03-0.4 Hz), la potencia a frecuencias muy bajas (FMB, desde 0.03-0.05), la potencia a frecuencias bajas (FB, desde 0.05-0.15), la potencia de frecuencias altas (FA, desde 0.15-0.4) y la relación entre FB y FA (Fig. 6).

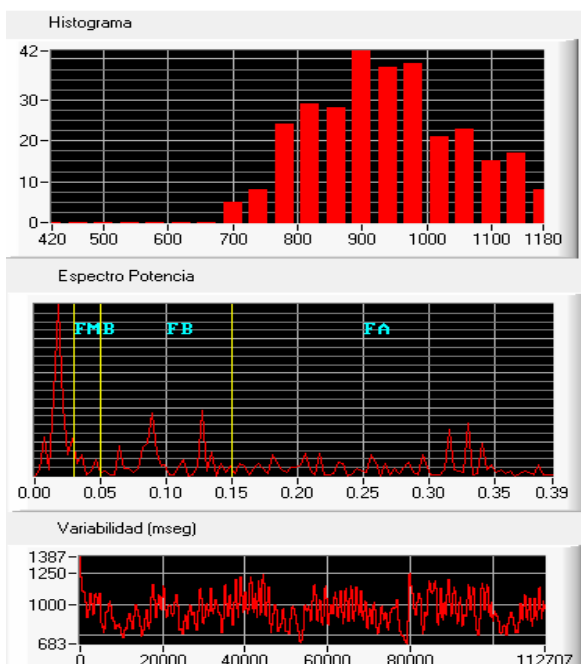


Fig. 6. Análisis del HRV mediante LabWindows. La imagen superior se corresponde con el histograma del HRV de una persona durante un tiempo de conducción. Debajo se muestra el espectro de potencia y, por último la variabilidad del HRV.

La detección de la posición del volante se realiza utilizando un driver del LabWindows para un volante de simulación comercial de Logitech. En nuestro caso solo es necesario detectar el ángulo, realizándolo con una precisión de una décima de grado. La posición se muestrea cada 0.05 segundos y se almacena en un archivo. Además, cada 200 muestras se calcula la media y la desviación típica del ángulo formado por el volante. El objetivo es detectar una variación importante en la desviación típica.

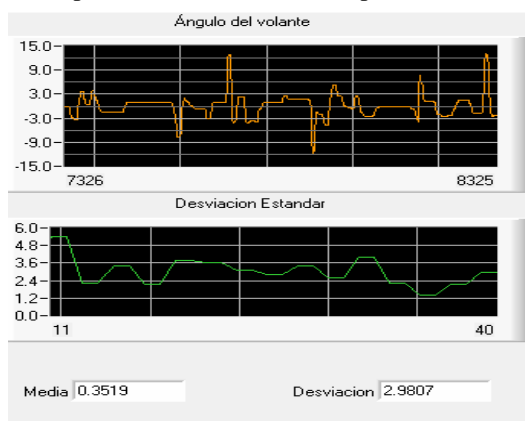


Fig 7. Detección movimientos del volante.

Además, para simular un entorno de conducción en el laboratorio se ha creado un pequeño juego, controlado con el volante, en el que deben esquivarse objetos que van apareciendo en la pantalla. De este modo podemos detectar la variabilidad normal del sujeto durante un estado normal de conducción y compararla con la que obtenemos del mismo sujeto cuando sufre un ataque de sueño (Fig. 8).

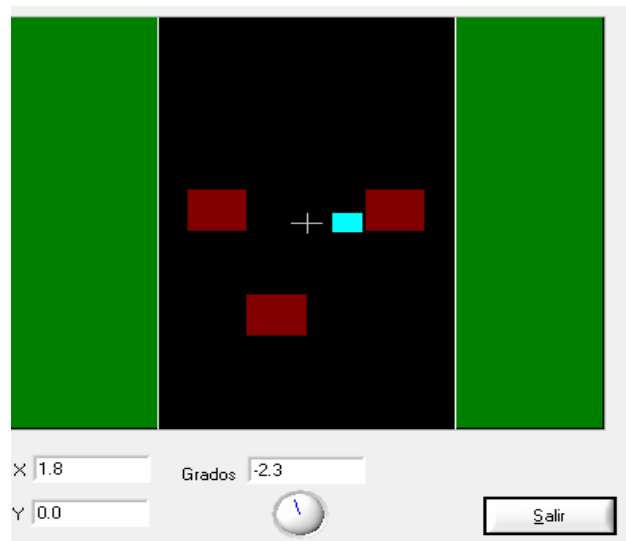


Fig. 8. Simulador conducción.

V. RESULTADOS

Con el sistema de simulación montado en un laboratorio se están realizando pruebas sobre personas con un corazón sano en un entorno cómodo para favorecer un ataque de sueño. El sistema final, que se está utilizando en el laboratorio, emplea LabWindows para tomar muestras de la presión ejercida sobre el volante por cada mano, de la señal de electrocardiografía (tanto la obtenida mediante los sensores situados en el volante como la obtenida por la cinta cardiorrática comercial) y de la posición del volante cada 0.05 segundos.

El sistema, además de almacenar las muestras para su posterior estudio, tiene también la capacidad de analizarlas presentando en gráficas las señales que están siendo obtenidas así como el espectro de potencia y el histograma de la señal HRV, y la media y desviación típicas de la posición del volante.

En la figura 9 se observan los HRV capturados para una misma persona en condiciones de cansancio extremo (24 horas sin dormir) y en días diferentes. La prueba consiste en colocar al usuario sobre el simulador e intentar que éste se duerma al volante. En los HRV 1 y 2 el conductor se duerme aunque se despierta de inmediato. En el HRV 3 el conductor no llega a dormirse aunque debido al cansancio bosteza continuamente.

A partir de los archivos capturados y tras el posterior análisis de los mismos se podría afirmar que, en el caso de una persona cansada, determinadas variaciones del HRV se corresponden con los primeros síntomas de adormecimiento. A medida que nos relajamos, el HRV aumenta (disminuyen las pulsaciones). En el momento en el que tiene lugar la primera cabezada se produce una bajada considerable del mismo. En la figura 10 se puede observar que la pendiente del HRV es creciente, lo que se traduce en un estado de

relajación por parte del conductor y una posible situación de peligro en la carretera.

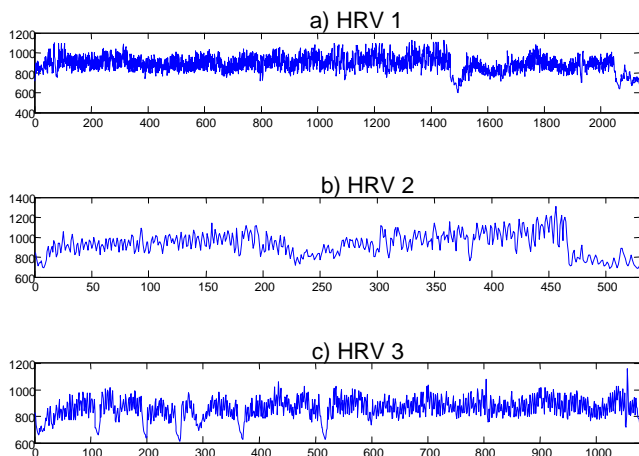


Fig. 9. Ejemplos HRV en condiciones extremas de cansancio.

En las pruebas realizadas, mientras la persona se encuentra en estado de alerta, el HRV oscila en función de la frecuencia sinusoidal (más o menos). Pero en el momento en que se da la primera cabezada (primer síntoma del adormecimiento) el HRV cae bruscamente manteniendo su valor constante durante unos 10 latidos aproximadamente. Calculando la frecuencia del HRV, se observa que, tras las cabezadas, el valor de la frecuencia es muy superior a su valor medio anterior. Este hecho se puede apreciar en la figura 10. Cuando estas dos condiciones se producen simultáneamente, entonces podríamos afirmar que están apareciendo los primeros síntomas de cansancio.

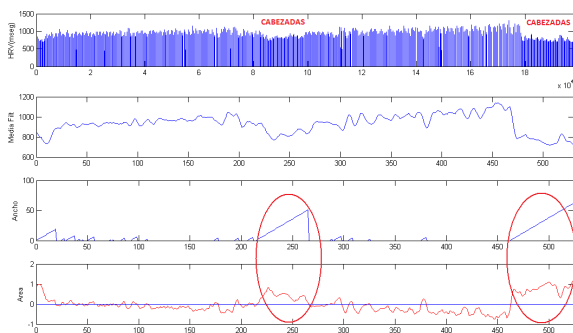


Fig. 10. HRV original y filtrado de una persona cansada durante un periodo de conducción en el que se producen 2 cabezadas.

Cuando el conductor se encuentra despierto y atento, los cambios bruscos en el HRV mencionados anteriormente son inexistentes. De hecho, en la figura 11 se observa perfectamente que, aunque se produce una ligera caída del HRV que se mantiene constante durante unas muestras, la

frecuencia varía poco respecto a su valor medio.

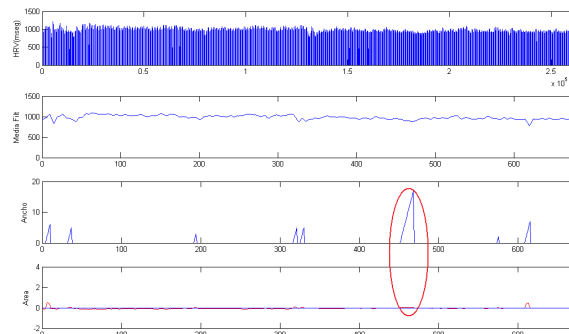


Fig. 11. HRV de una persona en estado relajado para conducir.

Si bien es cierto que con los ejemplos expuestos parece que con el HRV se puede deducir cuando el conductor va a quedarse dormido, esto no es así debido a su variabilidad. Los resultados anteriores se habían obtenido en situaciones de reposo y silencio total, pero estudios posteriores con personas que han conducido manteniendo una conversación, riéndose, etc, se han obtenido unos resultados muy parecidos a los conseguidos en el caso de somnolencia, la principal diferencia es que en estos casos no se detecta un aumento del HRV y por lo tanto no se está en la fase de relajación próxima al ataque de sueño (Fig. 12).

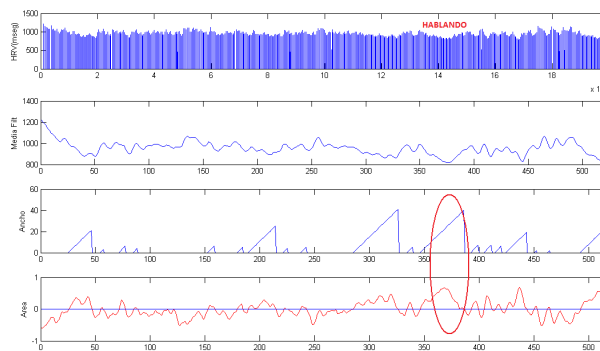


Fig. 12. Análisis del HRV de un conductor despierto y hablando en Matlab.

Actualmente estamos trabajando en desarrollar nuevos algoritmos que nos permitan determinar el estado del usuario y considerar al HRV como señal válida para determinar el estado del conductor.

VI. CONCLUSIONES

La mayoría de los sistemas para detectar el estado del conductor se basan en el estudio de aspectos visuales (movimiento de los ojos, movimiento de la cabeza, expresión facial...) o parámetros no visuales (HRV, ECG, presión ejercida en el volante, humedad relativa, etc). Detectar la fatiga con un solo parámetro fisiológico no es posible, haciéndose necesario el estudio de diversas variables. En este trabajo se ha pretendido estudiar la variabilidad del HRV durante la conducción y tener en cuenta esta información, para poder evaluar el estado del conductor.

En los sistemas basados en el estudio de la variabilidad del ritmo cardiaco, en el espectro de potencia y el histograma, son necesarios un número mínimo de muestras para obtener resultados válidos. Por ello, se requiere obtener un número mínimo de latidos antes de considerar estos datos como válidos que deben ser utilizados para calibrar los parámetros de configuración del sistema. Lo cual requiere un tiempo mínimo antes de que los resultados obtenidos sean fiables.

Nuestro objetivo es combinar ésta información con información visual y en estado de la conducción (carreteras, clima, etc) para detectar el problema de la somnolencia durante la conducción y de este modo reducir los riesgos y peligros al volante.

Estos sistemas no sólo deben ser útiles para la seguridad del conductor sino que son la base para desarrollar dispositivos de registro que faciliten la reconstrucción de accidentes almacenando datos referentes al vehículo, estado del conductor y entorno de la conducción.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su gratitud al Ministerio de Educación y Ciencia y a la Comunidad de Madrid y a la Universidad de Alcalá por su financiación de los proyectos “Cabina inteligente para el transporte por carretera” (PSE-370100-2007-2) y SLAM-MULEX (CCG07-UAH/DPI-1736).

REFERENCIAS

- [1] G. Scharenbroch, Safety vehicles using adaptive interface technology (SAVE-IT) (Task 10): Technology review. Delphi electronics and safety systems Tech. Rep., 2005
- [2] Qiang Ji, Zhiwei Zhu, y Peilin Lan: Real-Time Nonintrusive Monitoring and Prediction of Driver Fatigue. *IEEE Transactions on Vehicular Technology*, vol. 53, n.º. 4, July 2004.
- [3] Mai Suzuki, Nozomi Yamamoto, Osami Yamamoto, Tomoaki Nakano, y Shin Yamamoto: Measurement of Driver's Consciousness by Image Processing-A Method for Presuming Driver's Drowsiness by Eye-Blinks coping with Individual Differences - 2006 *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*
- [4] Haisong Gu, Qiang Ji†, Zhiwei Zhu: Active Facial Tracking for Fatigue Detection. *Applications of Computer Vision, 2002. (WACV 2002)*
- [5] Galatsis, K.; Wlodarski, W.; Li, Y.X.; Kalantar-zadeh, K.: Vehicle cabin air quality monitor using gas sensors for improved safety. *Optoelectronic and Microelectronic Materials and Devices, 2000. COMMAD 2000. Proceedings Conference on Volume , Issue , 2000 Page(s): 65 - 68*
- [6] F. Nasoz, O. Ozyer, C. L. Lisetti, and N. Finkelstein, “Multimodal affective driver interfaces for future cars,” in *Proc. ACM Int. Multimedia Conf. Exhibition*, 2002, pp. 319–322.
- [7] Axisa, F. Dittmar, A. Delhomme, G. : Smart clothes for the monitoring in real time and conditions of physiological, emotional and sensorial reactions of human. *Microcapteurs et Microsyst. Biomedicaux*, INSA Lyon, Villeurbanne, France;
- [8] Lin, Y.Leng, H. Yang, G. Cai, H.: An Intelligent Noninvasive Sensor for Driver Pulse Wave Measurement. *Sensors Journal, IEEE*
- [9] Claudia Lerma González, Oscar Infante Vázquez y Marco V. José: Sistema de Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca.
- [10] <http://www.citroen.es/CWE/es-ES/AboutCitroen/TECHNOLOGIES/SECURITY/AFIL/AFIL.htm>
- [11] <http://www.tekscan.com/flexiforce/flexiforce.html>
- [12] Serhiy Matviyenko: Low-cost EKG Pulsometer. *CYPRESS Application note*