



Cámaras para combatir el sueño al volante

Enrique Medina Ripoll¹, José Laparra Hernández¹, Néstor Arroyo Gómez¹, José S. Solaz Sanahuja¹, Noelia Rodríguez Ibáñez², Sergio Veleff³, José Gerpe Blanco³, Elisa Signes i Pérez¹

¹ Instituto de Biomecánica (IBV).
Universitat Politècnica de València.
Edificio 9C. Camino de Vera s/n.
(46022) Valencia. España

² FICOSA

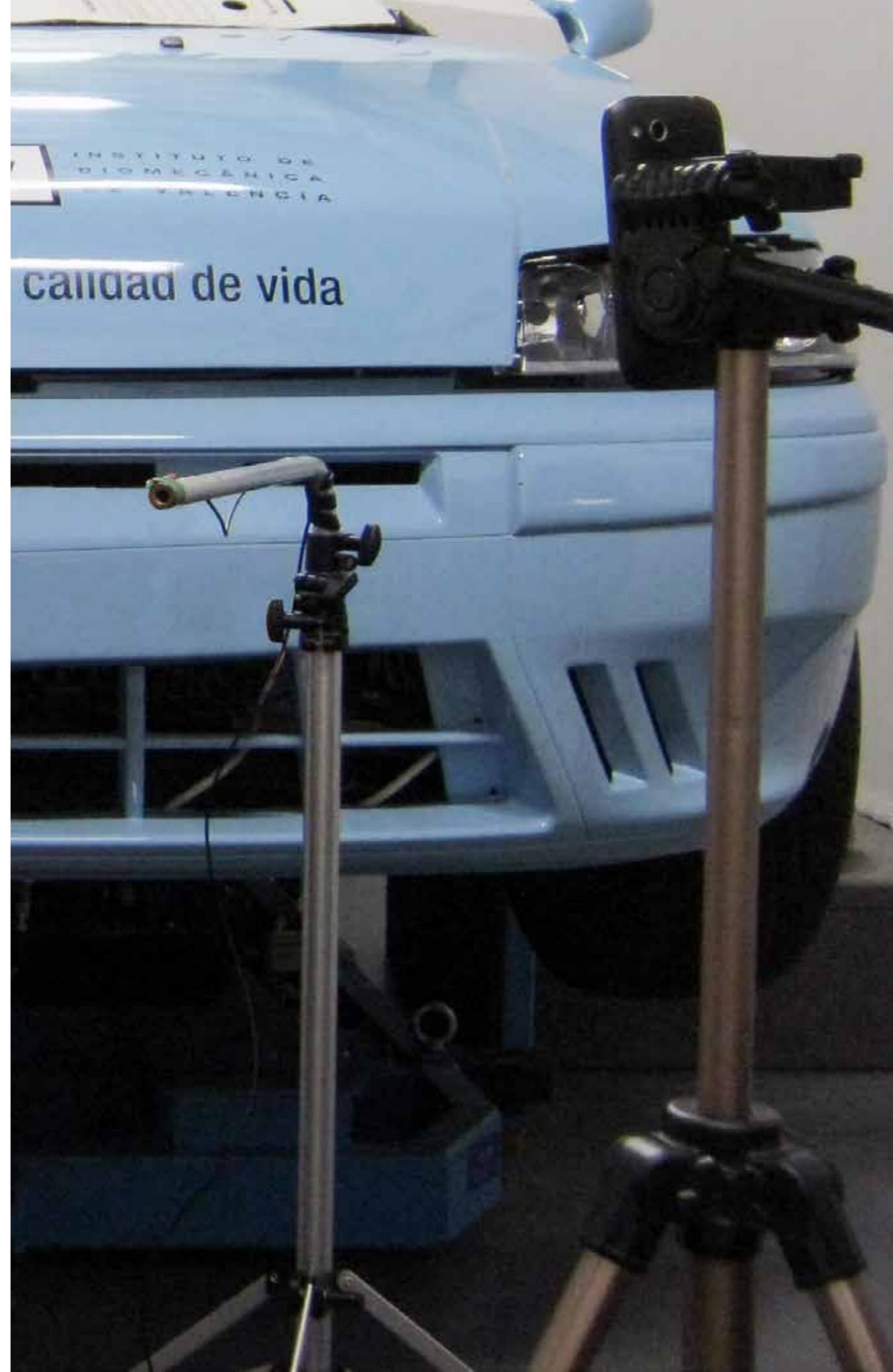
³ INTEKIO

El 25% de los accidentes de tráfico que se producen en la Unión Europea están directamente relacionados con la conducción bajo condiciones de somnolencia o fatiga, por lo que los accidentes debidos a estas causas son un problema social y económico de primer orden. Actualmente existen medios tecnológicos que tratan de evitarlos detectando distintos factores relacionados con la somnolencia del conductor. Sin embargo, estas tecnologías con frecuencia arrojan falsos positivos, debidos principalmente a ruidos originados por factores ambientales y emocionales. El Instituto de Biomecánica (IBV) participa junto con las empresas FICOSA e INTEKIO en el desarrollo de un nuevo sistema basado en cámaras que resuelva los problemas anteriormente citados.



INTRODUCCIÓN

Además de su gran impacto humano y social, los accidentes de tráfico tienen un coste muy elevado en términos económicos. Se estima que el coste de cada muerte por accidente de tráfico asciende aproximadamente a un millón de euros, mientras que cada persona lesionada representa un gasto entre los 23.000 y los 143.000 euros. En la UE, el importe anual total debido a los accidentes de tráfico es superior a los 100.000 millones de euros. Dado que uno de cada cuatro accidentes está directamente relacionado con la fatiga o la somnolencia del conductor, se estima que el coste económico de los accidentes debidos a estas causas oscila entre 10.000 y 24.000 millones de euros cada año. Hoy en día, existe tecnología que trata de abordar este problema. Sin embargo, la investigación en este campo es todavía incipiente y hay multitud de enfoques técnicos y científicos por desarrollar que podrían aportar mejoras significativas a los sistemas de detección de somnolencia actuales.





SITUACIÓN ACTUAL DE LOS SISTEMAS EMBARCADOS PARA LA DETECCIÓN DE SOMNOLENCIA

Los sistemas desarrollados hasta el momento en el ámbito de la detección de la somnolencia del conductor siguen uno de estos enfoques, según las variables en las que se basan:

- **Análisis del comportamiento del vehículo.** Fueron los primeros sistemas que aparecieron en el mercado [1]. Se registran variables como la desviación respecto de los límites del carril, el uso del acelerador y del freno, o el ángulo del volante, para detectar cambios en el patrón de conducción que puedan relacionarse con la fatiga o somnolencia del conductor.
- **Análisis de los parámetros fisiológicos del conductor.** Detectan los signos de somnolencia o fatiga del conductor a partir de la medida de su actividad cerebral, ritmo cardíaco, frecuencia respiratoria [2]–[4], respuesta galvánica de la piel [5], [6], o el movimiento de los ojos y el grado de apertura-cierre de los párpados [7].

Aunque las técnicas que analizan el comportamiento del vehículo reducen significativamente los accidentes [1], no pueden considerarse estrictamente detectores de somnolencia, ya que los patrones detectados pueden atribuirse con facilidad a otras causas como distracciones, malos hábitos de conducción, o simplemente a un estilo de conducción deportiva. Por el contrario, los sistemas basados en el análisis de parámetros fisiológicos del conductor manejan información de primera mano sobre el estado del mismo.

No obstante, estos parámetros a veces son difíciles de interpretar y frecuentemente quedan distorsionados por la influencia de otros estados físicos o emocionales.

Por otra parte, la tecnología utilizada para la medición de los parámetros fisiológicos del conductor ha sido tradicionalmente muy invasiva (en contacto directo con el conductor) [8]. Sistemas muy invasivos son admisibles en un entorno de laboratorio pero no en un entorno real. Por ello, el desarrollo de métodos para la medición de variables fisiológicas de manera no invasiva es una prioridad, siendo los sistemas basados en análisis de imagen los más aceptados en el sector. Un buen ejemplo de ello es el sistema PERCLOS, utilizado con cierto éxito para analizar el comportamiento de los ojos del conductor. Sin embargo, estos sistemas aún tienen un amplio margen de mejora, ya que son sensibles a la iluminación, o al uso de gafas o lentes de contacto. Por todo ello, cada vez más se tiende a trabajar en la detección de somnolencia a través de otros parámetros como la tasa de respiración, método cuya eficacia ha quedado demostrada en aplicaciones del sector de la automoción en investigaciones llevadas a cabo desde el IBV [4].



OBJETIVO

El objetivo de esta investigación, llevada a cabo en el marco del proyecto “Desarrollo de un sistema de cámaras embarcadas en vehículo para la detección de la somnolencia” (cofinanciado por el CDTI y certificado como proyecto IBEROEKA con el código IDI-20150255), es obtener la información que permita diseñar un sistema embarcado basado en análisis de imagen para detectar la somnolencia al

volante. Dicho sistema registrará imágenes del movimiento involuntario de la caja torácica del conductor debido a la respiración. Estas imágenes serán procesadas mediante un algoritmo de tratamiento de imagen para obtener la frecuencia respiratoria y relacionar sus cambios con el estado de fatiga o somnolencia del conductor.





MATERIAL Y MÉTODOS

En la parte de esta investigación, el IBV ha llevado a cabo hasta el momento dos experimentos que se describen a continuación.

Experimento 1: Comparativa de KINECT con banda de pletismografía (medida de respiración)

Se realizó esta comparativa con el fin de validar KINECT como sistema no invasivo basado en imagen para medir la frecuencia respiratoria. Para realizar esta validación se contó con una muestra de sujetos sin problemas respiratorios. Las imágenes obtenidas por KINECT se compararon con los datos registrados por una banda de pletismografía, que es un sistema sobradamente validado y utilizado a la

hora de medir el movimiento del pecho y del abdomen (Figura 1). Con los resultados, se determinó la validez de KINECT a la hora de medir frecuencia respiratoria. Esta validación permitió utilizar KINECT como sistema de medida patrón en el experimento 2.

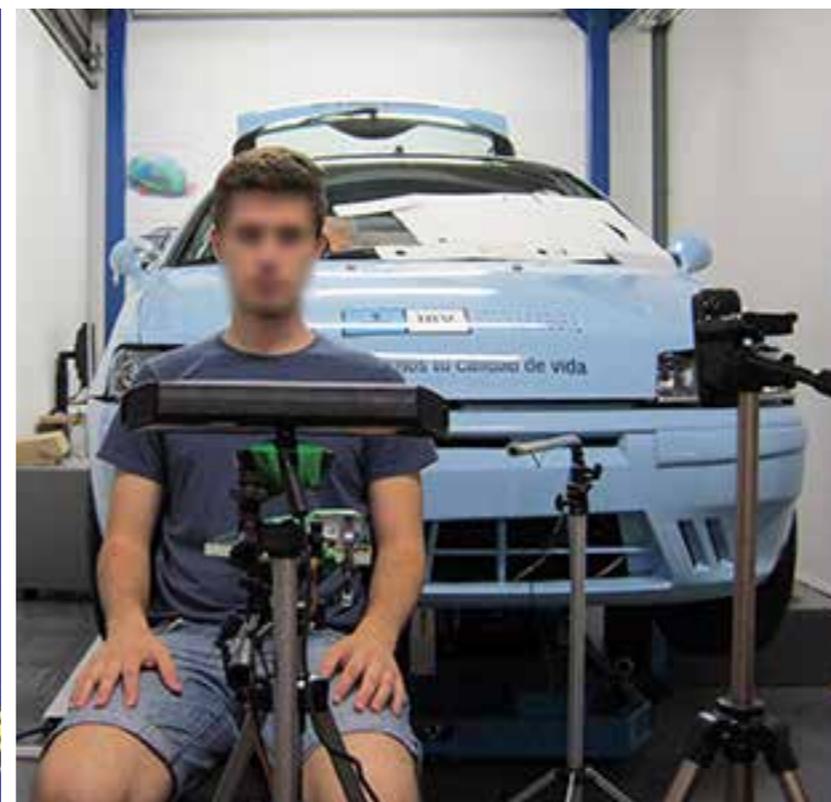
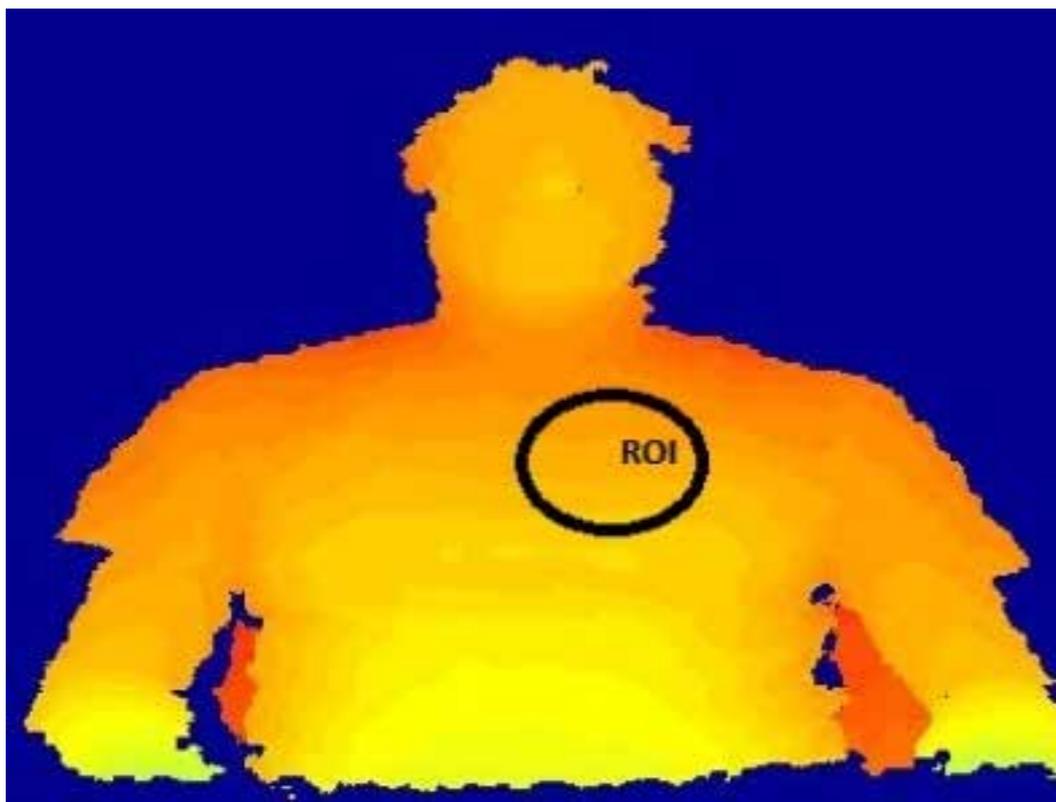
Experimento 2

Fase 1: Prueba de las cámaras en diferentes condiciones

En la primera fase del experimento 2 se realizaron pruebas en diferentes condiciones, con el fin de optimizar la posición en la que se colocarían las cámaras que registrarían el movimiento de la caja torácica del conductor. Se analizaron dos modelos de cámaras diseñados específicamente

Figura 1

Mapa de profundidad registrado por KINECT (izquierda) e imagen real del sujeto (derecha).





para aplicaciones de automoción: PAC16 y FRCAM (Tabla 1, figura 2). Con el fin de encontrar la mejor posición para colocar las cámaras se realizaron pruebas teniendo en cuenta diferentes factores ambientales y relativos al sujeto combinados según un diseño factorial de experimentos que permitió reducir las pruebas a realizar (Tabla 2).

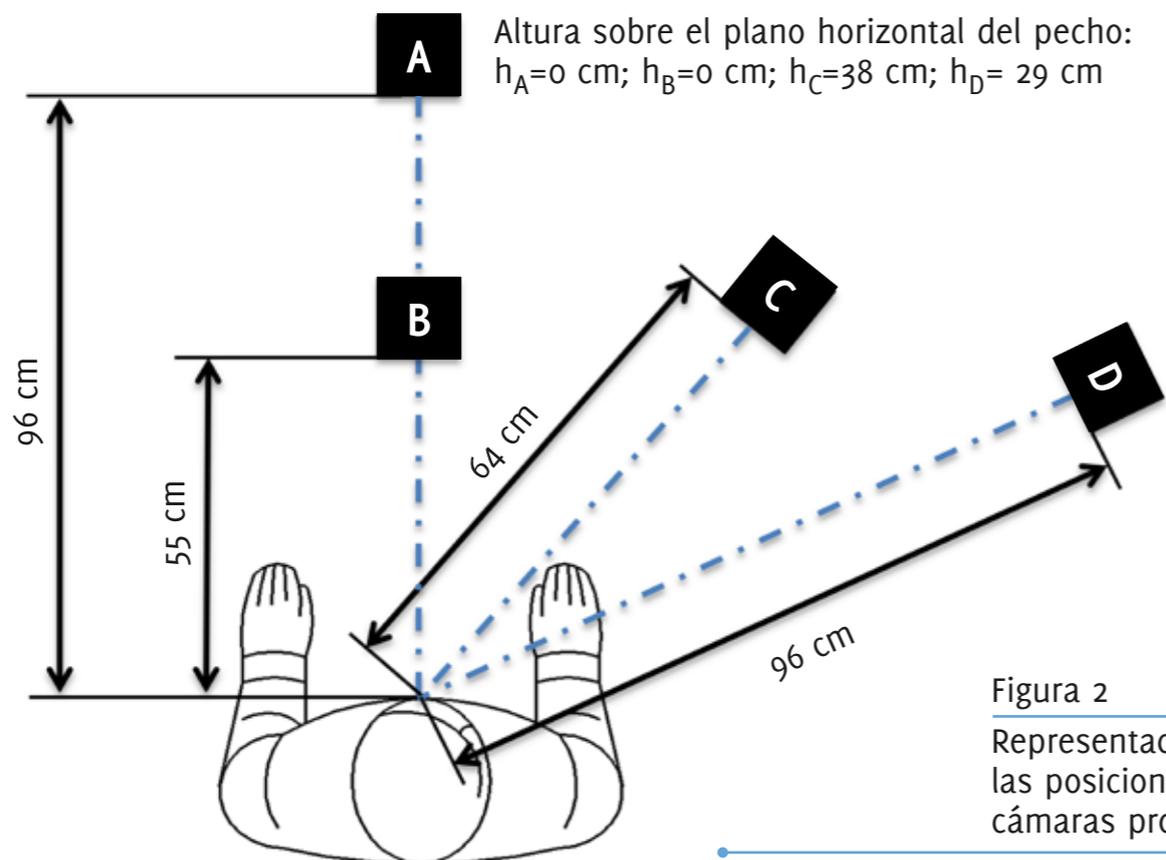


Figura 2
 Representación de las posiciones de las cámaras probadas.

#	IMC	Indumentaria	Respiración	Luz	Posición de las cámaras
1	Bajo	Lisa	Torácica	Iluminación	A
2	Bajo	Estampada	Torácica	Iluminación	A
3	Bajo	Estampada	Abdominal	Iluminación	A
4	Bajo	Estampada	Abdominal	Ráfaga	A
5	Bajo	Estampada	Abdominal	Oscuridad	A
6	Bajo	Estampada	Torácica	Iluminación	A
7	Bajo	Estampada	Torácica	Iluminación	D
8	Bajo	Estampada	Torácica	Iluminación	C
9	Alto	Estampada	Torácica	Iluminación	C
10	Alto	Lisa	Torácica	Oscuridad	C
11	Alto	Lisa	Abdominal	Oscuridad	C
12	Alto	Lisa	Abdominal	Ráfaga	C
13	Alto	Lisa	Abdominal	Iluminación	C
14	Alto	Lisa	Abdominal	Oscuridad	C
15	Alto	Lisa	Abdominal	Oscuridad	B
16	Alto	Lisa	Abdominal	Ráfaga	A
17	Alto	Lisa	Abdominal	Ráfaga	B

Tabla 1

Diseño de experimentos teniendo en cuenta distintos factores. IMC (Índice de Masa Corporal): Alto (30) y Bajo (23). Light: Iluminación (250 lux); Oscuridad (<0.001 lux); y Ráfagas (0,3 lux and 0,75 Hz). Posición de las cámaras: 4 posiciones a distintas distancias y ángulos (véase figura 2).



	Banda de pletismografía		KINECT	
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica
Sujeto 1	24.0	1.03	25.2	1.20
Sujeto 2	16.9	1.55	17.6	1.38
Sujeto 3	10.7	0.45	11.6	0.69
Sujeto 4	16.6	0.34	16.8	0.00
Sujeto 5	13.6	1.51	15.2	0.69

Tabla 2

Media y desviación típica por sujeto (datos de respiraciones por minuto).

Fase 2: Pruebas con usuarios en el simulador de conducción

Una vez determinada la posición óptima para las cámaras en la fase anterior, se trató de evaluar su utilización como sistema para medir la tasa de respiración y obtener datos para diseñar el algoritmo de detección de somnolencia. Para ello se realizaron pruebas con usuarios en el laboratorio de automoción del IBV, controlando las condiciones luminosas, térmicas y acústicas. Cada sujeto participó en dos sesiones: una de ellas en condiciones de sueño normal, y la otra en condiciones de privación de sueño (llevando al menos 24 horas sin dormir). Para cada sesión se solicitó al sujeto que condujera en un escenario virtual durante 1 hora 40 minutos. El escenario virtual consistió en una carretera con poco tráfico, curvas suaves y ambientación nocturna. Durante la simulación se registró el movimiento de la caja torácica del sujeto mediante el conjunto de cámaras anteriormente descrito: cámara 1, cámara 2 y KINECT.

Análisis de imágenes y diseño de los algoritmos de procesamiento

Las grabaciones obtenidas se analizaron para diseñar el algoritmo de detección de la tasa respiratoria. El funcionamiento previsto del algoritmo estará basado en la ejecución secuencial de cinco módulos de procesamiento de imagen:

- Módulo de mejora de imagen. Se incrementa el contraste global a través de la ecualización del histograma, para abordar los problemas producidos por condiciones de iluminación incontroladas.
- Módulo de filtros para aislar el ruido y mejorar la estabilización de la imagen. De esta manera, el movimiento del automóvil no afecta a la detección del movimiento del tórax. Además se realiza un análisis multimodal sobre los valores de luminancia de los píxeles para eliminar los picos de luz que pueda producir el alumbrado público.



- Módulo de detección de movimiento. Se emplean para ello técnicas basadas en la diferenciación del marco para cuantificar el nivel de movimiento. El resultado es una segmentación de la imagen en las distintas regiones en las que se detecta movimiento.
- Módulo de detección de movimiento por segmentos. Se analiza el movimiento detectado en cada segmen-

to de los delimitados anteriormente descartándose los movimientos no periódicos. Las señales de movimiento semi-periódicas con alta correlación se promedian para producir una señal de movimiento única.

- Módulo de estimación de tasa respiratoria. Se realiza un análisis en frecuencia de la señal de movimiento mediante la transformada de Fourier.



Figura 3

Cámaras utilizadas en las pruebas.
Cámara 1: PAC16 PoC (derecha) y Cámara 2: FRCAM (izquierda).



RESULTADOS

Los resultados más relevantes obtenidos en cada parte de la experimentación realizada hasta el momento actual pueden concretarse en:

Validez de Kinect como sistema de medida de respiración

La figura 4 muestra un ejemplo de la señal respiratoria adquirida con KINECT y la señal de referencia medida simul-

táneamente con la banda de pletismografía. Como puede apreciarse, los picos de ambas señales están perfectamente sincronizados.

La tabla 2 muestra el ritmo de respiración media para cada sujeto según ambos sistemas de medida, apreciándose únicamente ligeras diferencias. Por otra parte, el análisis del coeficiente de correlación intraclass (ICC) muestra que ambas señales presentan una correlación por encima de 0,9 (Tabla 3). Por último, la fiabilidad de KINECT queda

Figura 4
Representación de las señales obtenidas.

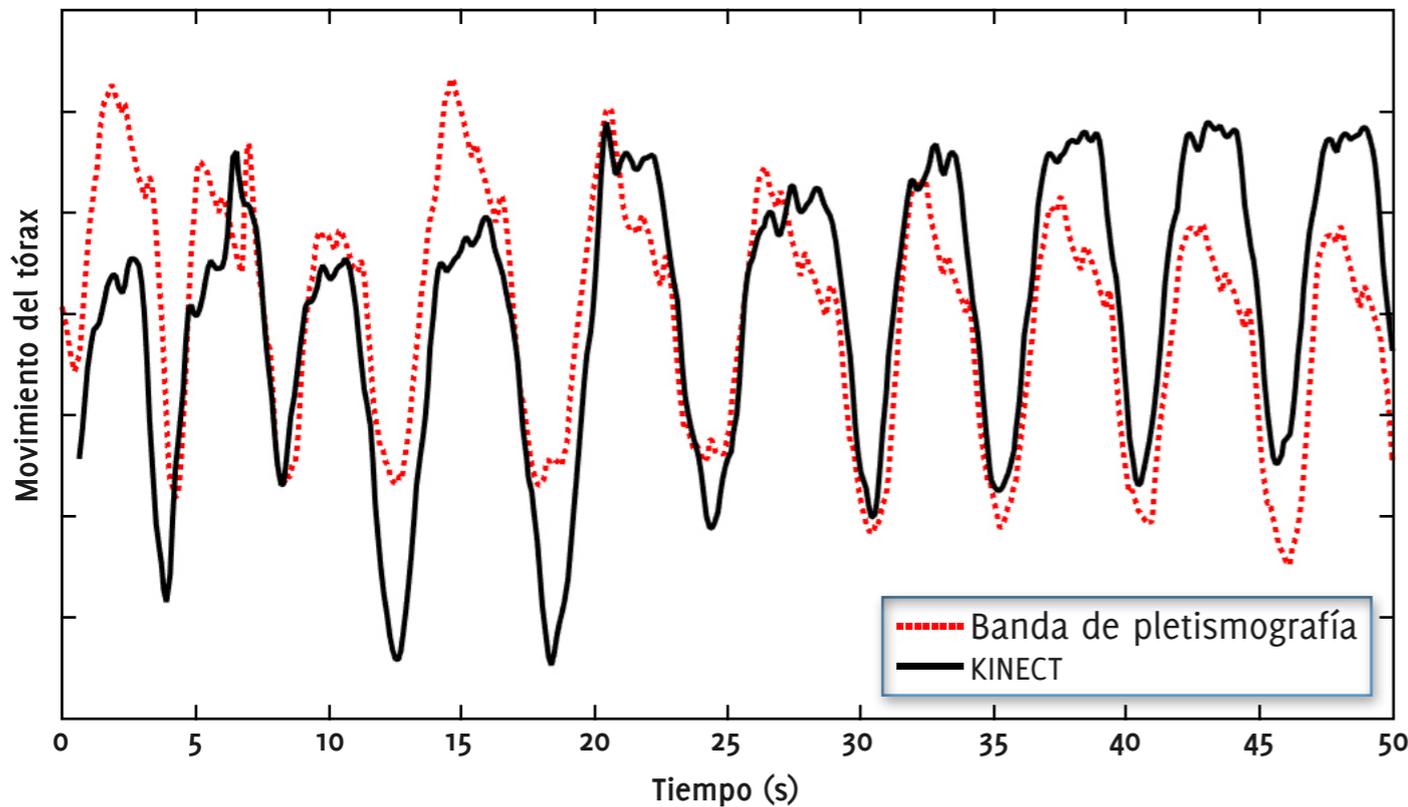


Tabla 3

Coeficiente de correlación intraclass. Modelo de efectos mixtos, donde los efectos de la población son aleatorios y los efectos de la medida son fijos.

	Correlación intraclass	Intervalo de confianza del 95%	
		Inferior	Superior
Medidas por separado	0.983	0.949	0.994
Promedio medidas	0.991	0.974	0.997



demostrada estadísticamente al comparar los resultados de frecuencia respiratoria de ambos sistemas de medida calculando la Alfa de Cronbach, siendo este parámetro mayor de 0,99. (Tabla 4).

Adecuación de las cámaras al entorno de interior de automóvil

En cuanto al análisis cualitativo de las imágenes obtenidas por cada cámara en las distintas condiciones probadas pueden destacarse estos resultados:

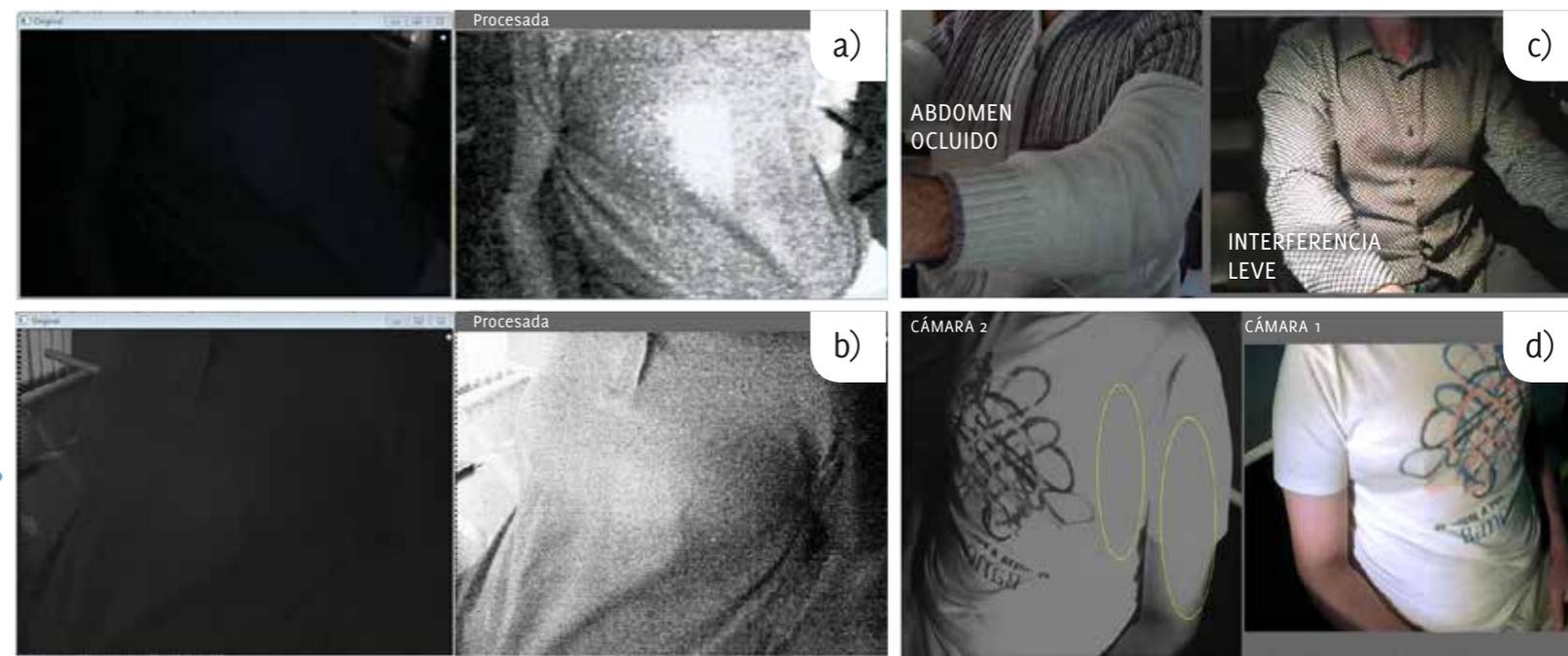
- Las figuras 5a y 5b muestran las imágenes grabadas por la cámara 1 y 2, respectivamente, en la condición de laboratorio #10 (véase tabla 1), antes y después de ser procesadas. La cámara 2 (FRCAM) posibilita una mejor detección de movimiento en condiciones de oscuridad que la cámara 1 (PAC16 PoC). Esta característica es determinante si se tiene en cuenta que un estado de somnolencia es mucho más probable durante la noche.

- La colocación de las cámaras a corta distancia del tórax facilita la detección de movimiento. De esta manera la imagen tiene mayor nivel de detalle y nitidez, aparecen dibujos y pliegues de manera que los movimientos respiratorios producen mayor variación en la imagen. Sin embargo, la colocación de cámaras en posición lateral (véase figura 2 posiciones C y D) presenta el problema de una posible interferencia del brazo del conductor. Dependiendo del ajuste del asiento del conductor (altura y el desplazamiento) y la posición de conducción natural del sujeto, puede suceder que el brazo interfiera en el enfoque del pecho o el abdomen (véase figura 5c).
- Las grabaciones de la cámara 2 realizadas en condiciones de alta iluminación con indumentaria blanca presentan un elevado nivel de saturación (véase figura 5d; condición de laboratorio #9, tabla 1). Las partes de la imagen saturadas no aportan información significativa que ayude a la detección de movimiento.

Tabla 4
Estadísticas de fiabilidad.

Alfa de Cronbach	Items
0.991	2

Figura 5
Resultados preliminares del análisis cualitativo.





CONCLUSIONES

- Los experimentos realizados demuestran la posibilidad de medir la frecuencia respiratoria de los conductores mediante imágenes obtenidas con una sola cámara.
- Los resultados de los experimentos realizados demuestran que el movimiento del tórax provocado por la respiración puede medirse de forma no invasiva mediante el análisis de los mapas de profundidad obtenidos con cámaras de infrarrojos de bajo coste (KINECT), con resultados equivalentes a los de una banda de pletismografía invasiva, siendo las medidas de ambos sistemas equivalentes.
- Esta solución ofrece importantes ventajas ya que permite medir la tasa de respiración del conductor de forma totalmente no invasiva. Además, la falta de contacto con el cuerpo evita los problemas de desgaste y durabilidad.
- Ha quedado demostrado un buen comportamiento de la señal de vídeo en la posición óptima, bajo condiciones de iluminación difíciles (iluminación suficiente, oscuridad y ráfagas de luz), solucionando el principal problema que presenta la técnica empleada, que son los falsos positivos que pueden aparecer en la detección de movimiento, debidos a condiciones no controladas de iluminación exterior. Al circular de noche por calles y carreteras, el alumbrado público produce variaciones periódicas de luminancia en sub-regiones de la imagen. Sin embargo, el uso de filtros adaptativos que se ha realizado en este caso, puede ayudar a cancelar señales de artefacto, si se dispone de referencias apropiadas de la fuente de ruido, como se ha demostrado en estudios de investigación previos. [4] □

Agradecimientos

A las empresas participantes en esta iniciativa: FICOSA e INTEKIO.
El proyecto “Desarrollo de un sistema de cámaras embarcadas

en vehículo para la detección de la detección de la somnolencia” (SOMNOADAS) ha recibido financiación del CDTI (IDI-20150255) y ha sido certificado como proyecto IBEROEKA (IB14-775).



Bibliografía

- [1] J. S. Hickman, F. Guo, M. C. Camden, R. J. Hanowski, A. Medina, and J. E. Mabry (2015) “Efficacy of roll stability control and lane departure warning systems using carrier-collected data,” *J. Safety Res.* **52**, 59–63.
- [2] N. Rodríguez-Ibáñez, M. García-González, M. Fernández-Chimeno, J. Ramos-Castro, and others (2011) “Drowsiness detection by thoracic effort signal analysis in real driving environments,” in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 6055–6058.
- [3] J. Santamaria and K. H. Chiappa (1987) “The EEG of drowsiness in normal adults,” *J. Clin. Neurophysiol.* **4(4)** 327–382.
- [4] J. Solaz, H. de Rosario, P. Gameiro, and D. Bande (2014) “Drowsiness and Fatigue Sensing System Based on Driver’s Physiological Signals,” in *Transport Research Arena (TRA) 5th Conference: Transport Solutions from Research to Deployment*.
- [5] A. Sahayadhas, K. Sundaraj, and M. Murugappan (2012) “Detecting driver drowsiness based on sensors: a review,” *Sensors* **12(12)**, 16937–16953.
- [6] W. Boucsein and W. Ottmann (1996) “Psychophysiological stress effects from the combination of night-shift work and noise,” *Biol. Psychol.* **42(3)**, 301–322.
- [7] L. De Gennaro, M. Ferrara, F. Ferlazzo, and M. Bertini (2000) “Slow eye movements and EEG power spectra during wake-sleep transition,” *Clin. Neurophysiol.* **111(12)**, 2107–2115.
- [8] C. Nishimura and J. Nagumo (1985) “Feedback control of the level of arousal using skin potential level as an index,” *Ergonomics* **28(6)**, 905–913.