

# Potencial de la señal de capnografía para la detección de pulso durante la resucitación cardiopulmonar

A. Elola Artano, E. Aramendi Ecenarro, U. Irusta Zarandona, I. Alvarez Testillano, E. Alonso González

BioRes, Dpto. Ingeniería de Comunicaciones, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Bilbao, España.

aelola001@ikasle.ehu.eus

## Resumen

La detección del pulso es necesaria tanto para identificar la parada cardiorrespiratoria como para reconocer el retorno de la circulación espontánea (RCE). A día hoy, tanto el personal médico como los rescatadores legos tienen dificultades para detectar el pulso, ya que la palpación en la carótida ha demostrado ser ineficiente. La señal de capnografía representa la presión parcial del dióxido de carbono ( $CO_2$ ) exhalado por el paciente, y el nivel máximo durante la fase de expiración es conocido como End-tidal  $CO_2$  ( $EtCO_2$ ). Las últimas Guías de Resucitación proponen el incremento brusco del nivel de  $EtCO_2$  como identificador de RCE, es decir, recuperación de pulso. En este trabajo se analizan los valores del  $EtCO_2$  como discriminador de intervalos con y sin pulso. El valor absoluto del  $EtCO_2$  muestra un AUC (Area Under the Curve) de 0.83, y el incremento de  $EtCO_2$  un AUC de 0.89. Se concluye que valores de nivel de  $CO_2$  medidos en el capnograma tienen potencial para detectar el pulso en pacientes en parada cardiorrespiratoria.

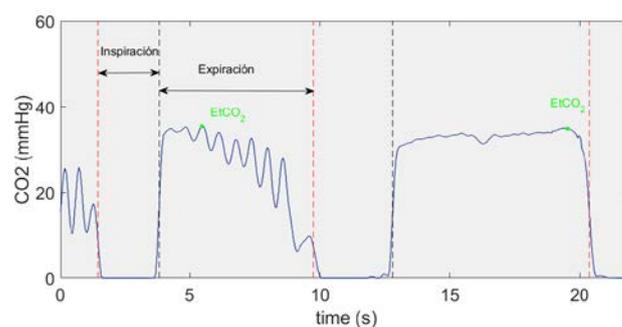
## 1. Introducción

La muerte súbita cardíaca, causada por la parada cardiorrespiratoria, es una de las principales causas de mortalidad en los países industrializados. La detección del pulso es vital para reconocer la parada y para reconocer el retorno de la circulación espontánea (RCE) durante las maniobras de resucitación. La palpación en la carótida ha demostrado ser un método ineficiente y que consume tiempo, por lo que las guías de resucitación actuales recomiendan la observación continua del paciente como método de reconocimiento de ausencia de circulación espontánea. Este método no ha demostrado ser más eficiente que la palpación en la carótida, por lo que en la actualidad tanto rescatadores lego como profesionales médicos siguen teniendo dificultades para reconocer la ausencia de circulación espontánea.

Las últimas guías recomiendan la monitorización continua de la señal de capnografía, que representa la evolución temporal de la presión del dióxido de carbono ( $CO_2$ ) exhalado por el paciente. En la Figura 1 se muestra un intervalo de capnograma, en el que se visualiza la evolución de los niveles de  $CO_2$  durante dos ventilaciones. Puede observarse en cada una de ellas, la fase de insuflado de oxígeno (fase de inspiración) y la fase de expiración (plateau). El valor de máxima concentración de  $CO_2$  en la fase de expiración se conoce como  $EtCO_2$ . En la Figura 1 se muestra dicho valor en el

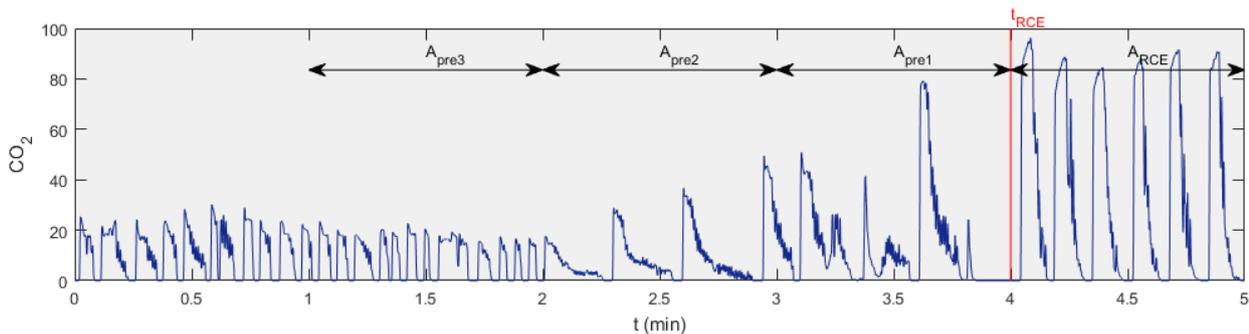
capnograma asociado a dos ventilaciones, en una de las cuales es evidente el artefacto causado por las compresiones torácicas.

Varios estudios demuestran que la medida del  $CO_2$  exhalado por el paciente es el mejor indicador del RCE [1, 2] y el más rápido [3, 4, 5]. Se han realizado múltiples estudios que demuestran que cuando una persona sufre una parada su nivel de  $EtCO_2$  disminuye hasta valores por debajo de 10 mmHg, y que un aumento brusco de dicho valor es síntoma de RCE (recuperación de pulso), tal y como se muestra en la Figura 2. Todos los estudios presentan unas conclusiones similares, aunque no se han llegado a definir valores umbrales del  $EtCO_2$  que permitan predecir la recuperación del pulso. Las guías de resucitación del 2010 recomiendan mantener el nivel de  $EtCO_2$  por encima de 10-15 mmHg, aunque recientemente la AHA (*American Heart Association*) ha publicado un consenso en el que dice que una Resucitación Cardiopulmonar (RCP) con alta calidad tiene que mantener el nivel del  $EtCO_2$  por encima de 20 mmHg.



**Figura 1:** Capnograma asociado a dos ventilaciones, la primera de ellas con artefacto causado por las compresiones torácicas.

En este estudio se plantea en primer lugar un análisis riguroso de los niveles de  $EtCO_2$  en diferentes intervalos antes y después del RCE. A continuación se evalúa la capacidad discriminativa de los parámetros extraídos del capnograma, los cuales podrían incluirse en un algoritmo automático de detección de pulso.



**Figura 2:** Ejemplo de un episodio que recupera el pulso e intervalos de análisis. Se puede apreciar un gran aumento en el nivel de capnografía cuando el paciente recupera el pulso.

## 2. Base de datos

La base de datos se compone por 160 registros de parada cardíaca extra hospitalaria recogidos entre los años 2013 y 2014 en Dallas-Forth Worth (Texas, EEUU) utilizando el monitor/desfibrilador Philips MRx. Dichos datos incluyen las señales registradas por el monitor, así como la información clínica del paciente en formato Utstein. Se han escogido aquellos episodios que contengan la señal de capnografía con una duración mínima de 10 minutos, el electrocardiograma y la señal de impedancia torácica; también tiene que contener la información clínica referente al RCE. De este modo se ha obtenido una base de datos de 152 registros, duración media (desviación estándar) de 28 (18) minutos, de los cuales 63 presentaron RCE.

La información clínica contiene el instante en el que el personal médico anotó el RCE. Es habitual que este instante esté marcado ligeramente adelantado o retardado con respecto al instante real del RCE, puesto que el médico se basa en la respiración o los gestos del paciente y hace la anotación a posteriori. Se ha corregido este instante mediante inspección visual de las señales de capnografía, electrocardiograma e impedancia torácica, ya que el electrocardiograma y la impedancia torácica también aportan información sobre el pulso [6]. La mediana (percentil 10/percentil 90) de la diferencia entre el instante anotado por el médico y el instante anotado manualmente es 0(-5/10) segundos.

## 3. Métodos

En este apartado se explicará cómo se ha procesado el capnograma de cada registro, con el fin último de caracterizar estadísticamente los niveles de EtCO<sub>2</sub> en cada intervalo del episodio de resucitación.

### 3.1. Marcado automático de ventilaciones

Para detectar las ventilaciones automáticamente se ha utilizado un algoritmo automático basado en el capnograma [7]. Dicho algoritmo filtra la señal de capnografía y detecta el inicio y fase descendiente de la exhalación en la primera diferencia de la señal. En la Figura 1 se muestran los instantes de interés mediante

líneas punteadas. El algoritmo propuesto se basa en la evaluación multivariable de los siguientes 5 parámetros y en el uso de umbrales adaptativos para la discriminación de una ventilación:

- Duración de la fase de inspiración.
- Valor medio del CO<sub>2</sub> en la fase de inspiración.
- Valor medio del CO<sub>2</sub> durante la fase de expiración.
- Área del primer segundo de la fase de expiración.
- Incremento relativo del CO<sub>2</sub>.

El algoritmo fue probado con dos bases de datos, una base de registros intra-hospitalaria y otra extra-hospitalaria. Se define la sensibilidad como la probabilidad de detectar correctamente una ventilación, y VPP (Valor Predictivo Positivo) como la probabilidad de que una ventilación detectada sea una ventilación real. Para la base de registros intra-hospitalaria la mediana de Se/VPP fue 99.8/99.8% para los intervalos sin compresiones y 99.8/98.3% para los intervalos con compresiones. Para la base de registros extra-hospitalaria los resultados fueron 99.1/97.0% para los intervalos sin compresiones y 99.0/97.6% para los intervalos con compresiones.

### 3.2. Cálculo automático del EtCO<sub>2</sub>

El valor de EtCO<sub>2</sub> asociado a cada ventilación se ha evaluado automáticamente identificando el valor máximo del capnograma en la fase de expiración. Una vez que se han marcado todos los valores de EtCO<sub>2</sub> se han considerado los siguientes niveles que se identifican en la Figura 2:

- Nivel medio del EtCO<sub>2</sub> 3, 2 y 1 minuto antes del RCE ( $A_{pre3}$ ,  $A_{pre2}$  y  $A_{pre1}$  respectivamente).
- Nivel medio del EtCO<sub>2</sub> antes de los indicios de RCE ( $A_{pre}$ ), como mínimo anterior a los 3 minutos del RCE (anterior a los valores de  $A_{pre3}$ ).
- Nivel medio del EtCO<sub>2</sub> en el minuto siguiente al RCE ( $A_{RCE}$ ).
- Para aquellos pacientes que no presentan RCE, se ha calculado el nivel medio del EtCO<sub>2</sub> en los últimos 5 minutos del episodio ( $A_{NoRCE}$ ).

### 3.3. Análisis estadístico

Para analizar los niveles de EtCO<sub>2</sub> en diferentes intervalos se utilizarán diagramas de cajas. Se analizarán los valores absolutos de cada intervalo mencionado y la variación en un minuto. Para los casos con RCE se han considerado las siguientes variaciones por minuto,  $\Delta EtCO_2$ :  $\Delta A_{32}=A_{pre2}-A_{pre3}$ ,  $\Delta A_{21}=A_{pre1}-A_{pre2}$  y  $\Delta A_{RCE}=A_{RCE}-A_{pre1}$ . Para los casos sin RCE se han considerado las variaciones entre el minuto 3 y el minuto 2 de los últimos 5 minutos de cada episodio:  $\Delta A_{NoRCE}$ . Por otro lado, se analiza la diferencia entre los valores de  $A_{pre3}, A_{pre2}, A_{pre1}, A_{RCE}$  y los valores previos al RCE  $A_{pre}$ . Para comparar las distribuciones estadísticas se utilizará la prueba de Mann-Whitney, considerando que la prueba rechaza la hipótesis nula para  $p < 0.05$ .

Finalmente, para medir la capacidad de discriminación del nivel de EtCO<sub>2</sub> se calculará el AUC (Area Under the Curve) y se dibujará su curva ROC (Receiver Operating Characteristics).

## 4. Resultados

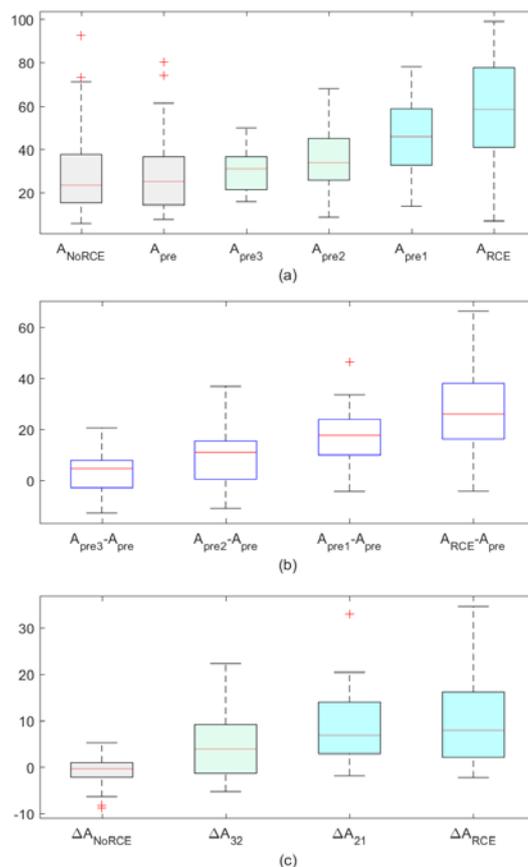
En el panel (a) de la Figura 3 se muestran los valores absolutos de EtCO<sub>2</sub> en los intervalos de análisis, tanto para pacientes sin RCE ( $A_{NoRCE}$ ) como para pacientes que en algún momento recuperan RCE (el resto de valores). En el panel (b) se muestran los valores relativos respecto a  $A_{pre}$  en distintos intervalos, y por lo tanto se refiere únicamente a pacientes con RCE. Por último, en el panel (c) se muestran las variaciones por minuto,  $\Delta EtCO_2$ .

La distribución de EtCO<sub>2</sub> presenta una mediana (intercuartiles) de 23.4 (15.3/37.7) mmHg para  $A_{NoRCE}$ , 33.8 (25.8/45.1) mmHg para  $A_{pre2}$  y 58.4 (40.9/77.5) mmHg para  $A_{RCE}$ , en todos los intervalos próximos a RCE las diferencias con  $A_{NoRCE}$  son significativas ( $p < 0.05$ ). Se puede apreciar que los valores del EtCO<sub>2</sub> aumentan según se acerca el instante del RCE. La mediana del valor EtCO<sub>2</sub> no es significativamente diferente para las distribuciones de  $A_{NoRCE}$  y  $A_{pre}$  ( $p=0.88$ ), ni para las de  $A_{NoRCE}$  y  $A_{pre3}$  ( $p=0.20$ ). Sin embargo, la mediana es diferente para  $A_{NoRCE}$  y los correspondientes a  $A_{pre2}$  ( $p=0.04$ ),  $A_{pre1}$  ( $p < 0.01$ ) y  $A_{RCE}$  ( $p < 0.01$ ). Los resultados en el panel (b) muestran que la diferencia respecto a  $A_{pre}$  aumenta según se acerca el instante del RCE.

El  $\Delta EtCO_2$  para los intervalos previos al RCE,  $\Delta A_{32}$ , es 3.9(-1.2/9.2) mmHg, y aumenta en el intervalo más cercano,  $\Delta A_{21}$ , con valores de 6.81 (2.9/13.9) mmHg. En cambio, el incremento por minuto en intervalos sin RCE es significativamente inferior, -0.4 (-2.3/1.2) mmHg, como puede apreciarse en el panel (c) de la Figura 2.

Por último se ha medido la capacidad de predicción del nivel de EtCO<sub>2</sub> y el  $\Delta EtCO_2$  para predecir el RCE. La evaluación se muestra en forma de ROC<sub>1</sub> y ROC<sub>2</sub> para ambos parámetros, respectivamente:

- En el análisis de EtCO<sub>2</sub> se han considerado los valores de  $A_{NoRCE}$  y  $A_{pre}$ , en el grupo sin RCE, y los valores de  $A_{pre1}$  y  $A_{RCE}$  en el grupo RCE, cajas grises y azules en la Figura 3 (a), respectivamente.



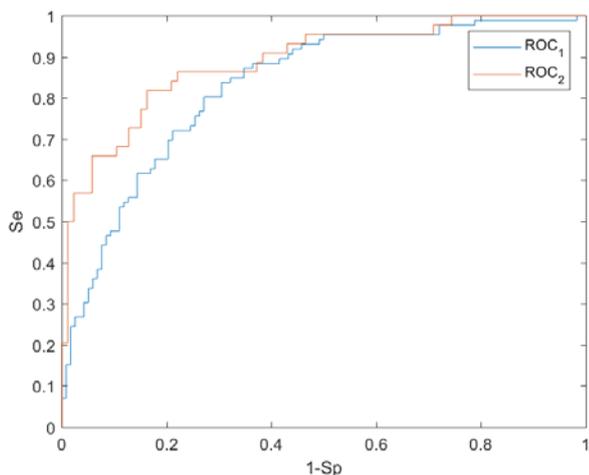
**Figura 3:** Para cada intervalo de interés se muestra el valor absoluto del EtCO<sub>2</sub> (a), la variación por minuto,  $\Delta EtCO_2$  (b) y valores relativos respecto al intervalo NoRCE (c)

- En el análisis de  $\Delta EtCO_2$  se han considerado los valores de  $\Delta A_{NoRCE}$  en el grupo sin RCE y los valores  $\Delta A_{21}$  y  $\Delta A_{RCE}$  en el grupo con RCE, caja gris y cajas azules en la Figura 3 (c), respectivamente.

Las curvas obtenidas para EtCO<sub>2</sub> e  $\Delta EtCO_2$  (Figura 4) proporcionaron un AUC=0.83 y de AUC=0.89, respectivamente. Por lo tanto se puede concluir que los valores relativos de los niveles de EtCO<sub>2</sub> tiene mayor capacidad de discriminación para la detección de pulso que los valores absolutos. La Figura 4 muestra las curvas ROC para los dos casos mencionados. Se define como Sensibilidad (Se) la probabilidad de detectar el pulso cuando realmente hay pulso. Se define como Especificidad (Sp) la probabilidad de no detectar pulso cuando realmente no hay pulso.

## 5. Limitaciones

Los resultados obtenidos en este trabajo se ven limitados por la composición desigual de las dos poblaciones a analizar. Esto se debe a un mayor número de episodios sin pulso y un mayor número de valores de  $\Delta EtCO_2$  para los



**Figura 4:** Curvas ROC para los valores absolutos ( $ROC_1$ ) y relativos ( $ROC_2$ ) del  $EtCO_2$ .

intervalos sin pulso. Así, por ejemplo, el número de muestras sin pulso consideradas en  $ROC_2$  fue de 89 frente a los 44 con pulso. Esto se debe a que la señal de capnografía no siempre está disponible en los minutos previos al RCE, ya que se registra en pacientes intubados que muestran algún signo de pronóstico positivo. Para obtener conclusiones más contundentes convendría verificar los resultados con una mayor base de datos.

## 6. Conclusiones

Se ha concluido que los valores de  $EtCO_2$  medidos en la señal de capnografía tienen capacidad para discriminar intervalos con pulso y sin pulso. Se han propuesto dos parámetros, el valor absoluto del  $EtCO_2$  y el incremento relativo del mismo,  $\Delta EtCO_2$ , y por primera vez se ha evaluado su capacidad discriminativa para identificar intervalos con pulso. Estos valores junto con otros parámetros obtenidos a partir de señales como el electrocardiograma o la impedancia torácica podrían definir un algoritmo implementable en equipos de desfibrilación con el fin de ayudar al rescatador a detectar

el pulso. Todo ello contribuiría a mejorar el índice de supervivencia.

## Agradecimientos

Este trabajo ha recibido apoyo económico conjunto del Ministerio de Economía y Competitividad Español y del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) a través del proyecto (TEC2015-64678-R), y de la Universidad del País Vasco del proyecto EHU16/18 y de la unidad de investigación UFI11/16.

## Referencias

- [1] Gazmuri, R. J., Von Planta, M., Weil, M. H., & Rackow, E. C. (1989). Arterial  $PCO_2$  as an indicator of systemic perfusion during cardiopulmonary resuscitation. *Critical care medicine*, 17(3), 1989, pp.237-240.
- [2] Gudipati, C. V., Weil, M. H., Bisera, J., Deshmukh, H. G., & Rackow, E. C. Expired carbon dioxide: a noninvasive monitor of cardiopulmonary resuscitation. *Circulation*, 1988, vol. 77, no 1, p. 234-239.
- [3] Pokorná, M., Nečas, E., Kratochvíl, J., Skřípský, R., Andrlík, M., & Franěk. A sudden increase in partial pressure end-tidal carbon dioxide ( $P_{ET}CO_2$ ) at the moment of return of spontaneous circulation. *The Journal of emergency medicine*, 2010, vol. 38, no 5, p. 614-621.
- [4] Sehra, R., Underwood, K., & Checchia, P. End tidal  $CO_2$  is a quantitative measure of cardiac arrest. *Pacing and clinical electrophysiology*, 2003, vol. 26, no 1p2, p. 515-517.
- [5] Jin, X., Weil, M. H., Tang, W., Povoas, H., Pernat, A., Xie, J., & Bisera, J. End-tidal carbon dioxide as a noninvasive indicator of cardiac index during circulatory shock. *Critical care medicine*, 2000, vol. 28, no 7, p. 2415-2419.
- [6] Alonso, E., Aramendi, E., Daya, M., Irusta, U., Chicote, B., Russell, J. K et al. Circulation detection using the electrocardiogram and the thoracic impedance acquired by defibrillation pads. *Resuscitation*, 2016, vol. 99, p. 56-62.
- [7] Aramendi, E., Elola, A., Alonso, E., Irusta, U., Daya, M., Russell, J. K. et al. Feasibility of the capnogram to monitor ventilation rate during cardiopulmonary resuscitation. *Resuscitation*, 2017, vol. 110, p. 162-168.