

# Análisis de la influencia de la amplitud de la fibrilación ventricular en los predictores del éxito de la desfibrilación

B. Chicote Gutiérrez<sup>1</sup>, U. Irusta Zarandona<sup>1</sup>, E. Aramendi Ecenarro<sup>1</sup>, E. Alonso González<sup>1</sup>,  
I. Isasi Liñero<sup>1</sup>, G. Galdos Valdecantos<sup>2</sup>, M. Olabarria Ibarreche<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ingeniería de Comunicaciones, Universidad del País Vasco (UPV/EHU), Bilbao, España,  
{beatriz.chicote,unai.irusta,elisabete.aramendi,erik.alonso}@ehu.eus

<sup>2</sup> Emergentziak-Osakidetza, Servicio Vasco de Salud (Osakidetza), Bilbao, España,  
{guillermo.galdosvaldecantos, mikel.olabarriaibarreche}@osakidetza.eus

## Resumen

*El objetivo de este trabajo es explicar porqué la combinación de los predictores del éxito de la desfibrilación (PED) no mejora significativamente su predictibilidad. Se han analizado 419 intentos de desfibrilación y se han calculado 15 parámetros PED a partir de la forma de onda de la fibrilación ventricular (FV). Se ha analizado su poder de predicción en base a la curva ROC, y se han combinado en un clasificador multiparamétrico. Los parámetros dependientes de la amplitud presentaron AUCs altos (>0.8), y combinar varios parámetros mejoró la tasa de error equilibrada (BER) en menos de 2.5 puntos. A través de un análisis de correlación se muestra que la dependencia con la amplitud de la FV explica la capacidad de predicción de los parámetros, y que combinar parámetros PED que discriminan en base a esa dependencia no mejora significativamente la predicción del éxito de desfibrilación.*

## 1. Introducción

En escenarios de parada cardiaca extrahospitalaria (PCEH) donde el factor tiempo es determinante, la supervivencia del paciente radica en dos elementos importantes, la adecuada resucitación cardiopulmonar (RCP) y la rápida desfibrilación eléctrica. Con cada interrupción innecesaria de las compresiones torácicas (CT) la probabilidad de supervivencia se reduce, al igual que con cada intento de desfibrilación fallido, debido a los daños que puede producir en el miocardio. Por lo tanto, disponer de herramientas que predigan el resultado de la desfibrilación, indicando así cuándo continuar haciendo RCP o cuándo desfibrilar, permitiría suministrar la terapia eléctrica al paciente únicamente en caso de alta probabilidad de éxito en la desfibrilación, aumentando así sus posibilidades de supervivencia.

Existen numerosos parámetros predictores del éxito de la desfibrilación (PED). Especialmente importantes son aquellos basados en el análisis ECG de la forma de onda de la fibrilación ventricular (FV), ya que constituyen métodos no invasivos que emplean exclusivamente las señales propias de los desfibriladores. Estos parámetros han sido analizados por separado como predictores del resultado de la desfibrilación, uno de los más típicos es el área del espectro de amplitud (AMSA), que se define como la suma de las amplitudes espectrales de la señal FV ponderada en frecuencia [1]. Con el objetivo de obtener un mejor predictor, se han realizado estudios combinando dos o más parámetros para así mejorar la capacidad de predicción del resultado de la desfibrilación.

Aunque todavía existe cierta discusión [2] [3] sobre si el combinar más de un parámetro mejora la capacidad predictiva respecto al uso de un único parámetro.

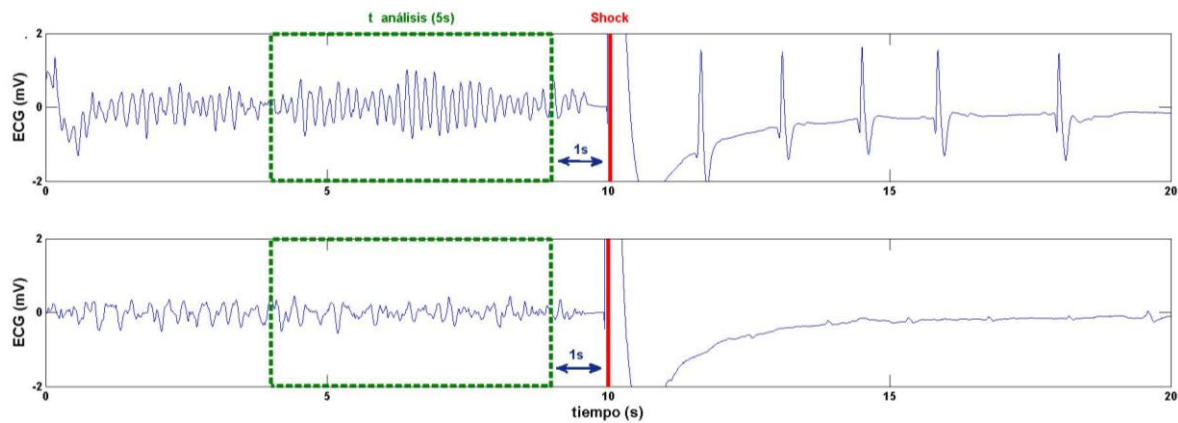
Numerosos parámetros PED se basan total o parcialmente en la amplitud de la señal FV, ya que es bien conocido que en la PCEH la amplitud de la FV aporta información sobre el estado del miocardio del paciente [4]. La hipótesis principal del presente trabajo es que la capacidad de muchos de los parámetros PED propuestos durante la última década se debe a que dependen directamente de la amplitud de la FV. Así, los complejos cálculos y transformaciones de la señal FV empleados en el cálculo de dichos parámetros aportan poca información adicional para la PED. Esto explicaría las recientes aportaciones que confirman que la combinación de múltiples parámetros no mejora significativamente la predicción del éxito de la desfibrilación [2].

## 2. Métodos

### 2.1. Recopilación y anotación de datos

Para este estudio se han empleado 1009 casos de PCEH atendidos por el servicio de Emergencias del Servicio Vasco de Salud (Emergentziak-Osakidetza), entre Enero del 2013 y Junio del 2015. El servicio de emergencias, es un sistema de dos niveles en el que frecuentemente el soporte vital básico (SVB) es el primero en acudir al escenario. Las ambulancias del SVB están equipadas con desfibriladores externos automáticos (DEA). En este trabajo se han empleado registros obtenidos de los siguientes DEA: LP1000 (Physio-Control), AED Pro (Zoll) y FR2 (Philips). La resolución y frecuencia de muestreo de estos dispositivos es: 4.8/4.8/2.5  $\mu$ V y 125/250/200 Hz, respectivamente. Las señales y los mensajes de cada uno de los dispositivos fueron extraídos utilizando las herramientas propias de cada fabricante y posteriormente se convirtieron a un formato común de Matlab a 250 Hz.

Utilizando los mensajes de los desfibriladores, se identificaron los instantes de las desfibrilaciones y se extrajeron 30 segundos pre-shock de la señal ECG para su análisis y 70 segundos post-shock para anotar el resultado del shock. La Figura 1 muestra dos ejemplos en los que se observa la señal FV, la desfibrilación y el ritmo post-desfibrilación.



**Figura 1.** Ejemplos de señales ECG correspondientes a una desfibrilación exitosa (figura superior) y desfibrilación no exitosa (figura inferior). La señal FV de figura superior presenta mayor amplitud con complejos QRS tras la desfibrilación. Por el contrario la FV de la figura inferior, con menor amplitud resulta en una asistolia tras la desfibrilación.

Se descartaron aquellos casos en los que no había señal, el análisis se había realizado durante CT, era imposible anotar el ritmo resultante o había ruido antes de la descarga. Se definió como shock exitoso aquel cuyo ritmo post-shock presentaba complejos QRS sostenidos (frecuencia  $> 30 \text{ min}^{-1}$ ) en los primeros 60 segundos [1]. Finalmente se obtuvo una base de datos con 419 shocks de 163 pacientes, de los cuales 107 (65 pacientes) fueron exitosos y 312 (125 pacientes) no exitosos.

## 2.2. Parámetros predictores

Para el cálculo de los parámetros se emplearon segmentos de 5 segundos de la señal FV dejando un margen de 1 segundo antes de la desfibrilación, tal y como se muestra en la Figura 1. A continuación se preprocesaron los segmentos aplicándoles un filtro elíptico pasobanda de orden ocho con 1dB de rizado de banda de paso, una atenuación en la banda de rechazo de 30 dB y una banda de 0.5-30 Hz, típica de los DEAs, que elimina el ruido de alta frecuencia y las oscilaciones de línea base.

Para este estudio se utilizaron 15 parámetros (Ver Tabla 1), los cuales han sido utilizados como predictores del resultado del shock en diversos estudios [5 -7]. En forma abreviada un parámetro es una transformación  $T\{\cdot\}$  que aplicada a la señal FV,  $x(n)$ , nos devuelve un valor. Así la dependencia de dichos parámetros con la amplitud puede establecerse mediante el siguiente modelo:

donde el coeficiente  $\alpha$  indica el grado de homogeneidad, que se muestra para cada parámetro en la Tabla 1. Por lo tanto, y para eliminar la influencia de la amplitud de la FV, los análisis descritos en este trabajo se realizan tanto para la señal FV, como para la señal FV normalizada en amplitud con respecto a su valor máximo.

## 2.3. Análisis

En este contexto se define sensibilidad (Se) como el porcentaje de desfibrilaciones exitosas correctamente clasificadas, y especificidad (Sp) el porcentaje de desfibrilaciones no exitosas correctamente clasificadas.

Parámetro	Ecuación	$\alpha$
AR	$\max\{x(n)\} - \min\{x(n)\}$	1
PPA	$\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L \max\{x_L(n)\} - \min\{x_L(n)\}$	1
MS	$\frac{f_s}{N} \sum_{i=1}^N  x(n) - x(n-1) $	1
MdS	$f_s \cdot \text{Md}\{ x(n) - x(n-1) \}$	1
AMSA	$\sum_{j=1}^k A_j f_j$	1
PF	$\arg \max(S_x(f_j))$	0
CF	$\frac{\sum_{j=1}^k f_j S_x(f_j)}{\sum_{j=1}^k S_x(f_j)}$	0
ENRG	$\sum_{j=1}^k S_x(f_j)$	2
MP	$\max(S_x(f_j))$	2
CP	$\frac{\sum_{j=1}^k S_x^2(f_j)}{\sum_{j=1}^k S_x(f_j)}$	2
PSA	$\sum_{j=1}^k S_x(f_j) f_j$	2
SFM	$\frac{e^{\sum_{j=1}^k \ln S_x(f_j)/k}}{e^{\sum_{j=1}^k S_x(f_j)/k}}$	0
MSI	$\ell(n) = \sqrt{(x(n) - x(n-1))^2 + (x(n+1) - x(n))^2}$	
	$f_s \cdot \text{Md}\{\ell(n)\}$	1
SignInt	$\sum_{n=1}^N  x(n) $	1
LAC	$\log_{10}(\sum_{k=1}^{0.5f_s} R_x(n))$	2*

**Tabla 1.** Parámetros PED. Md denota mediana, amplitud espectral densidad espectral de potencia y autocorrelación.

Así, la evaluación de la capacidad predictiva de los Característica Operativa del Receptor (ROC), en el que el área bajo la curva (AUC) proporciona una medida global de dicha capacidad predictiva. A su vez, se evaluaron sobre la curva ROC dos puntos significativos, el valor de Se para una Sp del 90% y el valor de Sp para una Se del 90%. Al realizar el análisis tanto para la FV como para la

FV normalizada puede establecerse el grado en el que la dependencia de los parámetros con la amplitud determina su poder predictivo.

A continuación, se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson para las 120 combinaciones de parámetros, realizando así un análisis del grado de correlación existente entre cada pareja de parámetros, y de la influencia de la amplitud de la FV en las mismas. Se estableció que la correlación era estadísticamente significativa cuando  $p < 0.05$  [2].

Finalmente, se implementó un clasificador binario multiparamétrico basado en regresión logística identificando los conjuntos de parámetros óptimos para la discriminación. Se realizó una búsqueda exhaustiva de conjuntos de parámetros, empleando para ello un esquema de validación cruzada dejando un paciente fuera, y tomando como función objetivo minimizar la tasa de error equilibrada (BER):

### 3. Resultados

La Tabla 2 muestra los resultados del análisis de la curva ROC de los 15 parámetros calculados a partir de la señal FV y la señal FV normalizada, en función de su AUC, Se para una Sp del 90% y Sp para una Se del 90%.

Tal y como se observa en dicha tabla, los parámetros dependientes de la amplitud ( $\alpha \neq 0$ , en Tabla 1) presentan AUCs mayores, destacando: PPA, MS, MdS, AMSA, PSA y MSI con un AUC superior a 0.81. Sin embargo, al eliminar la dependencia con la amplitud mediante la normalización de la FV se observa que los valores de AUC de dichos parámetros disminuyen signifi-

Parámetro	FV sin normalizar			FV Normalizada		
	AUC	Se	Sp	AUC	Se	Sp
AR	.790	41.1	52.6	.510	5.6	9.0
PPA	.814	42.1	53.5	.617	23.4	14.7
MS	.824	47.7	53.8	.595	19.6	14.7
MdS	.826	49.5	55.4	.604	21.5	13.5
AMSA	.814	53.3	53.2	.527	14.0	7.1
PF	.687	25.2	27.6	.687	25.2	27.6
CF	.639	18.7	20.2	.639	18.7	20.2
ENRG	.782	38.3	53.8	.494	6.5	13.1
MP	.735	28.0	42.6	.503	8.4	15.1
CP	.732	27.1	42.9	.516	8.4	12.5
PSA	.816	43.9	52.6	.616	21.5	22.4
SFM	.594	19.6	16.0	.594	19.6	16.0
MSI	.827	48.6	54.8	.600	20.6	13.8
SignInt	.777	38.3	52.2	.516	10.3	11.9
LAC	.738	32.7	42.3	.525	10.3	15.1

**Tabla 2.** Análisis ROC de los parámetros usando segmentos de 5 segundos para FV y FV normalizada. Evaluando en términos de AUC, Se (Sp=90%) y Sp (Se=90%).

cativamente, situándose por debajo de 0.62 en todos los casos. Los parámetros no dependientes de la amplitud ( $\alpha = 0$ , en Tabla 1) presentan en general AUCs bajos, por debajo de 0.69 que es el AUC obtenido para la frecuencia dominante (PF). Estos parámetros no se ven afectados por la normalización de amplitud, tal y como se muestra en la Tabla 1.

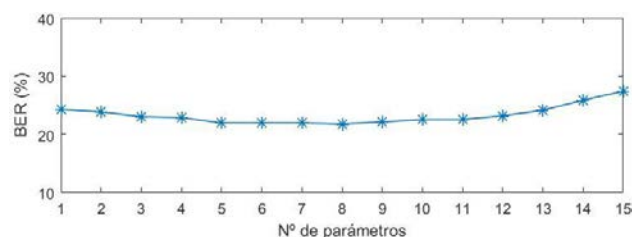
La Tabla 3 muestra los resultados obtenidos del cálculo del coeficiente de correlación de Pearson para FV sin normalizar. Los parámetros dependientes de la amplitud presentan un alto coeficiente de correlación con  $r > 0.78$  y  $p < 0.01$ , relación que es más fuerte entre aquellos parámetros que tienen el mismo grado de homogeneidad (o ). Sin embargo, las correlaciones entre los parámetros dependientes de la amplitud y los no dependientes son cercanas a cero y no son estadísticamente significativas.

La Figura 2 muestra el BER para la mejor combinación de parámetros del clasificador. Los mejores resultados se obtienen de combinar 5 (5 a 9) parámetros, sin embargo estos clasificadores mejoran el BER en menos de 2.5 puntos respecto a usar un único parámetro.

### 4. Conclusión

En los últimos 15 años se han propuesto numerosos parámetros para la predicción del éxito de la desfibrilación, incluyendo el análisis de la amplitud (AR, PPA, SigInt) [5], pendiente (MS, MdS) [5] [6] el análisis espectral (PF, CF, MP, CP, PSA, AMSA) [1] [6] o derivados de dinámica no lineal (MSI, diagramas de Poincaré) [2]. Sin embargo, y aunque los abordajes son aparentemente muy distintos el factor fundamental que explica el poder de predicción de dichos parámetros es su dependencia con la amplitud.

En efecto, cuando la dependencia funcional con la amplitud de los parámetros es la misma (Ecuación (1)), los coeficientes de correlación son altos. Y a su vez es la amplitud el factor determinante en el poder de predicción de dichos parámetros, ya que tras normalizar la amplitud de la FV el AUC de los mismos disminuye entre 0.2-0.3, pasando de valores altos por encima de 0.8 a valores entre 0.5-0.6. Especialmente significativo es el caso de AMSA [1], el predictor más extensamente estudiado en la literatura, cuyo AUC pasa de 0.814 a 0.527 tras normalizar la amplitud de la FV. Así, abordajes innovadores recientemente propuestos, como el parámetro MSI que admite una interpretación en términos de diagramas de Poincaré, predicen esencialmente el éxito de la desfibrilación por ser dependientes de la amplitud.



**Figura 2.** BER mínimo (en %) para la mejor combinación de parámetros PED en función del número de parámetros.

	PPA	Ms	MdS	AMSA	PF	CF	ENRG	MP	CP	PSA	SFM	MSI	SignInt	LAC
AR	0.91**	0.86**	0.84**	0.83**	0.20**	0.06	0.86**	0.67**	0.61**	0.87**	-0.35**	0.84**	0.94**	0.86**
PPA		0.98**	0.97**	0.93**	0.41**	0.30**	0.81**	0.63**	0.57**	0.90**	-0.36**	0.97**	0.92**	0.83**
MS			0.99**	0.96**	0.50**	0.44**	0.74**	0.55**	0.48**	0.87**	-0.28**	0.99**	0.85**	0.75**
MdS				0.95**	0.51**	0.45**	0.73**	0.56**	0.49**	0.86**	-0.28**	1.00**	0.85**	0.74**
AMSA					0.50**	0.49**	0.67**	0.43**	0.37**	0.81**	-0.18**	0.95**	0.78**	0.69**
PF						0.79**	0.09	0.02	0.00	0.26**	-0.12*	0.51**	0.16**	0.12*
CF							-0.05	-0.12*	-0.13*	0.16**	0.13*	0.45**	-0.01	-0.11*
ENRG								0.90**	0.86**	0.95**	-0.36**	0.73**	0.91**	0.73**
MP									0.99**	0.79**	-0.35**	0.56**	0.78**	0.60**
CP										0.73**	-0.32**	0.49**	0.72**	0.54**
PSA											-0.35**	0.86**	0.89**	0.70**
SFM												-0.28**	-0.40**	-0.41**
MSI													0.84**	0.74**
SignInt														0.92**

**Tabla 3.** Coeficientes de correlación entre los 15 parámetros analizados. \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$

En este trabajo, además, se ha comprobado que cuando se combinan varios parámetros PED, la mejora en desempeño de los clasificadores es pequeña. Efectivamente, tras una búsqueda exhaustiva de la combinación óptima de parámetros, el BER solo se redujo en 2.5 puntos (hasta el 22%) respecto de emplear el mejor parámetro PED.

Este estudio explica una de las razones principales por las que la combinación de parámetros no ha mejorado significativamente los métodos de PED [2]. En un futuro, deberían incorporarse nuevos parámetros independientes de la amplitud, y posiblemente variables clínicas adicionales de la PCEH para mejorar la predicción del éxito de desfibrilación.

### Agradecimientos

Este trabajo ha recibido apoyo económico del Ministerio de Economía y Competitividad Español (TEC2012-31928) y conjuntamente del Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) a través del proyecto TEC2015-64678, y por la Universidad del País Vasco a través de la beca predoctoral PIF15/190 y la unidad de investigación UFI11/16.

### Referencias

- [1] G. Ristagno, T. Mauri, G. Cesana, Y. Li, A. Finzi, F. Fumagalli, G. Rossi, N. Grieco, M. Migliori, A. Andreassi, R. Latini, C. Fornari y A. Pesenti, «Amplitude Spectrum Area to Guide Defibrillation,» *Resuscitation Science*, vol. 131, pp. 478-487, 2015.
- [2] M. He, Y. Gong, Y. Li, T. Mauri, F. Fumagalli, M. Bozzola, G. Cesana, R. Latini, A. Pesenti y G. Ristagno, «Combining multiple ECG features does

not improve prediction of defibrillation outcome compared to single features in a large population of out-of-hospital cardiac arrests,» *Critical Care*, vol. 19, n° 1, p. 1, 2015.

- [3] A. Howe, O. J. Escalona, R. Di Maio, B. Massot, N. A. Cromie, K. M. Darraghe, J. Adgey and D. J. McEneaney, "A support vector machine for predicting defibrillation outcomes from," *Resuscitation*, vol. 85, pp. 343-349, 2014.
- [4] W. Weaver, L. Cobb, D. Dennis and e. a. A. I. Med, "Amplitude of Ventricular Fibrillation Waveform and Outcome After Cardiac Arrest," *Annals of Emergency Medicine*, vol. 102, no. 1, pp. 53-55, 1985.
- [5] R. Firoozabadi, M. Nakagawa, E. D. Helfenbein y S. Babaeizadeh, «Predicting defibrillation success in sudden cardiac arrest patients,» *Electrocardiology*, vol. 46, n° 6, pp. 473-479, 2013.
- [6] A. Neurauter, T. Eftestol, J. Kramer-Johansen, B. Abella, K. Sunde, V. Wenzel, K. Lindner, J. Eilevstjonn, H. Myklebust, P. Steen and H. Strommenger, "Prediction of countershock success using single," *Resuscitation*, vol. 73, pp. 253-263, 2007.
- [7] H. Povoas, M. Weil, W. Tang, J. Bisera, K. Klouche and A. Barbatsis, "Predicting the success of defibrillation by electrocardiographic analysis," *Resuscitation*, vol. 53, no. 1, pp. 77-82, 2002.