

# Análisis crítico de las recomendaciones de la American Heart Association sobre los requisitos de los algoritmos de discriminación de un desfibrilador automático externo

U. Ayala Fernández<sup>1</sup>, E. Aramendi Ecenarro<sup>1</sup>, E. Alonso González<sup>1</sup>, U. Irusta Zarandona<sup>1</sup>, D. González-Otero<sup>1</sup>, A.I. Bodegas Cañas<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería de Comunicaciones, UPV/EHU, Bilbao, España, unai\_ayala@ehu.es

<sup>2</sup> Servicio de Cardiología, Hospital de Cruces, Barakaldo, España

## Resumen

*La American Heart Association (AHA) fijó en sus recomendaciones los requisitos para el algoritmo de discriminación de un DEA (Desfibrilador Externo Automático). Se establecieron así las especificaciones del algoritmo y de la librería de ritmos que debían utilizarse para su desarrollo y validación. Estas recomendaciones gozan de la aceptación general y son consideradas en el desarrollo de los DEA comerciales de todo el mundo. En este trabajo se analiza si dichas recomendaciones reflejan satisfactoriamente el escenario real de resucitación cardiopulmonar extrahospitalaria. Con ese fin se ha desarrollado un algoritmo que satisface las condiciones AHA en cuanto a precisión de discriminación y a características de la base de validación, y se ha evaluado con registros de paradas cardíacas extrahospitalarias (PCE). El algoritmo deja de ser fiable al evaluarse con la base PCE. Se contrasta una reducción en sensibilidad del 5.8% y 11% para taquicardias ventriculares y fibrilaciones ventriculares respectivamente, y una reducción en especificidad de cerca del 10% con ritmos no desfibrilables. Los resultados sugieren que las bases de datos para la validación de algoritmos DEA no reflejan adecuadamente el escenario de parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria, a pesar de ser conformes a las especificaciones de la AHA.*

## 1. Introducción

El algoritmo de discriminación de un DEA constituye el núcleo de su funcionamiento ya que clasifica la señal electrocardiográfica (ECG) adquirida por los parches de desfibrilación colocados en el pecho del paciente y guía el aparato en consecuencia. En base a los parámetros del ECG el algoritmo clasifica el ritmo como desfibrilable o no desfibrilable. En el primer grupo se encuentran las arritmias ventriculares letales, es decir, fibrilaciones ventriculares (FV) y taquicardias ventriculares rápidas (TV) que de no ser desfibriladas, mediante una descarga eléctrica, llevan al paciente a la muerte en pocos minutos. En el segundo grupo están los ritmos no desfibrilables para los que la descarga eléctrica es perjudicial y puede deteriorar el ritmo. Este grupo incluye las asistolias (AS), los ritmos sinusales normales (RSN) y el conjunto de arritmias no letales.

En 1997 la American Heart Association (AHA) hacía públicas sus recomendaciones para especificar el comportamiento del algoritmo de clasificación de arritmias de un DEA [1]. Se definieron los requisitos de precisión que el algoritmo debía cumplir, así como las

características de la base de ritmos de prueba. Los registros de la base han de tener una longitud suficiente para proporcionar un diagnóstico fiable, corresponderse con un ritmo único en toda su duración, estar libre de interferencias y corresponder cada registro de un tipo de ritmo a un paciente distinto. La composición de la base AHA ha de satisfacer un número mínimo de registros por tipo de ritmo: 250 ritmos desfibrilables (200 FV y 50 TV) y 300 ritmos no desfibrilables. El último grupo ha de estar constituido por un mínimo de 100 AS, 100 RSN y 30 registros de otras arritmias no letales incluyendo taquicardias supraventriculares (TSV), bradicardias, bloqueos de segundo y tercer grado, fibrilación y flutter atriales, así como contracciones ventriculares prematuras (Tabla 1).

Las recomendaciones de la AHA también establecen los objetivos mínimos para el algoritmo de clasificación en cuanto a sensibilidad (porcentaje de ritmos desfibrilables correctamente clasificados) y especificidad (porcentaje de ritmos no desfibrilables correctamente clasificados). En la Tabla 2 se muestran los valores para cada tipo de ritmo.

Las especificaciones de la AHA son aplicadas por los fabricantes de DEAs de todo el mundo. Es por ello que en este estudio se ha analizado con registros de actuaciones reales de resucitación cardíaca el comportamiento de un algoritmo que satisface los requisitos AHA. Para ello, en primer lugar, se ha desarrollado un nuevo algoritmo de clasificación que satisface las recomendaciones AHA tanto en precisión como en características de base de validación. Aunque son numerosos los parámetros de discriminación de ritmos desfibrilables que se han publicado en la literatura [2, 3, 4], los algoritmos de discriminación de los DEA comerciales son privados. El algoritmo de este estudio es sencillo y se basa en parámetros de discriminación públicos. A continuación se ha evaluado dicho algoritmo con un conjunto de registros de actuaciones reales de resucitación, la base de registros de parada cardiopulmonar extrahospitalaria, base PCE, que refleja el número y tipología de los ritmos que un DEA encuentra en su utilización habitual.

## 2. Materiales

La base AHA se constituyó con señales ECG de registros digitales o en papel recopilados de unidades de electrofisiología de varios hospitales, de actuaciones de

Base de datos	Desfibrilables		No desfibrilables			
	FV	TV	AS	RSN	Otros	Total
Mínimo AHA	200	50	100	100	30	-
AHA desarrollo	174	101	256	147	163	841
AHA validación	200	99	256	145	159	859
Base PCE	296	44	316	647		1303

Tabla 1. Características de las bases de datos y requisitos de base de ritmos establecidos por la AHA.

los servicios de emergencias de la Comunidad Autónoma del País Vasco, y de algunas bases comerciales. Los cortes que se realizaron satisfacen las características recomendadas por la AHA, tienen una duración media de  $13.24 \pm 4.83s$  ( $11.34 \pm 5.44s$  los desfibrilables y  $14.20 \pm 4.18s$  los no desfibrilables) y fueron anotados por tres especialistas cardiólogos que clasificaron cada registro según el tipo de ritmo. La Tabla 1 resume la tipología de ritmos del total de 1718 registros de 1428 pacientes, que se dividieron en dos bases distintas, una para el desarrollo y otra para la validación del algoritmo. La base de validación satisface los requisitos AHA y consta de 250 ritmos desfibrilables (200 FV y 50 TV), 256 ASI, 145 RSN y 159 correspondientes a otros ritmos no desfibrilables.

La base PCE se extrajo de manera automática de la base recopilada en un estudio multicentro de parada cardíaca. Los registros ECG fueron adquiridos por sistemas de desfibrilación externa en escenarios de resucitación de varios países [5]. Del conjunto de registros anotados y libres de interferencias se definieron 1303 cortes de 10s de duración procedentes de 298 pacientes. Atendiendo a la clasificación original realizada de manera retrospectiva por médicos especialistas se distribuyeron los registros en 340 desfibrilables (296 FV y 44 TV), 316 AS y 647 correspondientes al resto de arritmias no desfibrilables (Tabla 1).

### 3. Métodos

Los registros se procesan en base a ventanas de 3s mediante el algoritmo de clasificación de dos etapas mostrado en la Figura 1. Cada ventana se diagnostica como desfibrilable o no desfibrilable.

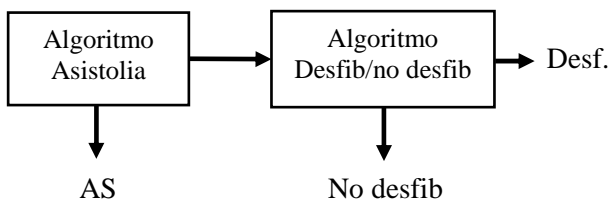


Figura 1. Esquema básico del algoritmo de detección de ritmos, que consta de un detector de asistolia seguido del discriminador de ritmos desfibrilables.

#### Algoritmo de detección asistolia

Se identifican primero los ritmos sin actividad eléctrica (AS), que se clasifican como no desfibrilables. Los registros se preprocesan mediante un filtro butterworth pasobanda (2.5-30 Hz) de orden 10. La ventana se divide

en dos subventanas de 1.5s y se calcula la potencia de cada intervalo. El parámetro  $P$  es el mínimo de esos dos valores y se emplea para identificar AS. La ventana se detecta como AS cuando la potencia está por debajo de un umbral:

$$P < Th_A$$

Dicho umbral se ajusta al valor óptimo para la discriminación entre AS y FV en la base AHA de desarrollo.

#### Algoritmo de discriminación desfibrilable/no-desfibrilable.

Los ritmos con actividad eléctrica se preprocesan mediante un filtro butterworth pasobanda (0.5-30 Hz) de orden 10. Los registros se clasifican en desfibrilable y no-desfibrilable mediante un algoritmo basado en los siguientes tres parámetros clásicos para la detección de FV:

**TCI** (Threshold crossing interval) [6]: Estima el intervalo entre latidos, inverso de la frecuencia cardíaca, mediante umbrales adaptativos segundo a segundo. El valor de TCI será menor en ritmos desfibrilables, ya que son rápidos.

**VFleak** (VF leakage) [7]: Cuantifica el residuo que se obtiene tras filtrar la señal alrededor de su frecuencia dominante. VFleak es menor en ritmos desfibrilables, ya que concentran sus componentes espectrales alrededor de la frecuencia dominante.

**eF** (Edge Frequency) [8]: Se calcula la densidad espectral de potencia de la señal tras un enventanado de Hamming. La frecuencia eF es aquella a partir de la cuál el contenido de potencia es inferior al 5% de la potencia total. eF será mayor en ritmos no desfibrilables, con complejos QRS, ya que tienen contenido espectral a más altas frecuencias.

Los parámetros se combinan en un discriminador basado en un modelo de regresión logística, definido por la expresión:

$$P = \frac{e^Y}{1 + e^Y};$$

$$Y = \beta_0 + \beta_1 \cdot TCI + \beta_2 \cdot VFleak + \beta_3 \cdot eF$$

El umbral de decisión se establece en  $P = 0.5$ , de forma que las ventanas se clasifican como desfibrilable si  $Y < 0$  y como no desfibrilable para  $Y > 0$ .

Los coeficientes  $\beta_i$  se ajustan para optimizar la discriminación entre ritmos desfibrilables y no

desfibrilables (excluidas las AS) sobre la base AHA de desarrollo.

#### Análisis de los datos

Se diagnosticaron todas las ventanas de 3s de las bases de validación, con un máximo de 3 diagnósticos por registro. Se adoptó el diagnostico mayoritario de las ventanas para la clasificación desfibrilable/no-desfibrilable de los registros. Se calcularon las sensibilidades y especificidades por tipo de ritmo para las dos bases de validación. Los intervalos de confianza (IC) al 90% de la sensibilidad y especificidad se calcularon mediante el intervalo de Wald para proporciones binomiales.

#### 4. Resultados

Sobre la base de desarrollo se obtuvo el siguiente umbral óptimo para la detección de asistolia:

$$Th_A = 6 \cdot 10^{-4}$$

Y los siguientes coeficientes para el discriminador de ritmos desfibrilables:

$$\beta_0 = -21.40; \beta_1 = 0.02; \beta_2 = 14.12; \beta_3 = 0.50$$

Empleando el algoritmo optimizado se obtuvieron las sensibilidades y especificidades por tipo de ritmo para cada una de las bases de datos que se muestran en la Tabla 2. Los resultados se expresan en porcentaje junto con el IC.

Puede observarse que los resultados tanto para la base AHA de desarrollo como para la de validación satisfacen los mínimos de sensibilidad y especificidad fijados por la AHA. Sin embargo, los resultados obtenidos con la base PCE no son satisfactorios, ya que proporciona una sensibilidad de 88.5% para FV, y una especificidad de 87.6% para el grupo de ritmos no desfibrilables. La especificidad claramente supera el mínimo impuesto por AHA para las AS, pero el valor obtenido para el grupo NSh queda muy por debajo del límite.

#### 5. Discusión

Se ha descrito un algoritmo basado en parámetros clásicos de detección de FV. Dicho algoritmo cumple con las requisitos de la AHA tanto para ritmos desfibrilables como para los no desfibrilables, sobre una base de prueba conforme a los requisitos AHA. Sin embargo, al aplicarse

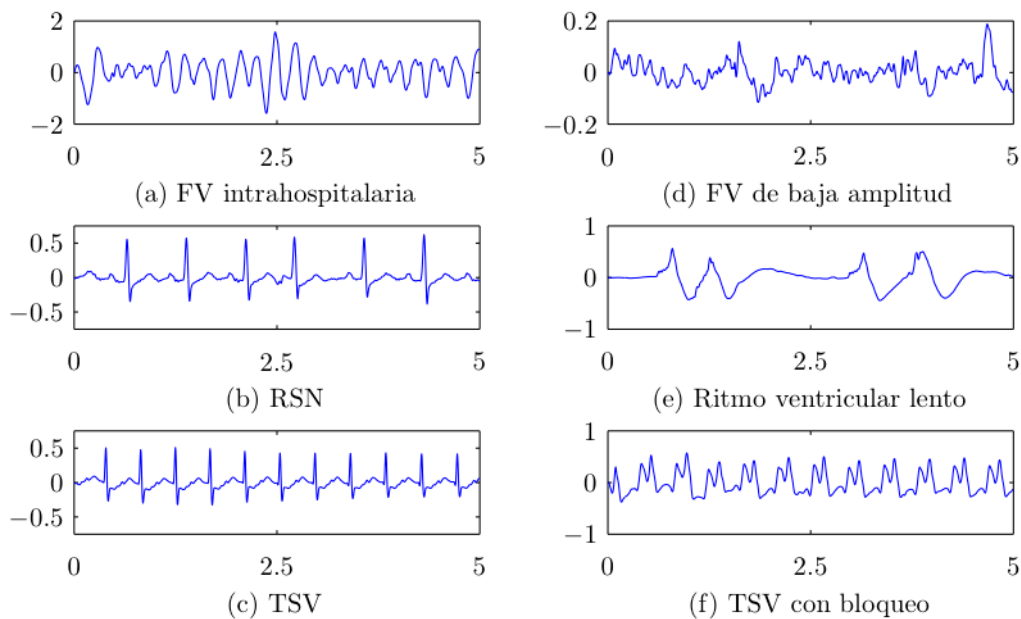
a la detección de ritmos obtenidos en escenarios de parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria los resultados no satisfacen las especificaciones de la AHA, ni con las FV ni con los ritmos no desfibrilables.

Las FV extrahospitalarias se presentan en cualquiera de sus tres fases: eléctrica (< 5 min), hemodinámica (5-15 min) y metabólica (<15 min). Las características de la forma de onda de la FV tanto en amplitud como en frecuencia se deterioran con el tiempo y son mucho más variables en un escenario extrahospitalario que en un escenario intrahospitalario donde la asistencia es pronta. La Figura 2 muestra una FV intrahospitalaria (panel a) frente una FV extrahospitalaria (panel d) en la que tanto la frecuencia como la amplitud se han deteriorado. Esta distinción no se contempla en las recomendaciones AHA sobre la composición de las bases de datos (pueden ser recopiladas en escenarios intrahospitalarios), sin embargo puede comprometer la sensibilidad para FV en escenarios de resucitación con DEA. Una menor sensibilidad implica casos en los que no se suministra la descarga eléctrica a pacientes en FV, y por lo tanto no existe la posibilidad de revertir el ritmo y resucitar al paciente.

Por otro lado el algoritmo presenta muy baja especificidad para ritmos no desfibrilables, es decir, su uso implicaría un gran número de descargas eléctricas innecesarias que deterioran el ritmo cardiaco e influyen negativamente en la supervivencia de los pacientes. Esta baja especificidad se debe fundamentalmente a ritmos ventriculares lentos y TSV rápidas con y sin bloqueo. En la Figura 2 (paneles e y f) se muestran dos ejemplos, frente a los ritmos típicos exigidos por las recomendaciones AHA que presentan generalmente complejos QRS estrechos (paneles b y c). Las recomendaciones AHA contemplan los ritmos ventriculares lentos y las TSV pero no incluyen recomendaciones específicas respecto del número de registros a incluir. Dado que estos ritmos presentan una prevalencia importante en escenarios de resucitación, las bases de datos de validación deberían reflejar dicha realidad. Por otro lado debería reportarse la especificidad para estos ritmos sin incluirlos en categorías más genéricas (otros ritmos no desfibrilables), a diferencia de como se recoge en las recomendaciones de la AHA.

Base de datos	Sensibilidad (%)			Especificidad (%)	
	FV	TV	AS	RSN	Otros
Requisitos AHA	90	75	95	99	95
AHA desarrollo	100 (97.6-100)	99.0 (94.1-100)	99.6 (97.6-100)	99.3 (95.9-100)	98.2 (94.5-99.6)
AHA validación	99.5 (96.7-100)	99.0 (94.0-100)	100 (98.2-100)	99.5 (95.8-100)	95.6 (91.0-98.0)
Base PCE	88.5 (84.3-91.7)	93.2 (81.1-98.3)	100 (98.6-100)	87.6 (84.9-90.0)	

**Tabla 2.** Resultados de sensibilidad y especificidad por tipo de ritmo para las bases AHA de desarrollo y validación, y para la base PCE.



**Figura 2.** Ejemplos de ritmos de las bases AHA correctamente clasificados por el algoritmo (paneles a-c) frente a ritmos de la base PCE erróneamente clasificados por el algoritmo (paneles d-f). Se muestran 5s del ECG en mV.

## 6. Conclusión

Los resultados sugieren que las bases de datos para la validación de algoritmos DEA no reflejan adecuadamente el escenario de parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria, a pesar de ser conformes a las especificaciones de la AHA. Se concluye que es necesario que dichas bases reflejen la prevalencia de ritmos en resucitación, en particular TSV rápidas, ritmos ventriculares lentos y FV en sus distintas fases, para que el algoritmo de discriminación sea fiable en las actuaciones de resucitación.

## Agradecimientos

Este trabajo ha recibido financiación Ministerio de Ciencia e Innovación de España, proyecto TEC2009-10460, de la UPV/EHU, unidad UFI11/16, y del Programa de Formación de Personal Investigador del Gobierno Vasco, becas BFI-2010-174, BFI-2010-235 y BFI-2011-166.

## Referencias

- [1] Kerber RE, Becker LB, Bourland JD, et al. Automatic external defibrillators for public access defibrillation: recommendations for specifying and reporting arrhythmia analysis algorithm performance, incorporating new waveforms, and enhancing safety. *Circulation*, vol 95 (6), 1997, pp 1677-82.
- [2] Aramendi E, Irusta U, Pastor E, et al. ECG spectral and morphological parameters reviewed and updated to detect adult and paediatric life-threatening arrhythmia. *Physiological Measurement*, vol 31 (6), 2010, pp:749-61.
- [3] Jekova I. Comparison of five algorithms for the detection of ventricular fibrillation from the surface ECG. *Physiological Measurement*, vol 21 (4), 2000, pp 429-39.
- [4] Amann A, Tratnig R, Unterkofler K. Reliability of old and new ventricular fibrillation detection algorithms for automated external defibrillators. *Biomedical Engineering Online*, 4:60, 2005.
- [5] Wik L, Kramer-Johansen J, Myklebust H, et al. Quality of Cardiopulmonary Resuscitation During Out-of-Hospital Cardiac Arrest. *JAMA*, vol 293 (3), 2005, pp 299-304.
- [6] Thakor N, Zhu YS, Pan KY. Ventricular tachycardia and fibrillation detection by a sequential hypothesis testing algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol 37 (9), 1990, pp 837-43.
- [7] Kuo S, Dillman R. Computer detection of ventricular fibrillation. *Proceedings of the Computers in Cardiology*, vol 5, 1978, pp 347-9.
- [8] Neurauter A, Eftestøl T, Kramer-Johansen J, et al. Improving countershock success prediction during cardiopulmonary resuscitation using ventricular fibrillation features from higher ECG frequency bands. *Resuscitation*, vol 79 (3), 2008, 453-59.