

# MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN

## TRABAJO FIN DE MÁSTER

***DIAGNÓSTICO DEL RITMO CARDIACO  
DURANTE LA REALIZACIÓN DE  
COMPRESIONES TORÁCICAS EN  
PARADAS CARDIORRESPIRATORIAS  
ATENDIDAS CON DESFIBRILADOR  
EXTERNO AUTOMÁTICO (DEA)***

**Alumno/Alumna  
Director/Directora  
Departamento  
Curso académico**

*Bahillo de Campos, Pablo  
Ruíz Ojeda, Jesús María  
Ing. Comunicaciones  
2017- 2018*

*Bilbao, 24, septiembre, 2018*



# Resumen

## Castellano

La parada cardiorrespiratoria extra hospitalaria es una de las principales causas de mortalidad en los países desarrollados. La única manera de combatir su fatal desenlace es efectuar una intervención rápida y eficaz. En este país, ambos factores se ven condicionados por los servicios que cada comunidad ofrece en relación a la cardioprotección de espacios públicos. Estos servicios van desde el despliegue de flotas de ambulancias garantizando la llegada del equipo de salvamento en tiempos de en torno a diez minutos hasta la colocación estratégica de desfibriladores externos automáticos en lugares públicos concurridos. Este trabajo pretende mejorar la eficiencia de los desfibriladores externos automáticos mediante el desarrollo de un algoritmo de diagnóstico que posibilite una desfibrilación más temprana y eficiente, aumentando así las probabilidades de supervivencia de los pacientes de paradas cardiorrespiratorias extrahospitalarias.

## Euskera

Ospitale kanpoko bihotz-biriken gelditzea garatutako herrialdeen heriotza-kausa nagusietako bat da. Bere bukaera larriari aurre egiteko bide bakarra esku-hartze arina eta eraginkorra da. Herrialde honetan, bi faktore hauek, komunitate bakoitzak eskaintzen dituzten espazio publikoen kardio-babeserako zerbitzuen aurrean baldintzatuak ikusten dira. Zerbitzu hauek ambulanzien hedapenetik, hamar minutuko denboran erreskate taldearen etorrera bermatuz kanpoko desfibriladore automatikoen kokapen estrategikora doaz. Lan honek kanpoko desfibriladore automatikoen eraginkortasuna hobetu nahi du, desfibrilazioa lehenago eta eraginkorrago ahalbidetzen duen diagnostiko algoritmo bat garatuz. Horrela, kanpoko bihotz-biriken gelditzearen jasaileen biziraupen aukerak areagotuko dira.

## English

Out of hospital cardiac arrest is one of the main causes of mortality in developed countries. The only way to fight its fatal outcome is to make a quick and effective intervention. In this country, both factors are conditioned by the services that each community offers in relation to the heart protection of public spaces. These services range from the deployment of ambulance fleets guaranteeing the arrival of the rescue team in times of ten minutes to the strategic placement of automatic external defibrillators in crowded public places. This work aims to improve the efficiency of automatic external defibrillators by developing a diagnostic algorithm that enables earlier and more efficient defibrillation, thus increasing the chances of survival of patients with out-of-hospital cardiopulmonary arrest.

## Lista de Acrónimos

1. DEA Desfibrilador Externo Automático
2. PCR Parada cardiorrespiratoria
3. RCP Resucitación cardiopulmonar
4. EAP Equipo de atención primaria
5. SVA Soporte vital avanzado
6. SVB Soporte vital básico
7. AHA American Heart Association
8. ERC European Ressucitation Council
9. ASY Asistolia
10. PEA Pulseless Electrical Activity (Actividad Eléctrica sin Pulso)
11. PR Pulsatile Rythm (Ritmo Pulsátil)
12. VF Ventricular Fibrilation (Fibrilación Ventricular)
13. SAA Shock Advise Algorithm (Algoritmo de Detección de Shock)
14. GSC Grupo de Señal y Comunicaciones

# Índice

TRABAJO FIN DE MÁSTER.....	1
Resumen.....	3
Castellano.....	3
Euskera.....	3
English.....	3
Lista de Acrónimos.....	4
Índice.....	5
Lista de figuras.....	6
Lista de tablas.....	6
MEMORIA.....	1
Introducción.....	3
Contexto.....	5
Ámbito global de la resucitación cardíaca.....	5
Soporte vital básico/soporte vital avanzado.....	5
Señales de los DEA y monitor desfibrilador.....	7
Interferencia de la RCP en las señales del DEA.....	12
Objetivos.....	15
Beneficios.....	17
Beneficios Técnicos.....	17
Beneficios Sociales.....	17
Económicos.....	17
Estado del Arte.....	19
Características de la interferencia de RCP.....	19
Análisis del ritmo cardíaco durante RCP.....	20
Impacto del análisis en la RCP.....	24
Últimos avances.....	25
Descripción de la solución.....	27
Base de Registros.....	27
Herramientas de marcado y edición.....	28
Visor.....	39
Programas y métodos de obtención de resultados.....	41
METODOLOGÍA.....	1
Descripción de Tareas.....	3
Diagrama de Gantt.....	8
CONCLUSIONES.....	1
Conclusiones.....	3
BIBLIOGRAFÍA.....	1
Referencias.....	3
ANEXO I: RESULTADOS.....	1
Resultados.....	3
Algoritmo de detección de pausas de compresiones.....	3
Algoritmo de detección de shock.....	5
Observaciones.....	7
ANEXO II: FUNCIONES DE MATLAB.....	1

## Lista de figuras

Figura 1 Cadena de supervivencia.....	4
Figura 2 Desfibriladores externo automáticos (DEA).....	6
Figura 3 Monitor Desfibrilador.....	7
Figura 4 Señal de electrocardiograma (ECG).....	8
Figura 5 Señal de impedancia transtorácica.....	9
Figura 6 Doce derivaciones de electrocardiografía.....	10
Figura 7 Señal de capnografía.....	10
Figura 8 Señal de pulsioximetría.....	11
Figura 9 Dispositivos de feedback de RCP.....	11
Figura 10 Conexión de los pads, análisis inicial y shock.....	12
Figura 11 Corrupción de la señal de ECG debido a las compresiones de la RCP.....	13
Figura 12 Diagrama funcional del algoritmo de procesado de señal.....	29
Figura 13 Correlación normalizada de cosenos con misma frecuencia.....	33
Figura 14 Cálculo frecuencial en tramo de compresiones.....	34
Figura 15 Cálculo frecuencial en tramo de pausa.....	34
Figura 16 Progresión de la selección de ventana en el algoritmo de detección de asistolia.....	36
Figura 17 Señal de diferencia o pendiente escalada (verde) de una señal dada (rojo)	37
Figura 18 Señal de pendiente de ritmos pulsátiles y ritmos desfibrilables.....	37
Figura 19 Ampliación de la señal de pendiente para ambos casos. ....	38
Figura 20 Cuenta de pasos por 0 del algoritmo de cuenta de pasos por 0.....	39
Figura 21 Visor inicial de señales.....	40
Figura 22 Visor final .....	41
Figura 23 Ejemplo de falso positivo (ventanas de 59s - 65s).....	44
Figura 24 Ejemplo de falso negativo (ventana 740s - 742s).....	44

## Lista de tablas

Tabla 1 Segmento de tabla de información de tramos de análisis.....	28
Tabla 2 Valor de diagnostico de shock.....	35
Tabla 3 Valor de identificación del algoritmo de resultado positivo.....	35
Tabla 4 Distribución de valores de aciertos y fallos en epidemiología general.....	42
Tabla 5 Valores de distribución de aciertos y fallos de algoritmo de detección de pausas de compresiones.....	42
Tabla 6 Valores de distribución de aciertos y fallos de algoritmo de detección de shock	43

# MEMORIA





## Introducción

La parada cardiorrespiratoria (PCR) consiste en la súbita detención de la respiración, así como del pulso o latido cardiaco. Las causas más frecuentes por las que puede producirse son ahogo por inmersión, choque eléctrico, efectos de anestesia u otros fármacos y esfuerzo físico extremo, aunque también puede ser derivada de diversas enfermedades, habitualmente cardiovasculares. Esta incidencia es la primera causa de muerte en los países desarrollados. Se estima que al año se producen en torno a unos 6 millones de casos en todo el mundo [36], con unos índices de supervivencia realmente bajos debido a que la mayoría de estos sucesos ocurren fuera del hospital y sin ninguna patología previa, lo que dificulta notablemente el tratamiento de estos.

Dadas las características y causas de la aparición de este tipo de incidencias, cabe mencionar que la principal medida para combatir su fatal desenlace en casos extrahospitalarios es la llamada cadena de supervivencia (ver Figura 1). Es una metáfora para reflejar un protocolo de actuación que está compuesto por 4 diferentes medidas de actuación, efectuados consecuentemente a modo de eslabones de una cadena.

- Reconocimiento rápido: El primer paso es realizar un rápido reconocimiento de la situación, tanto por la persona que sufre la parada como por cualquier otra persona. Tras concluir que un sujeto está sufriendo una PCR, lo necesario es solicitar ayuda y contactar para ello, si es posible, con los servicios de emergencia.
- Temprana RCP: La maniobra de resucitación cardiopulmonar o RCP consiste en una combinación de compresiones torácicas, con el objetivo de mantener una mínima circulación de sangre en el paciente y ventilaciones para conseguir la oxigenación de la sangre de este. Es necesario realizar la RCP porque a consecuencia de la PCR, desaparece el pulso sanguíneo del paciente y de no hacerse la RCP, los órganos internos del paciente podrían sufrir daños irreversibles por una falta de oxígeno.
- Temprana desfibrilación: La desfibrilación es el paso de una corriente eléctrica a través del corazón con el objetivo de revertir ciertas arritmias de este. En la mayoría de los casos extrahospitalarios de PCR, la desfibrilación se realiza mediante un desfibrilador externo automático (DEA). Estos dispositivos, son portátiles y están pensados para ser utilizados por personas con una formación mínima. Por ese motivo, los DEA proporcionan instrucciones para la realización de la RCP y analizan el ritmo cardiaco para poder determinar si es necesario o no desfibrilar. Cuando el DEA determina que un ritmo es desfibrilable, ordena para la RCP y permite suministrar un shock al paciente, habitualmente pulsando un botón. Si determina que el ritmo no es desfibrilable, ordena continuar con la RCP durante 2 minutos más, tras los cuales efectuará otro análisis.
- Cuidados tras la resucitación: El último eslabón de la cadena es el tratamiento de la PCR por personal cualificado, incluyendo la medicación para la misma y la intubación de ser necesario. Estos tratamientos son fundamentales para, una vez revertida la situación de inestabilidad cardiaca, favorecer la recuperación del paciente y minimizar los daños sufridos a causa de la PCR.

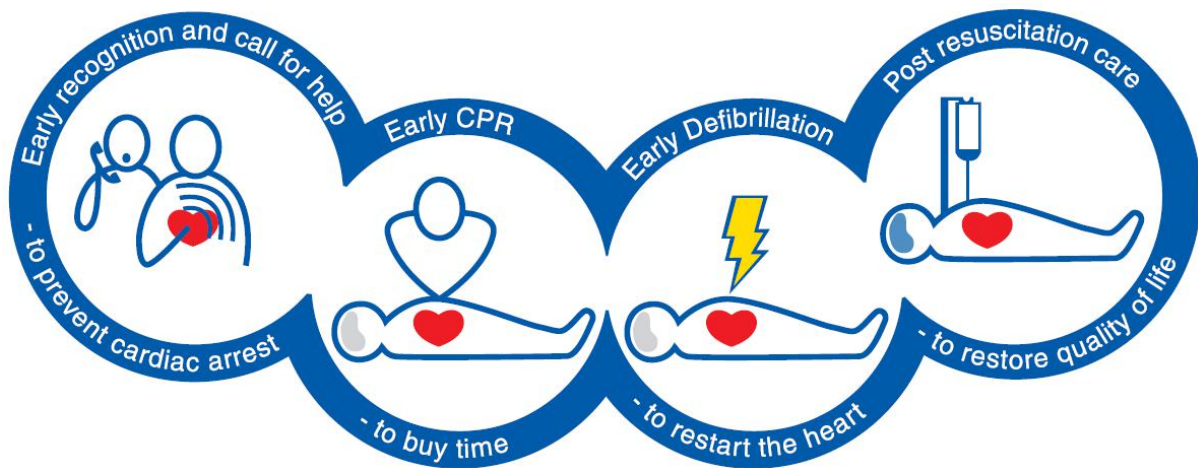


Figura 1 Cadena de supervivencia

Pese a que las cuatro acciones son críticas para la efectividad de la operación de rescate, los eslabones más críticos de esta cadena de supervivencia son la maniobra de resucitación cardiopulmonar y la desfibrilación. La probabilidad de supervivencia se reduce en un 10 - 12% [1,2] por cada minuto de retraso en la desfibrilación si no se administra RCP durante la PCR. En cambio, si se administra RCP, las probabilidades de supervivencia decremantan con una pendiente mucho menos radical, de entorno a un 3 - 4 % por minuto [2,3]. Esto implica que, en muchos casos, el éxito de la operación de reanimación dependa de la presteza con que se comience la RCP y la desfibrilación. Por ello, dada la importancia de una temprana desfibrilación en el éxito de la reanimación, se desarrolló el concepto de desfibrilación de acceso público. Consiste, en la mayoría de los casos, en el despliegue de DEAs en lugares públicos para ser utilizados por personal mínimamente cualificado.

La resucitación cardiopulmonar abarca muchos y muy diversos ámbitos. Entre ellos, son importantes el económico, debido al coste de los servicios de emergencia, programas sanitarios de prevención de enfermedades cardiovasculares, mejoras sanitarias para su tratamiento, programas de formación a personas legas, etc. Social por traducir la inversión económica primordialmente en un aumento de la duración y calidad de vida; tecnológico por requerir de una tecnología cada vez más precisa para el correcto diagnóstico de estas enfermedades; y, cómo este trabajo, de investigación, por pretender encontrar nuevas soluciones y mejoras al tratamiento de este tipo de enfermedades. Este Trabajo está realizado en el ámbito de la investigación y ha sido desarrollado al amparo del Grupo de Señal y Comunicaciones (GSC).

## Contexto

### Ámbito global de la resucitación cardíaca

La resucitación cardíaca puede definirse como conjunto de tratamientos a llevar a cabo sobre un paciente en parada cardiorrespiratoria con el objetivo de que el paciente recupere el normal funcionamiento de sus sistemas circulatorio y respiratorio. La importancia de la resucitación cardiorrespiratoria en todos sus aspectos hace imprescindible coordinar internacionalmente todos los protocolos de actuación. La coordinación internacional se focaliza en los comités de resucitación regionales. Entre ellos se encuentran la American Heart Association (AHA) y, con una influencia más cercana el European Resuscitation Council (ERC). Estos organismos regionales publican guías de resucitación con recomendaciones para un tratamiento adecuado de los ataques cardíacos. En 1992 se creó el International Liaison Committee On Resuscitation (ILCOR) con el objetivo de coordinar los diferentes organismos regionales. Desde el año 2000, los investigadores de ILCOR, se dedican a identificar y revisar internacionalmente los diferentes avances y conocimientos sobre resucitación en ciclos de cinco años para llegar a un consenso en materia de tratamientos de ataques cardíacos. De este modo, los organismos regionales de resucitación publican cada cinco años, acordes a los ciclos de ILCOR, guías de resucitación con tratamientos similares basados siempre en evidencias científicas. Se hacen diferentes adaptaciones, locales, regionales, y nacionales en función de la disponibilidad y legalidad de los diferentes fármacos, diferente equipamiento y personal. La última edición de las guías de resucitación se publicó en 2015.

### Soporte vital básico/soporte vital avanzado

La mayoría de las incidencias cardíacas ocurren fuera del hospital. El tiempo medio de llegada de los servicios de emergencias al lugar de la incidencia varía enormemente en función de las áreas, lo que hace que, en la mayoría de los casos, estos servicios de emergencias no sean capaces de llegar en un tiempo inferior a los 4 primeros minutos críticos [4]. Para contribuir a mejorar esta situación se comenzaron a establecer a finales de los años 90, programas de la temprana desfibrilación. en 1995 la AHA promovió la idea de desfibrilación de acceso público [5]. Recomendaron hacer accesible la desfibrilación mediante el uso de DEAs, dado que son dispositivos, ligeros, sencillos de manejar y portátiles. Por se comenzó a instalar DEAs en espacios públicos concurridos.

### Soporte Vital Básico

El soporte vital básico (SVB) es un nivel de atención indicado para los pacientes con enfermedades o lesiones que amenazan la vida, aplicados hasta que el paciente reciba atención médica completa. Habitualmente el SVB se suministra por personal que no ha recibido una formación médica titulada como médicos o enfermeros. Se suministra por personal técnico de emergencias y por personas que hayan recibido formación sobre SVB. Esto implica que los tratamientos de SVB no puedan requerir de fármacos ni de maniobras invasivas. Sin embargo, consta de tratamientos de gran utilidad y efectividad en situaciones de emergencia prehospitalarias.

El concepto de SVB hace referencia también al ámbito de las emergencias sanitarias. Las ambulancias de SVB o de tipo B, son las que atienden las emergencias de menor gravedad

o las que en principio no requieren atención médica. Estas ambulancias, disponen en la mayoría de los casos de personal no facultativo. Lo habitual es encontrar un conductor y un camillero. Sin embargo, en ocasiones puntuales, podrán equiparse con un Equipo de Atención Primaria (EAP) compuesto por un médico y un enfermero, pudiendo así prestar un nivel de atención avanzado. Estas ambulancias disponen de distinto material de salvamento, entre los cuales se encuentra desde hace unos años, un DEA semiautomático.

Otra estrategia para establecer programas de rápido acceso a la desfibrilación consiste en realizar despliegues de ambulancias de forma que el DEA no se encuentre en un punto fijo, sino que pueda ser transportado con rapidez al lugar de la incidencia. En estos casos, el tiempo de acceso a la desfibrilación, es mayor que con un DEA instalado en un lugar público, pero más corto que con los servicios de emergencia tradicionales. La principal ventaja es el área que puede ser cubierta por el servicio de acceso a la desfibrilación con respecto a los DEA instalados.



Figura 2 Desfibriladores externo automáticos (DEA)

El DEA funciona, por lo general, de la siguiente manera. Se enciende pulsando un botón y a partir de ahí, el DEA proporciona las instrucciones pertinentes para realizar la RCP, de manera visual y/o auditiva. La primera instrucción es la de conectar los parches al pecho del paciente. El lugar de colocación de los parches se encuentra habitualmente en una ilustración del DEA. Cuando ello sucede, realiza un análisis inicial del ritmo cardíaco para determinar si debe aplicar un shock o no. Durante el análisis, no se debe tocar al paciente para no inducir a error al DEA. Tras ello espera 2 minutos a que se realice la RCP sobre el paciente y después ordena parar la RCP para realizar un nuevo análisis.

### Soporte Vital Avanzado

El soporte vital avanzado (SVA) es un nivel de atención médica superior al SVB. Está proporcionado por profesionales sanitarios con titulación facultativa como médicos y enfermeros, capaces de administrar medicación, desfibrilación con control avanzado de la vía aérea y garantizando estabilidad hemodinámica. Para ello, se dispone de un Monitor desfibrilador, en lugar del DEA del SVB. Los monitores desfibriladores son dispositivos sofisticados que permiten monitorizar muchas más señales que los DEA, ofreciendo así la posibilidad de un diagnóstico más completo. Habitualmente, se utilizan en modo manual, a diferencia de los DEA, que son automáticos. Esto permite al médico que lo está utilizando

determinar si el paciente necesita un shock o no, aunque también pueden funcionar en modo automático como los DEA y ser el dispositivo el que realice el diagnóstico.



Figura 3 Monitor Desfibrilador

## Señales de los DEA y monitor desfibrilador

### DEA

Ambos dispositivos, el DEA y el monitor desfibrilador, trabajan con una serie de señales relacionando la actividad eléctrica del corazón y el estado del paciente. El DEA concretamente, trabaja con la señal de electrocardiografía y con la señal de impedancia transtorácica.

- Señal de Electrocardiografía (ECG). Cada latido del corazón presenta cierta actividad eléctrica. La representación de la actividad eléctrica de los consecutivos latidos del corazón a lo largo del tiempo constituye un Electrocardiograma. La actividad eléctrica de cada latido puede descomponerse en 3 partes, generando tres “ondas” claramente diferenciables en una señal de ECG (ver Figura 4).
  - Onda P: Es la actividad eléctrica capturada tras un proceso de despolarización auricular. En este proceso es consecuencia de la emisión de un impulso eléctrico por el nodo sinusal o Marcapasos del Corazón, situado sobre la aurícula derecha, y su correspondiente propagación por las vías internodales. La propagación de este impulso resulta en la contracción de las aurículas para bombear sangre a los ventrículos.
  - Complejo QRS: Es la actividad eléctrica que produce la contracción de los ventrículos. Se compone de tres ondas en realidad (Q, R y S), pero suceden en un intervalo de tiempo mucho menor que el resto de las ondas, lo que hace que se las trate como una. Primero se encuentra la onda Q, una onda negativa. Tras llegar el impulso eléctrico producido en la onda P al nodo auriculoventricular, el impulso se pausa unos 0,1 segundos. Seguidamente este impulso se propaga por el haz de His, generando una onda Q. El impulso continúa su propagación por las diferentes divisiones del haz de His hasta llegar a las fibras de Purkinje, una red de fibras que abarcan los

ventrículos por completo. La llegada del impulso eléctrico a esta red de fibras genera la contracción ventricular. Esta actividad eléctrica se corresponde con la onda R, una onda positiva. Finalmente aparece la onda S como una onda negativa cualquiera, consecuencia de la onda R. Este complejo tiene mucha mayor amplitud que el resto de las ondas debido a la mayor masa muscular que interviene en la propagación eléctrica en este punto.

- Onda T: Es una onda que aparece a consecuencia de la repolarización de los ventrículos, o dicho de otro modo de la relajación de estos.

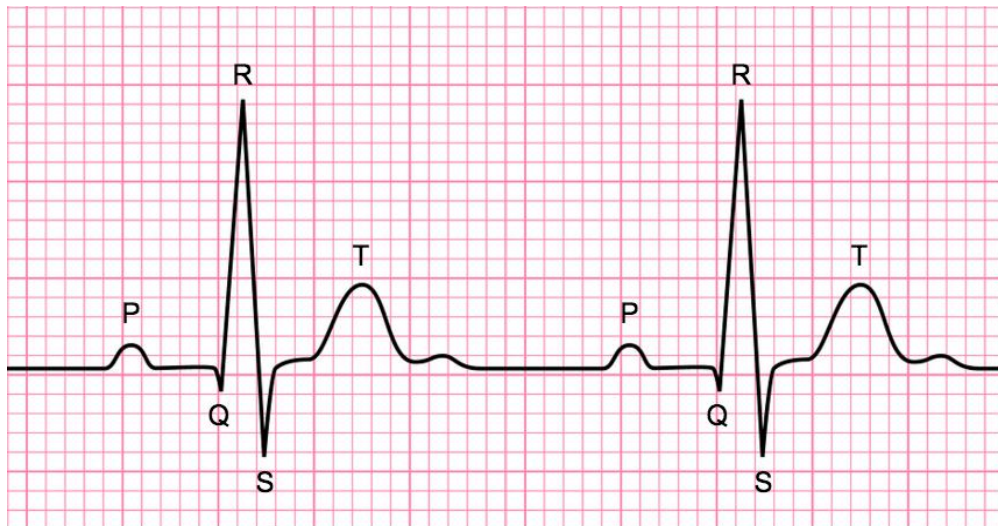


Figura 4 Señal de electrocardiograma (ECG)

- Señal de Impedancia transtorácica. Los desfibriladores miden la impedancia hallada entre los pads de desfibrilación. La impedancia Transtorácica (IT) representa la impedancia del tórax del paciente a un flujo de corriente. Se mide en base a la caída de voltaje entre los electrodos y pasando una corriente alterna de baja intensidad (2 - 3 mA con 20 - 30 KHz), aplicando la ley de Ohm:  $Z=V/I$ . Esta señal se emplea para saber si los pads están correctamente conectados al paciente. Es necesaria la correcta colocación de los electrodos por dos motivos: por seguridad en la administración de la desfibrilación y para una correcta adquisición de la señal de ECG. Adicionalmente algunos dispositivos utilizan el valor medido de impedancia para ajustar la potencia del shock eléctrico de la desfibrilación.



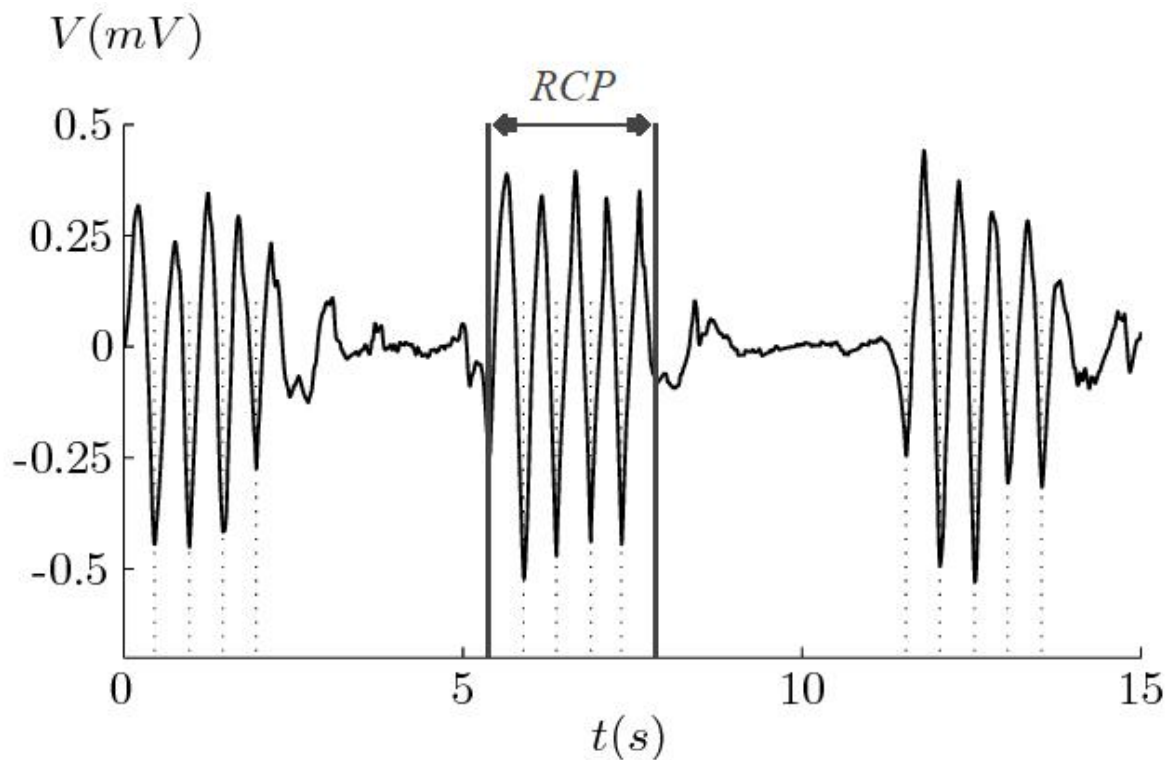


Figura 5 Señal de impedancia transtorácica

#### Monitor desfibrilador

Los monitores desfibriladores trabajan, además de con las 2 señales ya mencionadas, con otra serie de señales que permiten al doctor que lleva a cabo o supervisa la operación realizar un diagnóstico más específico. Estas señales son las 12 derivaciones del corazón, la señal de Capnografía, la señal de pulsioximetría y varias señales de calidad de la RCP, además de la ya mencionada señal de Impedancia transtorácica.

- 12 derivaciones cardiacas. Consisten en una ampliación de la señal de ECG descrita anteriormente. Cada derivación es una visión de la actividad eléctrica desde diferentes perspectivas. Como una similitud se puede entender la actividad eléctrica como un objeto de tres dimensiones y cada derivación sería las diferentes vistas de planta, alzado, perfil... del objeto. para obtener estas señales son necesarios diez electrodos en total: uno en cada extremidad, siendo la pierna derecha la referencia, y seis electrodos precordiales alrededor del corazón sobre las costillas. Con los electrodos de las extremidades se obtienen seis derivaciones, en base a los valores de diferencia de tensión entre los parches del brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda. Las derivaciones toman el nombre de I, II, III, aVR, aVL y aVF. Las seis derivaciones restantes se obtienen cada una con uno de los seis electrodos precordiales, y toman el nombre de V1, V2, V3, V4, V5 y V6. La señal de ECG descrita previamente se asemeja a la segunda derivación (II), tomada entre brazo derecho y pierna izquierda.

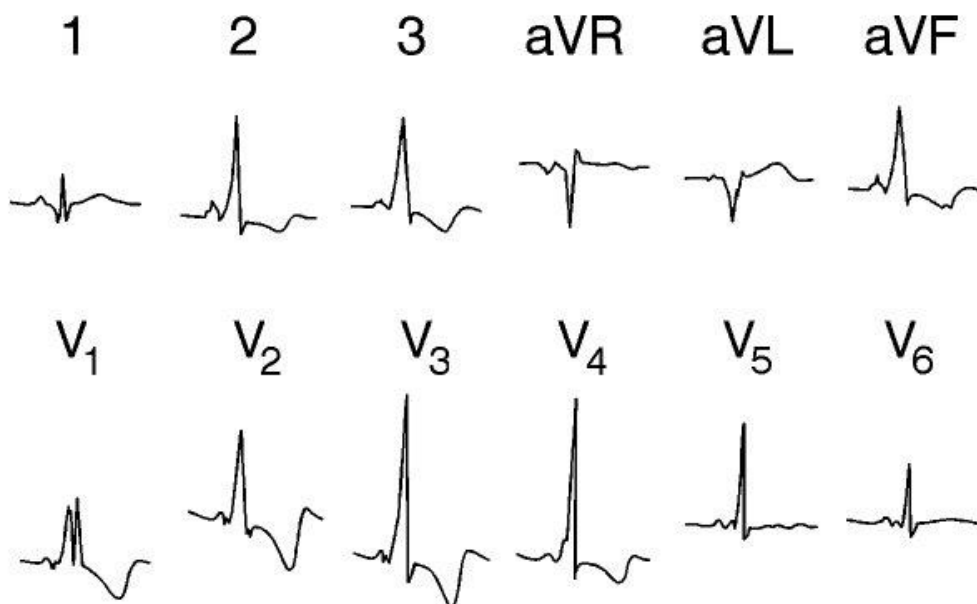


Figura 6 Doce derivaciones de electrocardiografía

- Capnografía: Es la señal que representa la variación del nivel de dióxido de carbono ( $\text{CO}_2$ ) en el aire que entra y sale de los pulmones del paciente. Ello permite saber si el paciente está respirando, esto es, consumiendo el oxígeno o no. Es un buen indicador de la calidad de las ventilaciones proporcionadas durante la maniobra de RCP, dado que permite detectar Hiperventilación, hipoventilación, apnea, intubación esofágica, hipotermia y fuga en el sistema ventilatorio

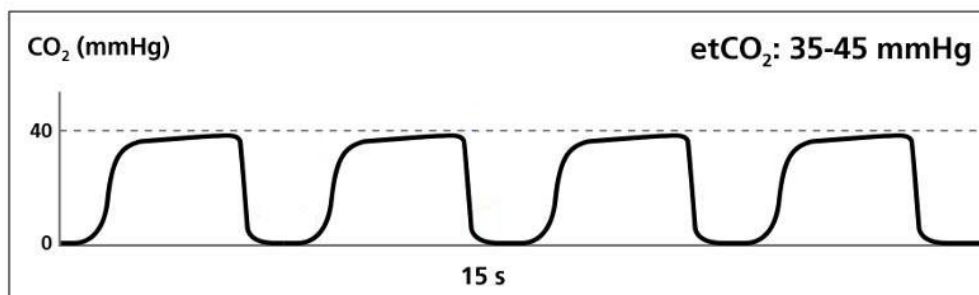


Figura 7 Señal de capnografía

- Pulsioximetría. Es una señal obtenida mediante un método no invasivo, que permite mediante fotónica determinar el porcentaje de saturación de oxígeno de la hemoglobina de la sangre. Para ello se coloca un pulsioxímetro una zona del cuerpo con riego habitual y medianamente translúcido como un dedo. Este dispositivo emite luz de baja longitud de onda que van desde un emisor a un fotodetector, midiendo absorbancia de cada longitud de onda causada por la sangre arterial (componente pulsátil), excluyendo sangre venosa, piel, huesos, músculo, grasa. Con estos datos será posible calcular la saturación de oxígeno en sangre.



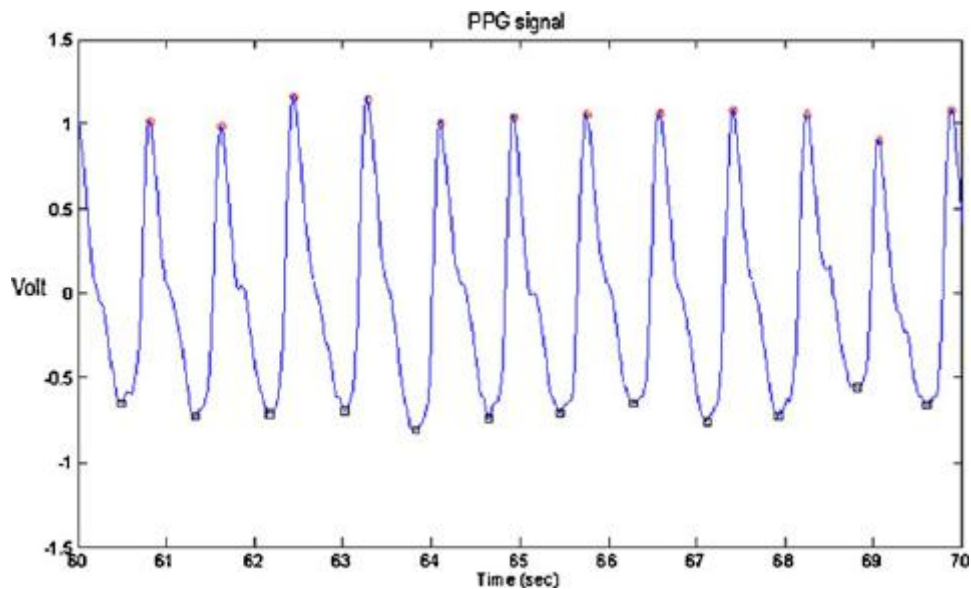


Figura 8 Señal de pulsioximetría

- Calidad de la RCP

Monitorizar la maniobra de RCP para estudiar la calidad de esta ha constituido uno de los mayores avances desde hace 20 años. Los estudios clínicos realizados demuestran que la calidad de la RCP administrada al paciente de una PCR es un factor muy influyente en el resultado de la resucitación. Por ello se desarrollaron sistemas de feedback externos para permitir al monitor desfibrilador realizar medidas de calidad de la RCP. Se miden, entre otros parámetros, frecuencia, profundidad, velocidad y aceleración de las compresiones. Alguno de estos parámetros puede ser medidos por el monitor desfibrilador sin necesidad de ningún dispositivo o sensor adicional, como la frecuencia de las compresiones, que puede ser calculada a partir de la señal de impedancia transtorácica. Otros sin embargo requieren de sensores basados en acelerómetros u otros componentes, como, por ejemplo, la medida de la profundidad de las compresiones, que requiere de un sistema externo de feedback. En la Figura 9 se presentan diferentes sistemas de feedback para la monitorización de calidad de la RCP.



Figura 9 Dispositivos de feedback de RCP

## Interferencia de la RCP en las señales del DEA

Dado que este trabajo se ha realizado en el contexto de las resucitaciones cardiopulmonares extrahospitalarias, a partir de aquí se manejan las señales de ECG y la señal de impedancia transtorácica. Estas señales, son suficientes para que un DEA pueda realizar un diagnóstico del ritmo cardíaco y de esta manera se puedan llevar a determinar si es necesario o no desfibrilar.

El DEA realiza 4 acciones básicas. Primero detectar que los parches están conectados al paciente. Para ello utiliza la señal de transimpedancia, que comenzará a ser distinta de 0 cuando se conecten los parches al pecho del paciente. seguidamente, analiza el ritmo cardíaco. Para ello toma un tramo de ECG de unos 10 segundos y en base a distintos parámetros determina si el ritmo cardíaco es maligno o no. De tratarse de un ritmo maligno o desfibrilable, ordena apartarse del paciente y se dispone a realizar una desfibrilación. De tratarse de un DEA automático, el DEA el que realiza la descarga. De ser semiautomático, el rescatador pulsar un botón para realizar el shock. Por último, ordenará realizar dos minutos de RCP sobre el paciente y tras esos dos minutos, volverá a analizar el ritmo cardíaco y a desfibrilar si es necesario

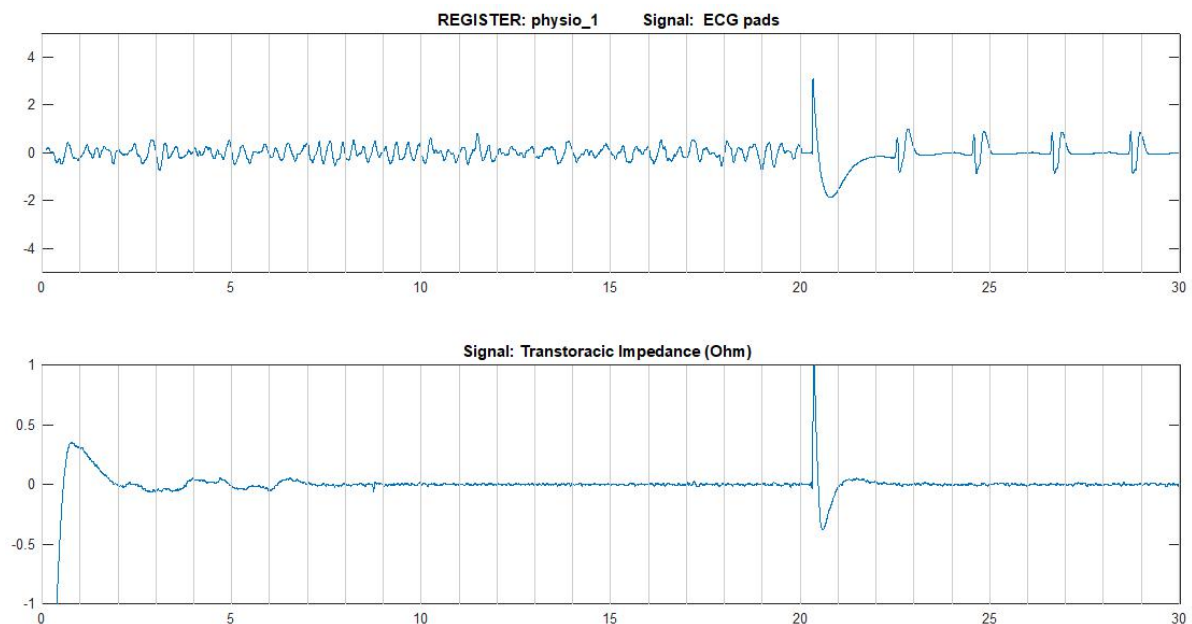


Figura 10 Conexión de los pads, análisis inicial y shock

Durante la RCP, el DEA no analiza el ritmo cardíaco. Esto se debe a la interferencia que añaden las compresiones de la RCP sobre las señales de transimpedancia y de ECG. En el caso de la señal de transimpedancia, esta interferencia no es crítica, dado que no es una señal que se utilice para diagnosticar el ritmo cardíaco ni la actividad del corazón. Sin embargo, sí que constituye una interferencia crítica en la señal de ECG, imposibilitando el análisis del ritmo cardíaco durante la RCP.

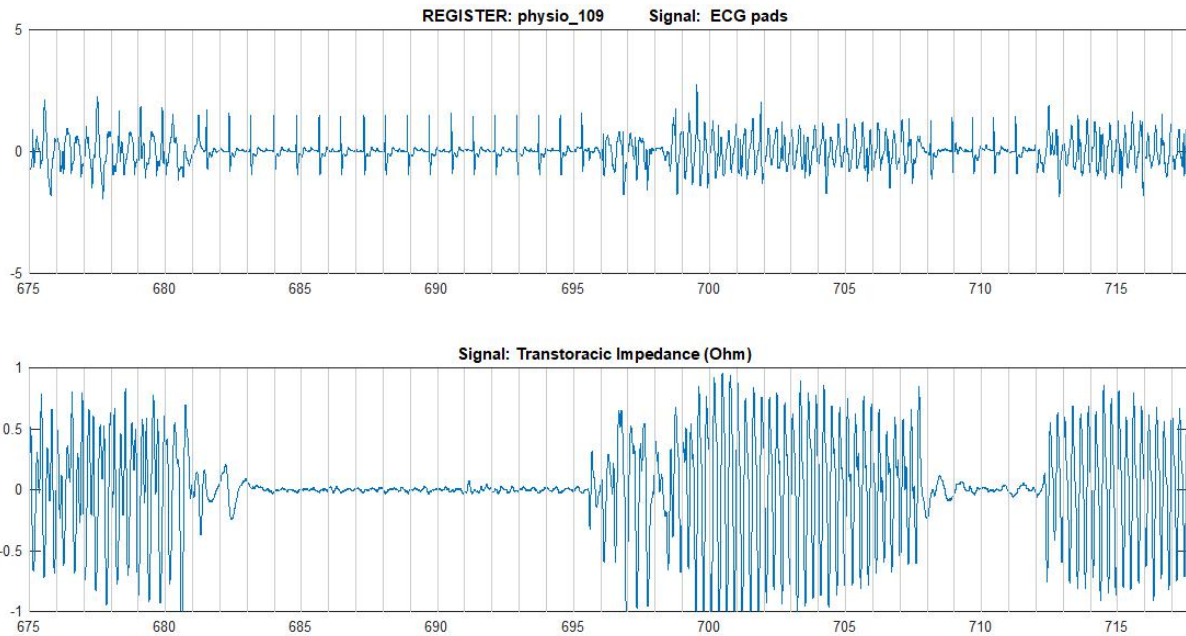


Figura 11 Corrupción de la señal de ECG debido a las compresiones de la RCP

Es necesario administrar dos minutos continuados de RCP para mantener el flujo sanguíneo del paciente. Esto se debe a que las compresiones iniciales bombean menos sangre. Análogo a este fenómeno es el rozamiento estático y dinámico. De la misma manera que es mayor el rozamiento estático que el rozamiento una vez se ha comenzado a mover un objeto, las compresiones iniciales bombean menos sangre que sus predecesoras. Para garantizar la RCP, ha de realizarse de forma continuada durante al menos 2 minutos.

La efectividad de la RCP es un condicionante para que el DEA pueda realizar análisis continuo. La interferencia que añaden los dos minutos en los que se administra RCP de forma continuada, obligan al DEA a no analizar ritmo cardiaco durante ese tiempo. Por ese motivo:

1. Es necesario esperar un máximo de 2 minutos para desfibrilar un ritmo maligno. El DEA no será capaz de diagnosticar un ritmo desfibrilable hasta que no se detenga la RCP, con la consecuencia de retrasar la desfibrilación hasta un máximo de 2 minutos desde la aparición del ritmo desfibrilable.
2. Tanto si el ritmo es desfibrilable como si no, es necesario interrumpir la RCP cada 2 minutos. En los casos de un ritmo no desfibrilable, la interrupción de la RCP supone un contratiempo. El tratamiento óptimo conlleva no interrumpir la RCP a no ser que el ritmo fuese desfibrilable y hubiera que dar un shock para revertirlo.

Estos contratiempos suponen, en definitiva, una disminución de la posibilidad de supervivencia por ser condicionantes de la calidad de la maniobra de resucitación cardiopulmonar. Por ese motivo se plantea la hipótesis de poder desarrollar un algoritmo sencillo que permitiera al DEA analizar el ritmo cardiaco sin tener que interrumpir la RCP. Dicha hipótesis justifica el presente trabajo.



## Objetivos

La instalación de desfibriladores externos automáticos en lugares públicos a través de programas de desfibrilación de acceso público es la clave para conseguir un rápido acceso a la desfibrilación y, de esta forma, mejorar la tasa de supervivencia a las paradas cardiorrespiratorias extrahospitalarias. Además, es importante invertir en educación acerca de este tipo de incidencias para garantizar la usabilidad de estos, es decir, el DEA es inútil si nadie sabe utilizarlo.

En conjunto, estas condiciones imponen al DEA dos características importantes para su concepción: Ha de ser barato para minimizar el coste de su despliegue, y ha de ser sencillo para maximizar la cantidad de gente capaz de usarlo. Esa relación entre sencillez y precio es el factor más importante en despliegue de los DEA a través de programas de desfibrilación de acceso público.

La supervivencia a una PCR está directamente relacionada con el tiempo durante el que se realiza RCP al paciente. Es muy importante reducir al mínimo imprescindible el tiempo en el que no se realizan compresiones torácicas al paciente. Sin embargo, en la actualidad es necesario interrumpir las compresiones mientras el DEA analiza el ritmo cardíaco del paciente. Esto se debe a que durante las compresiones se induce una importante interferencia sobre la señal ECG que hace inviable su análisis. Posibilitar el análisis del ritmo durante la realización de compresiones disminuiría el tiempo sin compresiones y, en último término, la probabilidad de supervivencia del paciente.

En este contexto, el principal objetivo de este proyecto es el **diseño de un algoritmo simple de procesamiento de señal en tiempo real que permita a un desfibrilador externo automático analizar el ritmo cardíaco de forma continua, evitando la detención de la RCP para el análisis del ritmo cardíaco y aumentando la eficacia de las intervenciones extrahospitalarias de paradas cardiorrespiratorias**. Alcanzar este objetivo principal requiere la consecución de los siguientes objetivos secundarios:

- Creación de una base de registros reales de resucitación obtenidos con desfibriladores externos automáticos que de soporte a las tareas de investigación realizadas en este trabajo. Se comenzará inicialmente con 100 registros de episodios reales de incidencias cardiorrespiratorias. De esos registros se descartarán los registros más cortos, los que contengan errores y los que no contengan información o estén vacíos para poder hacer un mejor análisis estadístico al final del trabajo.
- Diseño y realización de una herramienta software para la edición de las señales de los registros y anotación de los tramos de interés. Se crea una herramienta software en MATLAB que permita identificar con facilidad los tramos de interés de todos los registros. Con la información proporcionada por esta herramienta se obtendrán los resultados estadísticos finales.
- Diseño de un algoritmo que detecte las pausas de compresiones. Aunque puede haber pausas de origen desconocido, normalmente serán pausas que el rescatador hace para poder realizar 2 ventilaciones. Se trata de detectar las pausas de compresiones y buscar tramos de al menos 2 segundos en los que no haya interferencia en la señal de ECG.

- Diseño de un algoritmo sencillo de diagnóstico de la señal de electrocardiograma durante las pausas de compresiones. Se trata de realizar el análisis de la señal de electrocardiograma sin interferencia de compresiones torácicas. Así se garantiza que el ritmo cardiaco a analizar no está corrupto.
- Caracterización estadística del funcionamiento del detector de pausas y del algoritmo de diagnóstico. Se utilizará la herramienta software hecha en el proyecto para procesar las señales de los registros seleccionados con los dos algoritmos diseñados. Seguidamente se obtendrán resultados estadísticos para avalar la eficacia de los dos algoritmos.

## Beneficios

Es necesario invertir para investigar, desarrollar e innovar acerca de la tecnología de los desfibriladores externos automáticos. El objetivo global es el de aumentar la calidad de vida del ser humano. Invertir en DEAs es invertir en combatir la primera causa de muerte en los países desarrollados: la parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria.

### Beneficios Técnicos

Sin duda alguna, el beneficio más importante de este proyecto es la mejora de la tecnología de los desfibriladores externos automáticos. Tomando este proyecto como base, se podrá comenzar a desarrollar DEAs que sean capaces de analizar el ritmo cardíaco de forma continua, sin necesidad de interrumpir las compresiones de la RCP.

Además, satisfaciendo los objetivos parciales, se generarán una serie de recursos que podrán ser utilizados en un futuro para el desarrollo de nuevas soluciones de ingeniería. Estos recursos son la base de registros de episodios reales, la herramienta de visualización y análisis y los algoritmos de procesado de señal.

Existen numerosos trabajos de investigación realizados en el pasado acerca del análisis del ritmo cardíaco durante la RCP. Sin embargo, hasta el momento, todos están basados en la obtención de la señal de ECG sin interferencia, habitualmente utilizando técnicas de filtrado adaptativo. Además, aunque en escenarios controlados han demostrado tener eficacia, no han sido eficaces en escenarios reales. Por ello, este trabajo podría suponer el comienzo de un cambio de paradigma hacia técnicas de procesado de señal más sencillas y eficaces para atacar la problemática planteada en este trabajo.

### Beneficios Sociales

Este proyecto tiene un objetivo puro de investigación. Sin embargo, existe una problemática a resolver tras el objetivo principal. Esa problemática es la incapacidad de los DEA para analizar el ritmo cardíaco, obligando a detener la RCP en las operaciones de salvamento. Por ello, estrechamente relacionado con el beneficio técnico está el principal beneficio social: aumentar la calidad de vida. Gracias a la tecnología desarrollada es este proyecto, aumentará la probabilidad de sobrevivir a una parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria por permitir realizar operaciones de salvamento más eficaces.

### Económicos

Este proyecto puede suponer beneficios económicos indirectos. El grupo de investigación al amparo del cual se desarrolla este trabajo, el Grupo de Señal y Comunicaciones, colabora desde hace años con una empresa llamada OSATU. Esta pequeña empresa es una cooperativa dedicada a la fabricación y comercialización de diversos dispositivos relacionados con las señales biomédicas. Entre otros dispositivos, fabrican desfibriladores externos automáticos. Este trabajo puede suponer el comienzo del desarrollo de nuevos productos para esta empresa. De esta manera, podrá ser más competitiva a nivel de calidad de producto por incluir valor añadido en sus productos, basado en desarrollos a partir de este proyecto.





## Estado del Arte

A principios de los años 90, la AHA establece la metáfora de cadena de supervivencia [6] para referirse a las acciones a realizar para efectuar un rescate exitoso de una parada cardiorrespiratoria extrahospitalaria. Los factores más influyentes en el éxito de un rescate son la temprana administración de RCP y la temprana desfibrilación, especialmente si son administrados en los primeros minutos del episodio [7]. La tasa de supervivencia a una fibrilación ventricular se decrementa en un 10 - 12% [8,9] por cada minuto desde el comienzo del episodio. Sin embargo, no es así si se administra RCP. En este caso el decremento es de entorno a un 3 - 4% [9,10].

Actualmente las guías de resucitación resaltan la importancia de administrar RCP de calidad, procurando su mínima interrupción [11,12]. Sin embargo, es necesario interrumpir la RCP para que el DEA pueda analizar el ritmo cardíaco, debido a las interferencias inducidas en la señal de ECG por la acción mecánica de la RCP. Estas paradas, conocidas como "*hands-off intervals*", duran entre 5 y 30 segundos en los DEA comerciales [13] y actúan notablemente en contra de la recuperación instantánea de pulso después de un shock.

En los últimos años se ha trabajado mucho por poder analizar el ritmo continuamente, mediante técnicas de filtrado adaptativo [20] para eliminar la interferencia y obtener el ECG limpio o, más recientemente, analizando directamente el ECG corrupto. Actualmente, el estándar de análisis de los DEA se basa en un único análisis de unos 10 segundos. La cuestión es saber cuánto aumenta la eficacia de la RCP en comparación con el estándar actual si se pudiera analizar el ritmo de forma continuada. El estándar de RCP consiste en 2 minutos de RCP, intercalando 30 compresiones a 120 compresiones por minuto y 2 ventilaciones, seguidos de un intervalo de análisis.

Los recientes estudios y avances otorgan el comienzo de una nueva era en el campo del análisis durante la RCP, incorporando nuevas ideas, como la posibilidad de analizar ritmo cardíaco durante las pausas de ventilaciones [15] cada 30 compresiones.

Esta sección contiene un análisis del estado del arte en el análisis del ritmo cardíaco durante la RCP y está estructurada en cuatro apartados:

- Caracterización de la señal de interferencia de RCP y problemática del análisis del ritmo cardíaco durante la RCP
- Revisión de diferentes enfoques del análisis del ritmo cardíaco durante la resucitación cardiopulmonar.
- Nuevos métodos para cuantificar el impacto del análisis del ritmo cardíaco en la resucitación cardiopulmonar.
- Últimos desarrollos y avances en el análisis del ritmo cardíaco durante la RCP

## Características de la interferencia de RCP

Las compresiones torácicas añaden una interferencia que modifica la forma de onda del ECG. Durante la CPR, la interferencia suele ser de ritmo regular, con una frecuencia igual a la frecuencia de las compresiones. Con esa interferencia el DEA podría diagnosticar un ritmo shockable, esto es, una fibrilación ventricular (VF), como un ritmo no shockable. Por lo

contrario, la interferencia podría añadir otras interferencias de ritmo rápido y desorganizado y diagnosticar como shockable un ritmo que no lo es. En ambos casos la precisión del diagnóstico de los DEAs comerciales desciende notablemente, condicionando severamente las características de diseño del algoritmo de detección de shock (Shock Advise Algorithm, SAA).

La interferencia de la CPR tiene orígenes que no son del todo conocidos. La interferencia puede caracterizarse como un ruido aditivo, cuya fuente principal es la unión entre el electrodo y la piel del paciente [16,17]. Además, si las compresiones se administran de forma manual, las características de la interferencia varían enormemente a lo largo del tiempo, dependiendo en gran medida de la técnica del rescatador del paciente y del sistema de recogida de datos.

La naturaleza de la interferencia se analiza mejor cuando se analiza un episodio de asistolia, dado que, en esos casos, la señal de ECG solo es la interferencia. En las asistolias, la interferencia tiene aspecto de señal periódica de frecuencia fundamental igual a la frecuencia de las compresiones. La forma de onda y las características espectrales varía mucho entre episodios y durante el mismo episodio, debido a cambio de rescatador, cansancio de los rescatadores... También, de media, la interferencia presenta un importante solape con la señal de ECG humana.

## Análisis del ritmo cardíaco durante RCP

A mediados de los años 90 comenzaron los primeros estudios para la eliminación de la interferencia de RCP y así poder analizar el ritmo cardíaco. Primeramente, se comenzó analizando la forma de onda de las fibrilaciones ventriculares (VF). Para ello, se comenzó a inducir fibrilaciones ventriculares en cerdos y a administrarles compresiones torácicas mediante pistones neumáticos a frecuencia constante de 1,33 Hz (80 cpm) [18,19]. Resultó sencillo eliminar la interferencia utilizando filtros paso alto de frecuencia de corte 4 - 4,5 Hz [18,19] dado que en el caso de los cerdos la frecuencia dominante de una VF es de en torno a 9 - 11 Hz. Sin embargo, en el caso de los humanos, la frecuencia dominante de una VF se encuentra entre los 3 - 5 Hz [16,20], de manera que existe un mayor solape de la señal de interferencia con la señal de ECG y el filtrado no puede hacerse con un simple filtro paso alto [16,20].

Dadas estas características, por necesidad se comenzaron a utilizar sistemas basados en filtros adaptativos para la supresión de la interferencia de RCP. Los estudios realizados a raíz de este planteamiento pueden englobarse en dos grupos: Estudios basados en mezcla artificial de la señal de ECG y de la interferencia y estudios basados en registros de incidencias cardíacas obtenidos durante la maniobra de RCP.

### Estudios basados en mezclas artificiales

Este modelo fue introducido a principios de los años 2000 [16,21]. Se asume que la interferencia de la RCP  $n_{r_{cp}}$  es un ruido aditivo sobre un ECG  $s_{ecg}$ . Gracias a ello, se puede experimentar con señales de ECG de seres humanos e incluir interferencias sobre ellas, siendo posible variar la relación señal a ruido (SNR).

$$x = s_{ecg} + \alpha n_{rcp} \rightarrow \alpha = \sqrt{\frac{P_{ecg}}{P_{rcp} 10^{SNR/10}}}$$

La SNR se ajusta con el parámetro  $\alpha$  donde  $P_{ecg}$  y  $P_{rcp}$  son las potencias del ECG y de la interferencia del RCP respectivamente. La SNR de estas mezclas se encuentran típicamente entre los 10 dB y los -10 dB. La señal de RCP se registra durante una asistolia (ASY), junto con señales de referencia utilizadas por filtros adaptativos para modelar la interferencia. El ECG corrupto se introduce en un filtro adaptativo que estima el ECG original y compara el original con el corrupto para cuantificar la eficiencia del filtro y mejorar la SNR tras el filtrado. Además, es posible evaluar la eficacia del método aplicando el algoritmo de detección de shock de un DEA sobre la señal filtrada, porque el ritmo cardiaco es conocido en todo momento.

A continuación, se presentan diversos estudios realizados en este ámbito cronológicamente ordenados.

- Langhelle et al. combinaron 25 fibrilaciones ventriculares humanas con interferencia de CPR obtenida de un único cerdo mediante un dispositivo mecánico que aplicaba compresiones a una frecuencia constante de 90 cpm (1,5 Hz). Diseñaron un filtro adaptativo de una única señal de referencia además del ECG. Siendo la señal de referencia la impedancia transtorácica combinada con el desplazamiento del pecho registrado por el dispositivo que administraba las compresiones se obtuvieron los resultados más satisfactorios.
- Aese et al. combinaron 200 VF y 71 taquicardias ventriculares o VT con interferencia de CPR obtenida de dos cerdos mediante un dispositivo mecánico que aplicaba compresiones a frecuencias de 60, 90 y 120 cpm (1, 1,5 y 2 Hz). Utilizaron un filtro de Wiener con un número arbitrario de señales de referencia. Sin embargo, solo utilizaron dos señales de referencia: la impedancia transtorácica y el desplazamiento torácico. También fueron los primeros en dar resultados de sensibilidad y especificidad del algoritmo de detección de shock tras el filtrado de la interferencia. Observaron que se obtenía una mejor señal a ruido tras el filtrado de una interferencia de 2 Hz debido al mayor solape espectral para esa frecuencia.
- Husøy et al. [22] extendieron los resultados de Aese et al. utilizando los mismos datos de registros humanos, pero con registros de interferencia RCP obtenidos en diversos cerdos y suministrada la RCP manualmente a una tasa de 120 cpm. Esta interferencia simula de una mejor manera la RCP de un caso real. También se calculó la aceleración de las compresiones mediante dispositivo con acelerómetro [23] externo. Utilizaron un filtro MC-RAMP (Multichannel Recursive Adaptive Matching Pursuit) que disminuía sustancialmente las necesidades de computación del filtro Wiener, obteniendo una SNR similar.
- Un grupo de investigadores austriacos analizaron varios métodos de doble canal. Utilizaron una señal de presión arterial como referencia para modelar la interferencia de RCP. Propusieron dos métodos de doble canal, un filtro de Kalman [24] y un filtro basado en la transformada de Gabor (análisis de frecuencia de tiempo) del ECG corrupto y la señal de referencia [25]. Estos filtros se optimizaron usando mezclas de

artefactos de CPR registrados en cerdos con 14 muestras de VF humanas. La RCP fue entregada manualmente a una velocidad de 80 cpm.

Se han realizado esfuerzos para filtrar adaptativamente la interferencia de RCP usando solo en el ECG debido a que las señales de referencia que no sean la impedancia torácica pueden no estar disponibles en los DEA. En estos métodos, la frecuencia fundamental y el contenido armónico de la interferencia se obtienen a partir del análisis espectral del ECG corrupto. Estas características se utilizan para ajustar el filtro adaptativo, con soluciones como un filtro de muesca adaptativo [26] o un filtro de Kalman [27]. Aramendi et al. [26] y Ruiz de Gauna et al. [27] introdujeron dos innovaciones metodológicas al considerar mezclas de ritmos desfibrilables con interferencias de RCP registrados de pacientes en asistolia y optimizando el rendimiento del filtro en términos de la sensibilidad después del filtrado.

En resumen, el modelo de mezcla es un excelente marco de procesamiento de señal para probar el rendimiento del filtro en términos de mejoras en SNR y puede servir para optimizar los parámetros de un filtro. Sin embargo, en casos reales de paros cardíacos, la SNR no puede ser conocida, por que a priori no se sabe qué pertenece a la interferencia y qué no. Además, la RCP puede modificar la dinámica del ritmo subyacente, en contra de la suposición fundamental de la independencia del ECG y el artefacto de RCP.

#### Estudios basados en incidencias cardíacas durante la RCP

Las limitaciones del modelo de mezclado se pueden superar usando registros de incidencias cardíacas reales durante la RCP. Durante las compresiones torácicas, el ritmo cardíaco no es directamente observable, por lo que estos registros son anotados por expertos clínicos evaluando el ritmo en los intervalos inmediatamente después de la RCP (tramos de análisis de un DEA) y asumiendo el mismo ritmo para el intervalo precedente. Los investigadores luego usan intervalos de ritmo cortos (10-15 s) durante la RCP para optimizar y probar sus métodos de análisis del ritmo en términos de sensibilidad y especificidad. En este marco, el análisis del ritmo durante la RCP se ha abordado de dos maneras: filtros adaptativos seguidos de un SAA diseñado para diagnosticar los ECG libres de interferencia y los nuevos SAA que analizan directamente el ECG corrupto.

La mayoría de los estudios de esta parte están basados en registros de incidencias cardíacas humanas. Sin embargo, también se han realizado trabajos con cerdos. Berger et al. [28] indujeron asistolias y VF a diversos cerdos y les administraron compresiones mediante un aparato mecánico a 80 cpm para generar la interferencia de RCP. Utilizaron un filtro adaptativo RLS para la supresión de la interferencia y como señal de referencia, utilizaron la señal de fuerza provista por el dispositivo de RCP. Los resultados de los algoritmos de detección de shock de los DEAs comerciales obtenidos fueron de 97% en sensibilidad y 95% en especificidad.

Sin embargo, este experimento está hecho en condiciones ideales y con señales no solapadas espectralmente. En 2004, Eilevstjøn et al. [29] publicaron el primer estudio de filtrado de interferencia de RCP empleando registros de pacientes de incidencias cardíacas extrahospitalarias. Se utilizó un desfibrilador comercial con alguna modificación, permitiendo así emplear señales de referencia como señales de aceleración obtenidas desde dispositivos para la monitorización de la calidad de la RCP. Adaptaron en filtro MC-RAMP de Husøy et al. [30] para utilizar cuatro señales para modelizar la interferencia: Impedancia

transtorácica, ECG en modo común, aceleración de las compresiones y la profundidad de las compresiones. Obtuvieron buenos resultados de sensibilidad (96.7%) pero peores resultados de especificidad (79.9%).

Los estudios posteriores trataron de reducir el número de señales de referencia utilizadas en el filtrado. En una situación extrahospitalaria real, no se dispone de más señales que el ECG y la señal de impedancia transtorácica si se utiliza un DEA. El filtro Kalman de Ruiz de Gauna et al. [27] mencionado anteriormente fue testeado con los mismos registros que utilizaron Eilevstjøn et al. [29], obteniendo peores resultados y poniendo de manifiesto la importancia de la utilización de más señales además del ECG para modelar la interferencia de la RCP.

Se han realizado diversos estudios cambiando los diferentes parámetros del filtrado adaptativo como las señales de referencia y los algoritmos de filtrado. Sin embargo, todos ellos han obtenido resultados similares con sensibilidades entre el 90 - 97 % y especificidades entre el 80 - 90 %, no llegando a cumplir la recomendación de la AHA. Además, todos ellos han obtenido mejores resultados a medida que añadían señales de referencia, algo que en principio se pretendía evitar para poder asemejar los estudios a los casos reales.

Adicionalmente, surgieron diversas líneas de investigación en torno al análisis directo del ECG corrupto. En 2008 Li et al. [31] realizó el primer estudio acerca del análisis y diagnóstico del ECG corrupto aprovechando una cualidad del ECG poco afectada por la interferencia del RCP. Esta cualidad se obtenía mediante la transformada wavelet de la función de correlación. El algoritmo se validó con diferentes registros de incidencias cardíacas extrahospitalarias y se obtuvo una sensibilidad de 93.3 % y una especificidad de 88.6 %. Este método proporcionó un algoritmo que identificaba más exactamente VF corruptas que VF no corruptas [32]. Más recientemente, Krasteva et al. [33] presentó un segundo método, esta vez basado en características derivadas del ECG dañado y una versión reconstruida del ECG. Después de la optimización, Krasteva et al. probaron su algoritmo en 172 ritmos shockables y 721 no shockables obtenidos de 100 incidencias extrahospitalarias, para una sensibilidad del 90.1% y una especificidad del 86.1%.

En cualquier caso, todos estos estudios tienen algunas limitaciones comunes. Aunque la sensibilidad es buena, todos los estudios presentan especificidades muy por debajo del 95% recomendado por la AHA. Esto daría lugar a una gran cantidad de diagnósticos de shock erróneos durante la RCP, lo que provocaría interrupciones innecesarias de la RCP para los ritmos no shockables. Además, estos métodos se evalúan utilizando intervalos de ritmo cortos (10-20 s), que son suficientes para un diagnóstico de shock / no shock y una evaluación del método en términos de sensibilidad y especificidad. Sin embargo, el análisis del ritmo durante la RCP se concibe para diagnosticar continuamente el ritmo con el objetivo de mejorar la administración de RCP en comparación con el protocolo estándar de RCP, que requiere interrumpir la RCP cada dos minutos para el análisis del ritmo. En este escenario, los métodos deben evaluarse usando registros de larga duración, y se necesita una nueva metodología que vaya más allá de la sensibilidad / especificidad para un solo análisis, para cuantificar el efecto del uso de estos métodos en la administración de RCP. Durante el último año, algunos estudios abordaron y superaron parcialmente estas limitaciones. Las siguientes dos secciones describen estos últimos avances en detalle.

## Impacto del análisis en la RCP

El objetivo del análisis continuo del ritmo cardiaco es mejorar la administración de RCP con respecto al modo de administración actual, que consiste en administrar RCP durante 2 minutos y seguidamente dejar un intervalo para el análisis del ritmo cardiaco [11,12]. En este contexto, habría 2 mejoras importantes en el método de administración de RCP si se pudiera analizar el ritmo de forma continua. Por un lado, está el adelanto de la desfibrilación tan pronto como sea necesaria para la reversión de un ritmo maligno. Por otro lado, se encuentra la capacidad de administrar RCP de forma continua mientras el ritmo no sea desfibrilable. Con estas dos mejoras, a priori se piensa que hay mayores probabilidades de conseguir la recuperación instantánea de pulso que con el método de administración de RCP actual.

En 2005, Eilevstjønn et al. [34] propusieron una serie de modificaciones en la operación de DEA para reducir los tiempos sin flujo, esto es, tiempo en los que no se administra RCP. Estas modificaciones incluyeron el análisis de ritmo continuo durante la RCP y, en el caso de un ritmo desfibrilable, un corto análisis para la verificación del ritmo en el que también se cargaría el shock. Además, propusieron administrar 1 minuto de RCP ininterrumpida inmediatamente después de un análisis de shock. Analizaron 105 episodios completos de resucitación y concluyeron que el tiempo medio sin flujo sanguíneo podría reducirse teóricamente del 51% al 34% y del 49% al 39% para los pacientes con ritmos susceptibles de shockables y no shockables, respectivamente. Eilevstjønn et al. no consideraron el impacto de un diagnóstico erróneo del ritmo durante las compresiones torácicas en sus estimaciones para la posible reducción del tiempo sin flujo. Sin embargo, los errores en el diagnóstico serían frecuentes dada la baja especificidad de los métodos actuales. En consecuencia, no se evaluaron el impacto real en la administración de RCP del análisis del ritmo continuo.

Ruiz et al. [35] presentaron una metodología para evaluar el impacto real de los métodos de análisis del ritmo en la entrega de RCP. Comienza con 1 minuto de RCP ininterrumpida para garantizar un período mínimo de flujo sanguíneo. Luego se inicia el análisis del ritmo durante la RCP y continúa hasta que se diagnostica un shock. El tiempo hasta el primer diagnóstico de shock determina la duración del tiempo de RCP ininterrumpido (uRCP). Para un filtro adaptativo seguido de un algoritmo de detección de shock, Ruiz et al. calcularon uRCP en 242 segmentos de incidencias cardiacas extrahospitalarias de larga duración susceptibles de ser shockables y 634 no shockables. Luego estimaron la probabilidad de interrumpir la RCP en función del uRCP utilizando las curvas de supervivencia de Kaplan-Meier.

El método de análisis de ritmo cardiaco presentó una sensibilidad de 94% y una especificidad del 81%. Los resultados fueron similares a los obtenidos mediante filtrado adaptativo. Sin embargo, el impacto en la administración de RCP fue mayor de lo esperado. Concretamente, el 100% de los pacientes recibieron desfibrilación antes que con el método convencional en un 42% de los casos la RCP se interrumpió antes de 2 minutos para ritmos no shockables.

## Últimos avances

Los últimos avances se centran principalmente en dos ideas: analizar ritmo durante la RCP y en detectar ritmos shockables más que no shockables. Lamentablemente los métodos no han mejorado mucho en los últimos años.

Una perspectiva interesante surgida en los últimos tiempos ha sido la de analizar el ritmo cardíaco durante las pausas de ventilaciones. La recomendación de RCP antes de la intubación indica que se deben realizar 30 compresiones torácicas seguidas de 2 ventilaciones. El tiempo eficaz de estas dos ventilaciones no ha de superar los 5 segundos, pero en la práctica llegan incluso a durar 7 segundos. En este campo, con este método, Ruíz et al. [15] consiguieron unos valores de especificidad de 95.8% y especificidad de 96.8%.

Es aspecto clave para incluir estos algoritmos es la detección de las pausas de compresiones. Es totalmente dependiente del equipamiento disponible. En casos de incidencias extrahospitalarias podía utilizarse la medida de profundidad de compresiones o la fuerza de estas. Sin embargo, la mayoría de los desfibriladores, no son capaces de manejar estas señales para detectar las pausas de compresiones. Por esa razón es necesario explorar nuevas alternativas utilizando únicamente las señales disponibles en los DEA.

Un sistema capaz de implementar lo mencionado sería capaz de dar un diagnóstico eficaz cada 18 segundos aproximadamente, esto es, cada intervalo de ventilaciones. De esa manera podían hacerse DEAs capaces de realizar intervenciones más eficaces que los actuales.





## Descripción de la solución

En este apartado se describen todos los elementos involucrados en la solución propuesta. Se describirán detalladamente los registros, hojas de cálculo, estructuras de datos y programas que han sido necesarios para alcanzar una solución al problema propuesto. La descripción se llevará a cabo de modo ascendente, comenzando por el nivel de persistencia de los datos, pasando por la lógica del proyecto y llegando al final a la presentación de los resultados. Este orden coincide con el orden seguido en el desarrollo de las diferentes tareas del proyecto.

### Base de Registros

La base registros utilizada en este trabajo es la Base de Registros de Soporte Vital Básico de Osakidetza. Estos registros están formados por las señales de electrocardiograma e impedancia transtorácica de pacientes que han sufrido incidencias cardíacas extrahospitalarias. La principal ventaja de utilizar esta base de registros es el realismo que aporta al proyecto, dado que todos estos registros han sido adquiridos desde los desfibriladores externos automáticos utilizados en las operaciones de rescate. Cada registro pertenece a un episodio de incidencia cardíaca extrahospitalaria, registrado en el momento de la intervención.

Osakidetza-Servicio Vasco de Salud, es el principal organismo público vasco para la prestación de servicios sanitarios. Dispone de una flota de ambulancias de SVB compuesta por ambulancias de diferentes empresas de rescate. Cada vez que se avisa una PCR extrahospitalaria o se coge un DEA ubicado en un espacio público, Osakidetza tiene la obligación legal de enviar una ambulancia de SVB como mínimo para atender la incidencia. En los casos reales de parada, el SVB de Osakidetza registra desde el DEA utilizado en el rescate las señales de ECG e impedancia transtorácica del paciente. Utilizando los registros grabados en dichas intervenciones, se crea la base de registros utilizada en el presente proyecto.

La base de registros está compuesta por 376 registros de episodios reales. Las señales están guardadas en ficheros de variables matriciales de MATLAB (.mat). Cada fichero contiene una variable estructura con los siguientes atributos:

- **reg** (struct)
  - **channels** (struct)
    - **imp** (int) → indica si existe señal de impedancia (1=true;0=false)
    - **ecg** (int) → indica si existe señal de ECG (1=true;0=false)
  - **signals** (struct)
    - **s\_imp** (float [ ]) → array unidimensional con la señal de impedancia
    - **fs\_imp** (int) → frecuencia de muestreo de la señal de impedancia
    - **s\_ecg** (float [ ]) → array unidimensional con la señal de ECG
    - **fs\_ecg** (int) → frecuencia de muestreo de la señal ECG

Para este trabajo, inicialmente, se trabajará con los primeros 100 registros. Primeramente, se analizarán en busca de los diferentes intervalos de análisis de cada episodio, esto es, los intervalos en los que el DEA que ha grabado el registro ha analizado el ritmo cardíaco. Para ello, con la ayuda de un visor de señales simple, se visualizará cada registro de principio a

fin y se buscarán intervalos de 10 segundos de duración (aproximadamente) en los que no haya compresiones torácicas. El análisis de la existencia de compresiones se realizará en base a la señal de impedancia. De los tramos de análisis se anotará la siguiente información:

- **Tiempo de inicio del análisis.** Se indicará el segundo en el que inicia análisis el DEA. Será un número entero redondeado hacia arriba.
- **Tiempo de fin de análisis.** Se indicará el segundo en el que finaliza el análisis del DEA. Será un número entero redondeado hacia abajo.
- **Ritmo durante el análisis.** Se indica el ritmo del ECG durante el análisis. Se indicará si está en asistolia (ASY), actividad eléctrica sin pulso (PEA), ritmo pulsátil (PR) o fibrilación ventricular (VF).
- **Diagnóstico del ritmo del análisis.** Para los casos de ASY, PEA y PR el diagnóstico será no shock (NS) mientras que para una VF el diagnóstico será shock (S) de acuerdo con el tratamiento convencional de las diferentes actividades cardíacas.

Dicha información se guardará en una hoja de cálculo Excel con el mismo formato que la Tabla 1:

Tabla 1 Segmento de tabla de información de tramos de análisis

nReg	Physio	nAnl	Análisis1				Análisis2				Análisis3			
			Tstart	Tend	S/NS	Rythm	Tstart	Tend	S/NS	Rythm	Tstart	Tend	S/NS	Rythm
1	1	1	150	165	NS	PEA								
2	10	3	153	163	NS	PEA	292	300	NS	PEA	429	439	NS	PEA
3	100	0	NO VÁLIDO (CORTO)											
4	101	6	145	153	NS	ASY	286	293	NS	ASY	421	427	NS	ASY

## Herramientas de marcado y edición

Partiendo de la información recopilada y ordenada, se presentan a continuación las diferentes herramientas utilizadas para el desarrollo del algoritmo de análisis continuo. Estas herramientas pueden ser de dos tipos: herramientas de datos o de lógica. Las herramientas de datos son generalmente estructuras de datos para almacenar la información y las de lógica son programas o funciones que manipulan esos datos para obtener nueva información.

## Herramienta de marcado y edición

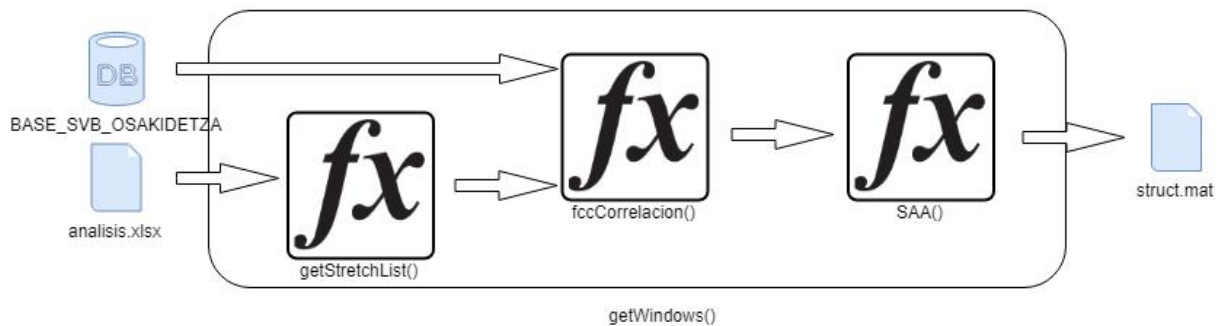


Figura 12 Diagrama funcional del algoritmo de procesamiento de señal

La Figura 12 representa el diagrama de bloques del programa de marcado principal *getWindows()*. La salida de esta función es una variable estructura de MATLAB que en conjunción con los registros de la *BASE\_SVB\_OSAKIDETZA* alimentan el visor de señal, cuya implementación se aborda posteriormente. Como se puede observar, la función de marcado se puede separar en tres partes: la función de generación de información de tramos (*getStretchList*), la función de detección de pausas de compresiones (*fccCorrelacion*) y el algoritmo de detección de shock o de diagnóstico (*SAA*). En este apartado se abordan las tres secciones de la herramienta.

### Estructura de información de registros

La herramienta de marcado comienza su funcionamiento adaptando la información anteriormente explicada para hacerla accesible desde MATLAB. Para ello, es imprescindible añadir una función que permita que la herramienta pueda trabajar con toda la información disponible. Como los registros de señales están en formato *.mat*, no es necesario hacer una función para acceder a esa información. Sin embargo, no ocurre lo mismo con la información de los tramos guardada en la hoja de cálculo. Por ese motivo es necesaria la función de MATLAB de creación propia *getStretchList*. A continuación, se muestra la primitiva de la función:

```
function [struct]=getStretchList (String filePath);
```

Esta función toma como parámetro de entrada la ruta al fichero Excel explicado previamente. Devuelve una variable que almacena un array de estructuras con el siguiente formato:

- **stretchList** (struct [ ])
  - **numReg** (int) → número de registro al que pertenece cada elemento del
  - **physio** (int) → physio del registro al que pertenece cada elemento del array
  - **nAnálisis** (int) → número de análisis de cada registro (*length (análisis)*)
  - **análisis** (struct [ ])
    - **tStart** (int) → segundo de inicio del análisis
    - **tEnd** (int) → segundo de fin del análisis
    - **diag** ({cell}) → diagnóstico del análisis (S/NS)
    - **rythm** ({cell}) → ritmo cardíaco del análisis (ASY/PEA/PR/VF)

Se puede apreciar que la variable *stretchList* contiene toda la información plasmada en la hoja de cálculo de una manera ordenada en listas o arrays. Esto ha resultado de especial utilidad por el hecho de poder acceder a cada elemento únicamente con un índice, sin necesidad de recorrer el registro en busca de los pertinentes tramos de análisis. Así dentro de un registro concreto se puede acceder al tramo de análisis únicamente conociendo el índice del tramo de análisis dentro de la lista de tramos, lo que ha permitido acceder a todos los tramos de interés de manera secuencial y ordenada.

### Algoritmos de procesado

Una vez organizada la información necesaria para el desarrollo de la solución, se realizan las diversas operaciones de procesado de señal para la obtención de la solución y de sus resultados. Todo el algoritmo de procesado se separa en las siguientes tareas:

1. Se recorren todos los registros de la lista de registros
2. De cada registro se recorren todos los análisis de la lista de análisis.
3. De cada análisis, se cogen los 2 minutos previos al mismo además del análisis
4. Cada tramo de 2 minutos aproximadamente se divide en ventanas de 2 segundos
5. Se comprueba si la ventana tiene o no compresiones
6. Si no tiene compresiones, se analiza el ritmo cardiaco.
7. Se compara el diagnóstico obtenido en el SAA con el diagnóstico del análisis

Primero se cargan en memoria todos los registros a analizar desde la base de registros de Osakidetza. Los registros se cargan de uno en uno ya que el procesado de la información se realiza secuencialmente por motivos de memoria y eficiencia. La obtención secuencial de los registros consiste en la carga secuencial de las variables .mat que los albergan. Para la carga secuencial de registros se utiliza el array de estructuras explicado anteriormente en el subapartado “Estructura de información de registros”. El primer campo de la estructura es el índice del registro. De modo que el procesado de la información comienza por un bucle que recorre la estructura *stretchList* y para cada elemento carga en memoria el registro correspondiente de ese elemento.

Cada registro equivale a un elemento de la lista de elementos de la variable *stretchList*. Cada elemento de la lista *stretchList* contiene a su vez una lista de tramos de análisis. Para obtener todos los análisis de cada registro, basta con recorrer esa lista de análisis y obtener coger las muestras del registro que se encuentren entre el comienzo y el fin del tramo de análisis. Esto requiere de utilizar otro bucle para recorrer la lista de análisis de cada registro.

Para cada análisis de cada registro se obtienen como máximo los dos minutos anteriores de señal previos al análisis en sí. Es un máximo de 2 minutos por que en los casos en los que haya menos de 2 minutos de señal entre el final del análisis actual y el principio del análisis actual, se cogerá la señal desde el final del análisis anterior. Por lo tanto, a partir de cada análisis se obtiene un subregistro de unos 2 minutos aproximados de duración. Estos tramos permiten realizar un análisis continuo del ritmo completamente abstraído del resto de tramos apoyándose en la hipótesis de que el ritmo del tramo de análisis, que es un dato

conocido, se mantiene durante los dos minutos anteriores. Gracias a ello, es posible realizar un análisis continuo del ritmo cardíaco del tramo de 2 minutos y comparar los diagnósticos con los diagnósticos del tramo de análisis asociado a cada tramo. Esto es lo que más contribuye a realizar en masa el análisis continuo de 100 registros con una media de 7 - 8 tramos análisis por registro.

Cada tramo de dos minutos se divide en ventanas de 2 segundos. A partir de esas ventanas se realizará el análisis continuado del ritmo. Mediante otro bucle se recorren todas las ventanas de 2 segundos de cada tramo de cada registro. A cada ventana se le aplica un algoritmo en independencia del resto de ventanas del tramo. Este algoritmo detecta si hay compresiones o no en la ventana y en función de ello analiza o no el ritmo cardíaco del ECG de la ventana de 2 segundos. Todas las ventanas sin compresiones se guardan en un array de ventanas dentro de cada elemento del array de análisis de cada elemento del array de registros de la variable *stretchList*. De cada ventana se guarda el ECG y la impedancia, el diagnóstico, si pertenece al tramo de análisis y si el diagnóstico ha sido correcto en comparación con el diagnóstico del análisis del tramo. De cada registro se guarda un valor acumulado del número de ventanas con compresiones detectadas y el número de ventanas sin compresiones detectadas para poder obtener posteriormente los resultados del algoritmo de detección. Tras recorrer todos los registros se guarda una variable estructura similar a la variable *stretchList*, pero con más campos:

- **theGreatStruct** (struct [ ])
  - **numReg** (int) → número de registro al que pertenece cada elemento del
  - **physio** (int) → physio del registro al que pertenece cada elemento del array
  - **nAnalysis** (int) → número de análisis de cada registro (*length (analysis)*)
  - **amasb** (int) → acumulado de ventanas detectadas sin compresiones
  - **cmasd** (int) → acumulado de ventanas detectadas con compresiones
  - **stretchList** (struct [ ])
    - **tStart** (int) → segundo de inicio del tramo de 2 minutos
    - **tAnalysis** (int) → segundo de inicio del análisis
    - **tEnd** (int) → segundo de fin del análisis y del tramo
    - **ecg** (float [ ]) → señal de ECG del tramo
    - **imp** (float [ ]) → señal de impedancia del tramo
    - **diag** ({cell}) → diagnóstico del tramo análisis (S/NS)
    - **rythm** ({cell}) → ritmo cardíaco del análisis (ASY/PEA/PR/VF)
    - **windows** (struct [ ])
      - **tStart** (int) → segundo de comienzo de ventana
      - **tEnd** (int) → segundo de fin de ventana
      - **ecg** (float [ ]) → señal ecg de la ventana
      - **imp** (float [ ]) → señal de impedancia de la ventana
      - **diag** ({cell}) → diagnóstico de la ventana (S/NS)
      - **rythm** (int) → valor de salida del SAA
      - **meta** (struct)
        - **isFromAnalysis** ({cell}) → ventana perteneciente al análisis
        - **isRightDiag** ({cell}) → diagnóstico correcto

En resumen. Se divide cada tramo de dos minutos anterior a cada tramo de análisis de cada registro en ventanas de dos segundos, de las que se analiza el ritmo cardiaco si no hay

compresiones en la ventana. Se guarda toda la información en una variable estructura de gran envergadura con el formato descrito anteriormente. De esta manera se realiza un análisis continuo con la posibilidad de comprobar si el análisis continuo ha sido correcto o no. Para poder analizar el ritmo de cada ventana existen dos algoritmos, explicados en detalle a continuación y que componen el grueso de la solución.

#### Algoritmo de detección de compresiones

El bloque `fccCorrelacion()` de la Figura 12 representa el algoritmo encargado de detectar si en una ventana de dos segundos hay o no interferencia en la señal de impedancia transtorácica debida las compresiones de la RCP. El algoritmo detecta en base a un principio muy sencillo y sin mucha necesidad de cálculo la frecuencia de las compresiones de la RCP. En base a dicha frecuencia calculada se decide si hay o no compresiones que produzcan interferencia en la señal de impedancia. Si hay interferencia de compresiones, el tramo no será analizado con el algoritmo de diagnóstico independientemente de lo que afecte esa interferencia al ECG.

El funcionamiento del algoritmo está basado en dos principios teóricos, relacionados con la caracterización de la señal de interferencia:

1. La autocorrelación de una señal periódica de periodo  $N$  muestras es periódica con máximos localizados en  $n \cdot N$  muestras.
2. La interferencia de las compresiones torácicas de la RCP se puede modelar como una señal periódica de frecuencia igual a la frecuencia de las compresiones.

El siguiente ejemplo ayuda a comprender la sencillez del algoritmo de detección de compresiones.

Sean dos señales discretas periódicas  $x[n]$  e  $y[n]$ . Cada señal es de 2 Hz. Con una frecuencia de muestreo  $f_s=100$  muestras por segundo, se obtiene un periodo de señal de 50 muestras para ambas señales.

En el caso de los senos, cosenos y otras señales periódicas deterministas, es posible calcular la frecuencia de las señales a partir de la distancia entre dos máximos como

$f = \frac{1}{D_{nmax}} f_s$  siendo  $D_{nmax}$  la distancia entre dos máximos.

$$f = \frac{1}{D_{nmax}} f_s = \frac{1}{50} 100 = 2 \text{ Hz}$$

Sin embargo, muchas características de la señal de interferencia impiden que se pudiera realizar esta operación para calcular la frecuencia con precisión.

- La señal no tiene por qué empezar en un máximo.
- La señal no tiene por qué tener un periodo constante
- La señal puede variar en frecuencia y amplitud a lo largo del tiempo.

Esto hace que la señal de interferencia no pueda ser tratada como una señal determinista, aunque sea similar. Sin embargo, en base a los principios enunciados al comienzo de este apartado, es posible obtener una señal más estable y que a su vez permite analizar de

forma similar todas las ventanas, independientemente de las variaciones de frecuencia o de amplitud que pueda haber. Para ello se utiliza como señal de análisis la señal de autocorrelación.

Se conoce la señal de autocorrelación como la correlación cruzada de una señal consigo misma. Se utiliza habitualmente para encontrar patrones o, como en este caso, para calcular la frecuencia fundamental de una señal. La autocorrelación se calcula como:

$$\Gamma_x[m] = \frac{1}{escala} x[m] * x[-m]$$

En la Figura 13 se puede apreciar como la autocorrelación normalizada de diferentes cosenos son iguales siempre que no cambie la frecuencia. Los cosenos están desfasados y tienen diferentes amplitudes.

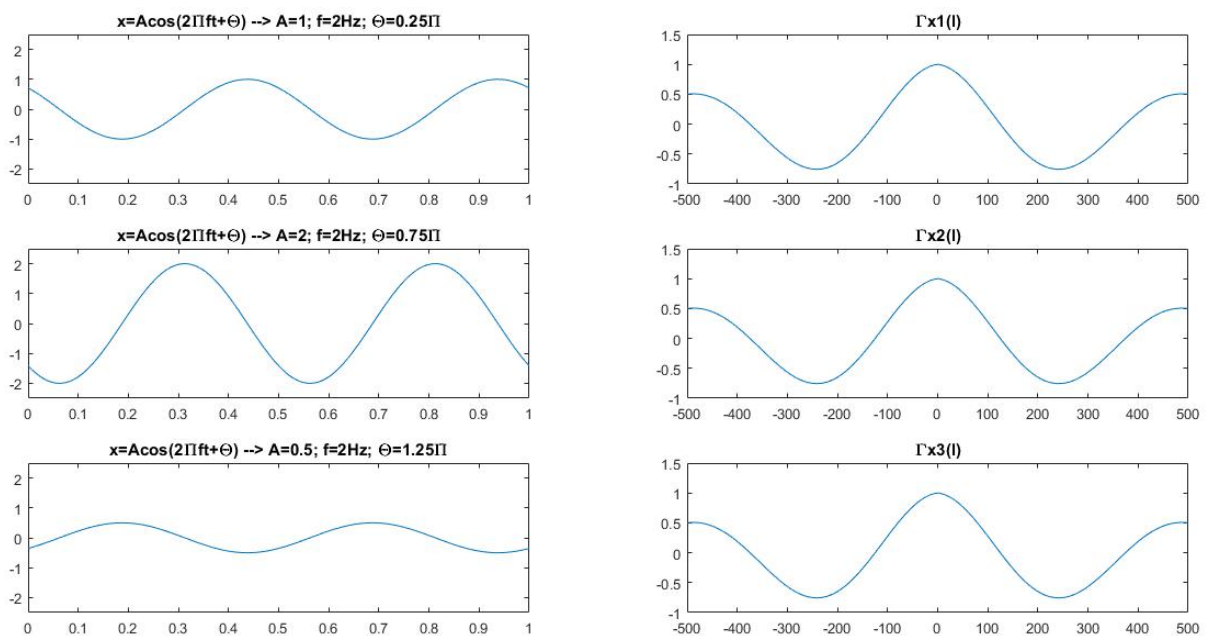


Figura 13 Correlación normalizada de cosenos con misma frecuencia

Volviendo a lo realizado en este trabajo, el bloque fccCorrelacion() funciona de la siguiente manera: obtiene cada una de las ventanas de dos segundos de la señal de impedancia transtorácica. Calcula la autocorrelación de cada ventana de forma sesgada con un máximo de 250, lo que devuelve como resultado una señal de 501 muestras (250 muestras positivas, 250 muestras negativas y la muestra del origen). Inmediatamente después calcula la potencia de la señal y si la potencia de la señal es menor que 0.0025 Watts, se determina que la frecuencia de la interferencia son 0 Hz. Si es mayor se recorre la parte positiva de la señal de autocorrelación normalizada a la potencia de la señal en busca de picos desde la muestra 62 (4Hz → 240 cpm) hasta la muestra 200 (1,25Hz → 75 cpm). Cuando detecta el primer pico con una amplitud superior a 0.1 de la señal normalizada, se devuelve la frecuencia de la interferencia como  $\frac{fs}{n} 60_{s/min}$ . En resumen, una interferencia de 2Hz, equivalente a la interferencia que crearía la RCP a 120 cpm se refleja en la señal de autocorrelación de una señal de dos segundos muestreada a 250 muestras /s como un pico en la muestra 125. De esta manera, si la potencia de la señal es menor que un umbral de 0.0025 Watt o si no se detecta pico entre las muestras 62 y 200 con una amplitud mayor a

0.1 de la potencia de la señal se diagnostica el tramo como un tramo sin interferencia, convirtiéndose en un tramo adecuado para analizar con el algoritmo de detección de shock.

En la Figura 14 se puede apreciar gráficamente como se detecta el pico en la autocorrelación cuando hay compresiones y en la Figura 15 se puede ver como cuando no hay compresiones, no se detecta ningún pico.

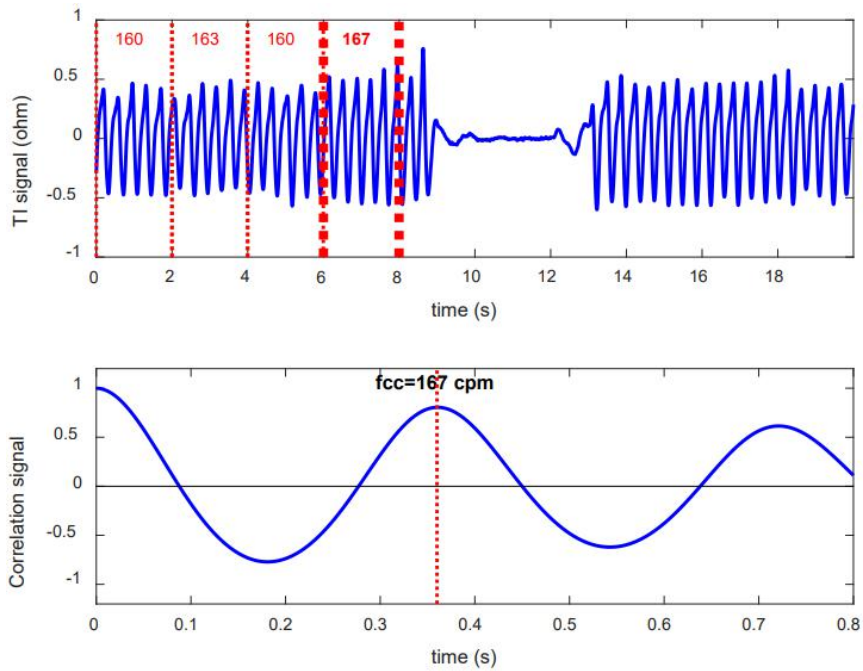


Figura 14 Cálculo frecuencial en tramo de compresiones

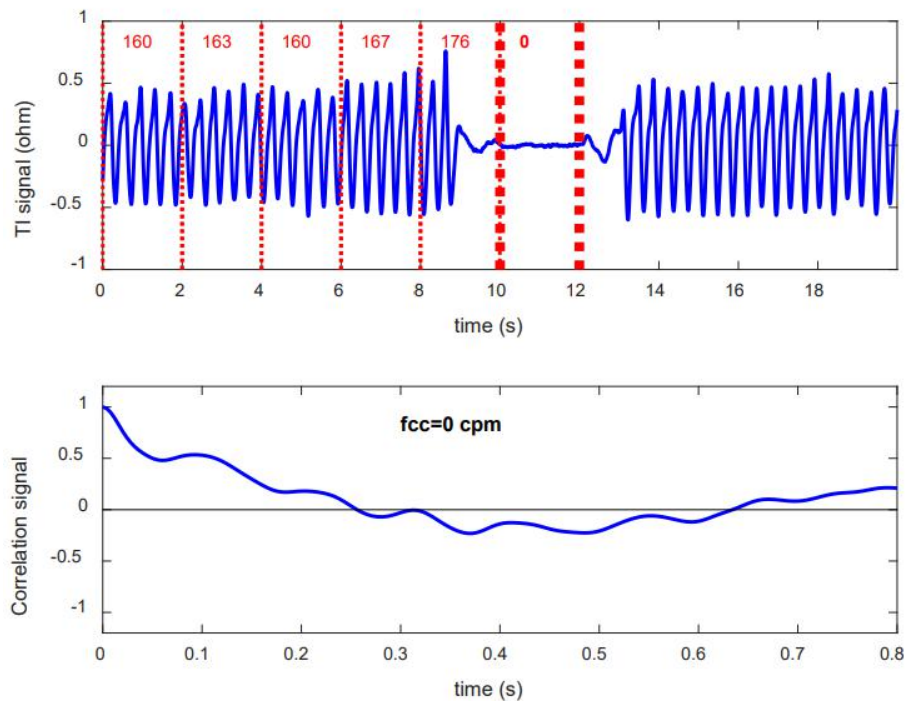


Figura 15 Cálculo frecuencial en tramo de pausa



### Algoritmo de diagnóstico

El algoritmo de detección de shock constituye el último bloque de las herramientas de marcado (el bloque SAA). Este algoritmo procesa cada ventana de dos segundos y determina si hay que desfibrilar o no. Para ello busca distintos patrones habituales en las señales no desfibrilables. Cuando encuentra un patrón, el algoritmo determina que no hay que desfibrilar. Internamente, el algoritmo se separa en otros tres algoritmos. Cada subalgoritmo detecta una característica diferente presente en señales no desfibrilables. Si ningún algoritmo detecta el patrón buscado, el resultado será shock por defecto.

El algoritmo obtiene como parámetro de entrada la señal ECG de dos segundos a analizar únicamente. Este algoritmo proporciona dos parámetros de salida. Por un lado, el resultado de diagnóstico de desfibrilación y el tipo. El tipo identifica a los algoritmos internos que han parado la ejecución. Esto se debe a que los algoritmos se ejecutan de forma secuencial en un orden determinado. Cuando un algoritmo encuentra el patrón que busca, se detiene la ejecución del SAA y se devuelve además del diagnóstico el tipo que identifica la subrutina que ha realizado el diagnóstico. La siguiente tabla muestra los posibles valores de salida del algoritmo.

Tabla 2 Valor de diagnóstico de shock

	0	1
S_NS	Ritmo no desfibrilable	Ritmo desfibrilable

Tabla 3 Valor de identificación del algoritmo de resultado positivo

	1	2	3	4
Tipo	La ventana es Asistolia	La ventana tiene QRS	La ventana no tiene más de 6 pasos por 0	La ventana no cumple ningún criterio anterior

A continuación, se describen los tres diferentes algoritmos que componen el algoritmo de detección de shock completo.

#### *Algoritmo Asistolia*

Como su propio nombre indica, este algoritmo recorre cada ventana de 2 segundos en busca de asistolias. La asistolia es un ritmo que no presenta actividad eléctrica ninguna. Por ello se buscarán valores de potencia realmente bajos. Para ello, será necesario recorrer la señal por partes y calcular sus potencias. No se calcula la potencia de toda la ventana de dos segundos, porque los primeros o últimos instantes podrían tener potencia suficiente para hacer errar al algoritmo.

Para dividir la señal en partes, se cogerá un segundo de la señal y se irá desplazando este intervalo a lo largo de la señal. Esto es, primero se analiza el segundo que comienza en 0 y

termina en 1, a continuación, desde 0.2 a 1.2 s, de 0.4 a 1.4 s y así sucesivamente. En la Figura 14 se aprecia visualmente este procedimiento para recorrer la señal.

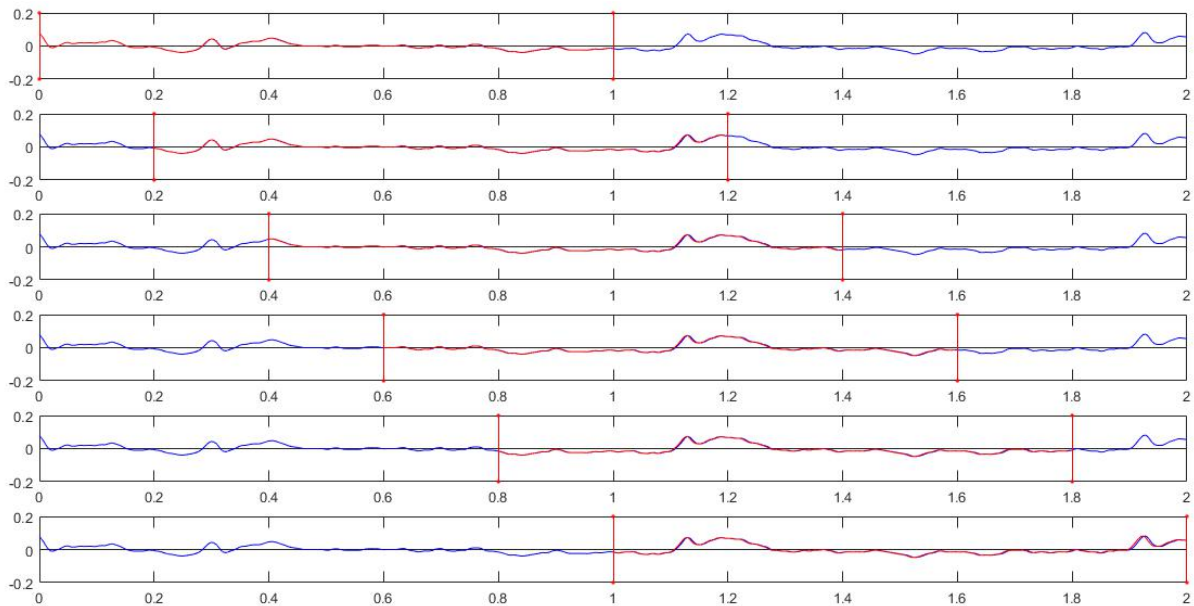


Figura 16 Progresión de la selección de ventana en el algoritmo de detección de asistolia

Se analizan 6 tramos en total. De cada tramo se calcula la potencia del tramo. En este caso se calcula de la siguiente manera:

$$P_t = 10000 \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} ecg^2[n]$$

Se aplica a la potencia un factor de escalado de 10000. La forma en la que se detecta asistolia es que cualquiera de los tramos analizados tenga una potencia escalada menor que 6. En caso de que un tramo tenga una potencia menor que 6 se diagnostica como no desfibrilable de tipo uno y se detiene la ejecución del SAA.

#### *Algoritmo de Pendiente*

Si el algoritmo de asistolia no ha detectado asistolia, se le aplica a la señal de dos segundos el algoritmo de pendiente. Este algoritmo busca si en la señal hay pocas pendientes muy bruscas. Ésta es una característica de los ritmos pulsátiles y se debe al complejo QRS de cada latido del corazón.

Para mirar si hay o no QRS primero de todo calcula señal de pendiente del ECG. Dado que todas las muestras están a la misma distancia unas de otras, se calcula la señal de pendiente como la sucesión de diferencias entre una muestra y su muestra anterior. Esto se debe a que en el caso de las señales discretas la pendiente, que es igual a la derivada de la señal en un punto, se calcula como  $m = \frac{y-y_0}{x-x_0}$ . Esta señal, no es estrictamente la pendiente, dado que la pendiente, estaría dividida en por la diferencia en tiempo de las muestras en cuestión. Sin embargo, como este valor es constante  $x_2 - x_1 = x_1 - x_0$ ) la señal obtenida es la señal de pendiente escalada por el periodo de muestreo. Esto hace que puedan ser manipuladas de la misma forma.

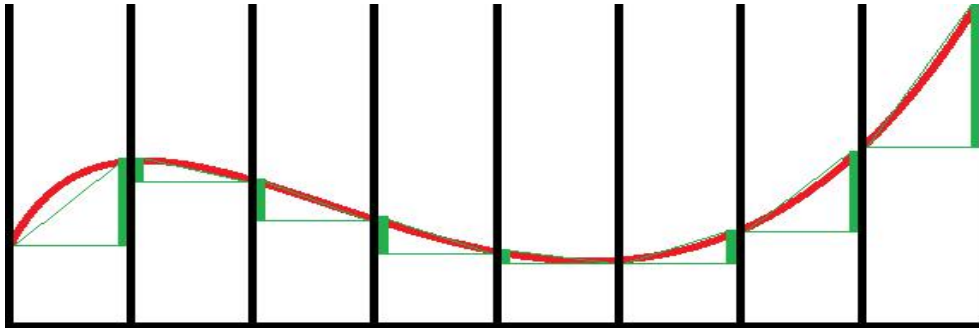


Figura 17 Señal de diferencia o pendiente escalada (verde) de una señal dada (rojo)

Seguidamente se eleva a esa señal al cuadrado con el objetivo de eliminar valores negativos, consiguiendo valores semi absolutos. Para saber si la señal original tiene QRS se calcula el porcentaje de muestras de la señal original que se encuentra por debajo del 0.0055 del máximo de la señal de pendiente. Si el porcentaje es mayor que un límite de 0.4, la señal original tiene QRS. Lo que permite hacer esta tarea así es que, en los ritmos pulsátiles, el ECG suele estar en torno a 0 y con pendientes muy bajas en todo momento salvo en el complejo QRS. En este momento en un intervalo muy pequeño, la señal de ECG toma un valor muy alto, equivalente a un valor muy alto en la señal de pendiente. Lo que se busca con el algoritmo es contar cuantas muestras de la señal de pendiente están por debajo de un umbral relativo al máximo. En el caso de un ritmo pulsátil será la mayoría, y en el caso de un ritmo maligno será un porcentaje menos elevado ya que las pendientes no son tan bruscas.

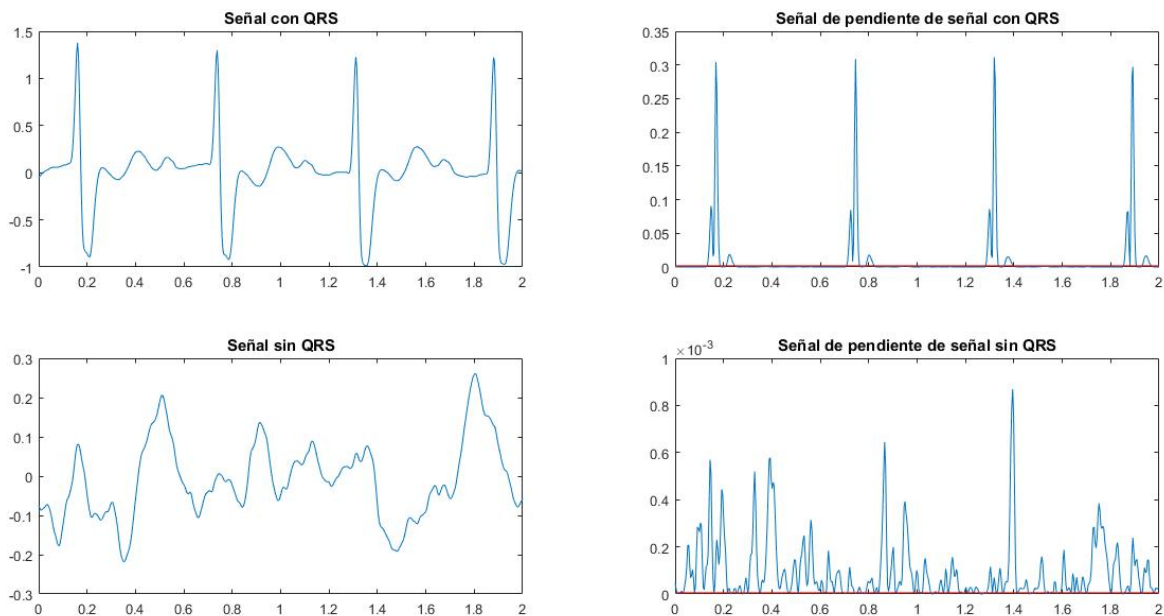


Figura 18 Señal de pendiente de ritmos pulsátiles y ritmos desfibrilables

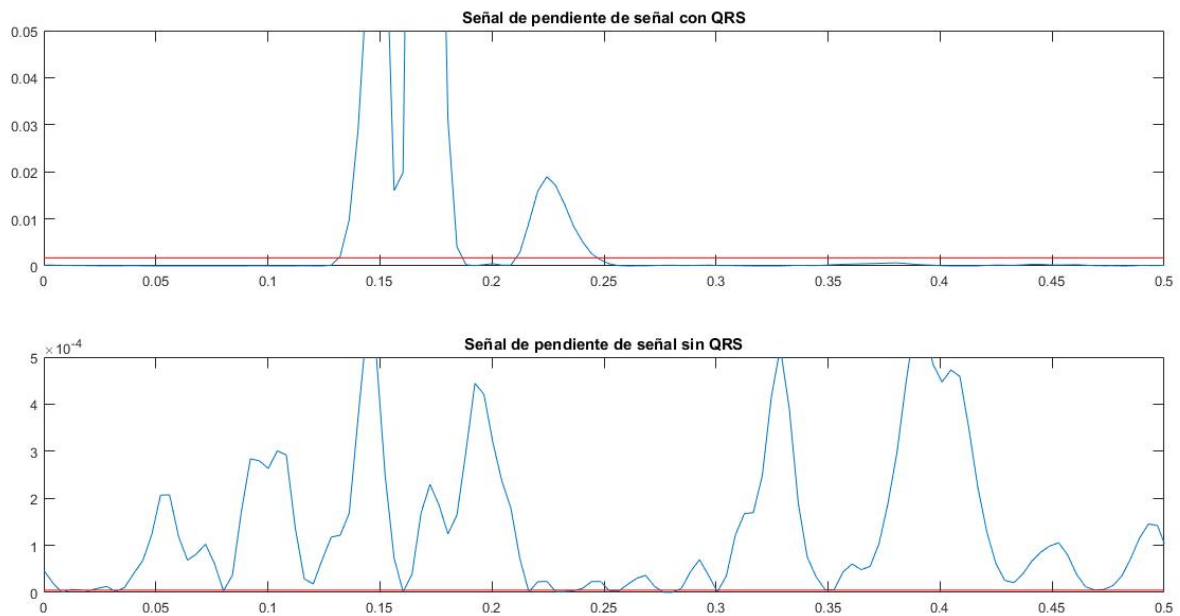


Figura 19 Ampliación de la señal de pendiente para ambos casos.

#### *Algoritmo de pasos por cero*

Para los casos de asistolias o ritmos pulsátiles al uso, los dos algoritmos anteriores no tienen apenas problemas. Sin embargo, aún podría darse el caso de que una asistolia presentara una potencia ligeramente elevada, lo que no daría positivo en el primer algoritmo, o que un ritmo de actividad eléctrica sin pulso (PEA) no tuviera una pendiente, lo que no daría positivo en el segundo. Para solucionar este problema que induciría a confundir un ritmo no shockable con un ritmo shockable se ha desarrollado el tercer algoritmo.

Este algoritmo calcula el número de pasos por 0 de la señal. Observa un factor fundamental para el paso por 0: que la potencia de la señal sea superior a 0.05 mV antes del paso por 0. Esto es así para descartar los pasos por 0 en asistolias, que en principio tendrán sus muestras en valores oscilando muy cercanos a 0. Una vez se da esta condición, si la señal pasa de un valor positivo a un valor negativo de una muestra a otra, se contabiliza como un paso por 0.

El objetivo de este algoritmo es descartar las VF de poca potencia. Como se ha mencionado previamente, el algoritmo por defecto cataloga el ritmo como shockable y a no ser que cualquiera de los 3 algoritmos de positivo, el ritmo será shockable. Con este tercer algoritmo se pretenden descartar ritmos no shockables que no haya dado positivo con los dos anteriores ritmos. En la Figura 18 se puede observar el tipo de ritmo que se pretende diagnosticar como no shockable.

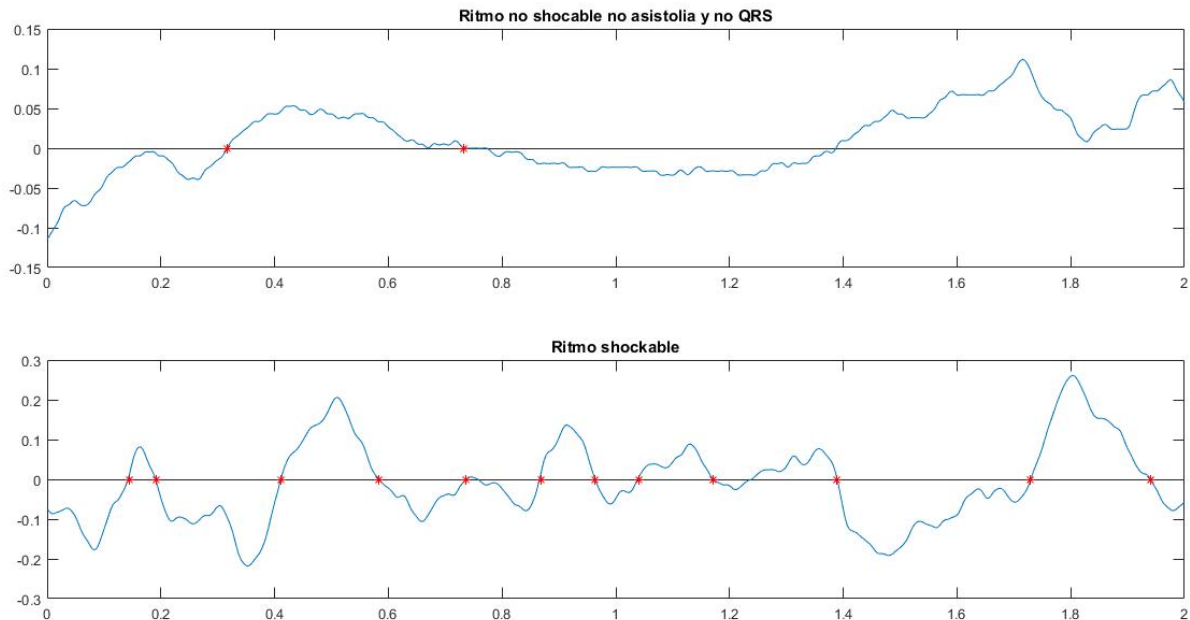


Figura 20 Cuenta de pasos por 0 del algoritmo de cuenta de pasos por 0

El primero de esos ritmos no habría dado positivo en ninguno de los dos algoritmos previos. Aunque sea un ritmo no shockable, tiene suficiente potencia para no ser una asistolia por completo, y no tiene pendiente suficiente para ser ritmo pulsátil. Aun así, es no pulsátil. Por ello se mira el número de pasos por 0. Si el número de pasos por 0 es menor que 6, se catalogará el ritmo como ritmo no shockable. En el caso de VF, el número de pasos por 0 en 2 segundos de señal será superior, lo que no dará positivo en este algoritmo.

### Resumen

En resumen, por defecto, el ritmo de todas las ventanas de dos segundos será shockable a no ser que se detecte una de las cualidades de los ritmos no shockable. Primero se comprueba si la potencia de la señal es prácticamente nula. De ser así el diagnóstico será no shockable de tipo 1. De lo contrario se procederá a comprobar si el porcentaje de muestras de la señal de pendiente superiores a un umbral relativo es menor a un 0,4%. En este caso, el algoritmo de pendiente dará positivo y se diagnosticará como no shockable de tipo 2. Si el resultado sigue siendo negativo se contará el número de pasos por 0 mayores a un umbral de 0.05 mV es menor que 6. Esta vez, el algoritmo dará positivo y diagnosticará el ritmo como no shockable de tipo 3. Por último, si ninguno de los tres algoritmos da positivo se devolverá el valor por defecto, esto es, ritmo shockable de tipo 4.

### Visor

Se han hecho dos visores para llevar a cabo los procesos de anotación inicial para localizar los intervalos de análisis de los DEA y obtener resultados de eficiencia del algoritmo de detección compresiones. El segundo visor es una ampliación del primero, de modo que ambos se controlan exactamente igual. A continuación, se describen el visor inicial y la ampliación del segundo.

## Visor inicial

El visor inicial es un programa sencillo de MATLAB que permite visualizar la información de los registros. Muestran las señales de ECG e impedancia transtorácica sincronizadas de cada registro en tramos de 50 segundos. La señal de ECG se muestra con valores de entre 5 y -5 mV en el eje Y. En el caso de la impedancia, no se muestra el valor de impedancia a uso sino una señal de variación de impedancia. por ello la señal se mantiene oscilado en torno a 0, pudiendo oscilar entre 1 y -1 Ohmios como máximo.

Su funcionamiento es sencillo. Únicamente se controla con las flechas de izquierda y derecha. Se muestran tramos de 50 segundos, de los cuales los 5 primeros segundos son de solape. Al pulsar a la derecha la señal avanza 45 segundos, esto es, 50 segundos de tramo menos 5 segundos de solape. Se ha hecho esto así para poder ver todos los tramos y asegurarse de que no se pierde información porque el tramo de interés coincida con un cambio de tramo de 50 segundos.

El hecho de mostrar las señales de ECG y de impedancia transtorácica completamente sincronizadas es lo que permite llevar a cabo el marcado de los tramos de análisis. Para encontrar los tramos de análisis se observa la señal de impedancia y se buscan tramos de 10 segundos aproximadamente en los que no haya compresiones. En la Figura 19 se puede apreciar un tramo del registro Physio 1, visualizado en el visor.

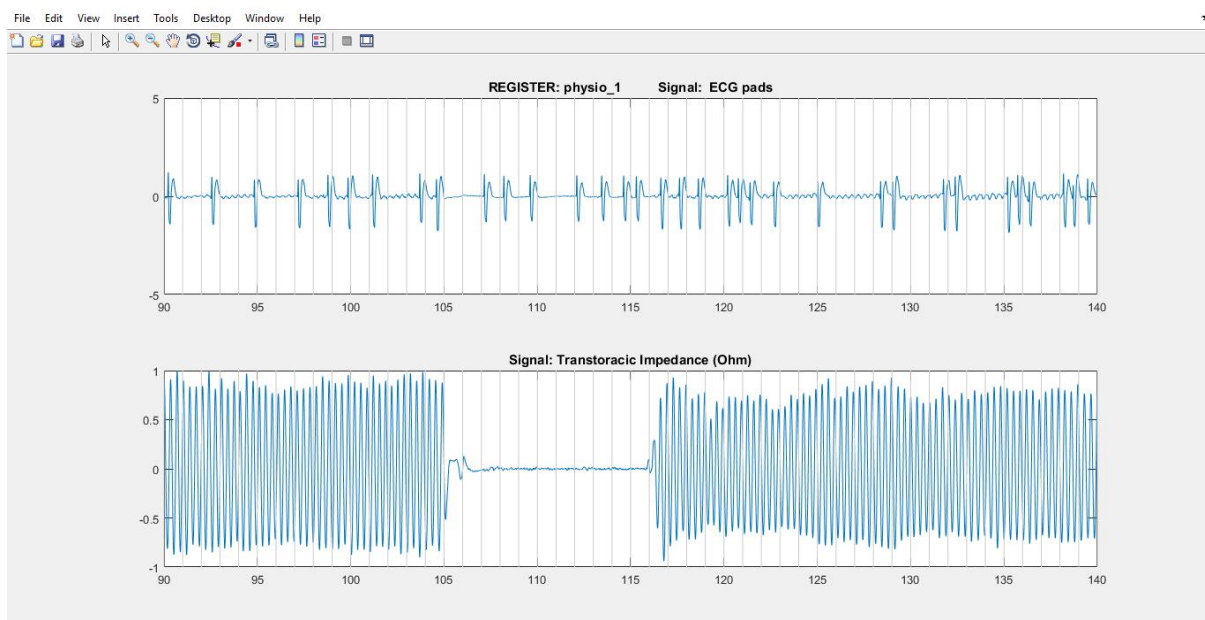


Figura 21 Visor inicial de señales

## Visor final

El visor final se ha utilizado principalmente para comprobar la efectividad de los algoritmos de detección de compresiones y el SAA. Para ello se ha reaprovechado el visor existente y se le ha añadido una característica en base a la información almacenada en la estructura theGreatStruct.mat, obtenida como resultado de los algoritmos de procesado.

Como se ha mencionado previamente, en esa estructura, hay por cada registro, un array de ventanas de 2 segundos sin compresiones con el comienzo, el final, las señales ECG e

impedancia y el diagnóstico, entre otra información. A partir de esa información se ha creado una variable estructura que contenía todas las ventanas de cada uno de los tramos que se mostrarán en el visor. Esto es, el primer elemento será un array con las ventanas diagnosticadas sin compresiones desde el segundo 0 hasta el segundo 50, el segundo elemento un array con las ventanas diagnosticadas sin compresiones desde el segundo 45 hasta el 95 y así sucesivamente a lo largo de todo el registro. Mediante esta variable, se ha mostrado, sobre el visor ya existente, la ventana diagnosticada sin compresiones y el diagnóstico de shock obtenido para ese tramo. La Figura 20 muestra el mismo tramo que la Figura 19 pero con el añadido de las ventanas de compresiones mostradas encima para poder saber de un vistazo si el diagnóstico continuo ha sido efectivo o no.

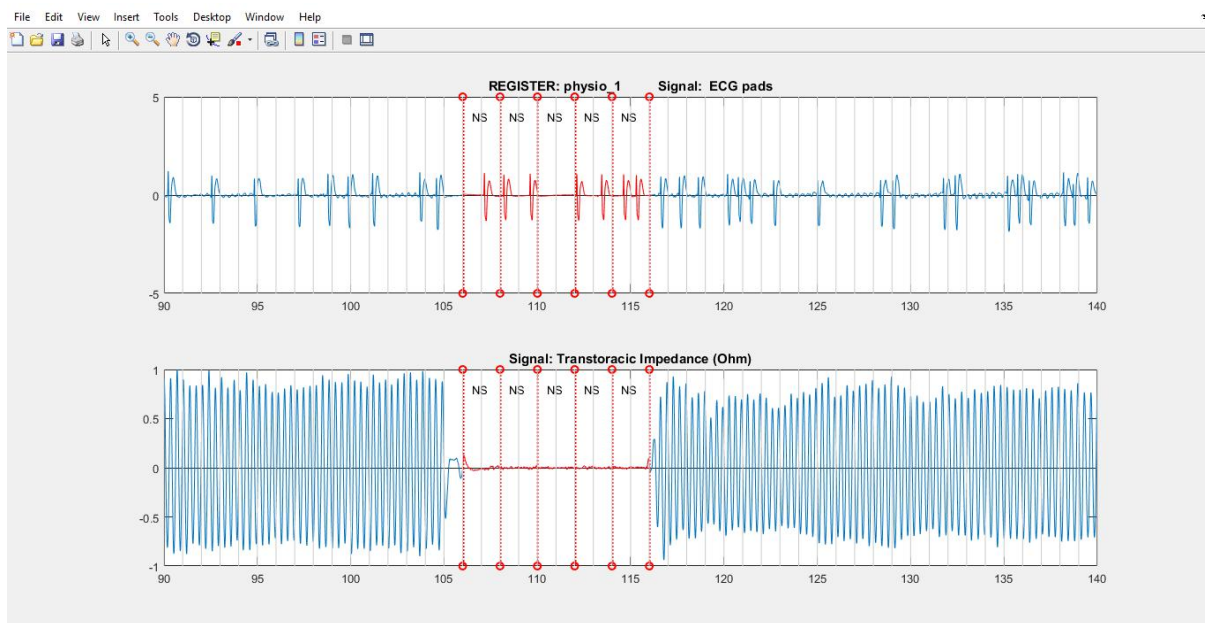


Figura 22 Visor final

## Programas y métodos de obtención de resultados

La obtención de resultados de este proyecto se ha realizado en base a los métodos utilizados para la obtención de resultados de ensayos clínicos o para variables aleatorias binarias discretas. Estos métodos contemplan 4 posibles tipos de resultados y a partir de ellos se posibilita la obtención de parámetros estadísticos que permiten medir la exactitud con la que se ha realizado el análisis. En la siguiente tabla se muestran los posibles resultados generales de este método:

Tabla 4 Distribución de valores de aciertos y fallos en epidemiología general

Estimado\Real	SI	NO
SI	VP	FP
NO	FN	VN

La Tabla 4 muestra los posibles valores para la obtención de parámetros estadísticos de este tipo:

- Verdadero Positivo (VP): Caso estimado positivo siendo realmente positivo.
- Falso Positivo (FP): Caso estimado positivo siendo realmente negativo.
- Falso Negativo (FN): Caso estimado negativo siendo realmente positivo.
- Verdadero Negativo(VN): Caso estimado negativo siendo realmente negativo.

A su vez, se calculan diversos parámetros estadísticos a partir de estos datos para estimar la eficiencia de ambos ensayos.

- $SENSIBILIDAD = \frac{VP}{VP+FN}$
- $ESPECIFICIDAD = \frac{VN}{VN+FP}$
- $VALOR\ PREDICTIVO\ POSITIVO = \frac{VP}{VP+FP}$
- $VALOR\ PREDICTIVO\ NEGATIVO = \frac{VN}{VN+FN}$

Lo interesante de este proyecto es el algoritmo de procesado, esto es, el algoritmo que se encarga de analizar todos los registros de la base de registros y diagnóstica si el ritmo de cada momento es o no shockable. Esencialmente, este algoritmo de procesado está compuesto por dos algoritmos: el algoritmo de detección de compresiones y el algoritmo de detección de shock. De cada algoritmo se han obtenido resultados de eficiencia, que se encuentran presentados en el documento ANEXO I. Sin embargo, la manera de obtención de estos resultados ha sido diferente para cada algoritmo. Las siguientes tablas (Tabla 5 y Tabla 6) muestran la catalogación de los resultados para cada algoritmo.

Tabla 5 Valores de distribución de aciertos y fallos de algoritmo de detección de pausas de compresiones

Estimado\Real	No compresiones	Compresiones
No Compresiones	VP	FP
Compresiones	FN	VN



Tabla 6 Valores de distribución de aciertos y fallos de algoritmo de detección de shock

Estimado\Real	Shock	No shock
Shock	VP	FP
No shock	FN	VN

A continuación, se describen los programas y métodos utilizados para la obtención de los resultados estadísticos, tanto del algoritmo de detección de compresiones como del algoritmo de detección de shock.

#### Algoritmo de detección de compresiones.

Para el algoritmo de detección de compresiones en base a correlación, se ha utilizado un método de inspección para la obtención de resultados. En este caso, se han utilizado dos datos de cada registro obtenidos en el programa de procesado principal. Estos datos se han llamado *amasb* y *cmasd*. El dato *amasb* es un número acumulado de todas las ventanas que el algoritmo de detección de compresiones ha catalogado como ventanas sin compresiones y *cmasd*, por el contrario, es el acumulado de las ventanas con compresiones. Se le ha llamado de esta manera por hacer la equivalencia siguiente:

- $A = VP$
- $B = FP$
- $C = FN$
- $D = VN$

Esta equivalencia se ha utilizado en la obtención de resultados de ambos algoritmos. En este caso, la suma de todos los diagnósticos positivos es la suma de A con B, la de los negativos la suma de C y D y por ello se ha llamado a los acumulados *amasb* y *cmasd*.

Partiendo de estos dos datos, utilizando el segundo visor, se han analizado los 100 registros procesados en busca de ventanas erróneas. Esto es, se han buscado ventanas que fuesen falsos positivos o falsos negativos. El método para su búsqueda ha sido puramente de inspección, esto es, se han visualizado los registros por completo y bajos inspección se han sumado las ventanas erróneas. Los falsos positivos serán ventanas con compresiones y marcadas como sin compresiones y los falsos negativos serán ventanas sin compresiones marcadas como sin compresiones. En la Figura 21 se muestran un ejemplo de falso positivo y el la Figura 22 se muestra un ejemplo de falso negativo.

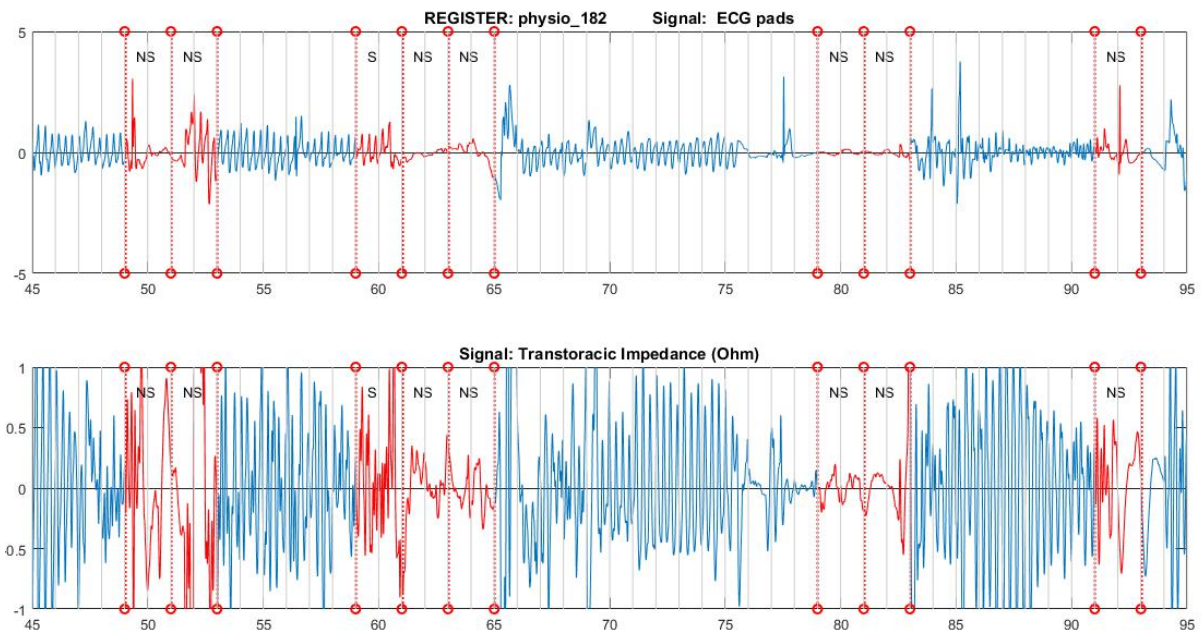


Figura 23 Ejemplo de falso positivo (ventanas de 59s - 65s)

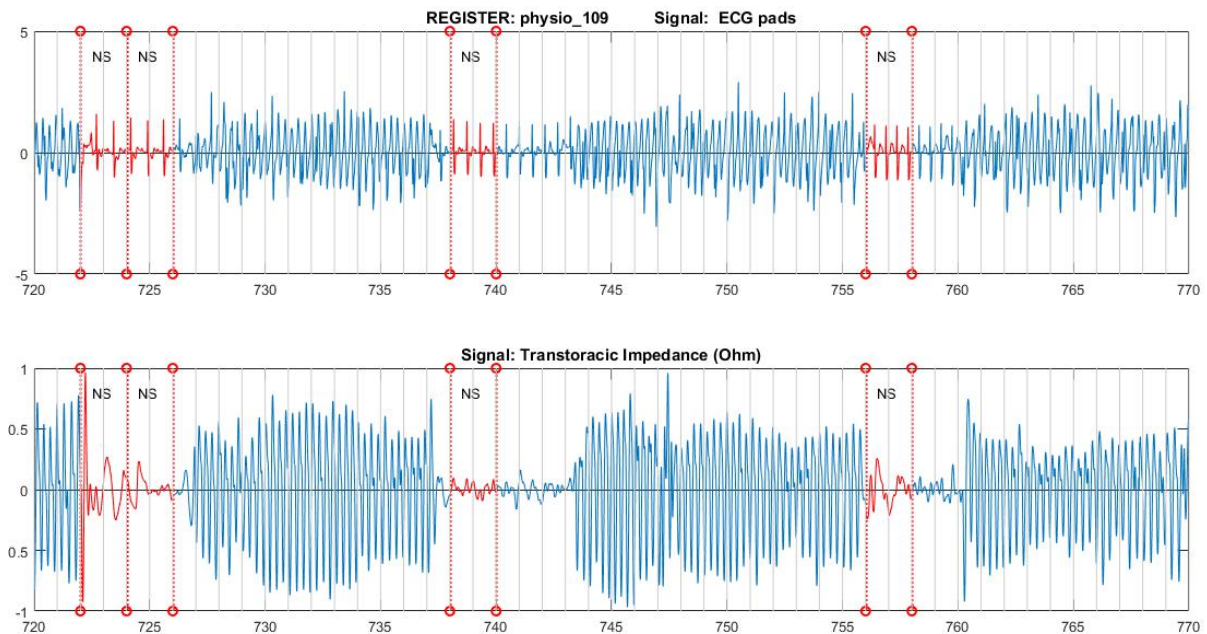


Figura 24 Ejemplo de falso negativo (ventana 740s - 742s)

Una vez obtenidos los totales de falsos positivos y negativos, haciendo la resta se han obtenido los verdaderos positivos y negativos.

### Algoritmo de detección de shock

Para obtener los resultados de este algoritmo se ha partido de una hipótesis inicial. Para cada análisis cada registro se ha cogido un tramo anterior de hasta dos minutos. Se plantea que el ritmo cardiaco se mantiene durante los dos minutos anteriores al análisis. De este modo, se puede pensar que el diagnóstico de cada ventana de dos segundos debería corresponderse con el diagnóstico de las ventanas del intervalo de análisis. El diagnóstico

de los tramos de análisis se ha obtenido bajo inspección en el primer periodo de este proyecto, en las herramientas de marcado y edición.

En este caso, se ha codificado un programa de clasificación de ventanas. Su funcionamiento es muy sencillo. El programa recorre cada lista de ventanas de cada tramo de dos minutos de cada registro. Para cada ventana compara el diagnóstico con el diagnóstico del intervalo de análisis. Los datos se clasifican de esta manera.

- A: Acumulado de ventanas Shockable previas a un análisis Shockable
- B: Acumulado de ventanas Shockable previas a un análisis NO Shockable.
- C: Acumulado de ventanas NO Shockable previas a un análisis Shockable.
- D: Acumulado de ventanas NO Shockable previas a un análisis NO Shockable.

Para cada registro con los 4 datos distintos se han calculado después la sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo y valor predictivo negativo.

Este método de obtención de resultados ha facilitado mucho el proceso de obtención de estos. Sin embargo, se ha localizado un tipo de error que afecta principalmente a la especificidad de los registros. Es un error que desvía ligeramente el valor de especificidad en el caso de análisis con ritmos shockables, haciendo que los resultados obtenidos sean aparentemente peores de lo que realmente son. El error viene descrito con precisión en el documento ANEXO I.



# **METODOLOGÍA**



## Descripción de Tareas

- **FASE 1: Creación de base de registros**

En esta primera fase del trabajo, base de registros reales de resucitación obtenidos con desfibriladores externos automáticos que de soporte a las tareas de investigación realizadas. Para ello se comenzará por la creación de un programa de visión de registros que permita visualizar la información contenida en ellos para así poder realizar una selección inicial de 100 registros. Seguidamente, se inspeccionarán en busca de tramos de análisis y se anotará la localización de dichos tramos. Seguidamente se codificará un programa en MATLAB que permita la importación de esa información para poder utilizarla en los posteriores algoritmos de procesado.

- TAREA 1.1. Codificación de programa de visión

Se codificará un programa visor que permita analizar de forma efectiva todos los registros susceptibles de ser analizados. El visor se codificará en Matlab debido a las diversas librerías incluidas de procesado de señal, así como la facilidad que presenta para el manejo de listas ordenadas. El visor será muy sencillo de utilizar y presentará las señales de electrocardiograma y de impedancia transtorácica sincronizadas, en tramos de 50 segundos con 5 segundos de solape. Los valores del eje Y se ajustarán a cada señal.

- TAREA 1.2. Anotación y diagnóstico de tramos de análisis

Utilizando el visor de la tarea anterior se visualizarán secuencialmente 100 registros y se inspeccionarán en busca de tramos de análisis. Se interpretará cualquier tramo de 10 segundos o más ubicado entre dos tramos de compresiones contiguos como tramo de análisis, independientemente que del DEA que realizó el registro de la señal analizara en ese momento o no. Se anotará en una hoja Excel la información obtenida. De cada registro se anotará el índice de registro, el Physio o número de registro, y el número total acumulado de tramos de análisis. Por cada tramo de análisis se anotará el segundo de inicio, el segundo de final, el ritmo cardiaco y el diagnóstico. La información se guardará de manera tabulada y ordenada.

- TAREA 1.3. Herramienta de importación a MATLAB

Se codificará un programa que permita importar la información albergada en la hoja de cálculo Excel a MATLAB posibilitando el manejo de la información anotada desde la plataforma de codificación de los algoritmos de procesado. Habiendo ordenado adecuadamente la información en el documento Excel, se programa consistirá de dos bucles que recorrerán el fichero y obtendrán la información: un bucle para registros y un bucle para tramos de análisis.

- **FASE 2: Diseño y codificación del programa de procesado**

Esta fase parte de la información obtenida en la fase anterior. Se diseñará y realizará de una herramienta software para la edición de las señales de los registros y anotación de los tramos de interés. Se creará una herramienta software en MATLAB que permita identificar con facilidad los tramos de interés de todos los registros. Se comenzará diseñando a nivel de diagrama de bloques el procesado que seguirá la información a través de dicho programa. Partiendo de dichos bloques se diseñará cada uno de los bloques implicados en el programa. Entre esos bloques se encontrarán los bloques de los algoritmos de detección de pausas de compresiones y de detección de shock. Se codificará un módulo o programa de Matlab que realice cada algoritmo. Con la información proporcionada por esta herramienta se obtendrán los resultados estadísticos finales.

- TAREA 2.1. Diseño de proceso

Se diseñará un flujo de proceso que permita procesar la información de los registros partiendo de la información obtenida de la fase anterior. Se optará por un proceso recursivo, esto es, se aplicará una serie de operaciones a cada ventana de cada tramo de análisis de cada registro. La serie de operaciones a aplicar consta de una serie de operaciones secuenciales que permita, si es posible, diagnosticar el ritmo cardíaco de todas las ventanas a analizar.

- TAREA 2.2. Diseño y codificación del algoritmo de detección de pausas de compresiones

Se codificará en MATLAB un programa de detección de pausas de compresiones para ventanas de dos segundos de señal de impedancia transtorácica. El método de detección de pausas de compresiones se basará en el análisis frecuencial de la ventana analizada. El algoritmo deberá calcular la frecuencia fundamental de la señal de impedancia transtorácica de dos segundos y si el valor de frecuencia fundamental se encuentra entre 75 cpm (1,25 Hz) y 240 cpm (4Hz), se diagnosticará como un tramo con compresiones y se descartará para los procesamientos posteriores.

- TAREA 2.3. Diseño y codificación del algoritmo de detección de shock

Se codificará en MATLAB un programa que, sobre ventanas de dos segundos, clasificadas previamente como ventanas sin compresiones, sea capaz de analizar la señal de electrocardiograma para diagnosticar una desfibrilación en caso de ser necesario. El algoritmo será un algoritmo simple que analice y detecte tres características fundamentales de los ritmos no desfibrilables y ante la detección de cualquiera de esas características, diagnostique la ventana como ventana no shockable. De no encontrarse ninguna de esas características, se clasificará el ritmo como shockable. Se cuenta con las siguientes subtareas para alcanzar el objetivo de codificación del programa.



- *TAREA 2.3.1. Algoritmo de detección de asistolia*

Se codificará un programa sencillo que detecte asistolias. Para ello el programa analizará la potencia de la ventana de electrocardiograma de dos segundos y comprobará si en un tramo continuado de duración del 50 % de la duración de la ventana la potencia es nula. En caso de cumplirse esta condición el algoritmo se diagnosticará como asistolia.

- *TAREA 2.3.2. Algoritmo de detección de QRS*

Se codificará un programa sencillo en MATLAB que detecte dentro de una señal de electrocardiograma e complejo QRS. Para ello el programa calculará la pendiente de la señal y comprobará si la pendiente es suficientemente grande para considerar que la ventana tiene QRS.

- *TAREA 2.3.3. Algoritmo de cuenta de pasos por 0*

Se codificará un programa que cuente el número de pasos por 0 de la señal de electrocardiograma. para ello recorrerá la señal y buscará diferencia de valores positivos a negativos, siempre que estos valores superen un umbral estimado previamente. Si el número de pasos por 0 es menor que un cierto número, el ritmo será diagnosticado como no desfibrilable.

- TAREA 2.4. Depuración software

Se realizará una depuración software para garantizar que el programa de tratamiento completo realice su tarea de la forma más rápida posible. También se eliminarán errores o alertas que podrían llevar el programa a error, garantizando así que su funcionamiento siempre será el correcto.

- **FASE 3: Refinación del algoritmo.**

En esta fase se refinarán todos los parámetros del algoritmo para procurar que el éxito del mismo sea máximo. Se comprobarán todos los umbrales que los distintos algoritmos utilizan para realizar la discriminación y en caso de que en algún punto el programa no esté realizando un análisis del ritmo cardiaco adecuado, se estimará por qué y se manipulará el parámetro umbral correspondiente para que el programa de un resultado más satisfactorio.

- **FASE 4: Obtención de resultados**

Se obtendrá la caracterización estadística del funcionamiento del bloque detector de compresiones y pausas y del algoritmo de diagnóstico de electrocardiograma. Se utilizarán varias herramientas software de creación propia para estimar el éxito o el fracaso de ambos algoritmos. los resultados se anotarán en tablas correspondientemente.

- TAREA 4.1. Codificación del visor de resultados

Partiendo del visor creado en la TAREA 1.1. se añadirá la funcionalidad de visualización de las ventanas marcadas como ventanas sin compresiones y diagnosticadas por el algoritmo de detección de shock sobre las señales de electrocardiograma e impedancia transtorácica. De esta manera se obtendrá un visor que permita conocer de un vistazo si el diagnóstico de ritmo cardiaco final del conjunto de algoritmos se ha realizado correctamente, coincidiendo con el diagnóstico dado en la FASE 1.

- TAREA 4.2. Purga de registros no válidos

Para la obtención de resultados estadísticos, se seleccionarán todos los registros que cumplan unas determinadas condiciones de calidad de señal y se descartarán todos los registros que sean demasiado cortos, que tengan señales corrompidas por fuentes externas o que tengan largos intervalos sin señal. Estos diagnósticos podrían intervenir de manera engañosa en los resultados, sobre todo aumentando parámetros como la sensibilidad.

- TAREA 4.3. Obtención de resultados de algoritmo de detección de pausas de compresiones

Se obtendrán los resultados estadísticos del algoritmo de detección de pausas de compresiones por medio de la ejecución de dos tareas secuenciales. Primeramente, se realizará una anotación de ventanas erróneas y seguidamente se compondrán los debidos resultados estadísticos.

- *TAREA 4.3.1. Anotación de ventanas erróneas*

Se anotarán las ventanas erróneas por inspección. Se realizará una cuenta acumulada del número de ventanas sin compresiones que han sido marcadas como ventanas con compresiones y de ventanas sin compresiones que ha sido marcadas como ventanas sin compresiones. De esta manera se obtendrá el número total de falsos positivos y de falsos negativos de todos los registros.

- *TAREA 4.3.2. Cálculo estadístico*

Se realizarán los cálculos estadísticos pertinentes para la obtención de los datos de especificidad, sensibilidad, valor predictivo positivo y valor predictivo negativo partiendo de los acumulados de verdaderos positivos, falsos positivos, falsos negativos y verdaderos negativos para el algoritmo de detección de pausas de compresiones.

- TAREA 4.4. Obtención de resultados de algoritmo de detección de shock

Para la obtención de resultados estadísticos del algoritmo de detección de shock, se realizarán dos subtareas. La primera de esas subtareas pasa por codificar un programa que, partiendo de la meta información adicional guardada en cada ventana, sea capaz de extraer todos los datos de interés. La segunda subtaska consiste en realizar el cálculo de obtención de los

diferentes parámetros estadísticos partiendo de los datos extraídos en la subtarea anterior.

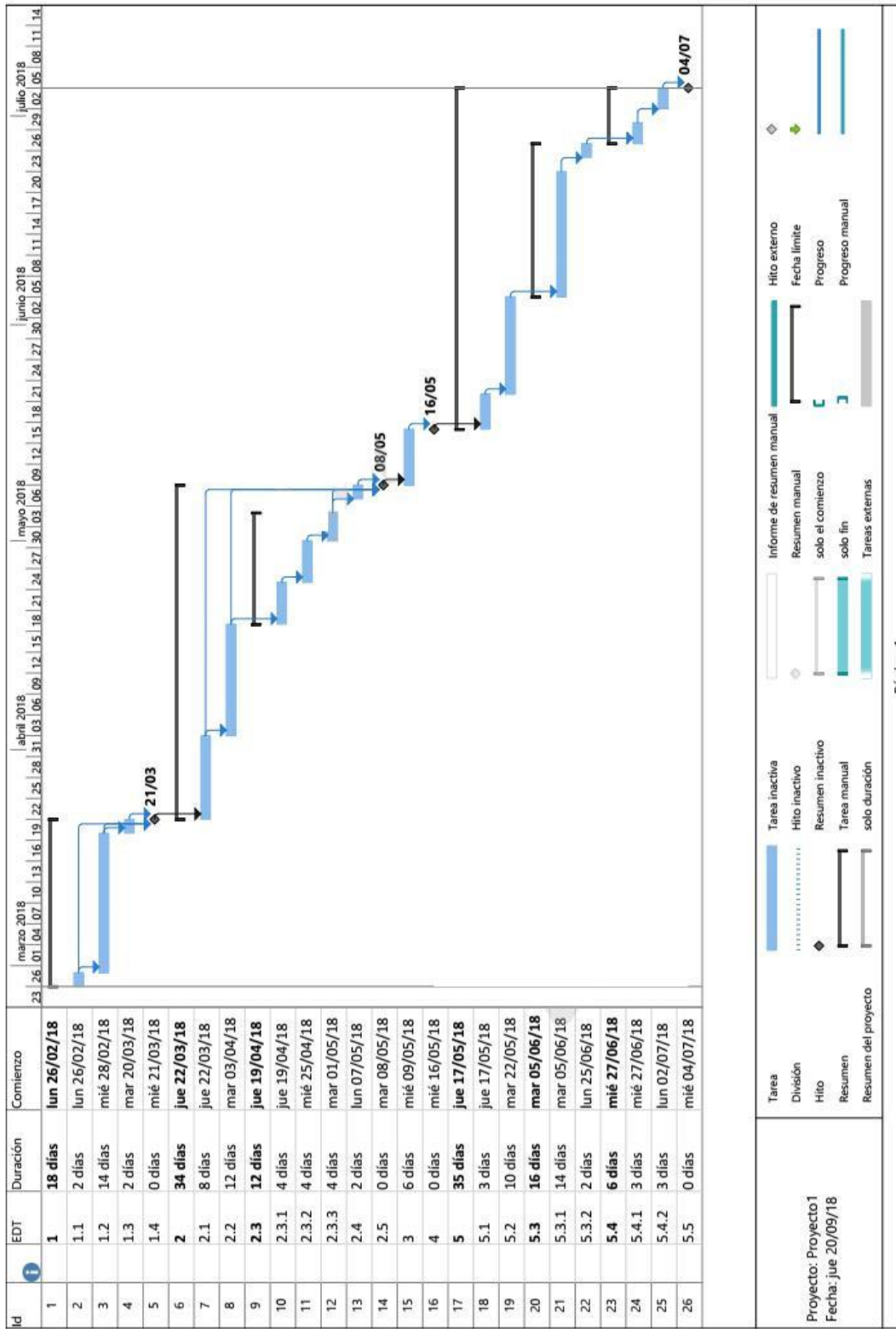
■ *TAREA 4.4.1. Codificación de programa de obtención de estadísticos*

Se codificará un programa en MATLAB que recorra la lista total de ventanas obtenidas en la FASE 2 y, en base a la información contenida en el campo “meta” de cada ventana, proporciones los datos de verdaderos positivos, falsos positivos, falsos negativos y verdaderos negativos ordenados por cada uno de los registros, de manera que puedan obtenerse resultados por registro y resultados totales.

■ *TAREA 4.4.2. Cálculo estadístico*

Se realizarán los cálculos estadísticos pertinentes para la obtención de los datos de especificidad, sensibilidad, valor predictivo positivo y valor predictivo negativo partiendo de los acumulados de verdaderos positivos, falsos positivos, falsos negativos y verdaderos negativos para el algoritmo de detección de shock.

# Diagrama de Gantt



# CONCLUSIONES



## Conclusiones

Este trabajo es la prueba de que, a día de hoy, en la situación en la que se encuentra el estado del arte del análisis continuo del ritmo cardiaco, analizar el ritmo sin filtrado es una buena opción. Los resultados presentados en el ANEXO I muestran como con este algoritmo de análisis se obtienen una especificidades generalmente superiores a las obtenidas con los algoritmos tradicionales basados en filtrado adaptativo. No se puede decir lo mismo de la sensibilidad de este algoritmo, que es inferior a los mejores resultados de los tradicionales algoritmos de análisis y que está por debajo del límite de la AHA para considerar el algoritmo como válido. Sin embargo, posteriores estudios realizados a continuación de este trabajo solventarán con facilidad esa deficiencia, si bien es cierto que se trata principalmente a un error de la hipótesis de partida.

Con respecto a la incorporación de la tecnología de este algoritmo en los DEA comerciales, el futuro es algo más incierto. Aun así, el hecho de que el algoritmo requiera poca potencia de cálculo, facilitará las posteriores integraciones con la tecnología de los DEA. Es aquí donde se encuentra el valor tecnológico de este trabajo. Económicamente este trabajo no supone ningún beneficio directo, si bien podría ayudar a la generación de riqueza a la empresa que decidiera comercializar un DEA con capacidad de análisis continuo del ritmo cardiaco basado en este algoritmo.





# **BIBLIOGRAFÍA**



## Referencias

- [1] van Berkomp PF, Noordergraaf GJ, Scheffer GJ, and Noordergraaf A. Does use of the CPREzy™ involve more work than CPR without feedback? *Resuscitation* 2008;78(1); 66–70.
- [2] Low D, Clark N, Soar J, et al. A randomised control trial to determine if use of the iResus application on a smart phone improves the performance of an advanced life support provider in a simulated medical emergency. *Anaesthesia* 2011;66(4); 255–262
- [3] Weisfeldt ML and Becker LB. Resuscitation after cardiac arrest: a 3- phase time-sensitive model. *JAMA: the Journal of the American Medical Association* 2002;288(23); 3035–3038
- [4] Perkins GD, Benny R, Giles S, Gao F, and Tweed MJ. Do different mattresses affect the quality of cardiopulmonary resuscitation? *Intensive Care Medicine* 2003;29(12); 2330–2335
- [5] White RD, Asplin BR, Bugliosi TF, and Hankins DG. High discharge survival rate after out-of-hospital ventricular fibrillation with rapid defibrillation by police and paramedics. *Annals of Emergency Medicine* 1996;28(5); 480–485.
- [6] R. O. Cummins, J. P. Ornato, W. H. Thies et al., “Improving survival from sudden cardiac arrest: the “chain of survival” concept. A statement for health professionals from the advanced cardiac life support subcommittee and the emergency cardiac care committee, American Heart Association,” *Circulation*, vol. 83, no. 5, pp. 1832–1847, 1991.
- [7] R. O. Cummins, M. S. Eisenberg, A. P. Hallstrom, and P. E. Litwin, “Survival of out-of-hospital cardiac arrest with early initiation of cardiopulmonary resuscitation,” *American Journal of Emergency Medicine*, vol. 3, no. 2, pp. 114–119, 1985.
- [8] T. D. Valenzuela, D. J. Roe, S. Cretin, D. W. Spaite, and M. P. Larsen, “Estimating effectiveness of cardiac arrest interventions: a logistic regression survival model,” *Circulation*, vol. 96, no. 10, pp. 3308–3313, 1997.
- [9] R. A. Waalewijn, R. de Vos, J. G. P. Tijssen, and R. W. Koster, “Survival models for out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation from the perspectives of the bystander, the first responder, and the paramedic,” *Resuscitation*, vol. 51, no. 2, pp. 113–122, 2001.
- [10] R. A. Waalewijn, M. A. Nijpels, J. G. Tijssen, and R. W. Koster, “Prevention of deterioration of ventricular fibrillation by basic life support during out-of-hospital cardiac arrest,” *Resuscitation*, vol. 54, no. 1, pp. 31–36, 2002.
- [11] R. A. Berg, R. Hemphill, B. S. Abella et al., “Part 5: adult basic life support: 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,” *Circulation*, vol. 122, no. 18, supplement 3, pp. S685– S705, 2010.
- [12] R. W. Koster, M. A. Baubin, L. L. Bossaert et al., “European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2010 Section 2. Adult basic life support and use of automated external defibrillators,” *Resuscitation*, vol. 81, no. 10, pp. 1277–1292, 2010.
- [13] J. Eilevstjønn, T. Eftestøl, S. O. Aase, H. Myklebust, J. H. Husøy, and P. A. Steen, “Feasibility of shock advice analysis during CPR through removal of CPR artefacts from the human ECG,” *Resuscitation*, vol. 61, no. 2, pp. 131–141, 2004.
- [14] D. Snyder and C. Morgan, “Wide variation in cardiopulmonary resuscitation interruption intervals among commercially available automated external defibrillators may affect survival despite high defibrillation efficacy,” *Critical Care Medicine*, vol. 32, no. 9, supplement, pp. S 421–424, 2004.

- [15] Y. Gong, B. Chen, and Y. Li, "A review of the performance of artifact filtering algorithms for cardiopulmonary resuscitation," *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 4, no.2, pp. 185–202, 2013.
- [16] J. Ruiz, U. Ayala, S. Ruiz de Gauna et al., "Direct evaluation of the effect of filtering the chest compression artifacts on the uninterrupted cardiopulmonary resuscitation time," *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 31, no. 6, pp. 910– 915, 2013. 12 BioMed Research International
- [17] U. Irusta, J. Ruiz, E. Aramendi, S. Ruiz de Gauna, U. Ayala, and E. Alonso, "A high-temporal resolution algorithm to discriminate shockable from nonshockable rhythms in adults and children," *Resuscitation*, vol. 83, no. 9, pp. 1090–1097, 2012.
- [18] S. Ruiz de Gauna, J. Ruiz, U. Irusta, E. Aramendi, T. Eftestøl, and J. Kramer-Johansen, "A method to remove CPR artefacts from human ECG using only the recorded ECG," *Resuscitation*, vol. 76, no. 2, pp. 271–278, 2008.
- [19] Y. Li, J. Bisera, F. Geheb, W. Tang, and M. H. Weil, "Identifying potentially shockable rhythms without interrupting cardiopulmonary resuscitation," *Critical Care Medicine*, vol. 36, no. 1, pp. 198–203, 2008.
- [20] V. Krasteva, I. Jekova, I. Dotsinsky, and J.-P. Didon, "Shock advisory system for heart rhythm analysis during cardiopulmonary resuscitation using a single ecg input of automated external defibrillators," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, pp. 1326–1336, 2010.
- [21] A. Langhelle, T. Eftestøl, H. Myklebust, M. Eriksen, B. Terje Holten, and P. Andreas Steen, "Reducing CPR artefacts in ventricular fibrillation in vitro," *Resuscitation*, vol. 48, no. 3, pp. 279–291, 2001.
- [22] E. Fitzgibbon, R. Berger, J. Tsitlik, and H. R. Halperin, "Determination of the noise source in the electrocardiogram during cardiopulmonary resuscitation," *Critical Care Medicine*, vol. 30, no. 4, supplement, pp. S148–S153, 2002.
- [23] H.-U. Strohmeier, K. H. Lindner, A. Keller, I.M. Lindner, and E. G. Pfenninger, "Spectral analysis of ventricular fibrillation and closed-chest cardiopulmonary resuscitation," *Resuscitation*, vol. 33, no. 2, pp. 155–161, 1996.
- [24] M. Noc, M. H. Weil, W. Tang, S. Sun, A. Pernat, and J. Bisera, "Electrocardiographic prediction of the success of cardiac resuscitation," *Critical Care Medicine*, vol. 27, no. 4, pp. 708–714, 1999.
- [25] H. P. Povoas, M. H. 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.
- [26] H.-U. Strohmeier, K. H. Lindner, and C. G. Brown, "Analysis of the ventricular fibrillation ECG signal amplitude and frequency parameters as predictors of countershock success in humans," *Chest*, vol. 111, no. 3, pp. 584–589, 1997.
- [27] S. O. Aase, T. Eftestøl, J. H. Husøy, K. Sunde, and P. A. Steen, "CPR artifact removal from human ECG using optimal multichannel filtering," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 11, pp. 1440–1449, 2000.
- [28] J. H. Husøy, J. Eilevstjønn, T. Eftestøl, S. O. Aase, H. Myklebust, and P. A. Steen, "Removal of cardiopulmonary resuscitation artifacts from human ECG using an efficient matching pursuitlike algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 11, pp. 1287–1298, 2002.

- [29] S. O. Aase and H. Myklebust, "Compression depth estimation for CPR quality assessment using DSP on accelerometer signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 3, pp. 263–268, 2002.
- [30] K. Rheinberger, T. Steinberger, K. Unterkofler, M. Baubin, A. Klotz, and A. Amann, "Removal of CPR artifacts from the ventricular fibrillation ECG by adaptive regression on lagged reference signals," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 130–137, 2008.
- [31] T. Werther, A. Klotz, G. Kracher et al., "CPR artifact removal in ventricular fibrillation ECG signals using gabor multipliers," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 2, pp. 320–327, 2009.
- [32] E. Aramendi, S. Ruiz de Gauna, U. Irusta, J. Ruiz, M. F. Arcocha, and J. M. Ormaetxe, "Detection of ventricular fibrillation in the presence of cardiopulmonary resuscitation artefacts," *Resuscitation*, vol. 72, no. 1, pp. 115–123, 2007.
- [33] R. D. Berger, J. Palazzolo, and H. Halperin, "Rhythm discrimination during uninterrupted CPR using motion artifact reduction system," *Resuscitation*, vol. 75, no. 1, pp. 145–152, 2007.
- [34] Y. Li, J. Bisera, M. H. Weil, and W. Tang, "An algorithm used for ventricular fibrillation detection without interrupting chest compression," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 78–86, 2012.
- [35] J. Eilevstjønn, J. Kramer-Johansen, T. Eftestøl, M. Stavland, H. Myklebust, and P. A. Steen, "Reducing no flow times during automated external defibrillation," *Resuscitation*, vol. 67, no. 1, pp. 95–101, 2005.
- [36] Mehra R. Global health problem of sudden cardiac death. *J. Electrocard* 2007; 40(6): S 118.22



# **ANEXO I: RESULTADOS**





## Resultados

El este anexo se presentan los resultados estadísticos de los dos algoritmos principales del procesado de señal del proyecto. Las tablas de los siguientes apartados contienen el cálculo estadístico de todos los registros utilizados para la prueba y refinamiento del algoritmo. Cabe mencionar que, por motivos de baja duración e incompatibilidad, hubo que descartar diversos registros, quedando finalmente una base de registros formada por 47 registros. También se añaden unos boxplots que permiten visualizar gráficamente el valor estadístico.

### Algoritmo de detección de pausas de compresiones

A continuación, se presentan los resultados de la eficiencia del algoritmo de detección de compresiones. Se han empleado 47 registros en la totalidad de la prueba.

Tabla de resultados 1 Resultados de algoritmo de detección pausas de compresiones

NumReg	Physio	nAnls	DETECCIÓN									
			POSITIVO	NEGATIVO	VP	FP	FN	VN	Sens	Esp	VPP	VPN
4	101	6	94	288	89	5	3	285	97%	98%	95%	99%
7	104	4	59	205	59	0	0	205	100%	100%	100%	100%
8	105	7	120	318	119	1	10	308	92%	100%	99%	97%
12	109	7	77	384	76	1	11	373	87%	100%	99%	97%
14	110	4	62	186	62	0	1	185	98%	100%	100%	99%
15	111	8	109	404	108	1	1	403	99%	100%	99%	100%
21	113	8	178	334	169	9	1	333	99%	97%	95%	100%
24	12	5	82	250	82	0	2	248	98%	100%	100%	99%
28	123	9	136	396	136	0	2	394	99%	100%	100%	99%
31	126	12	244	512	239	5	3	509	99%	99%	98%	99%
32	127	7	99	351	98	1	0	351	100%	100%	99%	100%
35	13	8	159	407	157	2	1	406	99%	100%	99%	100%
36	130	15	308	632	290	18	0	632	100%	97%	94%	100%
37	131	8	161	362	161	0	0	362	100%	100%	100%	100%
42	136	5	61	194	59	2	2	192	97%	99%	97%	99%
45	139	18	298	865	297	1	3	862	99%	100%	100%	100%
48	141	4	90	174	90	0	3	171	97%	100%	100%	98%
50	143	13	106	551	106	0	4	547	96%	100%	100%	99%
51	144	7	79	361	78	1	0	361	100%	100%	99%	100%
56	149	1	13	0	13	0	0	0	100%	-	100%	-
58	150	10	201	448	198	3	3	445	99%	99%	99%	99%
60	152	13	216	625	216	0	0	625	100%	100%	100%	100%
61	153	6	112	287	112	0	0	287	100%	100%	100%	100%
63	155	9	140	259	139	1	2	257	99%	100%	99%	99%
65	157	11	217	505	214	3	4	501	98%	99%	99%	99%
66	158	9	194	389	193	1	3	386	98%	100%	99%	99%
67	159	1	25	46	25	0	0	46	100%	100%	100%	100%
71	162	6	102	285	100	2	1	284	99%	99%	98%	100%
73	164	9	210	351	205	5	0	351	100%	99%	98%	100%
76	167	6	74	216	72	2	0	216	100%	99%	97%	100%

83	173	12	158	617	158	0	2	615	99%	100%	100%	100%
85	175	5	60	266	60	0	5	261	92%	100%	100%	98%
86	176	10	154	456	153	1	3	453	98%	100%	99%	99%
87	177	5	98	203	95	3	0	203	100%	99%	97%	100%
90	18	7	103	321	99	4	1	320	99%	99%	96%	100%
91	180	6	84	300	81	3	1	299	99%	99%	96%	100%
93	182	6	91	303	77	14	0	303	100%	96%	85%	100%
94	183	4	81	183	80	1	3	180	96%	99%	99%	98%
100	189	4	39	99	37	2	0	99	100%	98%	95%	100%
109	197	4	60	119	56	4	0	119	100%	97%	93%	100%
161	243	4	44	159	42	2	1	158	98%	99%	95%	99%
166	248	6	84	265	81	3	0	265	100%	99%	96%	100%
171	252	3	79	62	79	0	0	62	100%	100%	100%	100%
175	256	10	179	445	174	5	0	445	100%	99%	97%	100%
179	26	2	109	3	109	0	0	3	100%	100%	100%	100%
185	265	5	100	117	100	0	0	117	100%	100%	100%	100%
186	266	4	68	148	67	1	0	148	100%	99%	99%	100%
TOTAL	X	333	5617	14651	5510	107	76	14575	99%	99%	98%	99%

## Algoritmo de detección de shock

Para el caso de detección de shock, se han separado los resultados en dos apartados, ya que se han utilizado diferentes registros para los resultados de dichos apartados. Por ello se presentan a continuación los resultados positivos (sensibilidad y valor predictivo positivo) y los resultados negativos (especificidad y valor predictivo negativo) por separado.

### Resultados de sensibilidad

Tabla de resultados 2 Resultados de sensibilidad y valor predictivo positivo del algoritmo de detección de shock

NumReg	Physio	nAnls	S / NS							
			VP	FP	FN	VN	Sens	Esp	VPP	VPN
7	104	4	24	17	6	12	80%	41%	59%	67%
35	13	8	93	7	19	21	83%	75%	93%	53%
42	136	5	62	0	11	0	85%	-	100%	-
56	149	1	12	0	1	0	92%	-	100%	-
67	159	1	15	0	2	0	88%	-	100%	-
73	164	9	199	0	11	0	95%	-	100%	-
76	167	6	68	0	6	0	92%	-	100%	-
109	197	4	31	1	14	13	69%	93%	97%	48%
161	243	4	44	0	0	0	100%	-	100%	-
166	248	6	61	0	12	11	84%	100%	100%	48%
171	252	3	78	0	1	0	99%	-	100%	-
175	256	10	151	0	28	0	84%	-	100%	-
179	26	2	71	0	38	0	65%	-	100%	-
185	265	5	57	0	17	26	77%	100%	100%	60%
186	266	4	45	17	6	0	88%	-	73%	-
TOTAL	X	72	1011	42	172	83	85%	66%	96%	33%

## Resultados de especificidad

Tabla de resultados 3 Resultados de especificidad y valor predictivo negativo del algoritmo de detección de shock

NumReg	Physio	nAnls	S / NS							
			VP	FP	FN	VN	Sens	Esp	VPP	VPN
4	101	6	0	9	0	85	-	90%	-	100%
8	105	7	17	0	32	71	35%	100%	100%	69%
12	109	7	0	0	0	77	-	100%	-	100%
14	110	4	0	0	0	62	-	100%	-	100%
15	111	8	0	2	0	107	-	98%	-	100%
21	113	8	0	5	0	173	-	97%	-	100%
24	12	5	0	0	0	82	-	100%	-	100%
28	123	9	0	0	0	136	-	100%	-	100%
31	126	12	0	3	0	241	-	99%	-	100%
32	127	7	0	0	0	99	-	100%	-	100%
36	130	15	0	0	0	308	-	100%	-	100%
37	131	8	0	10	0	151	-	94%	-	100%
45	139	18	0	9	0	289	-	97%	-	100%
48	141	4	0	3	0	87	-	97%	-	100%
50	143	13	9	4	0	93	100%	96%	69%	100%
51	144	7	0	6	0	73	-	92%	-	100%
58	150	10	0	3	0	198	-	99%	-	100%
60	152	13	0	0	0	216	-	100%	-	100%
61	153	6	0	0	0	112	-	100%	-	100%
63	155	9	29	2	42	67	41%	97%	94%	61%
65	157	11	0	1	0	216	-	100%	-	100%
66	158	9	105	2	37	50	74%	96%	98%	57%
71	162	6	0	2	0	100	-	98%	-	100%
83	173	12	0	7	0	151	-	96%	-	100%
85	175	5	0	4	0	56	-	93%	-	100%
86	176	10	0	4	0	150	-	97%	-	100%
87	177	5	0	6	0	92	-	94%	-	100%
90	18	7	0	0	0	103	-	100%	-	100%
91	180	6	0	0	0	84	-	100%	-	100%
93	182	6	0	1	0	90	-	99%	-	100%
94	183	4	0	4	0	77	-	95%	-	100%
100	189	4	0	2	0	37	-	95%	-	100%
TOTAL	X	261	160	89	111	3933	59%	98%	64%	97%

## Observaciones

Es necesario hacer una serie de comentarios sobre los resultados.

- **Diferentes registros para resultados de detección de shock**

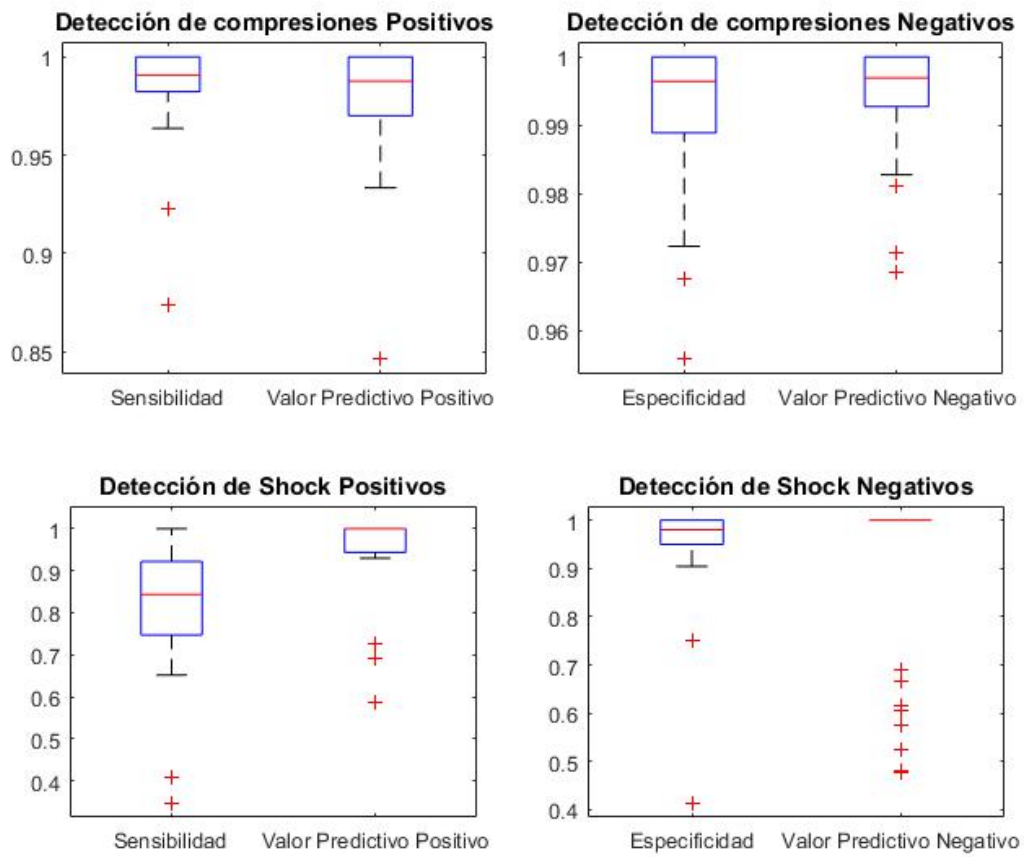
El hecho de haber necesitado dos conjuntos de registros para la obtención de los resultados positivos y negativos del algoritmo de detección de shock se ha debido principalmente a que no hay apenas registros que permitan el análisis de ambos casos. Para permitir la obtención de resultados tanto positivos como negativos es necesario que los registros contengan tramos de análisis con diagnóstico de shock y de no shock a partes iguales. A su vez, los pocos registros de estas características, a menudo son muy cortos, lo que no permite realizar un análisis realista de la situación. Por ello se ha optado por esta solución.

- **Sensibilidad del algoritmo de detección de shock mayor a la presentada en resultados**

El dato de sensibilidad es realidad mayor al presentado en este documento. No ha sido posible calcularlo exactamente debido a un fallo en la hipótesis de partida. La hipótesis de la que se parte para establecer si un resultado es correcto es que el diagnóstico coincida con el diagnóstico del siguiente tramo de análisis. En los casos en los que no se consigue revertir por completo una fibrilación ventricular, esto supone un problema porque, la fibrilación sí se revierte en los momentos inmediatamente siguientes al shock, dando como resultado un ritmo de diagnóstico contrario al del tramo de análisis siguiente. Esto es, las ventanas inmediatas a un shock tendrán un diagnóstico de no shock cuando el análisis posterior tiene un diagnóstico de shock por que no se ha revertido la fibrilación. Esto hace que el programa de procesado marque como incorrecto un diagnóstico que en realidad es correcto.

- **Observaciones generales**

En general, los resultados de ambos algoritmos son bastante buenos en comparación con los trabajos previos realizados en éste ámbito. Es de mencionar el elevado valor de especificidad de ambos algoritmos, dado que habitualmente es el parámetro de calidad que más cuesta elevar, encontrándose en otros trabajos alrededor del 90% de forma habitual. Cabe mencionar que la American Heart Association establece una especificidad superior al 95% para dar por sentada la eficiencia de un algoritmo.



Box Plot 1 Resultados de ambos algoritmos

# **ANEXO II: FUNCIONES DE MATLAB**





```

% Algoritmo de detección de asistolia.
function val_asi=algoritmo_asistolia(ecg)
    fs=250;
    dt=1; nmt=round(fs*dt);
    at=.2; nma=round(fs*at);
    na=1+(2-dt)/at;
    limP=6;
    val_asi=0;
    for n=1:na
        mi=(n-1)*nma+1; mf=mi+nmt-1;
        ecgt=ecg(mi:mf); ecgt=ecgt-mean(ecgt);
        Pt=10000*sum(ecgt.^2)/nmt;
        if Pt < limP
            val_asi=1;
        end
    end
end

% Algoritmo de detección de QRS
function [QRS, bCP]=algoritmo_pendiente(ecg)
    valC=.0055;
    limit_bCP=.4;
    QRS=0;
    mpend=ecg(2:end)-ecg(1:end-1);
    mpend=mpend.^2;
    mpend(end+1)=mpend(end);
    bCP=length(find(mpend < valC*max(mpend)))/length(mpend);
    if bCP > limit_bCP
        QRS=1;
    end
end

% Algoritmo de cuenta de pasos por 0
function nppc=algoritmo_ppc(ecg)
    limit=.05;
    N=length(ecg);
    flag=0; nppc=0;
    for n=1:N-1
        if ((ecg(n)>0 && ecg(n+1)<0) || (ecg(n)<0 && ecg(n+1)>0)) &&
flag==1
            nppc=nppc+1;
            flag=0;
        end
        if abs(ecg(n))>limit
            flag=1;
        end
    end
end
end

```

```

% Algoritmo de cálculo frecuencia con correlación
% Algoritmo de detección de pausas de compresiones
function [f]=fccCorrelacion(x)
    fs=250;
    [rx, pos]=xcorr(x, fs, 'biased');
    rx=rx(pos>=0);
    Pot=rx(1); rx=rx/Pot;
    Ts=1/fs;
    Pot_min=.0025;
    ti=.25; mi=round(ti*fs);
    tf=.8; mf=round(tf*fs);
    amp_min=.10;
    if Pot < Pot_min
        f=0;
    else
        f=0;
        for n=mi:mf
            if rx(n) >= rx(n-1) && rx(n) > rx(n+1) && rx(n) > amp_min
                f=1/(Ts*(n-1));
                break;
            end
        end
    end
end

%Algoritmo de obtención de tramos de análisis
function[stretch]=getStretchList(xlsFileName)
    [num,txt]=xlsread(xlsFileName);
    stretch=[];
    for i=1:size(num,1)
        stretchElem.numReg=num(i,1);
        stretchElem.physio=num(i,2);
        stretchElem.nAnalisis=num(i,3);
        stretchElem.analisis=[];
        for j=1:stretchElem.nAnalisis
            analisisElem.tStart=num(i,4*j);
            analisisElem.tEnd=num(i,4*j+1);
            analisisElem.diag=txt(i+2,4*j+2);
            analisisElem.rythm=txt(i+2,4*j+3);
            stretchElem.analisis=[stretchElem.analisis;analisisElem];
        end
        stretch=[stretch;stretchElem];
    end
end

```

%ALGORITMO DE PROCESADO GENERAL

```
function getWindows()
    xlsFileName='20171004RegistroDeAnalisis.xlsx';
    fs=250;
    stretchList=getStretchList(xlsFileName);
    for n=1:size(stretchList,1)
        amasb=0;
        cmasd=0;
        directorio='DIRECTORIO DE BASE DE REGISTROS';
        regs=dir(directorio);
        regs(1:2)=[];
        filename=regs(stretchList(n).numReg).name;
        filename=filename(1:end-4);
        load([directorio, '\', filename]);
        analyses=[];
        currentTime=0;
        for i=1:stretchList(n).nAnalisis
            if((stretchList(n). analisis(i).tStart-120)<currentTime)
                analisis.tStart=currentTime;
            else
                analisis.tStart=stretchList(n). analisis(i).tStart-120;
            end
            analisis.tAnalisis=stretchList(n). analisis(i).tStart;
            analisis.tEnd=stretchList(n). analisis(i).tEnd;
            analisis.rythm=stretchList(n). analisis(i).rythm;
            analisis.diag=stretchList(n). analisis(i).diag;
            analisis.ecg=...
                rec.signals.s_ecg(analisis.tStart*fs+1: analisis.tEnd*fs);
            analisis.imp=...
                rec.signals.s_imp(analisis.tStart*fs+1: analisis.tEnd*fs);
            currentTime= analisis.tEnd;
            analisis.windows=[];
            for j=1:ceil(( analisis.tEnd- analisis.tStart)/2)
                window.tStart=(j-1)*2+ analisis.tStart;
                window.tEnd=j*2+ analisis.tStart;
                window.ecg=...
                    rec.signals.s_ecg(window.tStart*fs+1: window.tEnd*fs);
                window.imp=...
                    rec.signals.s_imp(window.tStart*fs+1: window.tEnd*fs);
                f=fccCorrelacion(window.imp);
                if(f==0)
                    amasb=amasb+1;
                    [window.diag,window.rythm]=...
                        algoritmo_S_NS_2s(window.ecg);
                    if(window.tStart>=...
                        analisis.tAnalisis&&window.tEnd<= analisis.tEnd)
                        window.meta.isFromAnalysis='YES';
                    else
                        window.meta.isFromAnalysis='NO';
                    end
                    if(isequal(window.diag, analisis.diag))
                        window.meta.isRightDiag='YES';
                    else
```

```
        window.meta.isRightDiag='NO';
    end
    analysis.windows=[analysis.windows;window];
else
    cmasd=cmasd+1;
end
end
    analyses=[analyses;analysis];
end
stretchList(n).amasb=amasb;
stretchList(n).cmasd=cmasd;
stretchList(n).stretchList=analyses;
end
save('greatStruct.mat','stretchList');
end
```

```

%Algoritmo de obtención de VP, FP, FN y VN de algoritmo de detección de
%shock
function sensEsp()
    load('greatStruct.mat');
    sensNesp=[];
    for n=1:size(stretchList,1)
        a=0;
        b=0;
        c=0;
        d=0;
        for i=1:stretchList(n).nAnalysis
            for j=1:size(stretchList(n).stretchList(i).windows,1)

if(isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).diag{1},'S') &&
isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).meta.isRightDiag,'YES'))
                a=a+1;

elseif(isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).diag{1},'S') &&
isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).meta.isRightDiag,'NO'))
                b=b+1;

elseif(isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).diag{1},'NS') &&
isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).meta.isRightDiag,'NO'))
                c=c+1;

elseif(isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).diag{1},'NS') &&
isequal(stretchList(n).stretchList(i).windows(j).meta.isRightDiag,'YES'))
                d=d+1;
            end
        end
        elem.a=a;
        elem.b=b;
        elem.c=c;
        elem.d=d;
        sensNesp=[sensNesp;elem];
    end
    save('sensNesp.mat','sensNesp');
end

```

```

% VISOR
function visor_DEA(nr)
    global ecg impe cont_p nomfich winds
    fs=250; Ts=1/fs;
    directorio='C:\Users\pbahi\Documents\MATLAB\BASE_SVB_OSAKIDETZA\MAT
files (250)';
    regs=dir(directorio);
    regs(1:2)=[];
    span=50;
    solape=5;
    avance=span-solape;
    L=length(ecg); duracion=Ts*(L-1);
    Np=1+floor((duracion-span)/avance);
    filename=regs(nr).name; filename=filename(1:end-4);
    load([directorio, '\', filename]);
    nomfich=filename;
    ecg=rec.signals.s_ecg;
    impe=rec.signals.s_imp;
    durac_1=Ts*(length(ecg)-1);
    durac_2=Ts*(length(impe)-1);
    durac_min=min([durac_1 durac_2]);
    N=floor(durac_min*fs);
    ecg=ecg(1:N);
    impe=impe(1:N);
    winds=getOrderedWindows(nr,Np);
    figure(1)
    set(1,'defaulttextinterpreter','none');
    cont_p=1;
    dibuja_senal
    set(1,'KeyPressFcn', @KeyPress);
end

% CALLBACK DE DESPLAZAMIENTO DEL VISOR
function KeyPress(ObjH, eventdata)
    global cont_p
    Key = get(1, 'CurrentCharacter');
    switch Key
        case char(29)
            cont_p=cont_p+1;
            dibuja_senal
        case char(28)
            cont_p=cont_p-1;
            dibuja_senal
    end
end
end

```

```

% FUNCIÓN DE REFRESCO DE SEÑAL EN VISOR
function dibuja_senal
    global ecg impe cont_p nomfich winds
    span=50;
    solape=5;
    avance=span-solape;
    fs=250; Ts=1/fs;
    max_ecg=5; min_ecg=-5;
    max_impe=1; min_impe=-1;
    L=length(ecg); duracion=Ts*(L-1);
    Np=1+floor((duracion-span)/avance);
    if cont_p<=0
        cont_p=1;
    end
    if cont_p>=1 && cont_p<=Np
        t_ini=avance*(cont_p-1);
        m_ini=fs*avance*(cont_p-1)+1;
        t_fin=t_ini+span;
        m_fin=m_ini-1+span*fs;
        t_limt=t_fin;
    elseif cont_p==Np+1
        if Np==0
            t_ini=0; m_ini=1;
        else
            t_ini=(Np-1)*avance+span;
            m_ini=fs*((Np-1)*avance+span)+1;
        end
        t_fin=duracion;
        m_fin=floor(duracion*fs);
        t_limt=t_ini+span;
    elseif cont_p>Np+1
        close(1)
        return
    end
    ecg_w=ecg(m_ini:m_fin);
    impe_w=impe(m_ini:m_fin);
    wind=winds(cont_p).w;
    ejet=t_ini + Ts*(0:length(ecg_w)-1);
    marcas_t=t_ini:t_fin;
    ax(1)=subplot(2,1,1);
    plot(ejet,ecg_w);
    title(['REGISTER: ' nomfich '          Signal: ECG pads']); hold on
    for i=1:size(wind,1)
        stem([wind(i).tStart wind(i).tStart],[-5 5], 'r:', 'LineWidth',1.5);
        plot(linspace(...
            wind(i).tStart,wind(i).tEnd,(wind(i).tEnd-wind(i).tStart)...
            *fs),wind(i).ecg,'r');
        text(wind(i).tStart+2/4, 5-1, wind(i).diag);
        stem([wind(i).tEnd wind(i).tEnd],[-5 5], 'r:', 'LineWidth',1.5);
    end
    plot([marcas_t; marcas_t], [min_ecg, max_ecg], 'Color', [.8, .8, .8]);
    hold off;
    axis([t_ini, t_limt, min_ecg, max_ecg]);

```

```

ax(2)=subplot(2,1,2);
plot(ejet, impe_w); hold on
for i=1:size(wind,1)
    stem([wind(i).tStart wind(i).tStart],[-1 1], 'r:', 'LineWidth',1.5);
    plot(linspace(...
        wind(i).tStart,wind(i).tEnd,(wind(i).tEnd-wind(i).tStart)...
        *fs),wind(i).imp,'r');
    text(wind(i).tStart+2/4, 1-.2,wind(i).diag);
    stem([wind(i).tEnd wind(i).tEnd],[-1 1], 'r:', 'LineWidth',1.5);
end
plot([marcas_t; marcas_t], [min_ecg, max_ecg], 'Color', [.8, .8, .8]);
hold off
title('Signal: Transtoracic Impedance (Ohm)');
axis([t_ini, t_limt, min_impe, max_impe]);
linkaxes(ax,'x');
end

```

%FUNCIÓN DE OBTENCIÓN DE VENTANAS ORDENADAS PARA REPRESENTARLAS EN EL VISOR

```

function [array]=getOrderedWindows(nr,Np)
    span=50;
    solape=5;
    avance=span-solape;
    load('greatStruct.mat')
    windows=[];
    nr=find(ismember([stretchList.numReg],nr));
    for i=1:size(stretchList(nr).stretchList,1)
        windows=[windows;stretchList(nr).stretchList(i).windows];
    end
    currentWin=1;
    array=[];
    nWind=size(windows,1);
    for i=0:Np
        elem.w=[];
        solapado=0;
        tin=i*avance;
        tout=i*avance+span;
        while((windows(currentWin).tStart>=tin ...
            && windows(currentWin).tEnd<=tout) ...
            && currentWin<nWind)
            if(windows(currentWin).tStart>=(i+1)*avance...
                &&windows(currentWin).tEnd<=i*avance+span)
                solapado=solapado+1;
            end
            elem.w=[elem.w;windows(currentWin)];
            currentWin=currentWin+1;
        end
        array=[array;elem];
        currentWin=currentWin-solapado;
    end
end
end

```