

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍA DE
TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

***CARACTERIZACIÓN DE EPISODIOS DE
PARADA CARDIORRESPIRATORIA
REGISTRADOS CON MONITOR-
DEFIBRILADOR POR PERSONAL DE
SOPORTE VITAL AVANZADO***

DOCUMENTO - MEMORIA

Alumno/Alumna: Docampo, Granados, Leticia

Director/Directora: Ruíz de Gauna, Gutiérrez, Sofía

Curso: <2018-2019>

Fecha: Bilbao, 8, febrero, 2019

CONTENIDO

RESUMEN TRILINGÜE	iv
RESUMEN	iv
LABURPENA	v
ABSTRACT	vi
LISTA DE TABLAS	vii
LISTA DE ILUSTRACIONES	viii
LISTA DE ACRÓNIMOS	ix
1. INTRODUCCIÓN	1
2. CONTEXTO	2
2.1 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)	2
2.2 PARADA CARDIORRESPIRATORIA	5
2.3 IMPORTANCIA DE LA RCP EN LA PARADA CARDIORRESPIRATORIA	10
2.4 GUÍAS DE RESUCITACIÓN	11
2.5 SEÑAL DE IMPEDANCIA PARA LA MEDIDA DE LA CALIDAD RCP	11
2.6 EMERGENCIAS	13
3. OBJETIVOS	15
4. BENEFICIOS	16
4.1 BENEFICIOS TÉCNICOS	16
4.2 BENEFICIOS ECONÓMICOS	16
4.3 BENEFICIOS SOCIALES	17
5. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN	18
5.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA BASE DE DATOS	18
5.2 HERRAMIENTA PARA LA VISUALIZACIÓN DE SEÑALES Y DATOS CLÍNICOS	22
5.2.1 CARGA Y TRATAMIENTO DE LOS DATOS PARA SU POSTERIOR VISUALIZACIÓN	22
5.2.2 VISUALIZACIÓN Y EXTRACCIÓN DE LAS SEÑALES DE PARADA CARDIORRESPIRATORIA	24
5.2.3 MARCADO AUTOMÁTICO DE COMPRESIONES TORÁCICAS EN LA SEÑAL DE IMPEDANCIA	25
5.3 CARACTERIZACIÓN DE LA BASE DE DATOS Y DE LOS EPISODIOS RECOPIRADOS	26
6. METODOLOGÍA	27
6.1 EQUIPOS	27
6.1.1 MATLAB	27
6.1.2 MONITOR-DESFIBRILADOR <i>LIFEPAK 12</i> y <i>LIFEPAK 15</i>	27
6.1.3 CODE-STAT	29

6.2 PROCEDIMIENTO	31
6.2.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA BASE DE DATOS.....	31
6.2.2 VISOR DE DATOS.....	31
6.2.3 CARACTERIZACIÓN DE LOS EPISODIOS	34
7. CÁLCULOS Y DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS	35
7.1 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG EN PARADA	35
7.2 ANÁLISIS DE LA BASE DE DATOS	36
7.3 MÉTRICAS DE CALIDAD.....	39
8. PLANIFICACIÓN	45
8.1 ESPECIFICACIÓN DE LAS TAREAS	45
8.2 DIAGRAMA DE GANT	47
9. RESUMEN ECONÓMICO	48
9.1 RECURSOS HUMANOS.....	48
9.2 AMORTIZACIONES	50
9.3 GASTOS.....	50
9.4 RESUMEN GLOBAL.....	51
10. CONCLUSIONES	52
11. BIBLIOGRAFÍA.....	53
ANEXO: RESULTADOS DETALLADOS	54

RESUMEN TRILINGÜE

RESUMEN

El trabajo fin de grado desarrollado en la Escuela de Ingeniería de Bilbao en colaboración con *Emergencias-Osakidetza* está basado en el análisis de señales biomédicas en el ámbito de la parada cardiorrespiratoria. Se define la parada cardiorrespiratoria como la detención súbita de la actividad mecánica del corazón. Hay dos puntos clave para la supervivencia del paciente: la reanimación cardiopulmonar precoz, y la desfibrilación precoz. Una vez llega el personal sanitario, se hace cargo de la situación aplicando técnicas de soporte vital avanzado. En este proyecto se recopilan registros de parada pertenecientes a cuatro bases de soporte vital avanzado de *Emergencias-Osakidetza*.

El objetivo del proyecto es el análisis y la caracterización de la base de registros de parada cardiorrespiratoria extra-hospitalaria recibida. Por lo tanto, se obtiene la base de registros para su posterior tratamiento. Se desarrolla la herramienta de visualización que permite analizar las señales biomédicas y los datos clínicos. Además, se realiza la caracterización de la base de datos para parámetros de interés como pueden ser el sexo, la edad o la complejión del paciente. Y finalmente, se caracterizan los episodios de parada para la calidad RCP.

Mediante el entorno de programación MATLAB se ha desarrollado una herramienta que permite visualizar las señales grabadas por el monitor-desfibrilador, así como la información adicional del paciente. Además, se ha desarrollado un visor que permite visualizar las señales de parada cardiorrespiratoria en ventanas de duración programable. Se han caracterizado los parámetros de interés de los datos clínicos de los pacientes. Y finalmente, se han obtenido métricas de calidad desde dos puntos de vista diferentes. El primero se basa en los informes de calidad de la reanimación cardiopulmonar obtenidos por el programa CODE-STAT y el segundo, se trata de los resultados obtenidos mediante el programa desarrollado en MATLAB para uso propio que calcula los parámetros de calidad.

En conclusión, la colaboración del Grupo de Señal y Comunicaciones de la universidad con *Emergencias-Osakidetza* estaría bien que se mantuviera a nivel de futuro ya que para la investigación es necesaria la obtención de los datos y su posterior caracterización. Todo ello contribuye a mejorar la atención ante una parada cardiorrespiratoria, ámbito en el que se deben seguir desarrollando estudios.

Palabras clave: reanimación cardiopulmonar, parada cardiorrespiratoria, desfibrilador, electrocardiograma.

LABURPENA

Bilboko Ingeniaria Eskolan garatutako proiektua seinale biomedikoen analisisian oinarrituta dago. Horretarako, *Emergencias-Osakidetzaren* kolaborazioa funtsezkoa izan da. Arnasketaren geldipena bihotzaren aktibitate mekanikoa bat-batean gelditzen denean sortzen da. Pazientea bizitzeko funtsezkoak dira bi aktibitate egitea: arnasketaren geldipena eta desfibrilazio arina. Ekipo sanitarioa lekura ailegatzen denean teknika aurreratuak egiten hasiko da. Proiektu honetan, *Emergencias-Osakidetzaren* lau base ezberdinen erregistroak jasotzen dira.

Proiektu honen helburua erregistroak analizatzea eta karakterizatzea da. Erregistroak hartu ondoren tratatu egingo dira. Horretarako, bistarapen-erreminta bat garatzen da seinale biomedikoak eta datu klinikoak bistaratzeko. Gainera, erregistroen intereseko parametroak karakterizatzen dira, esate baterako, sexua, adina edo pazientearen gorpuzkera. Azkenik, kalitatearen karakterizazioa burutzen da.

MATLAB programazioaren bidez, monitore-desfibriladoreak grabatutako seinaleak eta haren datu klinikoak bistaratzen duen erreminta garatzen da. Bestalde, arnasketaren geldipena bistaratzen duen erreminta egin da, zeinek seinaleak programagarriak diren leihoetan bistaratzen duen. Pazienteen datu kliniko interesgarriak karakterizatu dira. Azkenik, kalitatearen ikuspegitik analisisia egin da bi ikuspuntu ezberdinetatik. Lehenengoa, CODE-STAT programaren bitartez lortutako kalitate-txostenetan oinarrituta dago, eta bigarrena MATLAB programaren bidez garatutako erremintarekin lortutako emaitzetan oinarritu da.

Beraz, oso garrantzitsua izango zen etorkizunerako mantentzea unibertsitatearen eta *Emergencias-Osakidetzaren* arteko lan-harremana, datuak eta haien karakterizazioa funtsezkoa baita ikerketarako. Hori guztia, arnasketaren geldipenean emandako erantzuna hobetzeko beharrezkoa da.

Hitz-gakoak: bihotz-birikiketako berpiztea, arnasketaren geldipena, desfibrilazioa, elektrokardiograma.

ABSTRACT

The project developed at the Bilbao Engineering School in collaboration with *Emergencias-Osakidetza* is based on the analysis of biomedical signals in the field of cardiorespiratory arrest. Cardiorespiratory arrest is defined as the sudden arrest of the mechanical activity of the heart. There are two points to patient survival: early cardiopulmonary resuscitation, and early defibrillation. Once the health personnel arrive, they apply advanced life support techniques. In this project, the records obtained belong to four different bases of advanced life support of *Emergencias-Osakidetza*.

The objective of the project is the analysis and characterization of records of extra-hospital cardiorespiratory arrest received. Therefore, the base of records is obtained for further treatment. The visualization tool is developed to analyse biomedical signals and clinical data. In addition, characterization of the database is performed for parameters of interest such as sex, age or the complexion of the patient. And finally, cardiorespiratory arrest episodes for quality RCP are characterized.

Through the MATLAB programming environment, a tool has been developed to visualize the signals recorded by the monitor-defibrillator, as well as the additional information of the patient. In addition, a viewer has been developed to visualize cardiorespiratory arrest signals in windows of programmable duration. The parameters of interest of the clinical data of the patients have been characterized. And finally, quality metrics have been obtained from two different points of view. The first is based on the quality reports of cardiopulmonary resuscitation obtained by the CODE-STAT program and the second is the results obtained through the program developed in MATLAB for the calculation of quality parameters for own use.

In conclusion, the collaboration of the Signal and Communications Group with *Emergencias-Osakidetza* would be maintained at a future because the research it is necessary to obtain the data and its subsequent characterization. All this, contributes to improve care in the face of cardiorespiratory arrest, an area in which studies must continue to be developed.

Key words: cardiopulmonary resuscitation, cardiorespiratory arrest, defibrillation, electrocardiogram.

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Descripción de las diferentes derivaciones de un electrocardiograma.....	3
Tabla 2: Procedimiento a seguir para evaluar el estado de la víctima.....	6
Tabla 3: Distribución de los DEAs en la Comunidad Autónoma Vasca ¹⁰	8
Tabla 4: Probabilidad de supervivencia dependiendo del caso atendido.....	9
Tabla 5: Parámetros de calidad de las compresiones torácicas ¹⁴	12
Tabla 6: Formato de la variable tabla de uno de los registros recopilados por el SVA.....	21
Tabla 7: Estructuración de la pantalla del monitor desfibrilador.....	28
Tabla 8: Resumen de los registros de parada.....	35
Tabla 9: Resumen de localizaciones de las bases de SVA.....	36
Tabla 10: Resumen de las características del paciente.....	37
Tabla 11: Resumen de los pacientes que contienen dos características concretas.....	38
Tabla 12: Cálculos estadísticos de los parámetros analizados.....	38
Tabla 13: Porcentajes que determinan cuántos registros han sido analizados del total.....	38
Tabla 14: Resumen de parámetros estadísticos de las métricas de calidad aportadas por CODE-STAT.....	39
Tabla 15: Resumen de las medidas obtenidas por el programa desarrollado.....	44
Tabla 16: Planificación de tareas.....	45
Tabla 17: Coste por hora del equipo de trabajo.....	48
Tabla 18: Coste de la gestión y la difusión del proyecto.....	48
Tabla 19: Coste de la especificación de los componentes.....	49
Tabla 20: Coste del diseño y desarrollo.....	49
Tabla 21: Coste de la validación del primer prototipo.....	49
Tabla 22: Coste del gasto total de la mano de obra efectuada.....	50
Tabla 23: Resumen de amortizaciones.....	50
Tabla 24: Resumen de gastos.....	50
Tabla 25: Resumen económico.....	51
Tabla 26: Identificación de los registros que tienen parada y de los que tienen más de 20 minutos de parada.....	62
Tabla 27: Tiempos de parada y recuperación (entre la primera parada y la tercera recuperación).....	64
Tabla 28: Tiempos de parada y recuperación (entre la cuarta parada y la sexta recuperación).....	65
Tabla 29: Tiempos de parada y recuperación (entre la primera parada y la tercera recuperación).....	65
Tabla 30: Base de datos de los registros de SVA.....	70
Tabla 31: Resumen de las métricas de calidad otorgadas por CODE-STAT.....	72
Tabla 32: Tabla comparativa de las métricas de calidad del programa CODE-STAT y del programa para uso propio.....	74

LISTA DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Anatomía del corazón.....	2
Ilustración 2: Posición de los electrodos para las diversas derivaciones precordiales	4
Ilustración 3: Posición de los electrodos para las diversas derivaciones periféricas	4
Ilustración 4: Cadena de supervivencia ⁸	5
Ilustración 5: Colocación de electrodos para el uso de un desfibrilador externo automático	7
Ilustración 6: Procedimiento llevado a cabo por el personal sanitario	9
Ilustración 7: Monitor-desfibrilador para SVA.....	10
Ilustración 8: Fluctuaciones de la impedancia transtorácica mientras se dan compresiones	12
Ilustración 9: Fluctuaciones de la señal de impedancia transtorácica con compresiones y ventilaciones	12
Ilustración 10: Mapa de localizaciones de las bases de SVA.....	14
Ilustración 11: Diagrama de bloques para el acondicionamiento de la base de datos	18
Ilustración 12: Visor de señales y datos clínicos	23
Ilustración 13: Primera ventana de la señal ECG y de la impedancia transtorácica en parada cardiorrespiratoria	24
Ilustración 14: Visor para el marcado de compresiones en la señal de impedancia	25
Ilustración 15: Pantalla del monitor-desfibrilador <i>Lifepak 15</i> de <i>Physio Control</i>	28
Ilustración 16: Pantalla de inicio del software CODE-STAT 9.0.....	30
Ilustración 17: Opciones de exportación de datos	30
Ilustración 18: Registros guardados en el directorio Base_Table	32
Ilustración 19: Diagrama de barras del sexo de los pacientes	37
Ilustración 20: Distribución de los parámetros de calidad RCP	40
Ilustración 21: Diagrama de barras del ratio de RCP	42
Ilustración 22: Diagrama de barras del ratio de compresiones	42
Ilustración 23: Diagrama de barras de la frecuencia de compresiones	43
Ilustración 24: Diagrama de barras de las compresiones por minuto	43
Ilustración 25: Diagrama de Gant.....	47

LISTA DE ACRÓNIMOS

DEA	Desfibrilador Externo Automático
ECG	Electrocardiograma
GSC	Grupo de Señal y Comunicaciones
ID	Identificador
IVA	Impuesto sobre el Valor Añadido
RCP	Reanimación Cardiopulmonar
SVA	Soporte Vital Avanzado
SVB	Soporte Vital Básico
TFG	Trabajo Fin de Grado
UPV/EHU	Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatea

1. INTRODUCCIÓN

El presente Trabajo Fin de Grado (TFG) se ha elaborado en la Escuela de Ingeniería de Bilbao (EIB) de la Universidad del País Vasco (UPV/EHU), concretamente en el grupo de investigación Grupo de Señal y Comunicaciones (GSC). Una de las líneas de investigación de dicho grupo está relacionada con el procesado de señales biomédicas en el ámbito de la parada cardiorrespiratoria, contexto en el que se ha desarrollado este TFG.

La parada cardiorrespiratoria es una de las primeras causas de mortalidad en Europa.¹ Para la supervivencia del paciente es fundamental efectuar una respuesta precoz y eficaz. El término cadena de supervivencia define el procedimiento que se debe llevar a cabo. En esta cadena de acciones la reanimación cardiopulmonar (RCP) y el uso del desfibrilador son engranajes vitales para desempeñar una intervención exitosa.²

La primera respuesta a menudo corresponde al soporte vital básico (SVB). La intervención se basará en la RCP y la desfibrilación mediante el desfibrilador externo automático (DEA). Esta atención se lleva a cabo por los testigos.

La atención especializada la proporciona el soporte vital avanzado (SVA). En este caso, además de RCP y desfibrilación, el personal sanitario se encarga del manejo de la vía aérea y de la administración de los medicamentos. Utilizan monitores-desfibriladores, equipos avanzados que registran distintas señales biomédicas durante la parada.

El análisis de las señales biomédicas registradas por los desfibriladores, así como los datos clínicos asociados son de vital importancia tanto para la investigación como para el análisis y la mejora en la calidad de la actuación por parte de los servicios de emergencia.

Fruto de la colaboración del GSC con *Emergencias-Osakidetza*, se ha tenido acceso a una base de registros de señales biomédicas de parada cardiorrespiratoria del SVA. Los registros fueron recopilados entre 2014-2016 y fueron facilitados por 4 bases de SVA: Bilbao, Artaza, Urioste en Vizcaya y San Sebastián-Donostia.

En total se recopilaron doscientos veinte registros de los cuales treinta y dos pertenecen a la base de Bilbao, cincuenta y seis a la base de Artaza, cuarenta y cuatro a Urioste, y finalmente ochenta y cinco a la capital de Guipúzcoa.

Este TFG se centra en la caracterización de episodios de parada cardiorrespiratoria registrados con monitor-desfibrilador por personal de SVA, analizando tanto las señales registradas como los datos clínicos asociados.

2. CONTEXTO

En este capítulo se analizará la señal ECG y las derivaciones cardíacas. Por otra parte, se profundizará en la descripción de los conceptos de parada cardiorrespiratoria, cadena de supervivencia y RCP. Se pondrá de manifiesto la importancia de la RCP y la de las guías de resucitación que especifican la calidad de las compresiones. La señal de impedancia merece una mención especial ya que es la señal elegida para la medida de la calidad RCP. Para finalizar, se explicará el servicio realizado por *Emergencias-Osakidetza*.

2.1 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)

El ser humano necesita del flujo sanguíneo para mantenerse con vida. El órgano encargado del bombeo de la sangre que produce el latido cardíaco es el corazón. El corazón mediante su sistema de conducción basado en las contracciones, genera los impulsos pertinentes para originar la circulación sanguínea.

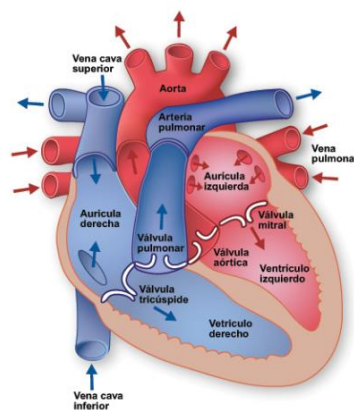


Ilustración 1: Anatomía del corazón

En la ilustración 1 se representan las diferentes partes que forman el corazón. El trabajo conjunto de las diferentes partes de la anatomía del corazón, se encarga de suministrar los nutrientes contenidos en la sangre a los diversos órganos, tejidos y células del organismo. De las cuatro cavidades del órgano principal de la circulación corporal el ventrículo izquierdo es el encargado de impulsar la sangre mediante la válvula aórtica por el cuerpo.³ Las anomalías acontecidas en los estímulos eléctricos pueden ser derivadas de una cardiopatía, una cardiopatía congénita o provocadas por una parada cardiorrespiratoria entre otras posibles situaciones.

Para la detección de dichas anomalías se hace uso del electrocardiograma, dado que esta señal permite visualizar la actividad eléctrica del corazón en el momento de su realización. Para ello, se hace uso de los denominados electrodos que son los encargados de calcular los potenciales eléctricos que permiten llevar a cabo la obtención de la señal cardíaca. La colocación de los electrodos determina la derivación que se pretende registrar.⁴

En la siguiente tabla se describen los diferentes tipos de derivaciones según la posición de los electrodos.

Derivaciones periféricas							Derivaciones precordiales					
Colocación de electrodos	Extremidades del paciente. En el plano frontal						Diferentes partes del pecho del paciente. En el plano horizontal					
Subtipos	Derivaciones periféricas bipolares			Derivaciones periféricas ampliadas								
Definición	Especifican la diferencia de potencial entre dos electrodos ubicados en extremidades diferentes			Señalan la diferencia de potencial entre un punto teórico situado en el centro, el cual es tomado como eje de referencia de valor 0, y el electrodo de cada extremidad			Registran el potencial absoluto del punto donde se sitúa el electrodo					
	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
Colocación de electrodos para diferencia de potencial	Brazo izquierdo y brazo derecho	Brazo derecho y pierna izquierda	Brazo izquierdo y pierna izquierda	Potencial absoluto del brazo derecho	Potencial absoluto del brazo izquierdo	Potencial absoluto de la pierna izquierda		Encima de la pared ventricular derecha		En el lugar de mayor grosor del ventrículo izquierdo		En el miocardio del ventrículo izquierdo
Observaciones	La letra V de cada nombre hace referencia al hecho de que se lleva a cabo un vector <i>R</i> , <i>L</i> y <i>F</i> . Significan respectivamente la dirección a la que apunta dicho vector. La letra <i>a</i> inicial se incorporó para designar que las señales logradas se calcularían de forma amplificada con respecto a la señal real.											

Tabla 1: Descripción de las diferentes derivaciones de un electrocardiograma

En la ilustración 2 se visualizan los puntos de colocación de los electrodos para obtener cada tipo de derivación precordial.

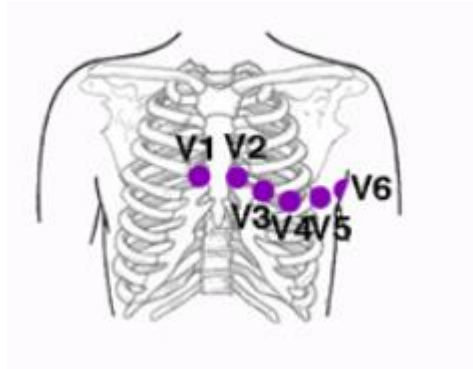


Ilustración 2: Posición de los electrodos para las diversas derivaciones precordiales

En la ilustración 3 se visualiza la colocación de los electrodos para la obtención de las derivaciones miembros. La colocación visualizada en la imagen se denomina antero-lateral. En situación extra-hospitalaria de parada cardiorrespiratoria se monitorizan algunas de estas derivaciones en el monitor-desfibrilador una vez el paciente recupera la circulación normal. Cuando el paciente está en parada se graban las señales de parches e impedancia. Es por ello que las derivaciones y las señales de parches e impedancia no se visualizan al mismo tiempo en la herramienta de visualización desarrollada en este proyecto.

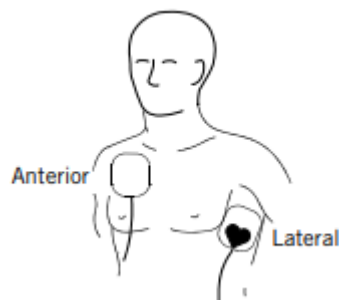


Ilustración 3: Posición de los electrodos para las diversas derivaciones periféricas

2.2 PARADA CARDIORRESPIRATORIA

La parada cardiorrespiratoria sucede al cesar súbitamente la circulación sanguínea y la respiración espontánea.⁵ Los pulmones son los responsables de ejecutar la respiración recogiendo el oxígeno del aire situado en el ambiente, mientras que el corazón es el encargado de bombear la sangre que transporta el oxígeno hasta los diferentes órganos del cuerpo. Por lo tanto, al generarse dicho cese, se deja de surtir el aporte de oxígeno a los órganos vitales, incluido el cerebro el cual será el mayor afectado. Una vez que el cerebro deja de recibir oxígeno durante 6-8 minutos se produce una situación irreversible.

Para evitar tal desenlace, se deben seguir unas pautas estipuladas por la cadena de supervivencia cuyo objetivo se basa en la recuperación del ritmo cardíaco del paciente. Los eslabones fundamentales que mantienen con vida al paciente hasta que llega el equipo sanitario son la RCP y la desfibrilación. La reanimación cardiopulmonar se basa en una sucesión de compresiones y ventilaciones que mantienen un leve bombeo en la sangre y un aporte de oxígeno suficiente para mantener con vida a la víctima hasta que se puede hacer uso de un desfibrilador. Una vez se obtiene un desfibrilador externo semiautomático (DESA) o automático (DEA), se conecta al paciente para efectuar desfibrilaciones provocadas por impulsos eléctricos generados por el propio aparato. Se deberán posicionar los parches adhesivos en los lugares correspondientes para efectuar una descarga útil. Cuando llega el equipo especializado de SVA se hace cargo de la situación.

Por otra parte, cabe destacar la baja supervivencia de las víctimas que sufren una parada cardiorrespiratoria. Se calcula que la parada cardiorrespiratoria causa alrededor de 1.000 muertes diarias en Europa.⁶ En España se calcula que esa cifra se reduce a 100 fallecimientos diarios.⁷ Se estima que dicha cifra podría reducirse considerablemente si se aumentara la formación en maniobras de RCP y si se situaran un mayor número de desfibriladores en sitios públicos.

En la ilustración 4 se muestran los pasos que componen la cadena de supervivencia.



Ilustración 4: Cadena de supervivencia⁸

La cadena de supervivencia sirve para determinar el protocolo de actuación que establece las pautas a desempeñar ante una posible parada cardiorrespiratoria. De esta manera, se pretende aumentar la probabilidad de supervivencia de la persona afectada. Son las guías de resucitación las que determinan qué pasos se deben seguir y qué pautas se deben llevar a cabo en cada uno de ellos.

Primer paso: Evaluar el estado de la víctima

Se basa en reconocer la situación y el aviso instantáneo a los servicios sanitarios.

Tal y como se ve en la siguiente tabla, el testigo se puede encontrar a la víctima en tres posibles situaciones:

MANTIENE LA CONSCIENCIA	MANTIENE LA RESPIRACIÓN	ACTUACIÓN
SI	SI	-
NO	SI	-
NO	NO	RCP

Tabla 2: Procedimiento a seguir para evaluar el estado de la víctima

Para comprobar el estado de consciencia se deben realizar estímulos sensoriales. Si éstos son negativos se deberá comprobar el estado de la respiración.

Para comprobar el estado de la respiración se debe acostar a la víctima en una base dura. Después, se debe realizar una maniobra que desplace la lengua de las vías y deje paso al aire. Esta maniobra es denominada frente-mentón ya que se coloca una mano en la frente y la otra en la mandíbula, desplazando la cabeza hacia atrás y extendiendo el cuello. Si en un leve período de tiempo se comprueba que la víctima no respira, entonces, al mantenerse inconsciente y sin uso de sus facultades respiratorias, se confirma que dicha persona se encuentra en parada cardiorrespiratoria. Por lo tanto será necesaria la realización de la RCP.⁹

El segundo y tercer paso que se describirán a continuación, la RCP Y la desfibrilación temprana, forman parte del **SVB**.

Segundo paso: RCP

El testigo deberá seguir el siguiente procedimiento:

- Se deben realizar 30 compresiones torácicas de 100-120 compresiones por minuto con una profundidad de entre 50 y 60mm.
- Se efectuarán 2 ventilaciones, cada una de ellas aproximadamente de un segundo de duración.

Se repetirá el procedimiento cuantas veces sean necesarias hasta poder hacer uso de un desfibrilador.

Mediante el RCP se pretende sustituir la circulación y ventilación propias del ser humano para mantener un leve pero vital flujo sanguíneo en la víctima.

Tercer paso: Desfibrilación temprana

La desfibrilación temprana se basa en efectuar una desfibrilación al paciente lo antes posible. Mediante la desfibrilación temprana se aporta una atención indispensable hasta la llegada de los especialistas, de ahí la instalación de desfibriladores automáticos en espacios públicos. Los desfibriladores automáticos se pueden clasificar en dos tipos.

- Desfibriladores semiautomáticos (DESA): Aparato que detecta la arritmia y avisa al operador en el momento en el que debe liberar la energía.
- Desfibriladores automáticos (DEA): Equipos que no requieren la intervención del usuario para efectuar la descarga eléctrica⁹.

En la ilustración 5 se muestra la posición en la que el testigo debe poner los electrodos a la víctima a la hora de hacer uso de un desfibrilador externo automático. Tal y como se puede apreciar en la imagen, la colocación de los parches viene detallada por el propio equipo.



Ilustración 5: Colocación de electrodos para el uso de un desfibrilador externo automático

En la tabla 3 situada en la siguiente página se representa el porcentaje de diferentes lugares que tienen un desfibrilador externo automático en la Comunidad Autónoma Vasca.

LOCALIZACIÓN	PORCENTAJE
Empresas Privadas	31,0
Ayuntamientos y Policía Local	23,1
Universidad	10,8
<i>Ertzaintza</i>	9,2
Colegios	4,6
Puertos	4,1
Diputación	2,7
Gobierno Vasco, Palacio de Justicia y Parlamento	1,7
Museos	0,5
Radiotelevisión	0,3
Hoteles	1,9

Tabla 3: Distribución de los DEAs en la Comunidad Autónoma Vasca¹⁰

Tal y como se ha comentado al describir la cadena de supervivencia, la desfibrilación es uno de los engranajes fundamentales para la resucitación del paciente. Dependiendo de la forma clínica que presenten las señales en una parada cardiorrespiratoria la intervención que se debe realizar y la probabilidad de éxito aguardada son dispares.

- 1) **Fibrilación ventricular (FV):** Se caracteriza por ser muy irregular ya que las ondas que la representan son irreconocibles y deformadas. Se trata de un ritmo desfibrilable.
- 2) **Taquicardia ventricular sin pulso (TVSP):** Este ritmo suele preceder a la FV. Se basa en un ritmo regular con complejos ventriculares muy ensanchados cuya frecuencia es superior a 200 latidos por minuto. Se trata de un ritmo desfibrilable.
- 3) **Asistolia ventricular:** Se trata de la ausencia de ondas cardíacas en el trazo eléctrico o la presencia solamente de ondas auriculares. Es la evolución natural de las FV no tratadas. Es un ritmo no desfibrilable, se debe continuar la RCP.
- 4) **Actividad eléctrica sin pulso (AESP):** Se denomina disociación electromecánica. Existe la presencia de ritmo aparentemente normal, sin embargo la víctima carece de pulso palpable. Es un ritmo no desfibrilable, se debe continuar la RCP.

La desfibrilación se lleva a cabo cuando el paciente presenta una fibrilación ventricular o taquicardia ventricular sin pulso. En consecuencia, la recuperación de la víctima aumenta considerablemente en los pacientes que se encuentran con esta anomalía cardíaca. En la tabla 4 se describen las probabilidades de supervivencia del paciente dependiendo del tipo de señal de parada que se deba tratar.

TIPO DE SEÑAL	PROBABILIDAD DE SUPERVIVENCIA
Fibrilación ventricular	89% (si la desfibrilación es inmediata)
Taquicardia ventricular sin pulso	89% (si la desfibrilación es inmediata)
Asistolia ventricular	<5%

Tabla 4: Probabilidad de supervivencia dependiendo del caso atendido

Cuarto paso: SVA

Una vez llegue el equipo médico especializado serán ellos quienes se hagan cargo de la situación. El personal médico intuba al paciente y da compresiones y ventilaciones simultáneamente. Para ello, se hace uso de un monitor-desfibrilador manual. En la ilustración 6 se presenta un esquema que representa los pasos llevados a cabo por el personal sanitario en SVA. Después de conectar el monitor-desfibrilador el personal sanitario será quien tome la decisión de efectuar compresiones dependiendo de los datos obtenidos. El SVA se hace cargo de la atención en la escena así como del traslado al hospital.

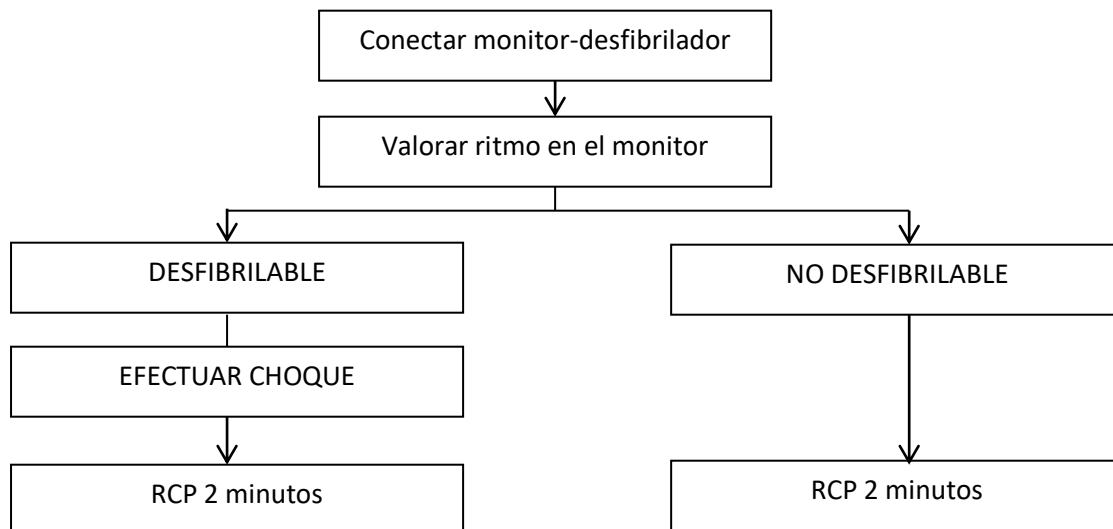


Ilustración 6: Procedimiento llevado a cabo por el personal sanitario

En SVA se hace uso de equipos más avanzados tal y como se puede apreciar en la ilustración 6. La figura muestra la imagen del monitor-desfibrilador *Lifepak 15* utilizado para la grabación de los datos de este proyecto. En el equipo se visualizan en la pantalla el ritmo del ECG junto a otras señales biomédicas gracias al cual el personal sanitario efectúa la toma de decisiones. Aunque el monitor-desfibrilador visualice diferentes señales no todas se graban para el posterior análisis.

La ventilación artificial tiene como finalidad aportar al paciente el aire necesario para mantenerse con vida. Esta técnica se puede hacer de forma manual, sin ningún tipo de uso de aparatos, o mediante elementos que proporcionen el aire a los pulmones como puede ser el balón insuflador, que se trata de una máscara bucal que administra el oxígeno necesario al paciente. Se debe tener en cuenta la cantidad de aire que se inserta a la víctima a la hora de llevar a cabo la insuflación, ya que se requiere que parte del aire llegue al pulmón pero también viaje hasta el estómago. Por lo que, para asegurar el correcto procedimiento se deben emitir insuflaciones de 2 segundos de duración de forma regular.

2.4 GUÍAS DE RESUCITACIÓN

La información descrita está planteada por las diferentes asociaciones internacionales inmiscuidas en la resucitación cardiopulmonar. En concreto, estos grupos se encargan de publicar Guías de Resucitación Cardiopulmonar las cuales tienen como propósito actualizar la sucesión de pautas que se deben llevar a cabo para la colaboración satisfactoria en una intervención de auxilio de estas características. Actualmente, la Guía de Resucitación Cardiopulmonar promulgada hace referencia al año 2015, cabe destacar que éstas son actualizadas cada cinco años.¹² La última renovación publicada tiene como base la fusión de la noción del estado de consciencia y del mantenimiento de la respiración del paciente, cuya intención se basa en obtener una respuesta de mayor rapidez ante dicha situación crítica. Por otra parte, se generan pequeños cambios en las compresiones y ventilaciones con el fin de realizar la técnica RCP con mayor éxito.

2.5 SEÑAL DE IMPEDANCIA PARA LA MEDIDA DE LA CALIDAD RCP

En esta parte del TFG se define la señal de impedancia, sus características y la importancia de la señal para medir la calidad de RCP.

La señal de impedancia torácica representa la resistencia del tórax al flujo de corriente y se mide mediante las palas de desfibrilación o parches. Para ello, se pasa una corriente alterna a través del tejido y se mide la caída del voltaje inducido.

Los tejidos biológicos difieren fuertemente en términos de impedancia eléctrica. Esta variabilidad hace que la medición de la impedancia eléctrica sea útil para comprender el funcionamiento y la viabilidad de los órganos internos.¹³

En la siguiente figura se visualizan la señal de ECG en parada y la señal de impedancia mientras el paciente recibe compresiones. Se muestran las fluctuaciones inducidas con cada latido del corazón para un paciente que presenta un ritmo con pulso. La gráfica superior de la imagen muestra el ECG del paciente en *mV*, y la inferior la señal de impedancia torácica (TI) correspondiente en ohmios. Se han hecho varios estudios que determinan el potencial de la señal de impedancia torácica para detectar de manera confiable la presencia de circulación.

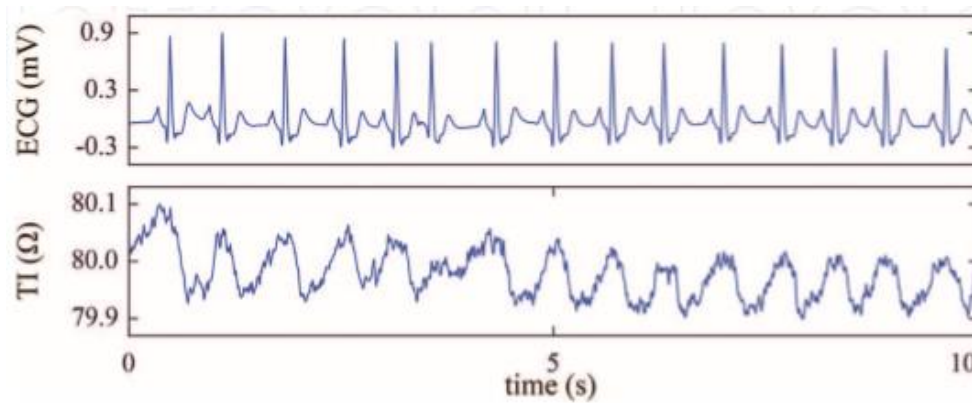


Ilustración 8: Fluctuaciones de la impedancia transtorácica mientras se dan compresiones

En la siguiente figura se muestra un segmento de la profundidad de compresión y las señales de impedancia torácica registradas durante un episodio de reanimación mientras el paciente recibía compresiones y ventilaciones.

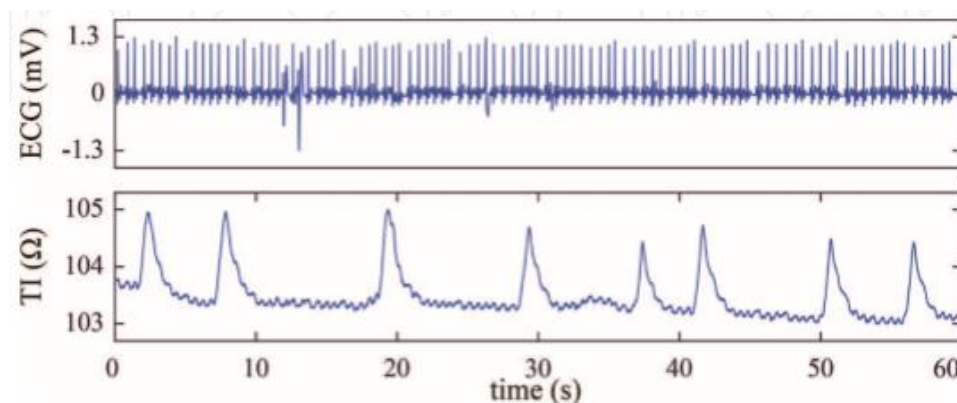


Ilustración 9: Fluctuaciones de la señal de impedancia transtorácica con compresiones y ventilaciones

La calidad de las compresiones se evalúa sustancialmente en tres parámetros: la frecuencia en la que se efectúan las compresiones, la profundidad dada en cada compresión y las pausas entre compresiones. La calidad de las ventilaciones se basa en el tiempo en el que se emite la insuflación. Las guías de resucitación son las que dictaminan los parámetros aquí descritos. La última publicación adjudica a cada parámetro de calidad los valores de la tabla 5, que se deben utilizar para que la reanimación cardiopulmonar cumpla con los índices de calidad:

Parámetros	Descripción
Frecuencia de compresiones	Entre 100 y 120 compresiones por minuto
Profundidad de las compresiones	Aproximadamente 5cm pero no más de 6cm
Pausas entre compresiones	No interrumpir las compresiones durante más de 10 segundos para efectuar ventilaciones
Tiempo de ventilaciones	Insuflar durante aproximadamente 1s

Tabla 5: Parámetros de calidad de las compresiones torácicas¹⁴

Para mantener la calidad de las ventilaciones se deben cumplir las siguientes pautas:

- En SVB: 2 ventilaciones cada 30 compresiones con 1s de insuflación
- En SVA: Ventilaciones simultáneas con compresiones a 10 ventilaciones/min

Los estudios realizados entorno a los parámetros de calidad presentados, concretamente, la frecuencia de compresiones y las pausas entre compresiones, se han analizado mediante la señal de impedancia. Únicamente se han estudiado dos de los tres parámetros básicos ya que la profundidad con la que se dan las compresiones, representada por la amplitud de la señal, no tiene correlación con la frecuencia.

El parámetro de calidad referente a las pausas entre compresiones, aportaría información relevante si se pudiera detectar automáticamente. Son dos los puntos en los que se les podría sacar provecho. El primero, detectar tramos de larga duración en los que no se han efectuado compresiones, y el segundo evaluar el ritmo del ECG sin necesidad de parar de dar compresiones.¹⁵

Por otra parte, en una RCP en la que se dan de forma secuencial 30 compresiones y 2 ventilaciones se ha estipulado parar con la técnica cada 2 minutos para la evaluación del ritmo.¹⁶

2.6 EMERGENCIAS

El servicio de emergencias que ha colaborado en este trabajo es *Osakidetza*. Los servicios sanitarios del País Vasco hacen uso de diferentes recursos móviles para la atención extra-hospitalaria. Las ambulancias que han dado servicio en las paradas analizadas en el trabajo son de SVA. Este tipo de ambulancias son denominadas *sanitarizadas* si el personal sanitario abordado es enfermero o enfermera, y por el contrario, si es un médico el que va a dar atención extra-hospitalaria la ambulancia se llama *medicalizada*.¹⁷ Por otra parte, el material que llevan en este caso es más sofisticado que en ambulancias preparadas para dar un soporte básico. Dentro de estos aparatos de mayor complejidad se encuentran los monitores desfibriladores que se han usado para el desarrollo de este proyecto. El personal que ha colaborado con la recogida de información, ha rellenado los datos en una hoja de Excel generando así la base de datos con información adicional sobre el paciente con la que se ha trabajado en este proyecto. A su vez, se han recopilado las señales que constituyen los diferentes episodios que se han estudiado en el proyecto.

El grupo GSC de la universidad pública del País Vasco fruto de la colaboración con el servicio de emergencias de *Osakidetza* inició un proceso de recopilación de cuatro bases de datos de soporte vital avanzado. Los recursos provenientes de *Osakidetza* se han obtenido de cuatro centros coordinadores pertenecientes a dos de las tres provincias del País Vasco. Las ambulancias que han formado parte del estudio han proporcionado un soporte de tipo SVA, ofreciendo una cartera de servicios completa. *Osakidetza* ofrece 11 localizaciones distintas con dichos recursos. Concretamente, 2 en la provincia de Álava, 4 en la provincia de Vizcaya y 5 en la provincia de Guipúzcoa.¹⁸ En este proyecto han formado parte cuatro puntos geográficos: San Sebastián-Donostia, Bilbao, Urioste y Artaza. En la ilustración 10 se pueden visualizar la localización de las diversas bases situadas en el mapa.

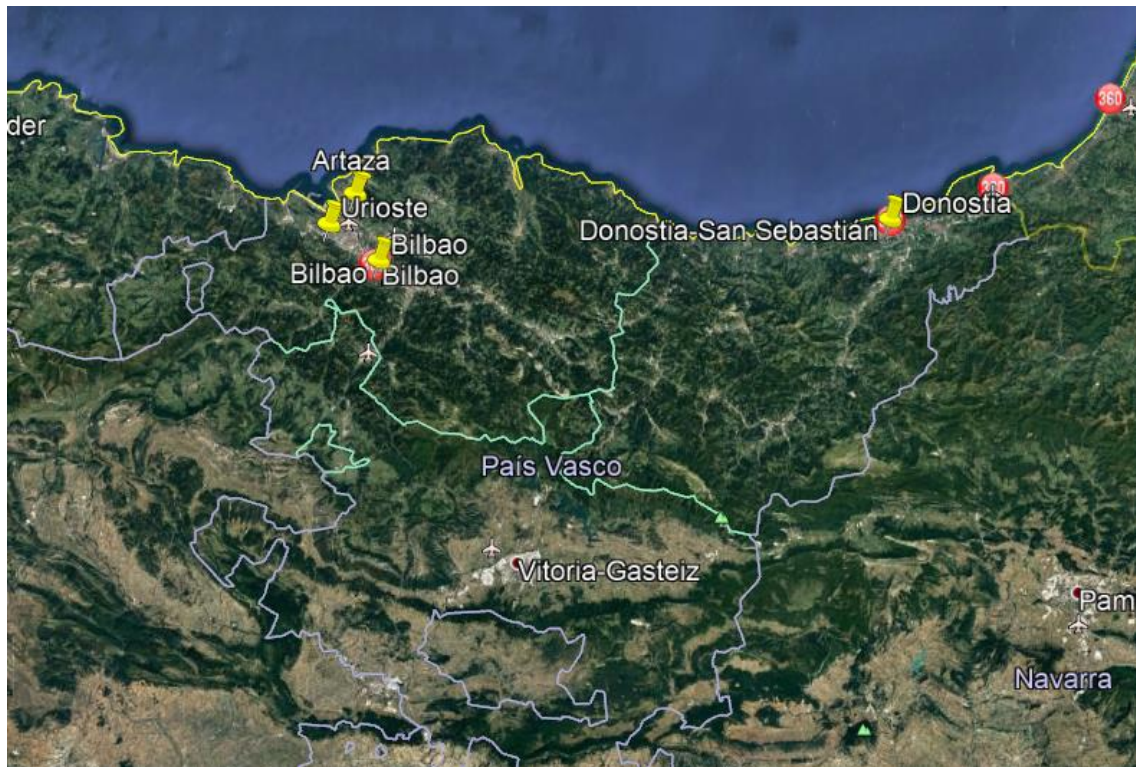


Ilustración 10: Mapa de localizaciones de las bases de SVA

3. OBJETIVOS

El trabajo desarrollado tiene como objetivo fundamental el **análisis** y la **caracterización** de una base de registros de parada cardiorrespiratoria extra-hospitalaria recopilados por el SVA de *Emergencias-Osakidetza*. Los registros del monitor-desfibrilador que contienen las señales biomédicas han sido convertidos a un formato definido para su manejo desde el entorno de programación MATLAB. Se ha desarrollado una herramienta de visualización que integra las señales así como los datos clínicos disponibles. Finalmente, se ha realizado la caracterización de los episodios en relación a las características del paciente y en relación a la calidad de la RCP suministrada por los equipos de SVA.

Los objetivos secundarios son:

- Obtención de la **base de registros de SVA** para su posterior **tratamiento** por parte del grupo de investigación GSC.
- **Desarrollo** de la **herramienta de visualización** mediante la cual analizar las señales biomédicas y los datos médicos.
- **Caracterización de la base de datos** en términos de parámetros de interés como pueden ser el sexo, la edad o la complejidad del paciente.
- **Caracterización** de los **episodios** de parada cardiorrespiratoria **en función** de la **calidad RCP**.

Los servicios sanitarios *Emergencias-Osakidetza* se han encargado de recopilar los episodios de parada cardiorrespiratoria en el formato propio de los monitores-desfibriladores utilizados. Posteriormente, mediante el programa comercial CODE-STAT se han exportado los registros del formato original a formato *csv*. El entorno de programación MATLAB, que ha sido elegido para el desarrollo de la herramienta, permite la conversión de *csv* a *mat*. Para ello, se ha realizado una rutina de conversión.

Se ha desarrollado un visor que integra las señales grabadas por el monitor-desfibrilador y los datos adicionales recopilados por el personal sanitario. Para ello, se ha desarrollado una rutina en el lenguaje de programación elegido.

Posteriormente, se ha llevado a cabo la caracterización de la base de datos en la que se han analizado estos puntos: el número de registros en el que el paciente se encuentra en parada durante más de 20 minutos, los tiempos en los que el paciente entra en parada después de recuperar la circulación y los cálculos estadísticos de los parámetros de interés previamente definidos.

Los parámetros analizados para la caracterización de los episodios de parada en función de la calidad RCP son cuatro: porcentaje de ratio de RCP, porcentaje de ratio de compresiones, frecuencia de compresiones y compresiones por minuto. Para ello, se ha llevado a cabo una comparación entre los resultados obtenidos por el programa comercial y la herramienta desarrollada para uso propio.

4. BENEFICIOS

Para la descripción de los beneficios que aporta el trabajo desarrollado, se deben tener en cuenta los diferentes ámbitos en los que éstos se pueden llevar a cabo. Los beneficios generados se clasificarán en tres apartados diferentes: beneficios técnicos, beneficios económicos y beneficios sociales. Si bien se van a detallar los beneficios logrados mediante la elaboración del trabajo, se deben considerar los posibles beneficios que se puedan adquirir en un futuro derivados de la herramienta desarrollada.

4.1 BENEFICIOS TÉCNICOS

En este trabajo se desarrollan herramientas que permiten trabajar con las señales adquiridas por desfibriladores *Lifepak 12* y *Lifepak 15* durante la parada cardiorrespiratoria. Mediante la herramienta de extracción se convierten la información y las señales del formato original a un formato que facilite el uso para quienes trabajan en el ámbito del tratamiento de señales, facilitando la investigación técnica.

La investigación y los avances llevados a cabo en los diferentes aparatos electrónicos de los que se hace uso en una parada cardiorrespiratoria son posibles gracias a la extracción de las señales grabadas. Los desfibriladores permiten adquirir los datos y las señales monitorizadas y detectan automáticamente si un ritmo es desfibrilable. Para ello los desfibriladores incluyen algoritmos que analizan las señales, su forma de onda, su frecuencia y la pendiente o la amplitud. De ahí radica la importancia de obtener los registros en un formato conocido que facilite su posterior análisis en entornos de programación de fácil uso.

Por otra parte, la herramienta de visualización permite representar las señales de forma gráfica pudiendo ser comparadas con las visualizadas por el monitor-desfibrilador. A su vez, puede formar parte de investigaciones y posibles futuros estudios médicos. El hecho de conocer el comportamiento de las señales de un paciente durante la maniobra de resucitación puede ayudar a una mejora en la posterior atención sanitaria basada en los tratamientos de post-resucitación.

4.2 BENEFICIOS ECONÓMICOS

El trabajo desarrollado tiene como objetivo implementar una herramienta que permita el análisis y la caracterización de la base de datos obtenida. Es por ello, que este proyecto no tiene como finalidad directa el rédito económico.

Se debe tener en cuenta que el proyecto se ha desarrollado en un departamento en el que se efectúan proyectos de investigación. Por lo tanto, cabe la posibilidad de que forme parte de futuros proyectos y estudios de investigación que fomenten la competitividad frente a otros grupos, hecho que aumenta las probabilidades de financiación que recibe el grupo mediante las cuales se mantiene la labor de investigación.

4.3 BENEFICIOS SOCIALES

El trabajo desarrollado al estar directamente relacionado con la salud, contiene un beneficio social de gran importancia.

El ámbito de la salud es una de las áreas de mayor importancia para el ser humano. Es por ello que desarrollar avances en dicha materia es provechoso para la sociedad. La parada cardiorrespiratoria, contexto en el que se ha desarrollado el TFG, forma parte de los ámbitos en los que se necesita seguir estudiando. El motivo reside en la relación existente entre la calidad y el tiempo llevado a cabo en las acciones de la cadena de supervivencia, y los índices de supervivencia. Dado que la mortalidad en una parada cardiorrespiratoria sigue siendo elevada, desarrollar futuros proyectos que permitan avances en dicha materia resulta de vital importancia.

La importancia del desarrollo de una herramienta programada en un entorno conocido conlleva sociales. Este tipo de beneficios vienen de la mano de un análisis minucioso de las señales representadas mediante el visor. Un claro ejemplo sería el estudio de las señales cuya finalidad se basara en encontrar patrones en la señal de recuperación, obtenida en pacientes que han sufrido un nuevo paro cardíaco después de haberse recuperado. Si se llegase a verificar una conducta típica en la señal de monitorización que ayudase a prever la recaída de la víctima, la eficacia de la respuesta dada por el personal sanitario aumentaría, ya que se podrían tomar labores de anticipación mejorando las probabilidades de éxito en la respuesta.

En definitiva, aunque el trabajo no conlleve un beneficio social directo, puede darse el caso en el que la herramienta desarrollada forme parte de estudios e investigaciones que aporten mejoras sociales en el ámbito de la resucitación cardiopulmonar.

5. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN

En este apartado se van a describir las pautas llevadas a cabo para la realización del proyecto. En la primera sección se definirá el procedimiento seguido para el acondicionamiento de la base de datos. En la siguiente sección se describirá la caracterización de la base de datos.

5.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA BASE DE DATOS

El objetivo del acondicionamiento de la base de datos se basa en convertir la información adquirida de formato de fábrica a un formato de fácil manejo. El entorno de programación elegido para desarrollar el TFG es MATLAB ya que es un programa que facilita el tratamiento de las señales y la información con la que se va a trabajar. Para ello, se llevará a cabo el siguiente procedimiento:

Inicialmente, el desfibrilador utilizado en cada paciente aporta los datos necesarios, guardando así toda la información pertinente en ficheros con formato tipo *pco*. Después, se ha hecho uso del software CODE-STAT de *Physio Control* para generar la conversión de los diferentes registros a formato de tipo *csv*. Una vez se ha obtenido la información en dicho formato, se ha creado una rutina de conversión para guardar en un directorio los diferentes registros en un *.mat* el cual contiene una variable de tipo tabla donde se almacena la información, cuyo eslabón principal lo conforman las señales de monitorización y las señales tanto de impedancia como de parches las cuales representan una parada cardiorrespiratoria.

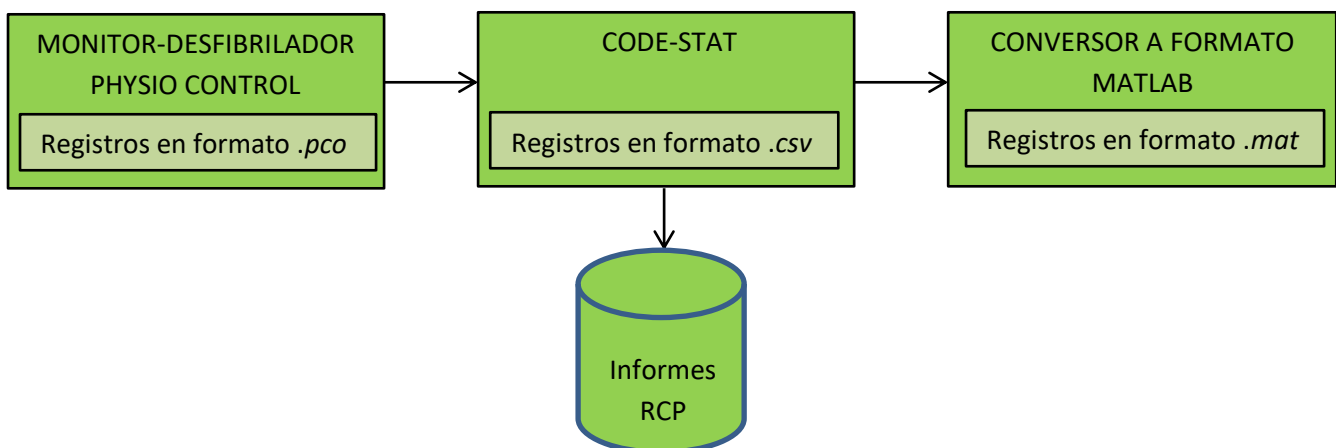


Ilustración 11: Diagrama de bloques para el acondicionamiento de la base de datos

En la ilustración 11 se visualiza el procedimiento llevado a cabo para el acondicionamiento de la base de datos. La función de cada uno de los bloques es la siguiente:

- **Monitor-desfibrilador *Physio Control*:** El monitor-desfibrilador de *Physio Control* es el equipo encargado de grabar las señales de monitorización, impedancia y parches en formato *pco*. Este aparato ha sido utilizado por el SVA en la atención extrahospitalaria. Concretamente, los monitores-desfibriladores utilizados corresponden al *Lifepak 12* y *Lifepak 15* de *Physio Control*.

- **CODE-STAT:** El programa comercial CODE-STAT de *Physio Control* se encarga de exportar los datos originales en formato *csv*. Por otra parte, la herramienta ofrece la posibilidad de realizar Informes de RCP. Estos informes almacenan datos que corresponden a las métricas de calidad.
- **Conversor a formato MATLAB:** En el lenguaje de programación elegido se desarrolla una rutina que permite transformar los datos de formato *csv* a formato *mat*. Cada registro de tipo *mat* contiene una variable de tipo tabla donde se almacenan todos los datos.

Para analizar los datos plasmados en la tabla 6 se va a dividir la estructura en tres bloques. El primero de ellos hace referencia a la información general, el segundo de ellos engloba campos y sub-campos para relacionar mejor la información necesaria y en último lugar se representan los datos de mayor relevancia para el desarrollo de la herramienta.

- **Primer bloque:** Los primeros datos aportados se sitúan en la segunda columna de la tabla y son tales como la versión utilizada, el tipo de reporte, la versión del software utilizada y la fecha y hora de generación entre otros. De todos estos datos iniciales, para el desarrollo de la herramienta únicamente se ha hecho uso del campo *Patient ID* el cual hace referencia al valor que identifica cada registro lo que permite diferenciarlos entre sí.
- **Segundo bloque:** Se presentan tres campos que engloban diferente información. A continuación se describen los campos más significativos de este bloque:
 - *RecordingDevice:* Aporta información sobre el monitor-desfibrilador utilizada para el grabado de las señales. Estos son algunos de los sub-campos que contiene dicho campo:
 - *Manufacturer:* Define la marca del dispositivo utilizado. Tal y como se puede apreciar en la tabla 6, la marca de monitor-desfibrilador usado ha sido *Physio Control*.
 - *SerialNumber:* Representa el modelo del monitor-desfibrilador utilizado en cada caso. En el caso representado en la tabla 6, se define el número de serie como "LP1231617312".
- **Tercer bloque:** Este bloque contiene los parámetros fundamentales para el desarrollo de la herramienta.
 - *Channel:* Define el nombre de las señales grabadas por el monitor-desfibrilador.
 - *Start Offset:* Indica el momento en el que se comienza a grabar cada señal desde que se enciende el equipo.
 - *Duration:* Mediante este campo se conocen la duración de cada una de las señales.
 - *Sample Rate:* Indica la frecuencia de muestreo de cada una de las señales. Por regla general, la mayoría de las señales de monitorización así como la señal de

ECG tienen una frecuencia de muestreo de 125Hz. Sin embargo, la frecuencia de muestreo de la señal tiene un valor inferior siendo éste de 61,038Hz.

- *Data*: En la columna de cada señal, se representan los puntos para visualizar las diferentes señales.

El campo *Channel* merece una mención especial ya que describe el tipo de señales que se van a visualizar. En la tabla 6 se puede apreciar como las derivaciones monitorizadas son periféricas. En concreto, para este caso se hace uso de las 6 derivaciones periféricas descritas en la tabla 1 mostrada en el apartado 2 que describe el contexto.

El caso representado no es un caso aislado, esta premisa se cumple en los diferentes registros analizados donde las derivaciones precordiales no son grabadas.

Por otra parte, las señales de parches e impedancia representan las señales grabadas en parada cardiorrespiratoria.

- **Señal de parches**: Se trata de la señal de ECG cuando el paciente está en parada cardiorrespiratoria.
- **Señal de impedancia**: Representa la resistencia que muestra el tórax a la corriente originada por los parches.

Por lo tanto, las señales de parches e impedancia no son concurrentes con las señales de derivaciones ya que las primeras suceden en estado de parada cardiorrespiratoria y las segundas cuando el paciente recupera la circulación.

'Version'	''''''1.2''''''							
'Generated'	''''''2017-11...							
'Report Type'	''''''Continu...							
'Incident ID'	''''''2014091...							
'Patient ID'	''''''2014091...							
'Software V...	''''''1.2.0.44''...							
								PRIMER BLOQUE
'Patient De...	''	''	''	''	''	''	''	''
'Sex'	''''''Not kno...							
'Race'	''''''Unspeci...							
'Record'	''	''	''	''	''	''	''	''
'Acquisition...	''''''2014-0...							
'Acquisition...	''''''09:36:...							
'Recording...	''	''	''	''	''	''	''	''
'Manufactu...	''''''Physio-...							
'Model'	''''''LP12''''''							
'SerialNum...	''''''LP12316...							
'DeviceID'	''''''000''''''							
'BaselineFilt...	''''''5''''''	'unit'	'Hz'					
'LowpassFil...	''''''150''''''	'unit'	'Hz'					
'FilterBitMap'	''''''50 Hertz...							
								SEGUNDO BLOQUE
'Channel'	''I''	''II''	''aVF''	''aVL''	''aVR''	''III''	''Impedanc...	''Paddles (...
'Units'	''mV''	''mV''	''mV''	''mV''	''mV''	''mV''	''Ohm''	''mV''
'Counts per...	'204918'	'204918'	'204918'	'204918'	'204918'	'204918'	'819'	'204918'
'Start Offset'	''00:23:48.1...	''00:23:45.7...	''00:23:47.3...	''00:23:47.0...	''00:23:46.9...	''00:23:46.8...	''00:00:33.3...	''00:00:33.3...
'Duration'	''00:12:23.9...	''00:08:55.5...	''00:00:00.8...	''00:00:00.2...	''00:00:00.1...	''00:08:54.2...	''00:45:48.6...	''00:45:48.8...
'Sample Rate'	'125'	'125'	'125'	'125'	'125'	'125'	'61.038'	'125'
Start Date'	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...
Start Time'	''10:00:41.1...	''10:00:38.7...	''10:00:40.3...	''10:00:40.0...	''10:00:39.9...	''10:00:39.8...	''09:37:26.3...	''09:37:26.3...
Stop Date'	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...	''2014-09-1...
Stop Time'	''10:13:05.1...	''10:09:34.2...	''10:00:41.1...	''10:00:40.3...	''10:00:40.0...	''10:09:34.0...	''10:23:14.9...	''10:23:15.2...
BaseLineC...	'1'	'1'	'1'	'1'	'1'	'1'	'0.3'	'1.3'
LowPassCu...	'30'	'30'	'30'	'30'	'30'	'30'	'30'	'30'
Data'	'0.19520003...	'-0.0878400...	'0.43432006...	'-0.2732800...	'-0.8003201...	'1.61040025...	'-0.0195360...	'-0.0146400...
'	'0.32696005...	'-0.0536800...	'0.14152002...	'-0.2293600...	'-1.0004001...	'1.18584018...	'-0.1074481...	'-0.0097600...
'	'0.07808001...	'0.11712001...	'-0.0780800...	'-0.0829600...	'-1.0394401...	'0.87352013...	'-0.1929181...	'-0.0097600...
'	'-0.1512800...	'0.05856000...	'-0.1659200...	'0.10736001...	'-0.7759201...	'0.53192008...	'-0.2576312...	'-0.0097600...
'	'-0.1805600...	'-0.2537600...	'-0.0732000...	'0.29768004...	'-0.2586400...	'0.25376004...	'-0.3199023...	'-0.0097600...
'	'-0.1464000...	'-0.3708800...	'-0.1024800...	'0.47824007...	'-0.0292800...	'0.12688002...	'-0.3601953...	'-0.0244000...
'	'-0.1268800...	'-0.3464800...	'-0.3318400...	'0.55144008...	'-0.0585600...	'0.03416000...	'-0.4017094...	'-0.0341600...
'	'-0.1220000...	'-0.3318400...	'-0.6539201...	'0.61000009...	'-0.1659200...	'0.07808001...	'-0.4285714...	'-0.0488000...
'	'-0.1073600...	'-0.2976800...	'-0.9857601...	'0.64416010...	'-0.1756800...	'0.07808001...	'-0.4358974...	'-0.0536800...
'	'-0.0927200...	'-0.2830400...	'-1.2200001...	'0.63928010...	'-0.0732000...	'-0.0048800...	'-0.4383394...	'-0.0732000...
'	'-0.0585600...	'-0.3416000...	'-1.3517602...	'0.61976009...	'0.06832001...	'-0.1122400...	'-0.4346764...	'-0.0829600...
'	'-0.0536800...	'-0.4001600...	'-1.3810402...	'0.53680008...	'0.15128002...	'-0.3416000...	'-0.4126984...	'-0.1024800...
'	'-0.1171200...	'-0.3904000...	'-1.3420002...	'0.46848007...	'0.18544002...	'-0.4733600...	'-0.3589743...	'-0.1024800...
'	'-0.1854400...	'-0.3367200...	'-1.3078402...	'0.42456006...	''	'-0.7076001...	'-0.2979242...	'-0.1122400...
'	'-0.2293600...	'-0.2830400...	'-1.1907201...	'0.43432006...	''	'-1.0345601...		
'	'-0.2244800...	'-0.2244800...	'-1.0687201...	'0.56120008...	''	'-1.0540801...		
								TERCER BLOQUE

Tabla 6: Formato de la variable tabla de uno de los registros recopilados por el SVA

5.2 HERRAMIENTA PARA LA VISUALIZACIÓN DE SEÑALES Y DATOS CLÍNICOS

Para poder realizar la tarea de visualización se ha desarrollado un visor en MATLAB que contiene tres funcionalidades básicas. La primera se basa en la conversión de los datos al formato utilizado en MATLAB, así como la posterior manipulación de la información para poder representarla en el visor.

5.2.1 CARGA Y TRATAMIENTO DE LOS DATOS PARA SU POSTERIOR VISUALIZACIÓN

En esta parte del TFG se van a detallar las pautas que se han seguido para la visualización de las señales y la información adicional.

Una vez se ejecute el programa, se visualizará una ventana con todos los registros que permite elegir el que se pretenda visualizar. Una vez hecha la selección, el programa extrae y manipula los datos necesarios para dibujar las señales de forma gráfica en el visor. A su vez, el programa trabaja con los datos clínicos de cada paciente almacenados en una base de datos de tipo Excel. El programa almacena los datos de origen en una tabla. El programa encuentra la información adicional del paciente en la base de datos, con el fin de representarla en el visor.

En la ilustración 12 se muestra el visor de señales que visualiza uno de los registros recopilados. A continuación, se describirá la estructura de la figura.

- **REGISTRO PCO:** Indica el ID del registro a visualizar.
- **ETIQUETAS:** Se muestra el nombre de cada señal en el eje y. Además, se define el eje de tiempos en el eje x.
- **DURACIÓN DEL REGISTRO:** Se añade la duración total del registro representada en segundos.
- **DATOS CLÍNICOS:** Se visualiza la información adicional de cada paciente almacenada en la base de datos realizada por el personal sanitario del SVA. Dicha base de datos contiene los siguientes campos:
 - **BASE:** Hace referencia a la base encargada de atender al paciente.
 - **FECHA:** Día mes y año en el que se produjo la parada cardiorrespiratoria.
 - **HORA:** Hora de atención al paciente.
 - **SEXO:** Sexo del paciente.
 - **EDAD:** Edad del paciente.
 - **COMPLEXIÓN:** Se diferencian cuatro tipos: atlética, delgada, robusta y obesa.
 - **OBSERVACIONES:** En caso de considerarse oportuno, este campo aporta la información relevante acerca del estado del paciente así como de las acciones médicas realizadas.

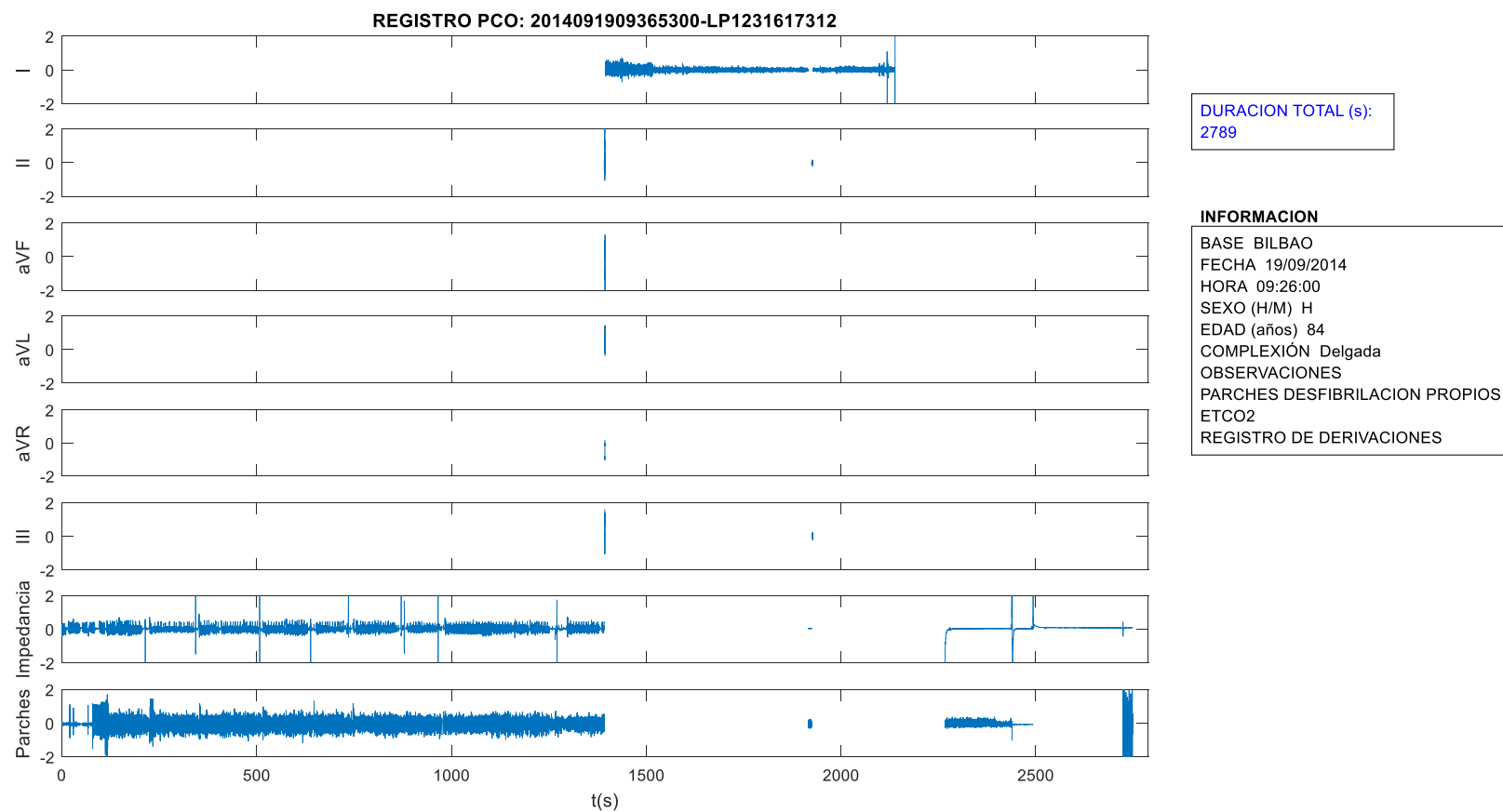


Ilustración 12: Visor de señales y datos clínicos

A su vez, el visor mostrado en la ilustración 12 permite analizar las señales representadas. En los primeros segundos de la gráfica se dibujan las señales de parches e impedancia. Por lo tanto, cuando el personal sanitario se hace cargo de la situación la víctima se encuentra en parada cardiorrespiratoria. Durante ese tiempo, el paciente recibe ventilaciones y compresiones torácicas simultáneamente mientras está intubado. En la ilustración 12 se puede apreciar la forma que toman las señales en esta situación. Tiempo después, el paciente recupera el ritmo cardíaco por lo que se monitorizan las señales de derivaciones, en concreto la derivación I. Poco después, el paciente vuelve a caer en parada cardiorrespiratoria y no recupera la circulación.

5.2.2 VISUALIZACIÓN Y EXTRACCIÓN DE LAS SEÑALES DE PARADA CARDIORRESPIRATORIA

En esta sección se describirá el procedimiento llevado a cabo para la visualización de las señales de parada en un nuevo visor.

Se plantea un nuevo visor que permite visualizar las señales de parada, es decir, la señal de impedancia y la señal de parches, en ventanas correlativas de duración programable. En la ilustración 13 se visualiza la primera ventana para un registro de parada cardiorrespiratoria. Se observan series de compresiones torácicas y pausas para la ventilación. Además, se puede ver la interferencia de las compresiones torácicas sobre la señal ECG.

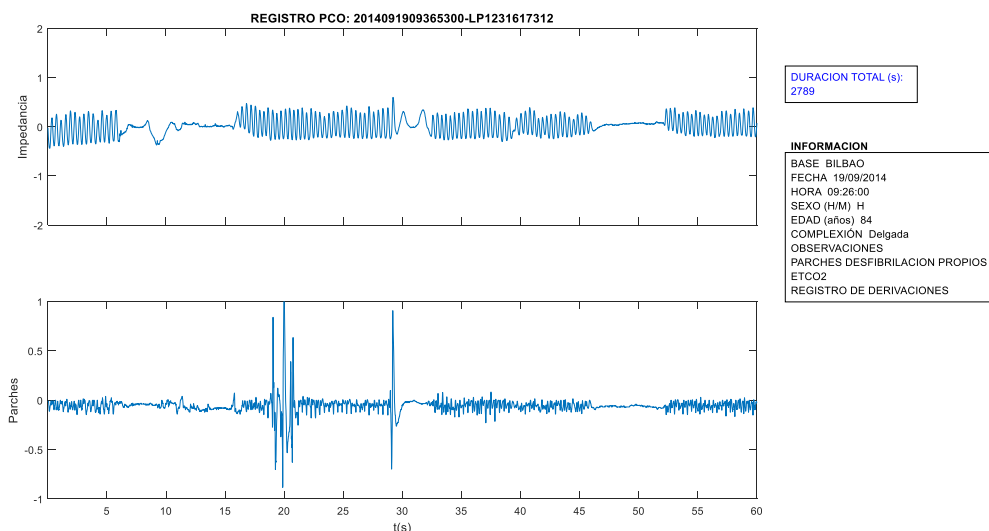


Ilustración 13: Primera ventana de la señal ECG y de la impedancia transtorácica en parada cardiorrespiratoria

5.2.3 MARCADO AUTOMÁTICO DE COMPRESIONES TORÁCICAS EN LA SEÑAL DE IMPEDANCIA

En esta parte del TFG se presenta el procedimiento llevado a cabo para el marcado automático de compresiones. La señal utilizada para en este método es la señal de impedancia. A continuación, se describirá la rutina desarrollada que sirve para detectar las posiciones en las que se han efectuado compresiones torácicas.

La rutina recibe la señal de impedancia y su frecuencia de muestreo para procesarla. Se calcula la posición de cada compresión para obtener el array de posiciones en segundos. Una vez se tienen los puntos de compresiones, se muestran en la señal de impedancia mediante un visor.

En la ilustración 14 se muestran mediante líneas verticales discontinuas las posiciones de las compresiones para la rutina visualizada.

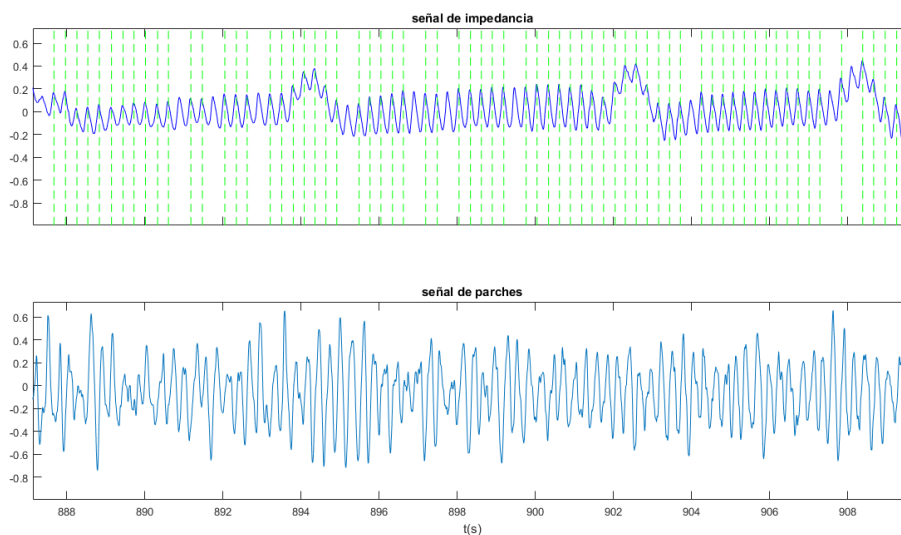


Ilustración 14: Visor para el marcado de compresiones en la señal de impedancia

Las dos funcionalidades básicas que ofrece este método son la obtención de la frecuencia de compresiones y el tiempo de compresiones. La frecuencia de compresiones indica cada cuánto se efectúan las compresiones, por lo que por cada dos compresiones consecutivas se obtiene una frecuencia instantánea. El tiempo de compresiones representa cuánto tiempo se han estado proporcionando compresiones mientras el paciente se encontraba en parada cardiorrespiratoria.

5.3 CARACTERIZACIÓN DE LA BASE DE DATOS Y DE LOS EPISODIOS RECOPIADOS

En este punto se analizará la caracterización desde dos puntos de vista diferentes. El primero de ellos se basa en la caracterización de la base de datos y el segundo se basa en la caracterización de los episodios recopilados.

La caracterización de la base de datos se basa en analizar los parámetros de interés del paciente como pueden ser el sexo, la edad y la complejidad. Los resultados se han obtenido mediante cálculos realizados en el programa Excel. Dichos resultados se detallarán en el apartado dedicado a los cálculos y la descripción de los resultados.

La caracterización de las métricas de calidad se ha llevado a cabo desde dos puntos de vista diferentes. El primero se basa en los reportes obtenidos mediante el programa CODE-STAT. El segundo, se ha desarrollado evaluando las métricas de calidad mediante un programa realizado para uso propio.

El programa comercial CODE-STAT, aparte de exportar los datos en formato csv, permite almacenar reportes RCP que facilitan el análisis de la calidad.

El programa desarrollado en MATLAB que calcula las métricas de calidad recibe el array de posiciones donde se detectan compresiones y la duración del registro para calcular la frecuencia de compresiones, el ratio de compresiones y las compresiones por minuto.

Una vez se obtienen los resultados de ambos métodos se hacen las comprobaciones pertinentes y se valida la fiabilidad de la herramienta desarrollada para el cálculo de las métricas en un entorno conocido y de fácil uso.

Los parámetros analizados están directamente relacionados con la calidad de las compresiones torácicas. La señal utilizada para las mediciones corresponde a la señal de impedancia. Para una mayor comprensión del análisis realizado se describirán los parámetros analizados.

Frecuencia de compresiones: Se basa en calcular la media de compresiones por minuto llevadas a cabo en la señal de impedancia. Para ello, se calculan las frecuencias instantáneas entre dos compresiones consecutivas de la señal. El valor esperado se sitúa entre 100-120 compresiones por minuto.

Ratio de compresiones: Calcula de forma porcentual el tiempo en el que se han estado dando compresiones durante el tiempo de parada cardiorrespiratoria. Para llevar a cabo dicho cálculo se establece una norma que discrimina los tramos en los que no se han dado compresiones durante más de un segundo.

Compresiones por minuto: Define cuántas compresiones se dan de media en cada minuto de compresiones de la señal de impedancia.

6. METODOLOGÍA

En el apartado de metodología se explicará el procedimiento llevado a cabo para el desarrollo del trabajo. Por lo tanto, se documentarán aspectos descritos anteriormente con mayor detalle. A su vez, se dedicará una sección a los equipos que se han utilizado para desarrollar el trabajo.

6.1 EQUIPOS

En esta sección se especificarán los diferentes equipos que han formado parte para la preparación de este proyecto. El uso de instrumentos electrónicos ha sido fundamental para obtener y tratar los datos iniciales. Se ha hecho uso de cuatro equipos: El software MATLAB en el que se han desarrollado las rutinas, el monitor-desfibrilador *Lifepak 12* y *Lifepak 15* y el software CODE-STAT.

6.1.1 MATLAB

Como ya se ha nombrado en otras secciones, el software utilizado para el desarrollo de la herramienta ha sido MATLAB, concretamente la versión R2016b, que ha sido instalada en el ordenador de trabajo.

6.1.2 MONITOR-DEFIBRILADOR *LIFEPAK 12* y *LIFEPAK 15*

Los monitores-desfibriladores utilizados por el personal sanitario en la atención extra-hospitalaria han sido los *Lifepak 15* y *Lifepak 12* de la marca *Physio Control*. Estos dos tipos de monitores-desfibriladores cuentan con unas características y funcionalidades muy similares.

Este dispositivo electrónico consta de dos **partes** claramente diferenciables. La primera es la pantalla principal donde se pueden visualizar las señales, y la segunda se basa en los botones que ofrecen diversas funcionalidades y opciones.

La pantalla incorporada en el monitor desfibrilador, permite la visualización de la señal ECG e información adicional. También permite visualizar diversas señales que no serán grabadas posteriormente para el desarrollo del trabajo como puede ser la señal de CO₂ que se visualiza en la ilustración posterior. Para activar la zona de monitorización de la pantalla se debe conectar el cable de monitorización al dispositivo. Dependiendo del cable conectado se visualizará una parte u otra de la pantalla. En la imagen posterior se pueden apreciar las diferentes opciones que ofrece la pantalla del dispositivo electrónico.¹⁹

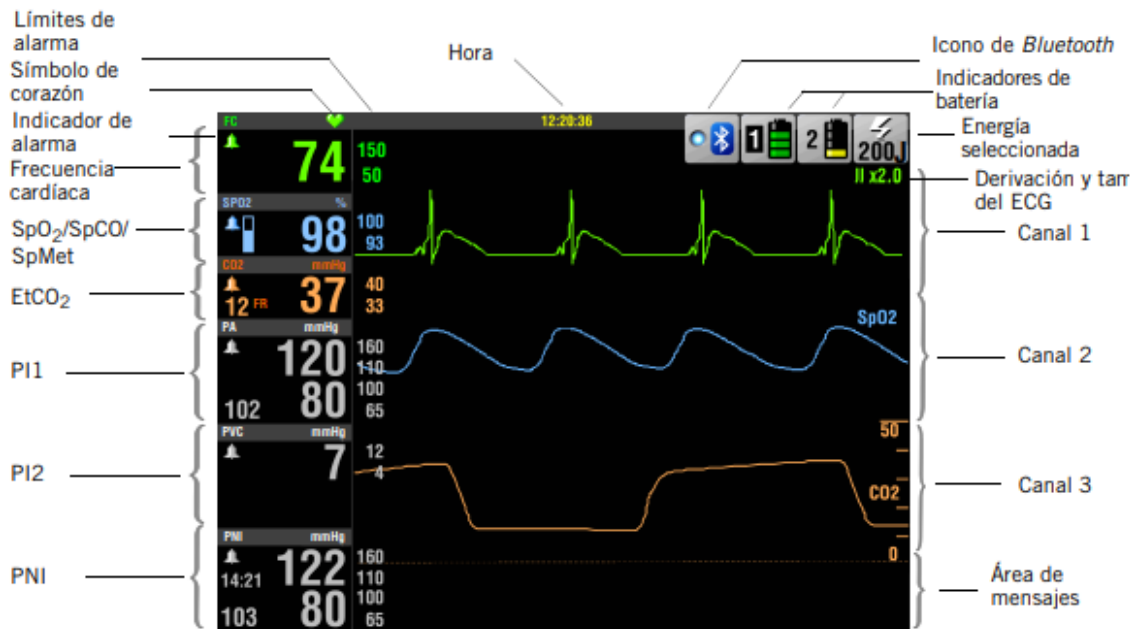


Ilustración 15: Pantalla del monitor-desfibrilador *Lifepak 15* de *Physio Control*

En la tabla posterior, se detallarán las opciones que ofrece la pantalla del monitor-desfibrilador.

ZONA	DESCRIPCIÓN
Derivación y tamaño del ECG	Muestra la forma y tamaño del ECG.
Canal 1	Siempre está visible. Muestra la forma de onda del ECG primario.
Canal 2	Muestra una forma de onda adicional. Ésta puede ser la continuación del ECG o un gráfico de tendencia.
Canal 3	Ofrece la misma funcionalidad que la zona del canal 2.
Área de mensajes	Muestra mensajes de estado.

Tabla 7: Estructuración de la pantalla del monitor desfibrilador

Es importante detallar las **funcionalidades** que ofrece el equipo. Este tipo de monitor-desfibrilador tiene como finalidad ofrecer un servicio de calidad en una atención cardíaca. Por lo tanto, las funcionalidades que ofrece el aparato electrónico se pueden resumir en tres: monitorización del ECG, uso de terapia manual y desfibrilación externa automática.

- La monitorización del ECG: Se basa en controlar el desarrollo del ritmo cardíaco sometiéndole a vigilancia. De esta manera, se pretende identificar e interpretar ritmos cardíacos atípicos, así como calcular la frecuencia cardíaca. El procedimiento a seguir para la obtención del ECG se basa en aplicar electrodos o palas al paciente para registrar la actividad eléctrica del corazón tal y como se comentaba en el apartado del contexto.
- Desfibrilación automática externa: En esta opción el sistema actúa como un desfibrilador semiautomático. Permite llevar a cabo un protocolo de tratamiento rápido mediante el análisis del ECG. El algoritmo del software analiza el ritmo

electrocardiográfico del paciente e indica la detección de un ritmo desfibrilable, en caso de sucederse.

- El método de desfibrilación manual: Ofrece la opción de generar un impulso eléctrico breve al músculo del paciente cuando el reanimador lo decida. Por lo tanto, se requiere personal sanitario que tenga conocimientos para interpretar el ECG y a su vez, que tenga las nociones necesarias para poder interactuar con el dispositivo.

Finalmente, el equipo ofrece otros modos de funcionamiento aparte de las tres opciones previamente definidas. Uno de ellos es el modo de archivo mediante el cual se permite el acceso a los datos salvaguardados, otro es el modo de demostración el cual simula la visualización de señales y gráficas. También cabe destacar que el dispositivo ofrece uso de *bluetooth* y la posibilidad de imprimir los datos almacenados.

6.1.3 CODE-STAT

En esta sección se describirá el software de *Physio Control* utilizado para la conversión de los datos de formato original a formato *csv*. Se detallará el procedimiento llevado a cabo para dicha exportación, y se comentará que permite obtener los reportes de RCP para el análisis de la calidad.

La atención prestada por parte del equipo médico ante una situación de parada cardiorrespiratoria se desarrolla en un ambiente de suma rapidez. De modo que, para obtener la calidad esperada en la respuesta realizada al paciente, resulta esencial la revisión posterior de los resultados.

El programa CODE-STAT se dedica a la revisión de datos de la marca. Esta herramienta ofrece un acceso sencillo a los datos almacenados que permite su posterior análisis y revisión.²⁰ De esta manera, se consigue recolectar de una forma segura la información crítica una vez descargada del dispositivo original. El hecho de poder recopilar la información de diferentes episodios de parada abre la posibilidad de examinar la tendencia y el rendimiento de un conjunto de registros de forma rápida. Para ello se dispone de herramientas de visualización donde se muestran los parámetros a analizar, cuyo análisis posibilita una mejora en las intervenciones futuras a próximos pacientes.

El grupo de investigación GSC tiene instalada la versión 9.0 de CODE-STAT en uno de los equipos de trabajo. Se ha hecho uso de dicho software para la exportación de los datos y la obtención de los informes de RCP de este proyecto. En la imagen posterior se puede apreciar la pantalla de inicio del programa comercial.

Nombre del paciente	ID del incidente	Inicio del caso	Dispositivo	ID del dispositivo	Estado	Notas		
	2016090014492200-LP1542992318	2016090014492200-LP152...	08/09/2016	14:48:23	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016082802013200-LP1542992318	2016082802013200-LP152...	26/08/2016	02:01:33	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016082513131900-LP1542992318	2016082513131900-LP152...	25/08/2016	13:13:21	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016082116591100-LP1542992318	2016082116591100-LP152...	21/08/2016	16:59:12	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016081921494100-LP1542992318	2016081921494100-LP152...	19/08/2016	21:49:42	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016081621202900-LP1542992318	2016081621202900-LP152...	16/08/2016	21:20:28	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016081614060700-LP1542992318	2016081614060700-LP152...	16/08/2016	14:06:17	LP15	LP152318	Nuevo	
BBG ARTAZA.BIDALITA	2016081322182400-LP1541898859	2016081322182400	13/08/2016	22:18:24	LP15	LP158859	Nuevo	16/08/2016 12:45:05- physio- BBG. Osoa bidali dute. (FV...
BBG ARTAZA.BIDALITA	2016080911175700-LP1231617312	2016080911175700	01/08/2016	11:18:12	LP12	BILBAO	Nuevo	05/08/2016 14:25:39- physio- BBG. Osoa bidali dute (FV...
BBG URIOSTE	2016072409154000-LP1542329524	2016072409154000	24/07/2016	09:15:40	LP15	LP159524	Nuevo	27/07/2016 14:26:41- physio- BBG. Osoa bidali dute (asi...
	2016071910473100-LP1542992318	2016071910473100-LP152...	19/07/2016	10:47:21	LP15	LP152318	Nuevo	
	2016071507242000-LP1542992318	2016071507242000-LP152...	15/07/2016	07:24:27	LP15	LP152318	Nuevo	
BBG ARTAZA	2016070511175900-LP1541898859	2016070511175900	05/07/2016	11:17:58	LP15	LP158859	Nuevo	06/07/2016 9:53:39- physio- BBG. Osoa bidali dute. FV (...)
BBG ARTAZA	2016070508462300-LP1541898859	2016070508462300	05/07/2016	08:46:23	LP15	LP158859	Nuevo	06/07/2016 9:54:41- physio- BBG. Osoa bidali dute. FV (...)
BBG ARTAZA	2016070315435900-LP1541898859	2016070315435900	03/07/2016	15:43:57	LP15	LP158859	Nuevo	04/07/2016 13:12:05- physio- BBG. Osoa bidali dute. Asi...
BBG URIOSTE.BIDALITA	2016062923210400-LP1542329524	2016062923210400	29/06/2016	23:21:02	LP15	LP159524	Nuevo	30/06/2016 11:44:39- physio- BBG. Osoa bidali dute (FV...
BBG ARTAZA	2016062720342700-LP1541898859	2016062720342700	27/06/2016	20:34:26	LP15	LP158859	Nuevo	29/06/2016 10:46:38- physio- BBG. Osoa bidali dute (DEM)
BBG ARTAZA	2016062720193000-LP1541898859	2016062720193000	27/06/2016	20:19:31	LP15	LP158859	Nuevo	29/06/2016 10:47:30- physio- BBG. Osoa bidali dute (DE...
BBG ARTAZA	2016062500523600-LP1541898859	2016062500523600	25/06/2016	00:52:35	LP15	LP158859	Nuevo	27/06/2016 14:30:45- physio- BBG. Osoa bidali dute (AE...
BBG ARTAZA	2016061916281700-LP1541898859	2016061916281700	19/06/2016	16:28:16	LP15	LP158859	Nuevo	23/06/2016 12:43:44- physio- BBG. Osoa bidali dute. Asi...
BBG URIOSTE.BIDALITA	2016061822140200-LP1542329524	2016061822140200	18/06/2016	22:14:00	LP15	LP159524	Nuevo	23/06/2016 12:44:24- physio- BBG. Osoa bidali dute. 6 ta...

Ilustración 16: Pantalla de inicio del software CODE-STAT 9.0

En dicha pantalla se visualizan los episodios registrados. La barra de herramientas situada en la parte superior del programa ofrece las diferentes funcionalidades del programa.

En la imagen posterior se plasman las diferentes opciones que ofrece el software para la exportación de los registros. Se presentan dos tipos de formato diferentes para la exportación: el formato xml y el formato csv. La opción elegida ha sido csv para facilitar el manejo de la información. Para llegar a esta pantalla se hizo la selección consecutiva de las pestañas archivo/exportar/SVA_0 que ofrece el programa.

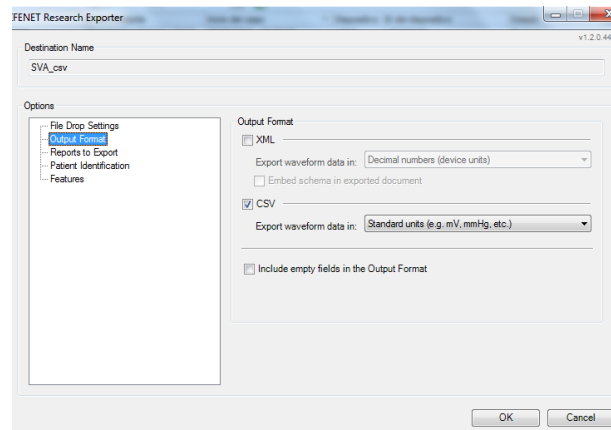


Ilustración 17: Opciones de exportación de datos

Tal y como se puede visualizar en la ilustración posterior, el programa ofrece la posibilidad de dibujar las señales de los episodios. A su vez, el software aporta la posibilidad de marcado de compresiones tal y como se puede apreciar en los puntos rojos de la imagen.

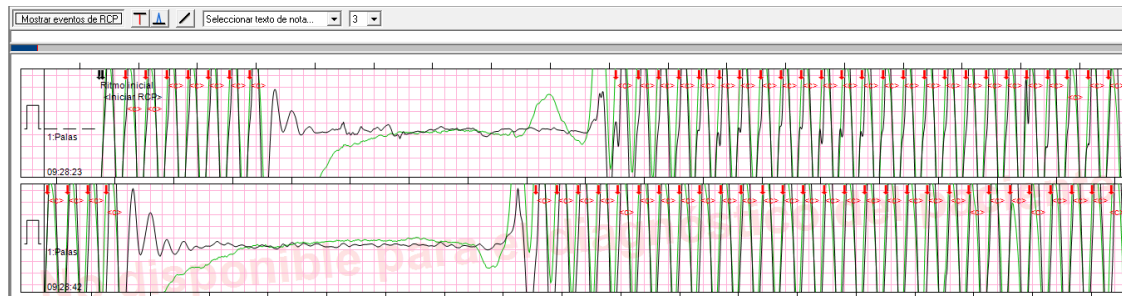


Ilustración 19: Sección de la señal de impedancia con marcado de compresiones

Tal y como se ha comentado al inicio de la sección se describirán los reportes de RCP obtenidos mediante dicha herramienta.

Dentro de todas las opciones que ofrece el software, se hará uso de los cálculos estadísticos de RCP elaborados por el programa. Los parámetros de calidad recibidos son: ratio de RCP, ratio de compresiones, frecuencia de compresiones y compresiones por minuto. Dichos parámetros se compararán con los obtenidos mediante el programa desarrollado para uso propio. La comparación de los resultados obtenidos por diferentes fuentes promueve la búsqueda de una mayor eficacia de los productos con el fin de aumentar la calidad de respuesta ante una parada cardiorrespiratoria.

6.2 PROCEDIMIENTO

En esta sección del documento se detallarán las directrices llevadas a cabo para desarrollar el proyecto. Para llevar a cabo la solución propuesta descrita en el apartado anterior, se han marcado unas pautas para la elaboración del acondicionamiento de la base de datos y de la herramienta de visualización.

6.2.1 ACONDICIONAMIENTO DE LA BASE DE DATOS

La información exportada en formato *csv* se puede visualizar mediante la herramienta de Microsoft Excel. Es por ello, que será imprescindible llevar a cabo la instalación del paquete *Excel* para poder visualizar la estructura de los datos que conforman la base de datos.

El ordenador en el que se ha desarrollado gran parte del proyecto tiene instalado el sistema operativo Windows 10. De modo que, el ejecutable utilizado para la instalación y activación de la aplicación Excel debe ser compatible con dicho sistema. El programa ha servido para visualizar la información de los diferentes registros de la base de datos, y para la caracterización de la base de datos donde se han hecho diversos cálculos estadísticos.

Mediante el entorno de programación MATLAB se han desarrollado las herramientas necesarias para la elaboración del trabajo. Por lo tanto, se ha procedido a la instalación de dicho software que proporciona un entorno de programación conocido, el cual mantiene la compatibilidad necesaria con el ordenador en el que se ha instalado. En este caso, la versión elegida ha sido MATLAB R2016b, versión que ofrece grandes funcionalidades.

6.2.2 VISOR DE DATOS

Para obtener una estructuración clara de lo que se va a documentar en esta sección, se van a definir las diferentes rutinas desarrolladas. Teniendo en cuenta la función de cada rutina, se clasifican de la siguiente manera:

- 1) **Pco_csv2table**: Esta rutina lleva a cabo la conversión de los registros guardados en formato *csv* a formato *mat*. Los archivos de tipo *mat* almacenan la información en una variable de tipo tabla.
- 2) **Pco_viewer**: Programa principal dividido en tres partes basadas en el tratamiento y la visualización de la información documentadas en apartados anteriores del documento las cuales se detallarán en mayor profundidad a lo largo de esta sección.

Siguiendo el esquema planteado en el párrafo anterior, se procede a describir en mayor profundidad las rutinas presentadas. El primer paso será generar una rutina que exporte y transforme los datos visualizados mediante la aplicación *Excel* a un formato que sea compatible con el lenguaje de programación del entorno de programación utilizado. La rutina **Pco_csv2table** accede a los registros en formato *csv* guardados en el directorio *Base_CSV* para convertirlos en una variable de tipo tabla que se almacenará en un nuevo directorio denominado *Base_Table* el cual contendrá los 220 registros que forman parte de este proyecto.






Nombre	Fecha de modifica...	Tipo
 rec1.mat	18/10/2018 16:49	MATLAB Data
 rec2.mat	18/10/2018 16:50	MATLAB Data
 rec3.mat	18/10/2018 16:50	MATLAB Data
 rec4.mat	18/10/2018 16:51	MATLAB Data
 rec5.mat	18/10/2018 16:51	MATLAB Data

Ilustración 18: Registros guardados en el directorio *Base_Table*

El segundo paso llevado a cabo ha sido la programación del ejecutable principal que tiene por nombre **pco_viewer**. Para su explicación se dividirá el programa en tres partes:

- **Tratamiento de datos y visor de las señales**
- **Representación de los datos clínicos en el visor**
- **Visor de las señales de parada mediante ventanas de duración programable**

Todos los apartados designados forman parte del programa principal y se han desarrollado de forma sucesiva.

Tratamiento de datos y visor de las señales

Una vez ejecutado el programa, se visualiza un cuadro de diálogo que permite elegir el registro que se desea representar de entre todos los almacenados en el directorio denominado *Base_Table*. Una vez realizado este paso, la herramienta dispone de la variable tipo tabla del episodio a analizar. El programa lleva a cabo la búsqueda de los campos que contienen datos de interés dentro de la tabla. Después de manipular los datos para trabajar de forma adecuada, se genera la figura que visualiza todas las señales y los datos relacionados con el registro.

Para la elaboración de esta rutina se han hecho pruebas con un registro formado por pocas señales hasta obtener su correcto funcionamiento. Una vez constatado este hecho se han hecho pruebas con registros más completos hasta visualizar todos los episodios almacenados.

Representación de los datos del paciente en el visor realizado previamente

Una vez obtenido el visor, se añade información adicional del paciente posicionándola en la parte derecha del visor. Para ello, se hace uso de la función *annotation* de MATLAB que genera un *textbox*.

El primer paso se basa en extraer la información almacenada en la base de datos denominada BASE_REGISTROS guardado en formato Excel. Para ello, se hace uso de la función *xlsread* definida por el propio sistema de programación. Después de tratar las variables se busca la información del paciente y se plasma en el visor.

Visor de las señales impedancia y ECG mediante ventanas programables

Se genera un nuevo visor con las señales de parada distribuidas en ventanas. Por lo tanto, se deben extraer las muestras correspondientes al tramo de duración que se va a presentar. Se localizan las variables impedancia, parches, frecuencia de muestreo de la impedancia y frecuencia de muestreo de la señal de parches dentro de la tabla de datos cargada. Una vez se obtienen las variables necesarias, se realizan los cálculos iniciales. Es necesario el uso de una variable denominada *span* en la que se especifica la duración en segundos de cada ventana, este valor es programable.

La última ventana de cada registro recibe un tratamiento especial ya que a diferencia del resto puede no poseer muestras para la duración completa.

En resumen, este nuevo visor dibuja las señales de parada cardiorrespiratoria, la señal de impedancia y la señal de ECG, en ventanas programables. Además, también se representan también los datos clínicos del paciente.

6.2.3 CARACTERIZACIÓN DE LOS EPISODIOS

Al hilo de lo descrito anteriormente, en esta sección se presentan los programas desarrollados para el análisis de las métricas de calidad.

- 1) **Visor_rcp**: Programa que representa gráficamente los parámetros de calidad obtenidos mediante el programa comercial.
- 2) **Signals_fs**: Se extraen de la variable tabla las señales de impedancia y ECG, así como las frecuencias de muestreo de cada una de ellas y la duración total del registro. Esta rutina es vital para el uso de las posteriores.
- 3) **Ccmakers_insignal**: Ejecutable que permite realizar el marcado en las compresiones torácicas de la señal de impedancia para su posterior análisis.
- 4) **Metrics_variables**: Calcula los diferentes valores referentes a las métricas de calidad.

Se desarrolla un programa llamado **Visor_rcp** mediante el entorno de programación conocido y previamente descrito, con el fin de visualizar los parámetros de calidad exportados del software CODE-STAT, obteniendo así los resultados de una forma gráfica que engloba medidas estadísticas que permiten analizar los resultados de un conjunto de datos.

Los reportes RCP aportados por el programa comercial serán contrastados con los valores obtenidos mediante un programa de uso propio que se generará en este proyecto. Para el desarrollo de esta parte se han realizado las rutinas denominadas **Signals_fs**, **Ccmakers_insignal** y **Metrics_variables**.

La rutina **Signals_fs** extrae las señales de parada y parches con sus respectivas frecuencias de muestreo, así como la duración total del registro.

La función **Ccmakers_insignal** ofrece la elección del registro de parada que se pretende analizar mediante un cuadro de diálogo para visualizar el marcado de compresiones en la señal de impedancia. Gracias a este sistema se pueden hacer cálculos relacionados con la calidad como puede ser la obtención de la frecuencia de compresiones.

Finalmente, la rutina **Metrics_variables** lee uno a uno todos los registros de parada y calcula las métricas de calidad para las señales. Después, las guarda en un directorio de *métricas.mat* para finalmente volcarlas a una hoja de Excel registro a registro facilitando la comparación entre los valores obtenidos por el programa generado y los aportados por el software comercial.

Para el desarrollo de ésta última rutina se han llevado a cabo diversas pruebas, ya que se han calculado los resultados con la variable duración obtenida de dos maneras diferentes. En una de ellas se ha considerado como duración la de la señal de impedancia, y en la otra la duración total del episodio. Finalmente, se ha decidido hacer uso de la primer opción.

7. CÁLCULOS Y DESCRIPCIÓN DE LOS RESULTADOS

En este apartado del documento se detallarán los cálculos realizados para la caracterización de la base de datos que almacena 220 registros. Para ello, se ha hecho uso de Excel donde se han hecho los cálculos necesarios para clasificar la base de datos.

7.1 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ECG EN PARADA

En esta parte del TFG se pretende analizar la señal ECG cuando el paciente se encuentra en parada cardiorrespiratoria.

El primer paso llevado a cabo para la caracterización de los datos ha sido determinar cuántos de los registros obtenidos contienen señal de parches. El segundo paso se basa en determinar cuántos de los registros que cumplen con dicha premisa tienen un tiempo de parada óptimo para el estudio. Si bien la mayoría de los registros a analizar contienen señal de ECG en parada ya que los episodios grabados se han obtenido durante la atención a una parada cardiorrespiratoria, no todos contienen una duración de tiempo superior a 20 minutos sin pausas intermedias. Este es el tiempo mínimo elegido. El paciente debe permanecer los 20 minutos de forma constante en situación de parada cardiorrespiratoria. En la siguiente tabla se presentan el número de registros totales de la base de datos, cuántos de ellos tienen un tiempo de parada mínimo de 20 minutos y la media de duración de parada cardiorrespiratoria para los registros que cumplen la característica elegida.

	CANTIDAD
Número de registros totales	220
Número de registros con parada cardiorrespiratoria constante mínima de 20 minutos	69
Tiempo medio de parada cardiorrespiratoria (s)	1899

Tabla 8: Resumen de los registros de parada

Para obtener información más detallada, en la tabla 26 situada en el anexo se describen qué registros tienen parada de duración mayor o igual a 20 minutos y cuál es la duración de parada para cada registro.

El siguiente paso tiene como finalidad la detección de los puntos en los que el paciente entra en parada y en los que se recupera el ritmo cardíaco. Por lo tanto, los casos de estudios deben tener como característica la recaída en parada cardiorrespiratoria después de haber recuperado el ritmo cardíaco. En este análisis se han examinado todos los registros que contengan la señal de parches, sin discriminar los que no cumplen la premisa que marca un mínimo de tiempo descrita anteriormente. Los resultados se pueden ver en las tablas 27, 28 y 29 del anexo.

Este análisis puede formar parte de futuros estudios en los que se examine la forma de las señales. Si las señales de recuperación tienen características similares se pueden extraer conclusiones que ayuden a detectar una posible recaída del paciente.

7.2 ANÁLISIS DE LA BASE DE DATOS

En esta sección se clasificará la base de datos aportada por el personal sanitario de *Emergencias-Osakidetza* encargado de anotar las diferentes características de los pacientes que forman parte de este estudio desarrollado entre los años 2014-2016.

Las características anotadas en la base de datos son: la base encargada de la atención sanitaria, la fecha del suceso, la hora del suceso, la edad del paciente, el sexo del paciente y la complexión. Además de estos campos, la base de datos incluye un último campo denominado observaciones en el que se aportan datos que pueden resultar de interés para el posterior análisis que se vaya a efectuar. En él se especifican diversas técnicas o situaciones por las que ha pasado la víctima en el proceso de atención. Por otra parte, no todos los registros contienen la información de todos los campos. Esos casos se identificarán como casos no especificados.

En la tabla 30 situada en el anexo se puede visualizar la base de datos con la que se ha trabajado.

A continuación se va a caracterizar la base de datos. Inicialmente, se calculan el número de registros de parada aportados por cada una de las 4 bases. Después, se han cuantificado los campos de sexo, complexión y edad representados en diferentes tablas donde se han realizado diversos cálculos estadísticos. En total se presentarán cinco pasos en los que se describirán los resultados.

Primer paso: Se han calculado el número de registros recopilados por cada localización. Tal y como se puede apreciar en la tabla posterior Donostia es la base que mayor número de episodios ha aportado, seguida por Artaza la cual está situada en la provincia de Vizcaya.

BASE	Cantidad de Episodios
BILBAO	32
ARTAZA	56
URIOSTE	44
DONOSTIA	85

Tabla 9: Resumen de localizaciones de las bases de SVA

Segundo paso: En la tabla 10 se representan la cantidad de hombres y mujeres, la cantidad de pacientes con complexión atlética, delgada y robusta, y la media de edad de los pacientes de la base de datos. Se añaden campos que calculan la cantidad de registros que no aportan el dato del sexo o el de la complexión.

	CANTIDAD DEL TOTAL
HOMBRES	130
MUJERES	43
SEXO NO ESPECIFICADO	47
COMPLEXIÓN ATLÉTICA	27
COMPLEXIÓN DELGADA	39
COMPLEXIÓN ROBUSTA	103
COMPLEXIÓN OBESA	3
COMPLEXIÓN NO ESPECIFICADA	48
MEDIA DE EDAD	63

Tabla 10: Resumen de las características del paciente

La complexión del paciente se considera importante para el posterior estudio de la interferencia en las señales. Se podría analizar si guarda algún tipo de relación con este fenómeno.

Tercer paso: Para una visión más gráfica de la representación del sexo se ha realizado un diagrama de barras que representa los valores de forma figurada.

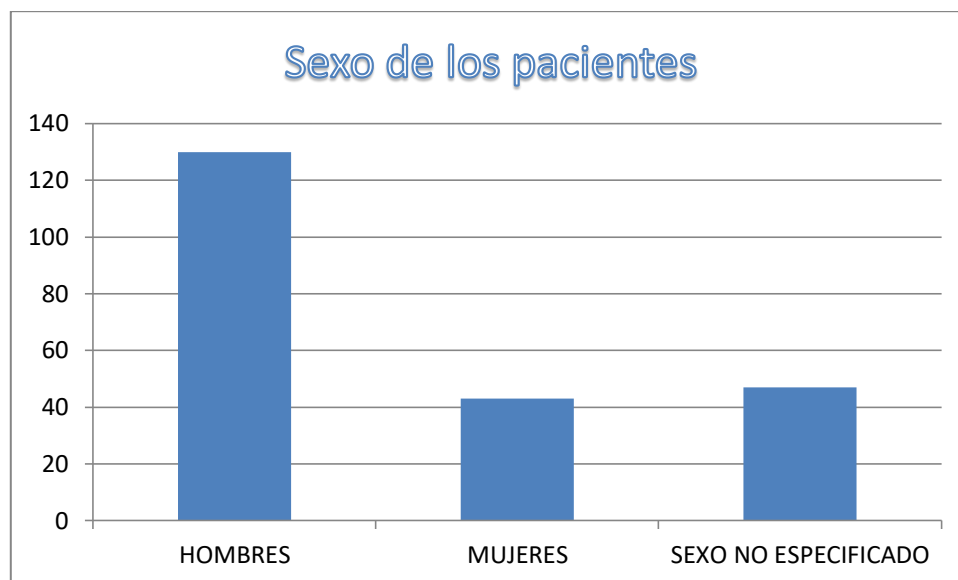


Ilustración 19: Diagrama de barras del sexo de los pacientes

Cuarto paso: Se han calculado parámetros que engloban diferentes campos de la base de datos. Dicho de otra manera, se han determinado cuántas personas contienen dos características concretas de dos campos diferentes. Por ejemplo, los pacientes que además de tener sexo de tipo mujer, tienen complexión de tipo atlética son 2 tal y como se puede apreciar en la tabla posterior. En la tabla 11 se representa el resumen de este tipo de cálculos.

	CANTIDAD DEL TOTAL
HOMBRES CON COMPLEXIÓN ATLÉTICA	25
HOMBRES CON COMPLEXIÓN DELGADA	33
HOMBRES CON COMPLEXION ROBUSTA	69
HOMBRES CON COMPLEXION OBESA	2
MUJERES CON COMPLEXIÓN ATLÉTICA	2
MUJERES CON COMPLEXIÓN DELGADA	6
MUJERES CON COMPLEXIÓN ROBUSTA	34
MUJERES CON COMPLEXIÓN OBESA	1
SIN ESPECIFICAR	48

Tabla 11: Resumen de los pacientes que contienen dos características concretas

Quinto paso: Para concluir con esta parte del estudio se ha calculado el porcentaje que hace referencia a cada parámetro analizado previamente. Los resultados se van a representar de forma porcentual para obtener una representación global de los mismos. En el caso del campo denominado edad el resultado representa la media de edad correspondiente para cada situación.

	Hombres				Mujeres			
Sexo	59,09%				19,55%			
	Atlética	Delgada	Robusta	TOTAL	Atlética	Delgada	Robusta	TOTAL
Compleción	12,50%	15,00%	31,36%	58,86%	0,91%	2,73%	15,45%	19,09%
Edad	57	61	66	61	42	70	65	59

Tabla 12: Cálculos estadísticos de los parámetros analizados

La lectura correcta de la tabla anterior sería la siguiente. Cada casilla representa el porcentaje de pacientes que comparten un tipo de sexo y un tipo de compleción. Por ejemplo, la casilla de valor 12,5% hace referencia al porcentaje del total de pacientes que además de ser hombres tienen compleción atlética. Las casillas de la edad calculan la media de edad de los pacientes que cumplen las características señaladas. Por ejemplo, la edad media de las mujeres que tienen compleción robusta es de 64 años.

	ESPECIFICADO	NO ESPECIFICADO
SEXO	78,64%	21,36%
	TOTAL	TOTAL SIN ESPECIFICAR
COMPLEXIÓN	77,95%	22,05%

Tabla 13: Porcentajes que determinan cuántos registros han sido analizados del total

Finalmente, en la tabla 13 se recopilan los porcentajes que representan el total de los registros que han aportado información del sexo o de la complejión.

7.3 MÉTRICAS DE CALIDAD

En esta sección se describen parámetros relacionados con las métricas de calidad. El análisis realizado se lleva a cabo desde dos puntos de vista diferentes. El primero se basa en especificar los valores aportados por el programa comercial CODE-STAT, y el segundo se basa en los resultados obtenidos mediante el programa desarrollado para uso propio.

Los parámetros de calidad tienen como objetivo medir la calidad de las compresiones torácicas y las ventilaciones. En la tabla 31 del anexo se visualizan los valores determinados por el software para los registros que cumplen la característica de tener parada durante más de 20 minutos.

Se han llevado a cabo cálculos estadísticos de estos parámetros representados en la tabla que se dibuja a continuación.

	RATIO DE RCP (%)	RATIO DE COMPRESIONES (%)	FRECUENCIA COMPRESIONES	COMPRESIONES/MIN
MEDIA	62	58	132,79	73,61
DESVIACIÓN	0,24	0,23	33,65	34,01
VALOR MIN	5	5	100	9
VALOR MAX	96	93	215	161

Tabla 14: Resumen de parámetros estadísticos de las métricas de calidad aportadas por CODE-STAT

La frecuencia de compresiones debe estar situada entre 100-120 tal y como promulgan las guías de resucitación. En la tabla se muestra que el valor obtenido es superior. El valor máximo obtenido para este parámetro es 215 por lo que hay casos en los que se han estado dando compresiones a una frecuencia muy superior de la esperada.

En la ilustración posterior se muestran los parámetros de calidad mediante *boxplots*.

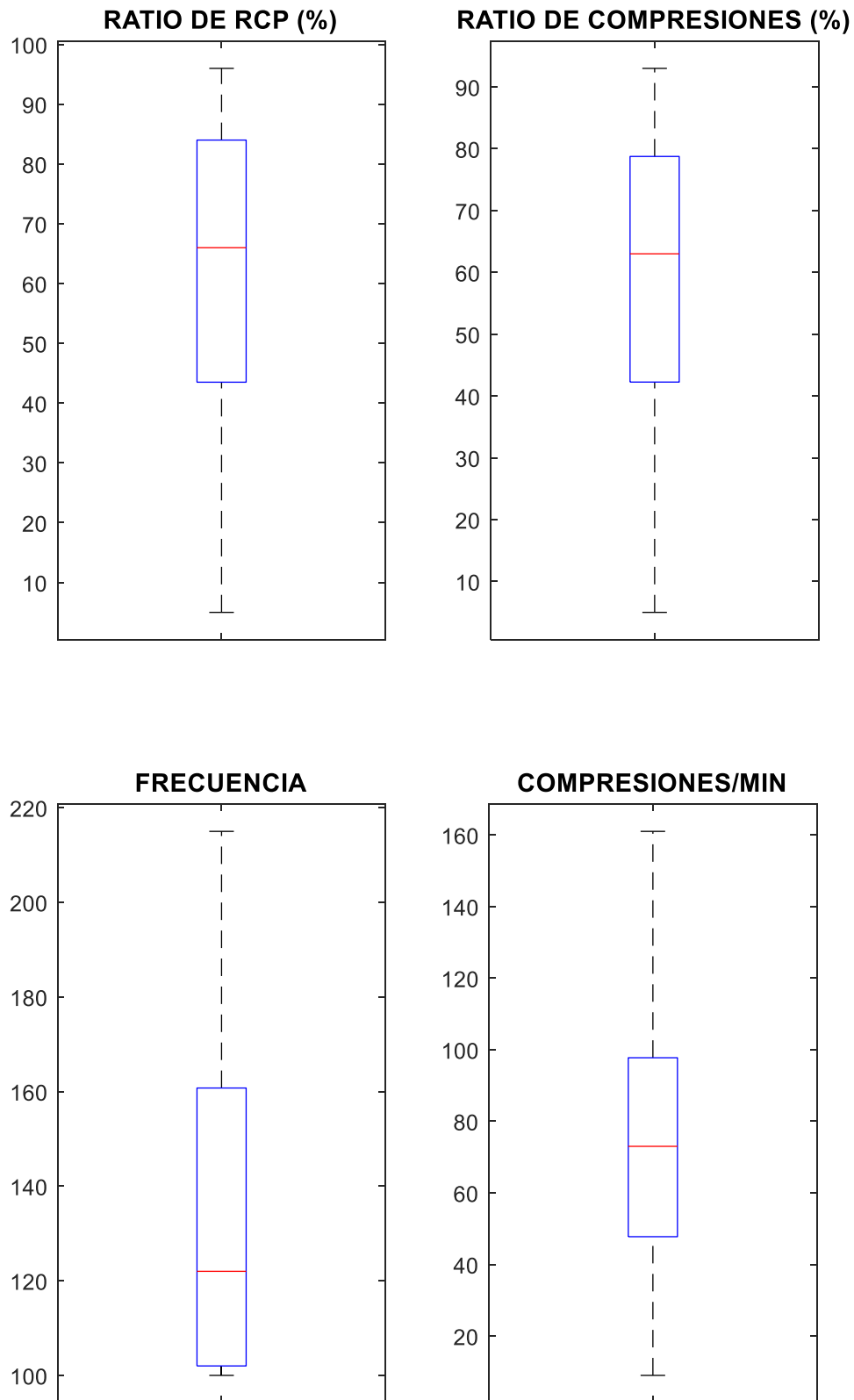


Ilustración 20: Distribución de los parámetros de calidad RCP

En la ilustración 20, la línea dibujada en color rojo nos determina la mediana de cada parámetro. Se ve que la gráfica del ratio de compresiones y ratio de RCP es muy similar. En cambio la frecuencia de compresiones y las compresiones por minuto difieren bastante. La diferencia se debe a las pausas de compresiones. Cuantas más pausas se realicen más dispares serán estos dos parámetros. La recomendación sería minimizar las pausas aunque a veces éstas son imprescindibles. Lo ideal sería que las dos medidas coincidieran ya que significaría que se han llevado a cabo el menor número de pausas posibles. La línea horizontal de color azul situada en la parte superior de la figura nos indica que el 75% de los casos tienen un valor inferior al que ocupa dicha línea. La línea inferior paralela a ésta, a su vez hace referencia al 25%. Los extremos representan el valor mínimo y máximo de la distribución.

Al igual que se ha hecho en casos anteriores, para obtener una visión más gráfica de los datos se han representado mediante diversos diagramas de barras los parámetros de calidad analizados. Se trata de las ilustraciones 21,22, 23 y 24 que se pueden ver en las siguientes páginas del documento.

Las diferencias que se encuentran entre el ratio de RCP y el ratio de compresiones son provocadas por las pausas. En las ilustraciones posteriores se puede apreciar como los valores de ratio de RCP son generalmente superiores a los del ratio de compresiones.

Por otra parte en la gráfica de frecuencia de compresiones se puede ver como la mayoría de registros tiene un valor de 100 compresiones por minuto de media. De todas formas, se aprecia mucha diferencia con el parámetro de compresiones por minuto.

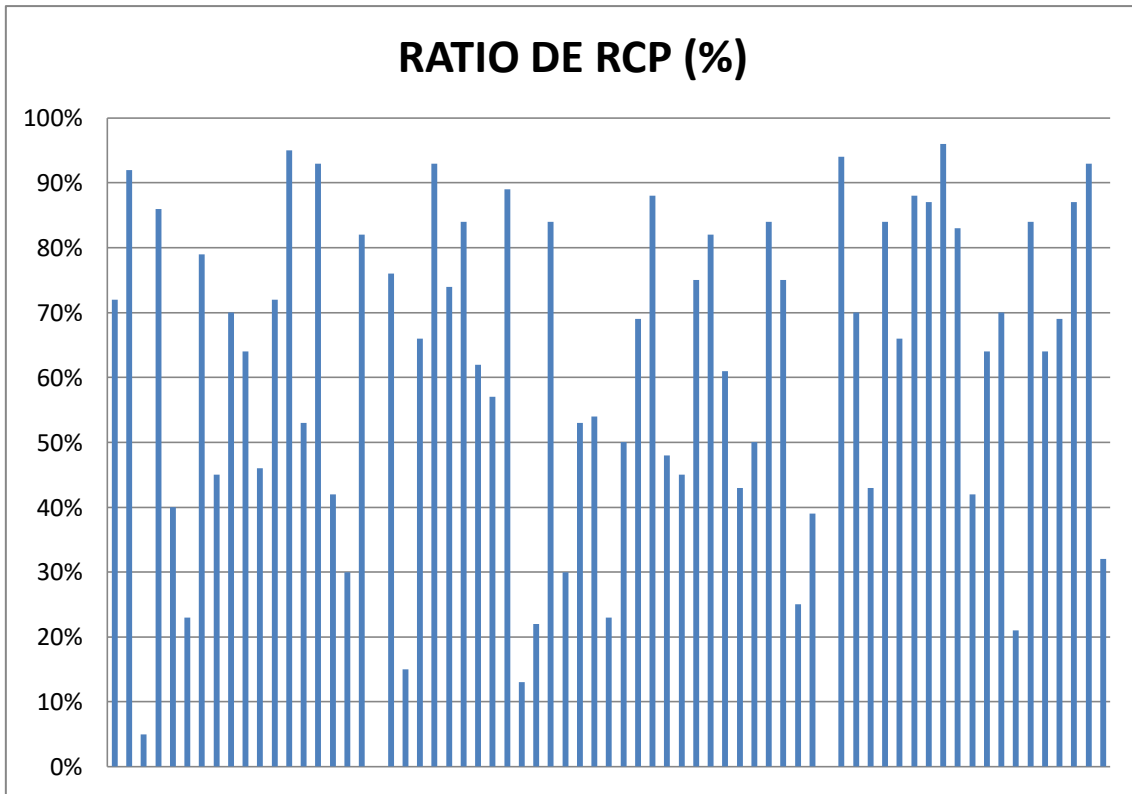


Ilustración 21: Diagrama de barras del ratio de RCP

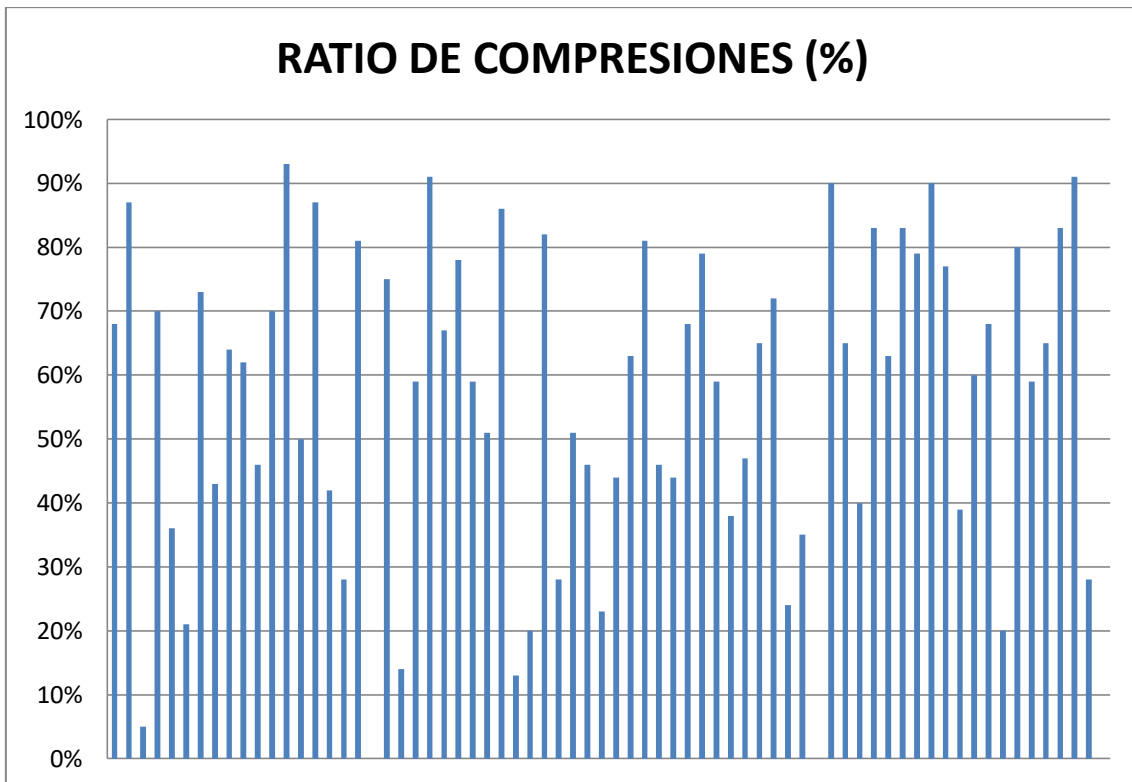


Ilustración 22: Diagrama de barras del ratio de compresiones

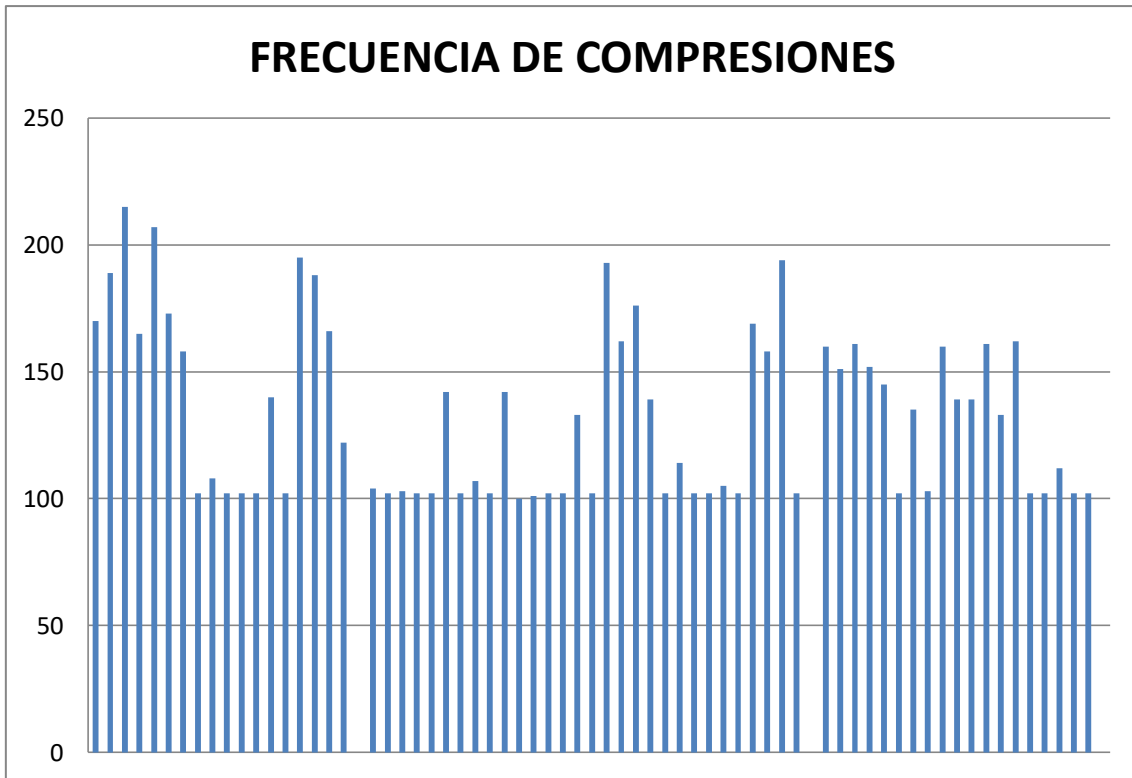


Ilustración 23: Diagrama de barras de la frecuencia de compresiones

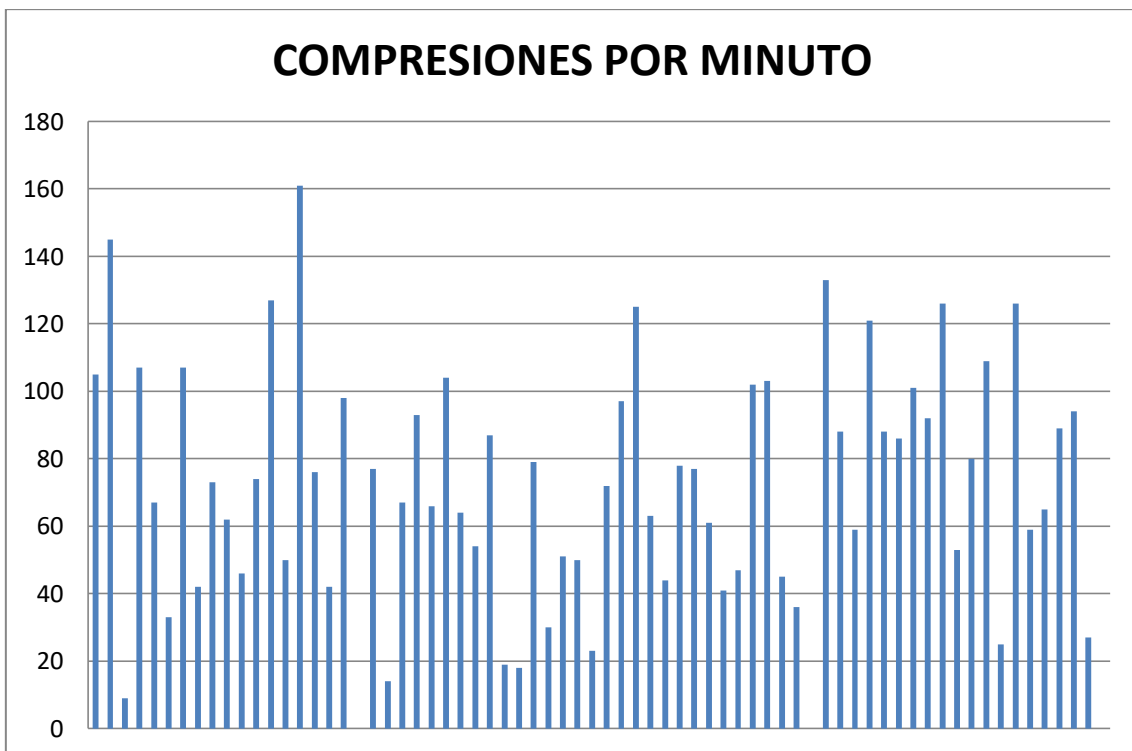


Ilustración 24: Diagrama de barras de las compresiones por minuto

Finalmente, se han comparado los valores de los parámetros de calidad obtenidos mediante el programa CODE-STAT y los calculados mediante la herramienta de uso propio.

En la tabla 32 situada en el anexo, se representan los valores de las métricas para cada registro. En la parte izquierda se sitúan los valores obtenidos por la herramienta desarrollada y en las columnas de la derecha los valores aportados por el programa comercial.

Se han observado registros donde los resultados son muy similares a los obtenidos por el CODE-STAT. Por ejemplo, el primer caso de la tabla 32 del anexo que hace referencia al registro cuatro, muestra el mismo ratio de compresiones para el programa desarrollado y para el programa comercial. En otros casos de estudio las medidas difieren bastante, como pueden ser el registro 37, el registro 43 o el registro 69 los cuales dan valores muy dispares. Después de analizar los casos se ha llegado a la conclusión de que las rutinas de marcado automático utilizadas en la herramienta deben ser mejoradas. Se han observado un gran número de compresiones no detectadas, por lo que el método debe ser revisado para aumentar su sensibilidad.

Como resumen, se muestra en la tabla posterior la media, la desviación, el valor mínimo y el valor máximo de los parámetros analizados por el programa desarrollado para uso propio.

	RATIO DE COMPRESIONES (%)	FRECUENCIA DE COMPRESIONES	COMPRESIONES POR MINUTO
MEDIA	39,4	135,6	54,6
DESVIACIÓN	22,3	25,33	33,09
MÍNIMO	1,0	102,4	1,3
MÁXIMO	78,8	194,7	132,6

Tabla 15: Resumen de las medidas obtenidas por el programa desarrollado

8. PLANIFICACIÓN

En este apartado se definen las tareas llevadas a cabo en el transcurso del TFG. Inicialmente, se describirán las diferentes tareas clasificadas en diversos paquetes de trabajo para posteriormente representarlas mediante un diagrama de *Gant* de forma gráfica.

8.1 ESPECIFICACIÓN DE LAS TAREAS

Las tareas se describen en la tabla representada a continuación.

Nombre de tarea	Duración	Comienzo	Fin	Predecesoras
Gestión del proyecto	162 días	lun 09/07/18	mar 19/02/19	
Coordinación y supervisión del proyecto	162 días	lun 09/07/18	mar 19/02/19	
Estudio y definición del proyecto	45 días	lun 16/07/18	vie 14/09/18	
Estudio del entorno de programación	35 días	lun 16/07/18	vie 31/08/18	
Recopilación de información	35 días	lun 16/07/18	vie 31/08/18	
Definición de la herramienta de visualización	5 días	lun 10/09/18	vie 14/09/18	
Diseño y desarrollo	99 días	lun 17/09/18	jue 31/01/19	3
Diseño y desarrollo de la herramienta de visualización	91 días	lun 17/09/18	lun 21/01/19	
Caracterización de la base de datos	79 días	lun 15/10/18	jue 31/01/19	
Validación del primer prototipo	4 días	mar 22/01/19	vie 25/01/19	8
Validación de la herramienta de visualización	4 días	mar 22/01/19	vie 25/01/19	8
Realización de la documentación	38 días	jue 27/12/18	lun 18/02/19	3
Realización del documento	37 días	jue 27/12/18	vie 15/02/19	
Entrega del documento	1 día	lun 18/02/19	lun 18/02/19	13

Tabla 16: Planificación de tareas

En la tabla representada en la imagen superior se detallan las diferentes tareas que se han llevado a cabo para la planificación del proyecto. Dentro de cada tarea, se describen diferentes sub-tareas que especifican con más detalle el trabajo que se ha llevado a cabo en dicha fase. Por otra parte, las tareas pueden contener cierta relación entre sí. Puede darse el caso en el que para desarrollar una tarea concreta se haya tenido que finalizar previamente con una anterior. A este hecho se le denomina tener una tarea predecesora, dicho campo queda descrito en una de las columnas de la tabla. En el proyecto se han determinado cinco tareas diferentes de las cuales cuatro tienen alguna sub-tarea con tarea predecesora.

8.2 DIAGRAMA DE GANTT

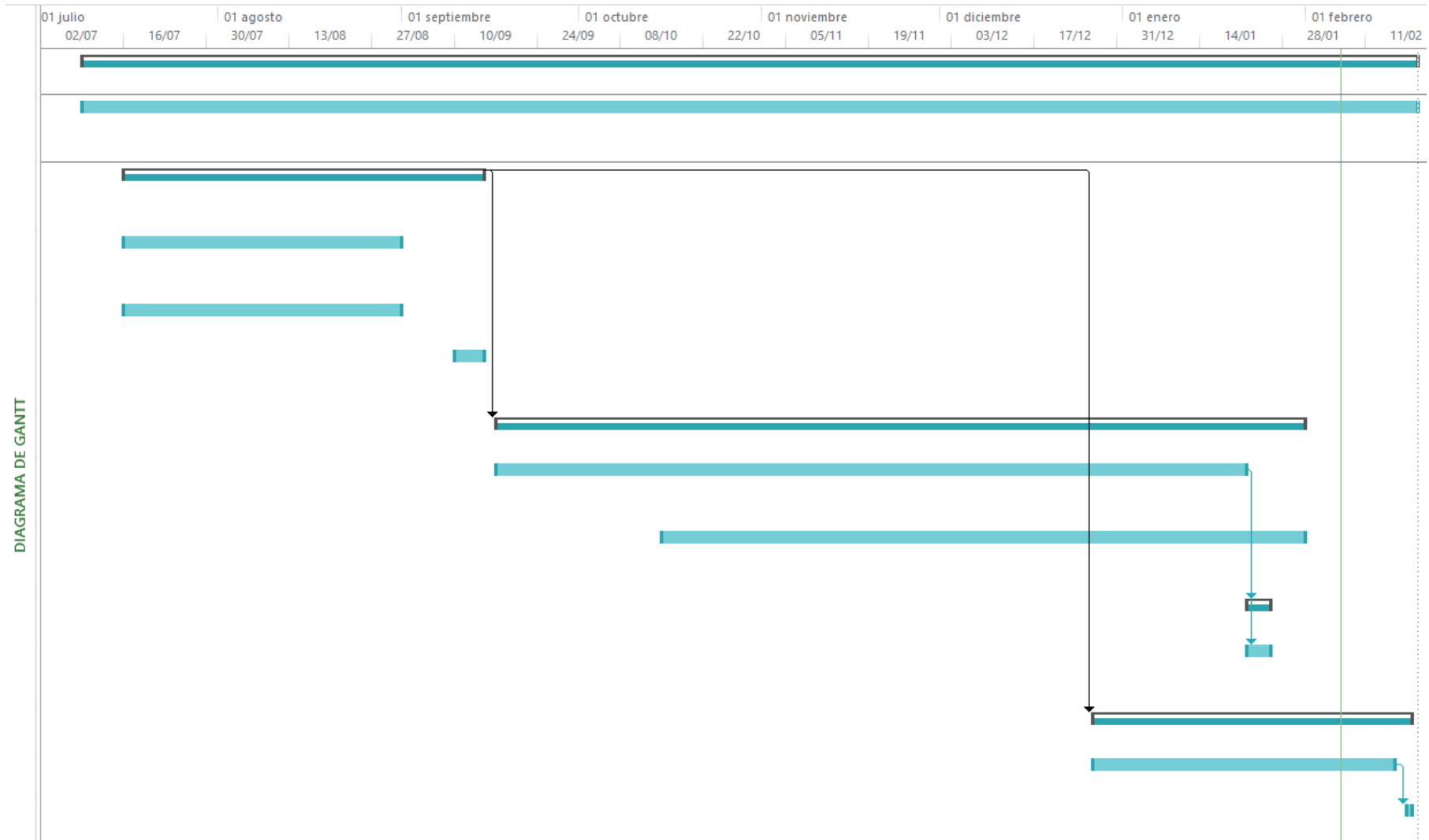


Ilustración 25: Diagrama de Gantt

9. RESUMEN ECONÓMICO

En este apartado del documento se van a detallar los aspectos relacionados con el coste económico del proyecto a realizar. Se van a exponer las diferentes partidas de las que consta un presupuesto, detallando el aporte económico necesario en cada sección para la realización del trabajo descrito. Finalmente, se calculará la inversión económica necesaria para el desarrollo del proyecto completo.

9.1 RECURSOS HUMANOS

En esta partida se plantean las horas invertidas por el equipo de trabajo que forma parte de la elaboración del mismo. En la tabla posterior se visualizan el precio por hora de la mano de obra. La categoría de ingeniera Senior hace referencia al cargo de dirección del proyecto efectuado por Sofía Ruiz de Gauna. Por otro lado, la categoría de ingeniera Junior la desempeña la proyectista Leticia Docampo.

Salarios de los trabajadores (€/h)	
Ingeniera Senior	Ingeniera Junior
40	8,2

Tabla 17: Coste por hora del equipo de trabajo

Esta sección se desglosa en cuatro apartados diferentes, ya que la mano de obra se divide en 4 fases. La clasificación se ha estructurado de la siguiente manera:

Mano de obra			
Fase 1: Gestión y difusión del proyecto	Ingeniera Senior	Ingeniera Junior	
Paquete de trabajo 1: Gestión del proyecto.	5	5	
Paquete de trabajo 2: Diseño del plan de trabajo.	5	5	
Paquete de trabajo 3: Difusión del proyecto.	20	20	
Horas totales (h):	30	30	60
Gasto total (€):	1200	246	1446

Tabla 18: Coste de la gestión y la difusión del proyecto

Mano de obra			
Fase 2: Especificación de los componentes	Ingeniera Senior	Ingeniera Junior	
Paquete de trabajo 4: Acondicionamiento de la base de datos.			
Tarea 4.1: Especificación del monitor desfibrilador.	5	4	
Tarea 4.2: Especificación del software CODE-STAT.	5	3	
Paquete de trabajo 5: Herramientas de visualización			
Tarea 5.1: Especificación del entorno de programación MATLAB.	5	10	
	Horas totales (h):	15	17
	Gasto total (€):	600	139,4
			32
			739,4

Tabla 19: Coste de la especificación de los componentes

Mano de obra			
Fase 3: Diseño y desarrollo	Ingeniera Senior	Ingeniera Junior	
Paquete de trabajo 7: Instalación del software requerido.			
		3	
Paquete de trabajo 6: Diseño y desarrollo de la herramienta de visualización.			
Tarea 6.1: Diseño de la herramienta de visualización.	100		
Tarea 6.2: Desarrollo de la herramienta de visualización.		300	
Paquete de trabajo 8: Caracterización de la base de datos.			
Tarea 8.1: Cálculo de los resultados.		150	
Tarea 8.2: Análisis de los resultados.	100		
	Horas totales (h):	200	453
	Gasto total (€):	8000	3714,6
			11714,6

Tabla 20: Coste del diseño y desarrollo

Mano de obra			
Fase 4: Validación del primer prototipo.	Ingeniera Senior	Ingeniera Junior	
Paquete de trabajo 10: Validación del visor de señales	5	5	
Paquete de trabajo 11: Validación del visor por ventanas.	5	5	
Paquete de trabajo 11: Validación del visor del marcado de compresiones.	5	5	
Paquete de trabajo 12: Validación del sistema completo.	5	5	
	Horas totales (h):	15	15
	Gasto total (€):	600	123
			723

Tabla 21: Coste de la validación del primer prototipo

Total recursos humano (€):	14623
-----------------------------------	--------------

Tabla 22: Coste del gasto total de la mano de obra efectuada

9.2 AMORTIZACIONES

Las amortizaciones engloban todo aquel material que no será desechado una vez finalice su labor en este proyecto. En este caso se ha hecho uso de un ordenador en el que se han instalado las licencias para el uso de la aplicación de Microsoft Office Excel y el entorno de programación de MATLAB. Por otra parte, en el proyecto se hace uso del monitor-desfibrilador y del software CODE-STAT.

	Precio	Unidades	Tiempo de vida útil	Tiempo de uso (meses)	Gasto amortizable (€)
Materiales hardware					
Ordenador portátil	258	1	36	6	129
Desfibrilador <i>Lifepak</i> 12 y 15	1000	4	12	12	333,33
Materiales software					
Licencia de Microsoft Office Excel	99	1	24	6	33
Licencia de MATLAB R2016b	2000	1	24	6	666,67
Licencia de CODE-STAT 9.0	1650	1	12	6	275
Total(€)					1437

Tabla 23: Resumen de amortizaciones

9.3 GASTOS

La partida de gastos hace referencia a aquel gasto invertido en materiales fungibles. Se pueden considerar como pérdida básica necesaria.

Gastos	Precio(€)
Material	
Material de oficina	28
Limpieza	22
Electricidad	40
Total(€)	90

Tabla 24: Resumen de gastos

PRESUPUESTO	
Recursos Humanos	14623
Amortizaciones	1437
Gastos	90
	Subtotal(€) 16150
Imprevistos (5%)	807,5
	Subtotal(€) 16957,5
IVA(21%)	3561,08
	TOTAL(€) 20518,58

Tabla 25: Resumen económico

9.4 RESUMEN GLOBAL

En conclusión la inversión económica que requiere el proyecto es de 20518,58€, de los cuales 16150€ van dirigidos al gasto en recursos humanos, amortizaciones y gastos. Se deben tener en cuenta los posibles imprevistos que pudieran acontecerse, los cuales suponen un 5% del total calculado previamente. Y como ocurre con todos los productos del mercado, al precio inicial hay que sumarle el 21% de IVA.

10. CONCLUSIONES

En el documento se han especificado las diferentes herramientas y pasos que se han llevado a cabo para la elaboración del proyecto. El análisis y la caracterización de los registros de parada han sido el núcleo fundamental del trabajo dirigido por el grupo de investigación GSC de la UPV/EHU.

Los servicios *Emergencias-Osakidetza* han proporcionado los episodios de los que se ha hecho uso para el análisis de la señal. A su vez, han aportado las características correspondientes de cada paciente almacenadas en una base de datos en formato Excel. Los episodios recopilados y la información adicional se han tratado y visualizado mediante una herramienta desarrollada en el entorno de programación MATLAB. Por otra parte, el visor de señales por ventanas de duración programable facilita el análisis detallado de cada tramo de la señal.

Para la caracterización de la base de datos, se han realizado cálculos estadísticos de los datos clínicos pertenecientes a los pacientes estudiados, tales como la complejión, el sexo, la edad o la localización de emergencias que se hizo cargo de la asistencia en el momento de la llamada. Además, se han contabilizado el número de episodios que contienen un tiempo de parada óptimo para su posterior análisis y se han detectado los puntos de recuperación de la circulación y recaída del paciente en ciertos registros, lo que puede permitir encontrar patrones en un futuro que ayuden a determinar si el paciente puede volver a entrar en parada cardiorrespiratoria.

Otra de las partes fundamentales del desarrollo del proyecto ha sido el cálculo de las métricas de calidad. La visualización de los valores obtenidos por el programa CODE-STAT, el cálculo de diversos parámetros estadísticos de los mismos como pueden ser la media y la desviación, así como la posterior comparación de dichos valores con los calculados mediante el programa desarrollado, engloban el estudio de calidad el cual puede contribuir en las futuras mejoras implementadas en el campo biomédico de la resucitación cardiopulmonar. Por otra parte, cabe destacar la importancia de mantener la colaboración futura de *Emergencias-Osakidetza* con el grupo de investigación GSC ya que es imprescindible obtener datos para seguir investigando.

Finalmente, se ha desarrollado la memoria presente para recabar de forma estructurada toda la información, así como todos los aspectos aprendidos dentro del ámbito de la parada cardiorrespiratoria y la solución de la herramienta desarrollada mediante MATLAB.

11. BIBLIOGRAFÍA

- 1: Artículo. Más de 30.000 personas mueren al año por parada cardiorrespiratoria en España - www.medicospacientes.com
- 2: Recursos. La cadena de supervivencia - <http://www.cefav.cl>
- 3: Texas Heart. Anatomía del Corazón - www.texasheart.org
- 4: My EKG. Derivaciones Cardiacas del Electrocardiograma - www.my-ekg.com
- 5: Parada cardiorrespiratoria: cómo reconocerla, prevenirla y actuar - www.familiaysalud.es
- 6: Formar a la población en RCP podría reducir hasta en un 30% las muertes por paro cardiaco - www.fundaciondelcorazon.com
- 7: Desfibrilación temprana para salvar vidas - www.desfibrilador.com
- 8: Salud y primeros auxilios. Cadena de supervivencia - www.aprendemergencias.es
- 9: Primeros auxilios. Cómo realizar una RCP - www.okdiario.com
- 10: Karlos Ibarguren Olalde. *Desfibrilación precoz efectiva. La experiencia en Euskadi. Effective early defibrillation. Experience in Euskadi. Emergencias-Osakidetza*
- 11: ElDoce.tv. Todos podemos salvar una vida: la importancia del RCP – www.eldoce.tv
- 12: Guías de resucitación cardiopulmonar 2015 del Consejo Europeo de Resucitación: puntos clave - <http://www.revespcardiolo.org>
- 13: Digna M. González-Otero, Sofía Ruiz de Gauna, José Julio Gutiérrez, Purificación Saiz y Jesús M. Ruiz. *Applications of the Transthoracic Impedance Signal during Resuscitation*. Universidad del País Vasco, Bilbao.
- 14: SignosVitales2.0. Análisis de las nuevas guías AHA y ERC 2015. Soporte Vital básico y DEA en el adulto. – www.signosvitales20.com
- 15: Digna M. González-Otero, Sofía Ruiz de Gauna, José Julio Gutiérrez, Purificación Saiz y Jesús M. Ruiz. *Applications of the Transthoracic Impedance Signal during Resuscitation*. Transthoracic impedance for circulation detection. Universidad del País Vasco, Bilbao.
- 16: Digna M. González-Otero, Sofía Ruiz de Gauna, José Julio Gutiérrez, Purificación Saiz y Jesús M. Ruiz. *Transthoracic impedance for ventilation detection*. Universidad del País Vasco, Bilbao.
- 17: Los tipos de ambulancias en España - www.delodivinoylohumano.wordpress.com
- 18: *Osakidetza*. Recursos móviles. SVA - <http://www.Osakidetza.euskadi.eus>
- 19: Monitor desfibrilador LIFEPAK 15 - www.physio-control.com
- 20: Productos. Folleto de CODE-STAT - www.physio-control.com

ANEXO: RESULTADOS DETALLADOS

En la siguiente tabla se identifican los registros que tienen parada cardiorrespiratoria. Además se indican cuántos de ellos tienen una duración consecutiva de parada mayor o igual a 20 minutos. Para los casos en los que se cumpla dicha característica se especifica el tiempo que dura la parada.

NOMBRE REGISTRO	ID DEL REGISTRO	DURACIÓN DE PADDLES CONTINUA MAYOR A 20 MINUTOS	DURACIÓN DE TIEMPO (s)
rec1	2014091209284200- LP15418988592014091209284200	no	
rec2	2014091212064100- LP15418988592014091212064100	no	
rec3	2014091310012800- LP15418988592014091310012800	no	
rec4	2014091909365300- LP12316173122014091909365300	si	1390
rec5	2014092009151500- LP15423295242014092009151500	no	
rec6	2014092106153100- LP15423295242014092106153100	no	
rec7	2014092109300000- LP12316173122014092109300000	si	2295
rec8	2014092304571600- LP15423295242014092304571600	no	
rec9	2014093009561100- LP12316173122014093009561100	si	1185
rec10	2014100308323300- LP15423295242014100308323300	no	
rec11	2014100409173100- LP15423295242014100409173100	no	
rec12	2014100718501300- LP15423295242014100718501300	no	
rec13	2014101516222600- LP12316173122014101516222600	no	
rec14	2014101523183800- LP12316173122014101523183800	no	
rec15	2014102010140800- LP15418988592014102010140800	no	
rec16	2014103021341100- LP15418988592014103021341100	no	
rec17	2014111018315500- LP12316173122014111018315500	no	
rec18	2014111206072100- LP12316173122014111206072100	si	2000
rec19	2014112023392900- LP15418988592014112023392900	no	

rec20	2014113005570500- LP15418988592014113005570500	no	
rec21	2014122008150600- LP15423295242014122008150600	no	
rec22	2014122123140700- LP15423295242014122123140700	no	
rec23	2014122213360100- LP15418988592014122213360100	no	
rec24	2014122220014100- LP15423295242014122220014100	no	
rec25	2014122410234300- LP12316173122014122410234300.pco	no	
rec26	2014122413011200- LP15423295242014122413011200	si	2760
rec27	2014122418175600- LP15423295242014122418175600	si	2900
rec28	2014122612410300- LP12316173122014122612410300.pco	no	
rec29	2014122916420000- LP15423295242014122916420000	no	
rec30	2014123111583000- LP15423295242014123111583000	no	
rec31	2015010709003000- LP12325681612015010709003000.pco	no	
rec32	2015010718060700- LP12325681612015010718060700.pco	no	
rec33	2015011109452300- LP15418988592015011109452300.pco	no	
rec34	2015011500511300- LP12316173122015011500511300.pco	no	
rec35	2015012123220800- LP12347735192015012123220800.pco	no	
rec36	2015012517285300- LP12316173122015012517285300.pco	no	
rec37	2015012700262500- LP15418988592015012700262500	si	1250
rec38	2015020518403200- LP15423295242015020518403200.pco	no	
rec39	2015021712000300- LP15429923182015021712000300- LP152318	no	
rec40	2015021809072500- LP15429923182015021809072500- LP152318	no	
rec41	2015021912385600- LP12316173122015021912385600.pco	no	
rec42	2015022017500900- LP15429923182015022017500900- LP152318	si	2150
rec43	2015022020134300- LP15429923182015022020134300-	si	1440

	LP152318		
rec44	2015022619061100- LP15429923182015022619061100- LP152318	no	
rec45	2015022821250100- LP15423295242015022821250100.pco	no	
rec46	2015030118482800- LP15429923182015030118482800- LP152318	si	1600
rec47	2015030217062300- LP15429923182015030217062300- LP152318	si	2000
rec48	2015030222381200- LP12316173122015030222381200.pco	no	
rec49	2015030401530600- LP15423295242015030401530600	no	
rec50	2015030407553600- LP15429923182015030407553600- LP152318	si	1590
rec51	2015030712444300- LP12316173122015030712444300.pco	no	
rec52	2015030903372600- LP15418988592015030903372600	Si	2420
rec53	2015031322004400- LP15429923182015031322004400- LP152318	no	
rec54	2015031410271000- LP15429923182015031410271000- LP152318	no	
rec55	2015031414084300- LP15429923182015031414084300- LP152318	no	
rec56	2015031719112200- LP15429923182015031719112200- LP152318	no	
rec57	2015031813010500- LP15429923182015031813010500- LP152318	no	
rec58	2015032202343100- LP15429923182015032202343100- LP152318	si	1530
rec59	2015032212024700- LP15429923182015032212024700- LP152318	no	
rec60	2015032216114200- LP15429923182015032216114200- LP152318	no	
rec61	2015032311401500- LP15429923182015032311401500- LP152318	no	
rec62	2015032600530900-	si	2200

	LP12325681652015032600530900		
rec63	2015032713401300- LP15429923182015032713401300- LP152318	no	
rec64	2015032809314800- LP15423295242015032809314800.pco	no	
rec65	2015033009402900- LP15429923182015033009402900- LP152318	no	
rec66	2015033110440900- LP15429923182015033110440900- LP152318	no	
rec67	"2015040401334500- LP12316173122015040401334500.pco"	no	
rec68	2015040511312900- LP12316173122015040511312900	si	2000
rec69	2015040513551500- LP12316173122015040513551500	si	1400
rec70	2015040610233600- LP15423295242015040610233600.pco	no	
rec71	2015040818193500- LP15429923182015040818193500- LP152318	no	
rec72	2015041207420100- LP15418988592015041207420100	si	2410
rec73	"/2015041208511300- LP12316173122015041208511300.pco	no	
rec74	2015041618531700- LP15418988592015041618531700.pco	no	
rec75	"2015041710194400- LP15418988592015041710194400.pco"	no	
rec76	2015042323264400- LP15429923182015042323264400- LP152318	no	
rec77	2015042619092000- LP15429923182015042619092000- LP152318	no	
rec78	2015050214233600- LP15418988592015050214233600.pco	no	
rec79	2015050313431700- LP15429923182015050313431700- LP152318	si	2700
rec80	2015050722315800-LP1541898859	no	
rec81	2015050912514100-LP1542992318	no	
rec82	2015051703213900-LP1542992318	no	
rec83	2015051803083300- LP15418988592015051803083300	si	1300
rec84	2015051821292800- LP15429923182015051821292800- LP152318	si	1800
rec85	2015052020041900-LP1542329524	no	

rec86	2015052223293100-LP1542992318	no	
rec87	2015052808425300-LP1542992318	no	
rec88	2015052816591300-LP1542992318	no	
rec89	2015052919430000-LP1542992318	no	
rec90	2015053114130000- LP15429923182015053114130000- LP152318	si	1460
rec91	2015060313233200-LP1542329524	no	
rec92	2015060415391000- LP15429923182015060415391000- LP152318	si	4000
rec93	2015060502121200-LP1542992318	no	
rec94	2015060914021200-LP1542329524	no	
rec95	2015061314500900-LP1542992318	no	
rec96	2015062512362900-LP1542992318	no	
rec97	2015062514013300- LP15429923182015062514013300- LP152318	si	1650
rec98	2015062519242200-LP1232568161	no	
rec99	2015062908210200-LP1232568161	no	
rec100	2015070511441400- LP15423295242015070511441400	si	2860
rec101	2015071222560900-LP1542992318	no	
rec102	2015071822453100- LP15429923182015071822453100- LP152318	si	1660
rec103	2015072502172700-LP1542329524	no	
rec104	2015072602102300-LP1542992318	no	
rec105	2015072802061800-LP1542329524	no	
rec106	2015072922291900-LP1231617312	no	
rec107	2015080104321900- LP15418988592015080104321900	si	2600
rec108	2015080105003200- LP15429923182015080105003200- LP152318	si	2440
rec109	2015080300463800- LP15423295242015080300463800	si	1400
rec110	2015080302120800- LP15418988592015080302120800	si	2000
rec111	2015082020251000-LP1542992318	no	
rec112	2015082509344200- LP15429923182015082509344200- LP152318	si	1500
rec113	2015082523523600-LP1541898859	no	
rec114	2015082901391000-LP1542992318	no	
rec115	2015090314005100-LP1542992318	no	
rec116	2015090321434000-LP1542329524	no	
rec117	2015090518530400-LP1542992318	no	
rec118	2015091216373100-LP1542992318	no	

rec119	2015091310114200-LP1542992318	no	
rec120	2015091316264900- LP15429923182015091316264900- LP152318	si	2220
rec121	2015091716542800- LP15429923182015091716542800- LP152318	si	1900
rec122	2015091821210100- LP15418988592015091821210100	si	2125
rec123	2015091912470100-LP1542992318	no	
rec124	2015092615444300- LP15429923182015092615444300- LP152318	si	2500
rec125	2015100812163800-LP1542992318	no	
rec126	2015100916225500-LP1542992318	no	
rec127	2015101610385500-LP1541898859	no	
rec128	2015101816590600-LP1542329524	no	
rec129	2015101900182500-LP1541898859	no	
rec130	2015102111220800- LP15429923182015102111220800- LP152318	si	1400
rec131	2015102410012400-LP1542329524	no	
rec132	2015102621024800-LP1542992318	no	
rec133	2015102711405400-LP1542992318	no	
rec134	2015103012433600- LP15418988592015103012433600	si	1790
rec135	2015110616531500- LP15418988592015110616531500	si	1790
rec136	2015111905082100- LP15418988592015111905082100	si	1600
rec137	2015112103593300-LP1231617312	no	
rec138	2015112120311100-LP1542992318	si	2700
rec139	2015112308435500- LP15429923182015112308435500- LP152318	si	1400
rec140	2015112611053300-LP1542992318	no	
rec141	2015113007402600-LP1542992318	si	3000
rec142	2015120211050800-LP1542992318	no	
rec143	2015120303195600-LP1542329524	no	
rec144	2015120519555300-LP1542329524	no	
rec145	2015120712104500-LP1541898859	no	
rec146	2015120720444200-LP1542329524	no	
rec147	2015121106214200- LP15429923182015121106214200- LP152318	si	1520
rec148	2015121323165700-LP1542992318	no	
rec149	2015121403005700- LP15429923182015121403005700- LP152318	si	1260

rec150	2015121618525400- LP15429923182015121618525400- LP152318	si	1500
rec151	2015121712444900-LP1541898859	no	
rec152	2015122119265800-LP1542992318	no	
rec153	2015122916454500-LP1542992318	no	
rec154	2016010716031700-LP1542992318	no	
rec155	2016011508460200- LP15423295242016011508460200	si	1200
rec156	2016011705155900-LP1542329524	no	
rec157	2016012611065700-LP1541898859	no	
rec158	2016012710102000- LP15418988592016012710102000	si	1200
rec159	2016012812184900-LP1542992318	no	
rec160	2016012819215900- LP15423295242016012819215900	si	1500
rec161	2016013012221000- LP15429923182016013012221000- LP152318	si	1800
rec162	2016013113352900- LP15429923182016013113352900- LP152318	si	1265
rec163	2016020213550800-LP1542329524	no	
rec164	2016020807371400-LP1232568161	no	
rec165	2016020811565600-LP1541898859	no	
rec166	2016020918570400-LP1542329524	no	
rec167	2016021008530400- LP12325681612016021008530400	si	1600
rec168	2016021400230600-LP1541898859	no	
rec169	2016021420040800- LP15418988592016021420040800	si	1250
rec170	2016021611282400-LP1542329524	no	
rec171	2016021622453600-LP1542329524	no	
rec172	2016022207203600-LP1232568161	no	
rec173	2016022722353800- LP15418988592016022722353800	si	2380
rec174	2016030219242400- LP12325681612016030219242400	si	2540
rec175	2016030318123200-LP1542329524	no	
rec176	2016030703113700-LP1541898859	no	
rec177	2016031213460200-LP1542329524	no	
rec178	2016031215232200-LP1542329524	no	
rec179	2016031409290400- LP12316173122016031409290400	si	2430
rec180	2016031616090200-LP1542992318	no	
rec181	2016031713553800-LP1231617312	no	
rec182	2016032209442400-LP1541898859	no	
rec183	2016033100583600- LP15429923182016033100583600-	si	1865

	LP152318 / 2016033101372400- LP15429923182016033101372400- LP152318		
rec184	2016033101372400-LP1542992318	no	
rec185	2016033102324200-LP1231617312	no	
rec186	2016040518050700-LP1542992318	no	
rec187	2016040922130300-LP1542329524	no	
rec188	2016041121311900-LP1542992318	no	
rec189	2016042412150400-LP1541898859	no	
rec190	2016042705241800- LP15418988592016042705241800	si	1350
rec191	2016042909262400- LP15418988592016042909262400	si	3000
rec192	2016043014201000-LP1541898859	no	
rec193	2016050711414200-LP1542329524	no	
rec194	2016050802271800- LP15423295242016050802271800	si	1465
rec195	2016051007580900-LP1541898859	no	
rec196	2016052620053800-LP1541898859	no	
rec197	2016052718324100-LP1541898859	no	
rec198	2016052811364200- LP15418988592016052811364200	si	1570
rec199	2016060310471500- LP15418988592016060310471500	si	2415
rec200	2016061822140200- LP15423295242016061822140200	si	1740
rec201	2016061916281700-LP1541898859	no	
rec202	2016062500523600-LP1541898859	no	
rec203	2016062720193000-LP1541898859	no	
rec204	2016062720342700-LP1541898859	no	
rec205	2016062923210400- LP15423295242016062923210400	si	1900
rec206	2016070315435600-LP1541898859	no	
rec207	2016070508462300-LP1541898859	no	
rec208	2016070511175900- LP15418988592016070511175900	si	1800
rec209	2016071507242000- LP15429923182016071507242000- LP152318	si	1235
rec210	2016071910473100- LP15429923182016071910473100- LP152318	si	1338
rec211	2016072409154000-LP1542329524	no	
rec212	2016080111175700-LP1231617312	no	
rec213	2016081322182400- LP15418988592016081322182400	si	1295
rec214	2016081614060700-LP1542992318	no	
rec215	2016081621202800-LP1542992318	no	
rec216	2016081921494100-	si	1920 y 1200

	LP15429923182016081921494100- LP152318		
rec217	2016082116591100-LP1542992318	no	
rec218	2016082513131900- LP15429923182016082513131900- LP152318	si	1450
rec219	2016082602013200- LP15429923182016082602013200- LP152318	si	3500
rec220	2016090814492200-LP1542992318	no	

Tabla 26: Identificación de los registros que tienen parada y de los que tienen más de 20 minutos de parada

En las siguientes tablas se representan los tiempos de parada y recuperación de los registros. La columna ti hace referencia al tiempo de inicio y la columna tf hace referencia al tiempo de fin. La tabla 27 abarca desde el tiempo de primera parada hasta la tercera recuperación. La tabla 28 abarca desde el tiempo de cuarta parada hasta la sexta recuperación. Finalmente, la tabla 29 abarca desde la séptima parada hasta la novena recuperación.

REGISTRO	TIEMPO PRIMERA PARADA (s)			TIEMPO DE PRIMERA RECUPERACIÓN(s)			TIEMPO SEGUNDA PARADA(s)			TIEMPO DE SEGUNDA RECUPERACIÓN(s)			TIEMPO DE TERCERA PARADA (s)			TIEMPO DE TERCERA RECUPERACIÓN(s)		
	ti	tf	Tiempo	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado
rec2	0	46,75	46,75	46,75	878	831,25	878	882,65	4,65	882,65	884,25	1,6	884,25	884,47	0,22	884,487	1559,53	675,043
rec3	1648,856	1650,024	1,168	1650	1765,065	115,065	1765,072	1766,088	1,016	1766,088	2444,5	678,412						
rec4	0	1391,68	1391,68	1392,388	1915,6	523,212	1915,6	1925	9,4	1925	2138,73	341,98	2266,98	2748,89	481,91			
rec9	0	1186,49	1186,49	1189,25	1190,73	1,48	1190,73	1198,48	7,75	1198,5	1307,46	108,96	1307,46	2147,45	839,99			
rec34	0	1080,2	1080,2	1080,2	1088,7	8,5	1088,7	2974,2	1885,5	2974,2	3050	75,8						
rec35	0	531	531	531	536,85	5,85	536,85	537,1	0,25	537,1	2305,6	1768,5						
rec41	0	67,77	67,77	67,8	1247	1179,2	1427,3	1428,2	0,9	1459	1950	491						
rec47	0	1080	1080	1080	1095	15	1095	1103,1	8,1	1103,1	1128,2	25,1	1128,2	2007,3	879,1	2007,3	2892,6	885,3
rec48	0	29,4	29,4	29,4	30,55	1,15	30,55	30,9	0,35	30,9	72,9	42	104	119	15	135,08	1260,1	1125,02
rec50	0	1590,7	1590,7	1590,7	1651,8	61,1	1651,8	1815	163,2	1815	2527,55	712,55			0			
rec52	0	53	53	53	55	2	55	55,5	0,5	368	2032,6	1664,6	2032,6	2038,2	5,6	2038,2	2039,2	1
rec64	697,4	722,8	25,4	722,8	782	59,2	782	1842	1060			0			0			
rec66	0	558	558	558	685	127	685	717,5	32,5	717,5	1788,35	1070,85	1788,35	1995,4	207,05	1995,4	2553,95	558,55
rec71	0	428,5	428,5	428,5	1377	948,5	1385,6	2385	999,4	2385	3541,3	1156,3						
rec84	0	682,9	682,9	682,9	1649,5	966,6	1649,5	3880	2230,5									
rec86	0	843,9	843,9	843,9	1685,74	841,84	1685,75	1687,65	1,9	1687,65	2470	782,35	2480,55	2743,1	262,55			
rec88	0	496	496	496	537	41	537	546,5	9,5	546,5	2684,5	2138						
rec93	0	155,4	155,4	155,4	163,9	8,5	163,9	755,4	591,5	755,4	768,9	13,5	768,9	1187,3	418,4			
rec95	0	936,46	936,46	936,46	966,15	29,69	966,15	1887,45	921,3			0						
rec96	0	893,14	893,14	893,15	1445,72	552,57	1445,72	1449,16	3,44	1449,16	1681,9	232,74	1681,9	1682,98	1,08	1685,9	3055,48	1369,58
rec104	0		0	455,8	468,5	12,7	468,5	469,5	1	469,5	470,17	0,67	470,17	478,3	8,13	478,3	489,4	11,1
rec106	0	190,3	190,3	190,3	309,05	118,75	362,4	363,6	1,2	378,8	1751,3	1372,5						
rec108	0	859,73	859,73	859,73	871,9	12,17	871,9	872,7	0,8	872,7	874,35	1,65	874,36	2444,45	1570,09	2444,45	2449,2	4,75

REGISTRO	TIEMPO PRIMERA PARADA (s)			TIEMPO DE PRIMERA RECUPERACIÓN(s)			TIEMPO SEGUNDA PARADA(s)			TIEMPO DE SEGUNDA RECUPERACIÓN(s)			TIEMPO DE TERCERA PARADA (s)			TIEMPO DE TERCERA RECUPERACIÓN(s)		
	ti	tf	Tiempo	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado
rec125	0	644	644	644	645,35	1,35	645,35	645,72	0,37	645,75	704,65	58,9	704,65	733,42	28,77	733,42	754,9	21,48
rec134	0	824,5	824,5	824,5	852,9	28,4	852,9	1201,5	348,6	1201,5	1211,5	10	1211,5	1212,5	1	1212,5	1213,1	0,6
rec135	0	1791,5	1791,5	1791,5	1793,34	1,84	1793,34	1793,4	0,06	1793,4	1883,915	90,515	1883,915	2046,5	162,585			
rec136	450,1	693,13	243,03	693,13	694,32	1,19	694,32	694,392	0,072	694,4	709,165	14,765	709,176	711,528	2,352	711,536	712,168	0,632
rec140	0	752	752	752	1842,4	1090,4	1856,35	2615,5	759,15	2615,5	2632,9	17,4	2635,4	4014,4	1379			
rec149	0	1274,7	1274,7	1274,7	1958,5	683,8	1958,5	2962,1	1003,6	2962,1	3500,5	538,4	3500,5	3630	129,5	3630	4232,5	602,5
rec153	0	218	218	218	231,7	13,7	231,7	636,6	404,9	636,6	720,8	84,2	720,8	721,8	1	721,8	723,55	1,75
rec159	0	817,2	817,2	817,2	822,9	5,7	822,9	1059,5	236,6									
rec160	0	1550,3	1550,3	1550,3	1747,8	197,5	1747,8	1885,9	138,1	1885,9	1907,75	21,85	1907,75	3122,9	1215,15			
rec164	0	582,3	582,3	582,3	1738,85	1156,55	1738,85	1926,4	187,55	1926,4	1936,6	10,2	1936,6	1938	1,4	1938	1939,5	1,5
rec165	109,4	678,4	569	678,4	1459,15	780,75	1459,2	2271,8	812,6	2271,8	2273,45	1,65	2273,45	2274,15	0,7	2274,15	2304,15	30
rec168	3258	3478	220	3478	3480,45	2,45	3480,45	3481	0,55	3481	3508,65	27,65	3508,65	3523,8	15,15	3523,8	3971,65	447,85
rec171	1537,7	1539,67	1,97	1539,67	1552,5	12,83	1552,5	1554,4	1,9	1554,44	2018,5	464,06						
rec179	0	2431,2	2431,2	2431,2	2463,35	32,15	2463,35	2545	81,65	2545	2657,6	112,6	2657,6	3203,8	546,2			
rec180	0	279,6	279,6	279,6	310,45	30,85	310,45	311,52	1,07	311,52	691,25	379,73	691,25	1535,5	844,25	1535,5	4611,4	3075,9
rec191	0	3012	3012	3012	3013,9	1,9	3013,9	3014,55	0,65	3014,55	3020,5	5,95	3020,5	3021,6	1,1	3021,6	3022,113	0,513
rec197	0	230,65	230,65	230,65	243,95	13,3	243,95	1188,9	944,95									
rec200	0	39,325	39,325	39,325	40,45	1,125	40,45	40,79	0,34	40,79	293,575	252,785	293,575	2032,5	1738,925			
rec206	0	1162,8	1162,8	1162,8	1182,2	19,4	1182,2	2013,2	831									
rec213	0	1297,36	1297,36	1297,36	1299,232	1872	1299,232	1299,504	0,272	1299,504	1357,408	57,904	1357,408	1483,07	125,662	1483,07	1485,7	2,63
rec216	0	1922	1922	1922	2191,2	269,2	2191,2	3353	1161,8									
rec218	0	957,3	957,3	957,3	960,5	3,2	960,5	1454,4	493,9	1454,4	1470,5	16,1	1470,5	2381,1	910,6			
rec220	0	182,9	182,9	182,9	1291,25	1108,35	1604,46	1605,725	1,265	1605,725	2598,85	993,125						

Tabla 27: Tiempos de parada y recuperación (entre la primera parada y la tercera recuperación)

REGISTRO	TIEMPO DE CUARTA PARADA(s)			TIEMPO DE CUARTA RECUPERACION(s)			TIEMPO DE QUINTA PARADA(s)			TIEMPO DE QUINTA RECUPERACION(s)			TIEMPO DE SEXTA PARADA(s)			TIEMPO DE SEXTA RECUPERACION(s)		
	ti	tf	Resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado
rec2	1559,53	1586,415	26,885	1586,415	1587,983	1,568	1587,983	1588,088	0,105	1588,088	1673,05	84,962						
rec52	2039,2	2075,55	36,35	2075,55	2423,2	347,65	2423,2	2425,35	2,15	2425,35	2631,4	206,05						
rec66	2553,95	2566,3	12,35	2566,3	2572,4	6,1	2572,4	2581,5	9,1	2581,5	2782,6	201,1	2782,6	2800	17,4	2800	2814,1	14,1
rec104	489,4	545,8	56,4	545,8	550,9	5,1	550,9	942,05	391,15	952,4	1547,82	595,42						
rec108	2449,2	2450,17	0,97	2450,17	2784	333,83	2784	3214	430									
rec125	754,9	758,5	3,6	758,5	761,55	3,05	761,55	908,5	146,95	908,5	3902,75	2994,25						
rec134	1213,1	1766,85	553,75															
rec136	712,168	2127,16	1414,992															
rec153	723,55	764,5	40,95	764,5	777	12,5	777	778	1	778	780,9	2,9	780,9	862,9	82	862,9	950,55	87,65
rec164	1939,5	1948,4	8,9	1948,4	2664,4	716												
rec191	3022,113	3035,6	13,487	3035,6	3037,19	1,59	3037,19	3037,201	0,011	3037,201	3058,6	21,399	3058,6	3265,5	206,9	3265,5	3267,5	2
rec213	1485,7	1486	0,3	1486	1496,4	10,4	1496,4	2156,08	659,68									

Tabla 28: Tiempos de parada y recuperación (entre la cuarta parada y la sexta recuperación)

REGISTRO	TIEMPO DE SÉPTIMA PARADA(s)			TIEMPO DE SÉPTIMA RECUPERACION(s)			TIEMPO DE OCTAVA PARADA(s)			TIEMPO DE OCTAVA RECUPERACION(s)			TIEMPO DE NOVENA PARADA(s)			TIEMPO DE NOVENA RECUPERACION(s)		
	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado	ti	tf	resultado
rec66	2814,1	2937	122,9	2937	2946,3	9,3	2946,3	3796,25	849,95									
rec153	950,55	950,75	0,2	950,75	952	1,25	952	1048,2	96,2	1048,2	1214,2	166	1214,2	1359	144,8	1359	1595	236
rec191	3267,5	3268,15	0,65	3268,15	3544,9	276,75												

Tabla 29: Tiempos de parada y recuperación (entre la primera parada y la tercera recuperación)

En la tabla 30 se describe la base de datos aportada por los servicios sanitarios de *Emergencias-Osakidetza*.

NOMBRE REGISTRO	BASE	FECHA	HORA	SEXO (H/M)	EDAD (años)	COMPLEXIÓN
rec1	Artaza	12/09/2014	9:14	M	41	R
rec2	Artaza	12/09/2014	11:51	H	79	R
rec3	Artaza	13/09/2014	9:50	H	41	D
rec4	Bilbao	19/09/2014	9:26	H	84	D
rec5	Urioste	20/09/2014	9:05	H	82	R
rec6	Urioste	21/09/2014	6:15	M	78	R
rec7	Bilbao	21/09/2014	9:23	H	44	D
rec8	Urioste	23/09/2014				
rec9	Bilbao	30/09/2014	9:57	H	57	D
rec10	Urioste	03/10/2014	8:35	H	69	R
rec11	Urioste	04/10/2014	9:17	H	84	R
rec12	Urioste	07/10/2014				
rec13	Bilbao	15/10/2014	16:22	M	55	R
rec14	Bilbao	15/10/2014	23:15	H	74	R
rec15	Artaza	20/10/2014	9:58	H	52	R
rec16	Artaza	30/10/2014	21:19	H	32	R
rec17	Bilbao	10/11/2014	18:34	H	50	A
rec18	Bilbao	12/11/2014	5:34	M	64	R
rec19	Artaza	20/11/2014	23:25	H	57	R
rec20	Artaza	30/11/2014	5:40	H	52	R
rec21	Urioste	20/12/2014	8:00	H	65	R
rec22	Urioste	21/12/2014	23:05	H	67	R
rec23	Artaza	22/12/2014	13:15	M	70	R
rec24	Urioste	22/12/2015				
rec25	Bilbao	24/12/2014	10:50	H	26	D
rec26	Urioste	24/12/2015				
rec27	Urioste	24/12/2015				
rec28	Bilbao	26/12/2014	12:25	M	67	R
rec29	Urioste	29/12/2014	16:36	H	74	R
rec30	Urioste	31/12/2015				
rec31	Bilbao	07/01/2015	8:54	H	77	R
rec32	Bilbao	07/01/2015	17:27	M	88	R
rec33	Artaza	11/01/2015	9:30	H	39	D
rec34	Bilbao	15/01/2015	0:42	H	72	R
rec35	Urioste	21/01/2015				
rec36	Bilbao	25/01/2015	17:20	M	72	R
rec37	Artaza	27/02/2015	14:55	M	79	R
rec38	Urioste	05/02/2015	18:30	H	69	R
rec39	Donostia	17/02/2015	12:00			
rec40	Donostia	18/02/2015	9:07			
rec41	Bilbao	19/02/2015				

rec42	Donostia	20/02/2015	17:50			
rec43	Donostia	20/02/2015	20:13			
rec44	Donostia	26/02/2015	19:06			
rec45	Urioste	28/02/2015	21:15	H	84	R
rec46	Donostia	01/03/2015	18:48			
rec47	Donostia	02/03/2015	17:06			
rec48	Bilbao	02/03/2015				
rec49	Urioste	04/03/2015	1:45	M	73	R
rec50	Donostia	04/03/2015	7:55			
rec51	Bilbao	07/03/2015	12:25	H	63	R
rec52	Artaza	09/03/2015	3:24	M	71	R
rec53	Donostia	13/03/2015	22:00			
rec54	Donostia	14/03/2015	10:27			
rec55	Donostia	14/03/2015	14:08			
rec56	Donostia	17/03/2015	19:11			
rec57	Donostia	18/03/2015	13:01			
rec58	Donostia	22/03/2015	2:34	H	62	R
rec59	Donostia	22/03/2015	12:02	H	82	D
rec60	Donostia	22/03/2015	16:11	H	77	R
rec61	Donostia	23/03/2015	11:40	H	89	D
rec62	Bilbao	26/03/2015	0:47	H	61	R
rec63	Donostia	27/03/2015	13:40			
rec64	Urioste	28/03/2015	9:30	H	82	A
rec65	Donostia	30/03/2015	9:40	M	59	D
rec66	Donostia	31/03/2015	10:44	H	79	R
rec67	Bilbao	04/04/2015	2:40	H	30	A
rec68	Bilbao	05/04/2015	12:04	H	73	R
rec69	Bilbao	05/04/2015	13:50	H	83	D
rec70	Urioste	06/04/2015	10:16	H	61	R
rec71	Donostia	08/04/2015	18:15	H	69	R
rec72	Artaza	12/04/2015	7:40	H	65	R
rec73	Bilbao	12/04/2015	8:37	H	47	A
rec74	Artaza	16/04/2015				
rec75	Artaza	17/04/2015				
rec76	Donostia	23/04/2015	23:36	M	55	R
rec77	Donostia	26/04/2015	19:09	H	64	R
rec78	Artaza	02/05/2015				
rec79	Donostia	03/05/2015	13:40	M	87	D
rec80	Artaza	07/05/2015	22:20	H	77	R
rec81	Donostia	09/05/2015	12:51	H	83	R
rec82	Donostia	17/05/2015	3:21	M	71	R
rec83	Artaza	18/05/2015	3:00	M	63	R
rec84	Donostia	18/05/2015	21:18	H	64	R
rec85	Urioste	20/05/2015	20:00	H	59	R
rec86	Donostia	22/05/2015	23:29			
rec87	Donostia	28/05/2015	8:08			

rec88	Donostia	28/05/2015	17:00	H	24	D
rec89	Donostia	29/05/2015	19:43			
rec90	Donostia	31/05/2015	13:51	H	49	
rec91	Urioste	03/06/2015	13:15	H	67	A
rec92	Donostia	04/06/2015	15:39	H	56	R
rec93	Donostia	05/06/2015	2:12	H	60	A
rec94	Urioste	09/06/2015	13:50	M	90	R
rec95	Donostia	13/06/2015	14:50	H	44	R
rec96	Donostia	25/06/2015	12:36	H	81	R
rec97	Donostia	25/06/2015	14:01	H	79	R
rec98	Bilbao	25/06/2015	19:24			
rec99	Bilbao	29/06/2015	8:05	M	48	A
rec100	Artaza	05/07/2015	11:33	H	55	D
rec101	Donostia	12/07/2015	22:56			
rec102	Donostia	18/07/2015	22:45			
rec103	Urioste	25/07/2015	2:00	H	50	D
rec104	Donostia	26/07/2015	2:10	H	71	D
rec105	Urioste	28/07/2015	1:57	H	80	A
rec106	Bilbao					
rec107	Artaza	01/08/2015	4:32			
rec108	Donostia	01/08/2015	5:00	H	32	A
rec109	Urioste	03/08/2015	0:38	M	81	R
rec110	Artaza	03/08/2015	2:01	H	73	D
rec111	Donostia	20/08/2015	20:15	H	55	D
rec112	Donostia	25/08/2015	9:34	H	66	R
rec113	Artaza	25/08/2015	23:45	H	55	D
rec114	Donostia	29/08/2015	1:20	H	64	D
rec115	Donostia	03/09/2015	14:00	H	47	D
rec116	Urioste	03/09/2015	21:33	H	63	R
rec117	Donostia	05/09/2015	18:53	M	10	R
rec118	Donostia	12/09/2015	16:37	H	2	D
rec119	Donostia	13/09/2015	10:11	M	87	D
rec120	Donostia	13/09/2015	16:26	H	54	D
rec121	Donostia	17/09/2015	16:40	H	49	R
rec122	Artaza	18/09/2015	21:14	H	36	R
rec123	Donostia	19/09/2015	12:50	H	72	D
rec124	Donostia	26/09/2015	15:44	M	73	R
rec125	Donostia	08/10/2015	12:16	H	60	R
rec126	Donostia	09/10/2015	16:22	H	66	D
rec127	Artaza	16/10/2015	10:30	H	70	A
rec128	Urioste	18/10/2015	16:59	H	75	R
rec129	Artaza	19/10/2015	0:07	H	59	A
rec130	Donostia	21/10/2015	11:22	H	73	R
rec131	Urioste	24/10/2015	9:55	H	55	R
rec132	Donostia	26/10/2015	21:02	H	80	D
rec133	Donostia	27/10/2015	11:40	M	63	R

rec134	Artaza	30/10/2015	12:42	M	68	R
rec135	Artaza	06/11/2015	16:47	H	46	A
rec136	Artaza	19/11/2015	4:50	M	75	R
rec137	Bilbao	21/11/2015	3:43	H	NA	R
rec138	Donostia	21/11/2015	20:30	M	37	R
rec139	Donostia	23/11/2015	8:43	H	57	R
rec140	Donostia	26/11/2015	11:05	H	85	R
rec141	Donostia	30/11/2015	7:40	H	35	A
rec142	Donostia	02/12/2015	11:05	H	80	R
rec143	Urioste	03/12/2015	3:13	M	52	R
rec144	Urioste	05/12/2015	19:50	M	56	R
rec145	Artaza	07/12/2015	11:50	H	62	A
rec146	Urioste	07/12/2015	20:34	H	83	D
rec147	Donostia	11/12/2015	6:21			
rec148	Donostia	13/12/2015	22:54	H	72	A
rec149	Donostia	14/12/2015	2:49	M	69	R
rec150	Donostia	16/12/2015	18:52	H	80	R
rec151	Artaza	17/12/2015	12:31	H	82	R
rec152	Donostia	21/12/2015	19:15	H	65	R
rec153	Donostia	29/12/2015	16:15	H	78	R
rec154	Donostia	07/01/2016	16:00	M	42	R
rec155	Urioste					
rec156	Urioste					
rec157	Artaza	26/01/2016	11:10	H	74	R
rec158	Artaza	27/01/2016	9:55	H	83	R
rec159	Donostia	28/01/2016	12:20	H	82	D
rec160	Urioste	28/01/2016	19:08	M	37	O
rec161	Donostia	30/01/2016	12:20	M	53	R
rec162	Donostia	31/01/2016	13:35	M	80	R
rec163						
rec164	Bilbao	08/02/2016	7:34	H	55	R
rec165	Artaza	08/02/2016	11:43	H	55	R
rec166	Urioste	09/02/2016	18:44	M	49	D
rec167	Bilbao	10/02/2016	8:43	H	61	R
rec168	Artaza	14/02/2016	0:15	H	46	R
rec169	Artaza	14/02/2016	19:52	H	64	D
rec170	Urioste					
rec171	Urioste	16/02/2016	22:35	M	68	D
rec172	Bilbao	22/02/2016	7:01	M	71	R
rec173	Artaza	27/02/2016	22:21	H	60	D
rec174	Bilbao	01/03/2016	10:15	M	81	R
rec175						
rec176	Artaza	07/03/2016	3:01	H	51	D
rec177	Urioste	12/03/2016	13:28	H	68	O
rec178	Urioste	12/03/2016	15:16	H	70	O
rec179	Bilbao	14/03/2016	9:19	H	80	R

rec180	Donostia	16/03/2016	15:45	H	77	R
rec181	Bilbao	17/03/2016	13:51	H	80	D
rec182	Artaza	22/03/2016	9:36	H	62	R
rec183						
rec184	Donostia	31/03/2016	2:00	H	59	A
rec185	Bilbao	31/03/2016	2:30	H	70	R
rec186	Donostia	05/04/2016	18:05			
rec187						
rec188	Donostia	11/04/2016	21:30	H	58	R
rec189	Artaza	24/04/2016	12:05	H	53	A
rec190	Artaza	27/04/2016	5:10	H	52	A
rec191	Artaza	29/04/2016	9:12	M	47	R
rec192	Artaza	30/04/2016	14:35	H	73	R
rec193	Urioste	07/05/2016	11:40	H	43	A
rec194	Urioste	08/05/2016	2:25	H	61	A
rec195	Artaza	10/05/2016	7:49	H	69	A
rec196	Artaza	26/05/2016	20:20	H	38	R
rec197	Artaza	27/05/2016	18:18	H	55	R
rec198	Artaza	28/05/2016	11:29	H	75	D
rec199	Artaza	03/06/2016	10:35	M	82	R
rec200	Urioste	18/06/2016	23:13	M	67	D
rec201	Artaza	19/06/2016	16:12	H	4	R
rec202	Artaza	25/06/2016	0:39	H	75	R
rec203	Artaza	27/06/2016	19:44	H	79	R
rec204	Artaza					
rec205	Urioste	29/06/2016	23:13	M	54	R
rec206	Artaza	03/07/2016	15:38	H	34	A
rec207	Artaza	05/07/2016	8:26	H	71	D
rec208	Artaza	05/07/2016	11:16	M	65	R
rec209	Donostia	15/07/2016	7:24			
rec210	Donostia	19/07/2016	10:47			
rec211	Urioste	24/07/2016	9:07	H	88	A
rec212	Artaza	01/08/2016	11:13	H	63	R
rec213	Artaza	13/08/2016	22:04	H	72	R
rec214	Donostia	16/08/2016	14:06	H	66	A
rec215	Donostia	16/08/2016	21:20	H	86	D
rec216	Donostia	19/08/2016	21:49	H	59	A
rec217	Donostia	21/08/2016	16:59	M	37	A
rec218	Donostia	25/08/2016	13:13	H	61	A
rec219	Donostia	26/08/2016	2:01	H	45	D
rec220	Donostia					

Tabla 30: Base de datos de los registros de SVA

En la tabla posterior se representan los valores de las métricas de calidad aportados por el programa comercial.

NOMBRE REGISTRO	RATIO DE RCP (%)	RATIO DE COMPRESIONES (%)	FRECUENCIA DE COMPRESIONES	COMPRESIONES/MIN
rec4	72%	68%	170	105
rec7	92%	87%	189	145
rec9	5%	5%	215	9
rec18	86%	70%	165	107
rec26	40%	36%	207	67
rec27	23%	21%	173	33
rec37	79%	73%	158	107
rec42	45%	43%	102	42
rec43	70%	64%	108	73
rec46	64%	62%	102	62
rec47	46%	46%	102	46
rec50	72%	70%	102	74
rec52	95%	93%	140	127
rec58	53%	50%	102	50
rec62	93%	87%	195	161
rec68	42%	42%	188	76
rec69	30%	28%	166	42
rec72	82%	81%	122	98
rec79	–	–	–	–
rec83	76%	75%	104	77
rec84	15%	14%	102	14
rec90	66%	59%	103	67
rec92	93%	91%	102	93
rec97	74%	67%	102	66
rec100	84%	78%	142	104
rec102	62%	59%	102	64
rec107	57%	51%	107	54
rec108	89%	86%	102	87
rec109	13%	13%	142	19
rec110	22%	20%	100	18
rec112	84%	82%	101	79
rec120	30%	28%	102	30
rec121	53%	51%	102	51
rec122	54%	46%	133	50
rec124	23%	23%	102	23
rec130	50%	44%	193	72
rec134	69%	63%	162	97
rec135	88%	81%	176	125
rec136	48%	46%	139	63

rec138	45%	44%	102	44
rec139	75%	68%	114	78
rec141	82%	79%	102	77
rec147	61%	59%	102	61
rec149	43%	38%	105	41
rec150	50%	47%	102	47
rec155	84%	65%	169	102
rec158	75%	72%	158	103
rec160	25%	24%	194	45
rec161	39%	35%	102	36
rec162	–	–	–	–
rec167	94%	90%	160	133
rec169	70%	65%	151	88
rec173	43%	40%	161	59
rec174	84%	83%	152	121
rec179	66%	63%	145	88
rec183	88%	83%	102	86
rec190	87%	79%	135	101
rec191	96%	90%	103	92
rec194	83%	77%	160	126
rec198	42%	39%	139	53
rec199	64%	60%	139	80
rec200	70%	68%	161	109
rec205	21%	20%	133	25
rec208	84%	80%	162	126
rec209	64%	59%	102	59
rec210	69%	65%	102	65
rec213	87%	83%	112	89
rec216	93%	91%	102	94
rec218	32%	28%	102	27
rec219	–	–	–	–

Tabla 31: Resumen de las métricas de calidad otorgadas por CODE-STAT

En la siguiente tabla se describen los parámetros de calidad obtenidos desde dos puntos de vista diferentes. Los resultados de la izquierda se han conseguido mediante el programa de uso propio, y los de la derecha mediante el programa comercial.

REGISTRO	RATIO DE COMPRESIONES (%)	FRECUENCIA DE COMPRESIONES	COMPRESIONES POR MINUTO	RATIO DE COMPRESIONES (%)	FRECUENCIA DE COMPRESIONES	COMPRESIONES POR MINUTO
rec4	68,1	134,9	92	68%	170	105
rec7	30,2	104,4	34	87%	189	145
rec9	27,9	122,6	36	5%	215	9
rec18	46,4	107,5	54	70%	165	107
rec26	69,9	149,0	102	36%	207	67
rec27	3,8	104,0	5	21%	173	33
rec37	1,0	110,2	1	73%	158	107
rec42	17,9	110,9	20	43%	102	42
rec43	5,1	109,9	7	64%	108	73
rec46	50,0	139,1	68	62%	102	62
rec47	14,0	105,4	16	46%	102	46
rec50	30,2	173,1	51	70%	102	74
rec52	55,3	158,1	85	93%	140	127
rec58	41,4	148,6	60	50%	102	50
rec62	42,9	153,6	61	87%	195	161
rec68	22,7	109,2	25	42%	188	76
rec69	9,9	160,5	15	28%	166	42
rec72	61,2	124,7	73	81%	122	98
rec79	–	–	–	–	–	–
rec83	35,7	105,8	40	75%	104	77
rec84	17,6	114,7	21	14%	102	14
rec90	19,8	109,9	24	59%	103	67
rec92	57,1	163,2	91	91%	102	93
rec97	64,4	148,1	95	67%	102	66
rec100	22,1	188,6	40	78%	142	104
rec102	18,9	123,8	23	59%	102	64
rec107	56,7	152,8	86	51%	107	54
rec108	48,8	144,5	70	86%	102	87
rec109	37,0	152,8	56	13%	142	19
rec110	78,8	147,9	114	20%	100	18
rec112	47,8	138,2	65	82%	101	79
rec120	60,4	107,0	68	28%	102	30
rec121	67,7	160,3	109	51%	102	51
rec122	78,8	143,4	109	46%	133	50
rec124	72,6	107,9	81	23%	102	23
rec130	72,9	151,7	108	44%	193	72
rec134	34,7	133,5	46	63%	162	97
rec135	51,6	140,9	71	81%	176	125

rec136	51,8	159,3	81	46%	139	63
rec138	20,0	134,6	27	44%	102	44
rec139	64,2	160,8	103	68%	114	78
rec141	23,7	102,9	26	79%	102	77
rec147	42,0	103,5	48	59%	102	61
rec149	54,6	116,4	66	38%	105	41
rec150	34,2	113,4	43	47%	102	47
rec155	15,1	115,0	18	65%	169	102
rec158	18,3	162,9	29	72%	158	103
rec160	30,1	194,7	56	24%	194	45
rec161	18,3	162,9	29	35%	102	36
rec162	–	–	–	–	–	–
rec167	16,3	123,8	20	90%	160	133
rec169	33,5	146,1	49	65%	151	88
rec173	14,7	105,6	18	40%	161	59
rec174	4,4	112,6	6	83%	152	121
rec179	33,7	161,6	52	63%	145	88
rec183	27,8	113,9	33	83%	102	86
rec190	72,6	134,2	96	79%	135	101
rec191	13,2	102,4	16	90%	103	92
rec194	73,3	186,7	133	77%	160	126
rec198	37,2	175,8	63	39%	139	53
rec199	17,7	159,8	28	60%	139	80
rec200	51,6	120,2	65	68%	161	109
rec205	69,1	170,0	113	20%	133	25
rec208	62,7	130,7	78	80%	162	126
rec209	7,3	120,6	9	59%	102	59
rec210	51,6	127,2	65	65%	102	65
rec213	67,1	106,5	74	83%	112	89
rec216	45,8	105,5	51	91%	102	94
rec218	3,7	179,1	6	28%	102	27
rec219	–	–	–	–	–	–

Tabla 32: Tabla comparativa de las métricas de calidad del programa CODE-STAT y del programa para uso propio