

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN  
INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN**

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

***CARACTERIZACIÓN DE LA  
INTERFERENCIA DE LAS COMPRESIONES  
TORÁCICAS EN LA  
SEÑAL DE CAPNOGRAFÍA DURANTE LA  
REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR***

<b>Estudiante</b>	<i>Asurmendi Perez, Iratxe</i>
<b>Directora</b>	<i>Ruiz de Gauna Gutiérrez, Sofía</i>
<b>Departamento</b>	<i>Ingeniería de Comunicaciones</i>
<b>Curso académico</b>	<i>2020-2021</i>

*Bilbao, 11, junio, 2021*



*A Mikel Leturiondo, para  
reconocer oficialmente su  
labor como co-director.*

*A Julen, por embellecer  
mis palabras.*

*A María, Aitor y Laura,  
por estar y acompañar.*

## Resumen

La técnica de reanimación cardiopulmonar (RCP) es una maniobra salva vidas cuando se produce una parada cardiorrespiratoria. Es por eso que desde hace décadas, se buscan parámetros que describan la calidad de esta. Hasta hace algunos años, estas métricas de calidad eran la profundidad y frecuencia de las compresiones, pero se ha añadido recientemente la señal de capnografía a analizar durante la maniobra. Esta es una señal de gran relevancia ya que informa sobre el estado hemodinámico del paciente.

A pesar de ser una señal con un gran aporte sanitario, esta señal suele sufrir oscilaciones frecuentes debidas a las compresiones torácicas que dificultan su interpretación clínica.

Es por ello que se ha estudiado esta señal y su comportamiento en el ámbito de la RCP. Este trabajo ha tenido como objetivo analizar la amplitud de esas oscilaciones, su relación con los parámetros clásicos de calidad de las compresiones y si la presencia de estas pudiera indicar un mejor pronóstico para el paciente.

**Palabras clave:** Reanimación cardiopulmonar, parada cardiorrespiratoria, compresiones torácicas, capnografía, calidad, *artifact*, profundidad, frecuencia

## Laburpena

Bihotz-biriketako bizkortze-teknika (BBB) bizitzak salbatzeko maniobra da bihotz-biriketako geldialdia gertatzen denean. Horregatik, duela hamarkada batzuetatik hona, haren kalitatea deskribatzen duten parametroak bilatzen dira. Duela urte batzuk arte, konpresioen sakontasuna eta maiztasuna ziren kalitate-metrikak, baina berriki kapnografia-seinalea gehitu da maniobran zehar aztertzeko. Seinale hori oso garrantzitsua da, pazientearen egoera hemodinamikoari buruzko informazioa ematen baitu.

Osasun-ekarpen handia duen seinalea izan arren, seinale horrek gorabehera ugari izaten ditu, toraxeko konpresioen ondorioz, eta horrek zaildu egiten du haren interpretazio klinikoa.

Hori dela eta, seinale hori eta BBBren esparruan duen portaera aztertu dira. Lan honen helburua gorabehera horien zabaltasuna, konpresioen kalitate-parametro klasikoekin duten lotura eta konpresioen presentziak pazientearentzat pronostiko hobea adieraz dezakeen aztertzea izan da.

**Gako-hitzak:** bihotz-biriketako bizkortzea, bihotz-biriketako geldialdia, konpresio torazikoak, kapnografia, kalitatea, *artifact*, sakontasuna, maiztasuna

## **Abstract**

Cardiopulmonary resuscitation technique (CPR) is a life-saving manoeuvre in the event of cardiorespiratory arrest. That is why, for decades, parameters describing the quality of CPR have been sought. Until a few years ago, these quality metrics were the depth and frequency of compressions, but recently the capnography signal has been added to be analysed during the manoeuvre. This is a highly relevant signal as it provides information on the haemodynamic status of the patient.

Although it is a signal with a high health benefit, this signal is often subject to frequent oscillations due to chest compressions, which makes it difficult to interpret clinically.

This is why this signal and its behaviour in CPR have been studied. The aim of this study was to analyse the amplitude of these oscillations, their relationship with the classic parameters of compression quality and whether the presence of these oscillations could indicate a better prognosis for the patient.

**Keywords:** Cardiopulmonary resuscitation, cardiopulmonary arrest, chest compressions, capnography, quality, artefact, depth, rate

## Índice

Índice de Ilustraciones .....	9
Índice de Tablas .....	10
Índice de Gráficos .....	10
Acrónimos .....	11
1.Introducción.....	12
2.Contexto.....	13
3.Objetivos y alcance.....	16
4.Beneficios que aporta el trabajo.....	18
4.1.Beneficios sociales .....	18
4.2.Beneficios tecnológicos .....	18
4.3.Beneficios económicos .....	18
5.Análisis del estado del arte.....	19
6.Descripción de requerimientos.....	21
6.1.Descripción de la característica a analizar .....	21
6.2.Requerimientos .....	24
7.Análisis de alternativas.....	25
7.1.Base de datos .....	25
7.1.1. Base de datos de E-O.....	25
7.1.2. Base de datos de TVF&R.....	26
7.1.3. Datos e información disponibles.....	27
a) Señal completa .....	28
b) Número mínimo de ventilaciones artefactadas .....	28
c) Orden.....	28
7.2.Parámetros de estudio .....	29
a) La excursión ( $\Delta\text{CO}_2$ ) .....	29
b) Valor Medio de Profundidad de Compresión (VMPC) .....	29
c) Valor Medio de Frecuencia de Compresión (VMFC) .....	30
d) $\text{EtCO}_2$ .....	30
e) Profundidad .....	31
f) $a\Delta\text{CO}_2$ .....	31
7.3.Entorno de desarrollo. ....	33
7.3.1. GUIDE de Matlab.....	33
7.3.2. AppDesigner de Matlab.....	35
8.Análisis de riesgos.....	37

9. Selección/Descripción de la solución propuesta. Diseño (básico o de alto nivel) .....	38
9.1. Caracterización .....	38
9.1.1. Funcionalidades Software .....	38
9.1.2. Interfaz de usuario .....	44
9.1.3. Estudio de valores de los parámetros .....	47
9.2. Estudio estadístico .....	48
10. Tareas, fases, equipos o procedimientos .....	49
10.1. Tareas .....	49
10.2. Fases del proyecto .....	52
10.3. Equipamiento .....	53
11. Diagrama de Gantt .....	54
12. Descripción y análisis de los resultados .....	55
12.1. Resultados de la caracterización de los episodios .....	55
12.2. Análisis de resultados .....	57
13. Descripción del presupuesto .....	66
14. Análisis de rentabilidad .....	68
15. Conclusiones .....	69
16. Visión a futuro .....	70
17. Bibliografía .....	71
ANEXO I: Base de datos final .....	73



## Índice de Ilustraciones

Ilustración 1. Cadena de supervivencia. [4] .....	13
Ilustración 2. Capnograma volumétrico normal.....	19
Ilustración 3. Capnograma volumétrico normal y capnogramas con los diferentes tipos de <i>artifact</i> .....	19
Ilustración 4. Tipos de <i>artifact</i> existentes. [8].....	21
Ilustración 5. <i>Artifact</i> de tipo I en visor propio.....	22
Ilustración 6. <i>Artifact</i> de tipo III en visor propio.....	22
Ilustración 7. Excursión de concentración de CO <sub>2</sub> ( $\Delta$ CO <sub>2</sub> ), profundidad y tiempo de las compresiones.....	23
Ilustración 8. Monitores-desfibriladores Reanibex 500 EMS (Bexen Cardio) .....	25
Ilustración 9. Desfibrilador Heartstart MRx (Philips).....	26
Ilustración 10. Señales disponibles.....	27
Ilustración 11. Programación gráfica en GUIDE.....	33
Ilustración 12. Programación mediante código en GUIDE.....	34
Ilustración 13. Programación gráfica en AppDesigner.....	35
Ilustración 14. Programación mediante código en AppDesigner.....	35
Ilustración 15. Carga y selección de episodios.....	39
Ilustración 16. Visualización de señales.....	40
Ilustración 17. Selección de señales.....	41
Ilustración 18. Configuración de la visualización.....	41
Ilustración 19. Anotaciones.....	43
Ilustración 20. Módulos Software en la interfaz gráfica.....	43
Ilustración 21. Interfaz gráfica.....	45
Ilustración 22. Esquema de elementos de la interfaz de usuario....	47
Ilustración 23. Distribución por edad y sexo.....	55
Ilustración 24. Valores medios de profundidad y frecuencia.....	56
Ilustración 25. Variación de CO <sub>2</sub> dependiendo de la profundidad. ...	57
Ilustración 26. Variación de CO <sub>2</sub> por rangos de profundidad. ....	58
Ilustración 27. Variación de CO <sub>2</sub> por rangos de frecuencia. ....	58
Ilustración 28. Variación de CO <sub>2</sub> por rangos de recomendación de las guías.....	59
Ilustración 29. Variación de CO <sub>2</sub> en registros RCE. ....	59
Ilustración 30. Variación de CO <sub>2</sub> en registros no RCE. ....	60
Ilustración 31. Variación de CO <sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje por rangos de recomendación de las guías.....	61
Ilustración 32. End-tidal CO <sub>2</sub> por rangos de recomendación de las guías.....	61
Ilustración 33. Variación de CO <sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje dependiendo de la profundidad de compresiones.....	62
Ilustración 34. Variación de CO <sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje dependiendo de la frecuencia de compresiones.....	63
Ilustración 35. Distribución de $a\Delta$ CO <sub>2</sub> a lo largo del tiempo. ....	63
Ilustración 36. Variación de CO <sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje por paciente.....	64
Ilustración 37. Relación entre la excursión de concentración de CO <sub>2</sub> y el end-tidal CO <sub>2</sub> . ....	65

## Índice de Tablas

Tabla 1. Matriz de probabilidad-impacto de riesgos.....	37
Tabla 2. Tareas principales.....	49
Tabla 3. Desglose detallado de las tareas principales.....	51
Tabla 4. Equipamiento necesario para el proyecto.....	53
Tabla 5. Diagrama de Gantt.....	54
Tabla 6. Valores de mediana e IQR de los valores medios de profundidad y frecuencia de las compresiones por episodio.....	56
Tabla 7. Partida de horas internas.....	66
Tabla 8. Partida de amortizaciones.....	66
Tabla 9. Presupuesto total.....	67

## Índice de Gráficos

Gráfico 1. Fases del proyecto.....	53
------------------------------------	----

## Acrónimos

<b>Acrónimo</b>	<b>Significado</b>
AHA	American heart association
AOI	Airway opening index
CC	Chest compressions
cpm	Compresiones por minuto
DEA	Desfibrilador externo automático
E-O	Emergentziak-Osakidetza
EtCO <sub>2</sub>	End-tidal CO <sub>2</sub>
GSC	Grupo de señal y comunicaciones
IQR	Rango intercuartil
lpm	Latidos por minuto
PCR-EH	Paradas cardiorrespiratorias extrahospitalarias
PCS	Parada cardiaca súbita
PEEP	Positive end-expiratory pressure
RCE	Retorno de la circulación espontánea
RCP	Reanimación cardiopulmonar
SVA	Soporte vital avanzado
SVB	Soporte vital básico
TVF&R	Tualatin Valley Fire & Rescue

## 1. Introducción

Este trabajo se ha llevado a cabo en el grupo de investigación GSC [1], por sus siglas en castellano Grupo de Señal y Comunicaciones, perteneciente a la Universidad del País Vasco (UPV/EHU) y con sede en la Escuela de Ingeniería de Bilbao. Una de las líneas de investigación de este grupo se centra en el procesado de las señales biomédicas, en el ámbito de la reanimación cardiopulmonar (RCP).

Aunque popularmente se conoce como RCP únicamente a las etapas de compresiones junto a las desfibrilaciones proporcionadas por el soporte vital básico (SVB) con la ayuda de un desfibrilador automático (DEA), realmente se debe entender como todo el proceso de la cadena de supervivencia.

En el proyecto se utilizaron diferentes señales adquiridas en la realización de compresiones torácicas durante la RCP. Estas medidas han sido obtenidas por diferentes dispositivos y en diferentes partes del mundo, por personal sanitario cualificado.

Las señales obtenidas, que clásicamente se relacionan con la calidad de las compresiones torácicas de la RCP, son la profundidad y frecuencia de dichas compresiones y las proporcionan los equipos de SVB. Sin embargo, diferentes estudios han sugerido que se incluya la señal de capnografía en equipos de soporte vital avanzado (SVA) como señal de análisis. Esto se debe a que esta señal aporta gran cantidad de información sobre la respuesta del paciente a las compresiones realizadas.

Se realiza un estudio retrospectivo para caracterizar la interferencia, *artifact*, que se genera en la señal de capnografía debido a las compresiones realizadas durante la RCP partiendo de registros de paradas extrahospitalarias (PCR-EH). En el GSC se ha trabajado en su caracterización y el objetivo de este proyecto es darle una continuidad, relacionando la señal de interferencia con los parámetros clásicos de calidad de las compresiones.

En la señal de capnografía se realiza un exhaustivo marcado de dichas interferencias y se comprueba, que como sugieren algunos estudios y grupos de investigación, si a mayor porcentaje de interferencia mayor probabilidad de retorno de la circulación espontánea (RCE), si existe relación entre la profundidad y frecuencia de dichas compresiones con la excursión ( $\Delta\text{CO}_2$ ) en dicho *artifact* e incluso, si el índice de apertura de la vía (mayor *artifact*) es sinónimo o precursor del RCE.

## 2. Contexto

La RCP es la intervención más importante para la supervivencia de un paciente que ha sufrido una parada cardiaca súbita (PCS), siendo esta una de las principales causas de muerte a día de hoy. Durante una parada cardiaca súbita, el funcionamiento del corazón se detiene de forma repentina y sin previo aviso [2].

En España, en el año 2019, el 27,85% de las muertes eran causadas por enfermedades del sistema circulatorio [3]. Estas enfermedades se observan en porcentajes similares tanto en hombres como en mujeres, siendo este último de 53,26%, ligeramente superior al de los hombres. Sin embargo, si se tienen en cuenta los rangos de edad, los casos prevalentes de los hombres se dan 10 años antes que los de las mujeres, siendo estas edades 40 y 50 años respectivamente.

La RCP puede ser realizada por cualquier persona, esté o no entrenada, que combina compresiones torácicas y ventilaciones con el objetivo de mantener un mínimo flujo sanguíneo oxigenado. Estas dos actuaciones son las más conocidas y con las que la mayoría de la población relaciona una actuación de una parada cardiaca pero es importante destacar que forman parte de la cadena de supervivencia.

La cadena de supervivencia es un resumen de actuaciones a realizar en caso de una parada cardiaca súbita en la vía pública. La Ilustración 1 hace referencia a una parada cardiaca súbita extrahospitalaria sufrida por un adulto. Esta imagen se obtuvo del 2020 AHA Guidelines for CPR and ECC [4], en la que además se detallan casos intrahospitalarios y tanto extra- como intrahospitalarios en niños.



Ilustración 1. Cadena de supervivencia. [4]

La cadena de supervivencia, tanto adulta como infantil, se corresponde con los 5-6 puntos básicos que se muestran en la ilustración superior. Para iniciarla, y poder salvar a la persona que ha sufrido una parada cardiorrespiratoria, es importante saber reaccionar a tiempo y llamar a emergencias lo antes posible. Mientras llega el SVA, cualquier persona puede realizar las acciones correspondientes al SVB que consisten en conectar a la persona en parada al DEA si la localización lo permite y existe uno disponible. Una vez conectado el paciente, el propio DEA irá indicando que acciones realizar siendo las compresiones y las desfibrilaciones, en caso de ser necesario, claves en este paso. Cuando la ayuda, el SVA que tradicionalmente es una ambulancia, llegue al lugar del suceso conectará al paciente al monitor-desfibrilador. Este proporciona más información que el DEA al ser más completo.

En este tipo de situaciones, además de la importancia de la capacidad de actuación es vital la rapidez ya que cuanto antes se inicie la cadena de supervivencia mayor será la probabilidad de sobrevivir ya que las posibilidades de recuperación tras una parada cardíaca disminuyen en un 7-10% por cada minuto sin actuar [5].

Desde su creación, en paradas extrahospitalarias (OHCA) se han utilizado DEAs con el objetivo de desfibrilar en caso de ser necesario, sin más ayuda que la de una persona que conectara los parches al pecho del paciente. Estos desfibriladores utilizan únicamente la señal de ECG para la decisión de desfibrilación o no. Sin embargo, en el SVA se suelen utilizar monitores-desfibriladores. Además de utilizar la señal de ECG, estos utilizan otras señales como la de capnografía (concentración de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>)) o la de profundidad de compresiones con el objetivo de cerciorarse de que la maniobra realizada es correcta acorde a las directrices actuales.

Sin embargo, desde 2015 además de la correcta actuación por parte del personal médico se prioriza una RCP centrada en la respuesta fisiológica del paciente [6].

Es por ello que las directrices actuales hacen hincapié en el uso de la onda de capnografía durante la RCP para la monitorización del paciente ya que esta tiene varias ventajas. Entre ellas, y además de la garantía de la correcta intubación, se encuentra la monitorización de las ventilaciones para controlar la frecuencia respiratoria o para evaluar la eficacia general de las compresiones torácicas (CC, chest compressions). Con esta información se pueden prevenir sobreventilaciones potencialmente perjudiciales, determinar la calidad de la RCP y detectar precozmente un RCE.

A pesar de ser una señal con gran información, puede verse afectada por la aparición de oscilaciones rápidas superpuestas en ella, que pueden dificultar su lectura y enmascarar datos que son de gran importancia.

En estudios anteriores, como se explica en el apartado **Análisis del estado del arte**, se ha visto que el denominado *artifact* tiene relación con la señal de compresiones. Este es un tema que se ha tratado en el grupo de investigación GSC en los últimos años [7] [8].

En este estudio, sin embargo, se analizó cómo afecta la frecuencia y la profundidad de las compresiones en el *plateau* de las ventilaciones de la señal de capnografía. También, la influencia de los mismos parámetros de profundidad y frecuencia en la amplitud de la interferencia.

Adicionalmente, siguiendo los pasos de otros autores, se analiza si la presencia de *artifact* pudiera estar relacionada con una mayor supervivencia del paciente. Esto se debe a que arrojan la hipótesis de que el índice de apertura de la vía aérea es consecuencia del *artifact* y da lugar a mayor probabilidad de RCE.

### 3. Objetivos y alcance

El principal objetivo de este proyecto es la caracterización de la interferencia de las compresiones torácicas en la señal de capnografía durante la RCP. En particular, se quiere estudiar cual es la relación del *artifact* con la profundidad y frecuencia de las compresiones.

En él se trabaja con métricas como el índice de apertura de la vía aérea, el porcentaje de registro con *artifact*, el número de ventilaciones, la profundidad y frecuencia media de estas compresiones y con la excursión o variación de concentración  $\text{CO}_2$  expirado ( $\Delta\text{CO}_2$ ) en dicho *artifact*.

Para la consecución del objetivo principal, se definen los siguientes objetivos secundarios: análisis, caracterización y selección de registros de la base de datos; obtención de anotaciones y cálculo de diferentes métricas; y análisis de las métricas y sus conclusiones.

Es por ello que como punto de partida se recopila información sobre el fenómeno que se estudia. Al ser un campo poco conocido, además de la información recopilada sobre el fenómeno tratado, se ha tenido que estudiar todo lo relacionado con las señales que se utilizan desde el punto de vista médico. Una vez conocido qué y cómo debía analizarse, se hizo una selección de registros dentro de todos los proporcionados.

Para ello se siguieron unos criterios, detallados más adelante, y aplicándolos a las dos bases de datos proporcionadas para la realización de este proyecto se crea la base de registros que se ha utilizado con todas las señales de interés. Cuando la base de registros estaba completa y era adecuada para el estudio que se iba a realizar, se creó una herramienta gráfica.

Esta herramienta no solo permite ver las diferentes señales que las bases proporcionan, sino que es una herramienta muy completa con la que se pueden además modificar parámetros de la señal o hacer una anotación tanto automática como manual de las métricas.



Finalmente, con las métricas y anotaciones que permite obtener la herramienta gráfica, se hizo un exhaustivo análisis de ellas y se obtuvieron las conclusiones del proyecto.

Un paso muy importante y que se ha priorizado en la realización del proyecto es la comprensión de los datos, el origen fisiológico de estos y cómo interpretarlos. A pesar de ser un proyecto tecnológico se trabaja con datos complejos, sumamente sensibles y completamente fuera de lo estudiado durante la etapa educativa universitaria, por lo que es de vital importancia entender los fundamentos médicos.

Este proyecto comprende desde la definición inicial del mismo hasta la presentación de los datos y conclusiones obtenidas. En él se incluyen el diseño del proyecto, el desarrollo completo, el análisis de los resultados, la validación de estos y su posterior presentación.

## **4. Beneficios que aporta el trabajo**

### **4.1. Beneficios sociales**

La mayor ventaja de este proyecto son los beneficios que puede generar a la sociedad. La mejora de la técnica de RCP incrementaría las probabilidades de supervivencia en casos de parada cardiaca. Si se tiene en cuenta que la parada cardiaca es una de las principales causas de muerte, el presente proyecto es de una gran relevancia para la sociedad

### **4.2. Beneficios tecnológicos**

El uso de nuevas métricas en la realización de la RCP, siendo estas obtenibles a partir de parámetros medibles en las señales registradas durante la actuación, facilitará el trabajo del personal sanitario, teniendo como objetivo y punto de partida la respuesta del paciente. Esto hará posible la creación de dispositivos de capnografía más sofisticados que podrán proporcionar al paciente una atención más personalizada.

### **4.3. Beneficios económicos**

La facilidad de utilización, implantación y visualización de los nuevos datos hacen que el coste de actualización del material ya existente sea mínimo. Además, de una mayor probabilidad de supervivencia y una posterior recuperación.

Cabe mencionar que los beneficios sociales y tecnológicos mencionados anteriormente conllevarán un beneficio económico de forma subyacente. Todo ello proporciona un beneficio económico importante dando mayor importancia al proyecto.

## 5. Análisis del estado del arte

Como se ha mencionado en apartados anteriores, para controlar la calidad de la RCP, hasta 2015 se utilizaba únicamente la profundidad y frecuencia de las compresiones como marcadores de calidad. A partir de esa fecha, se incluyó también la señal de capnografía, pues era muy útil para ver la evolución del paciente.

La señal de capnografía en una ventilación normal, debería ser tal y como se muestra en la **Ilustración 2**. Sin embargo, la experiencia indica que no siempre era así, que esta sufría una interferencia.

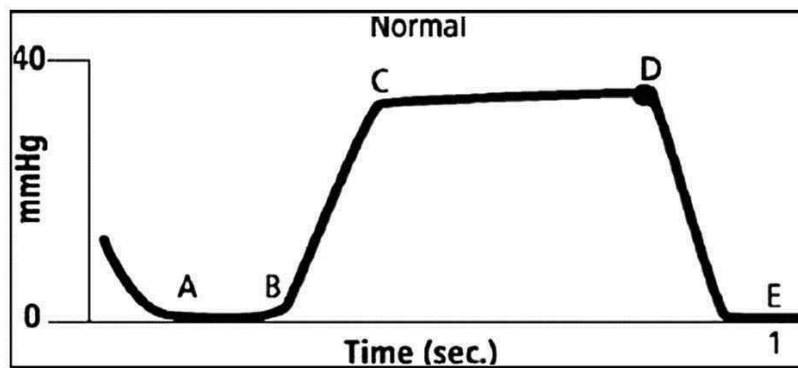


Ilustración 2. Capnograma volumétrico normal.

Inicialmente, cuando se tenía una señal de capnografía con interferencia se le denominó *artifact*. El primer estudio que se hizo fue la clasificación de la interferencia en tipo I, tipo II y tipo III que se detallan más adelante y se ven reflejados en la **Ilustración 3**.

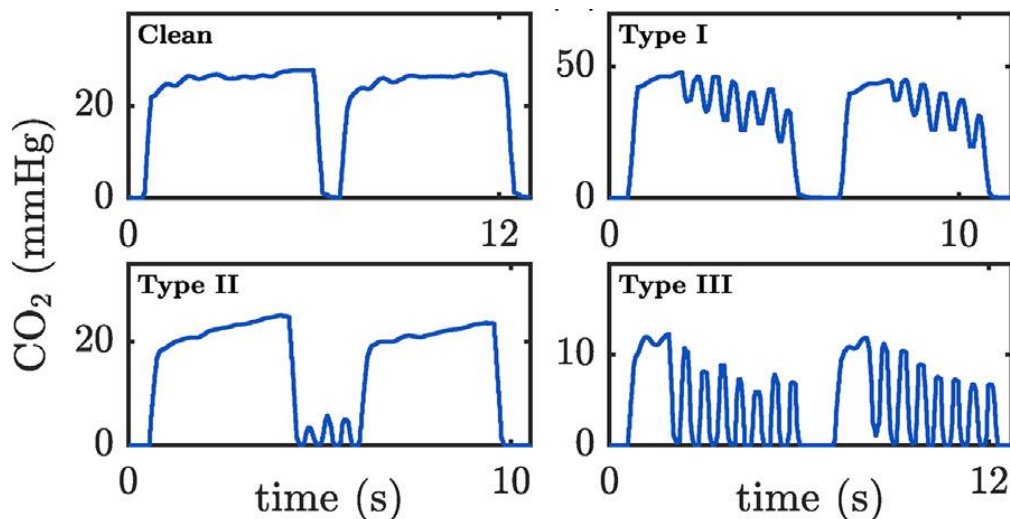


Ilustración 3. Capnograma volumétrico normal y capnogramas con los diferentes tipos de *artifact*.

El objetivo de los primeros estudios era intentar eliminar dicha interferencia. Es por eso que Leturiondo et al. [9] caracterizaron dicha interferencia y observaron que, además de ser de una única frecuencia, el *artifact*, que abarca desde el *plateau* hasta la línea de base, dificulta la detección de la ventilación y provoca un elevado número de falsas alarmas de hiperventilación.

Para ello, Ruiz de Gauna et al. [8] crearon un filtro de supresión de la interferencia con el objetivo de que a ojos de la persona que analizara el capnograma, esa interferencia no existiera. Este filtro además, permitía que el detector de ventilaciones no diera luz a errores en la detección de ventilaciones debido a dicha interferencia.

Sin embargo, conforme fue aumentando la experiencia adquirida, se puso de manifiesto que probablemente no era una interferencia maligna como tal y empezó a estudiarse.

De la misma forma, se estudió que las ventilaciones pasivas en RCP (únicamente compresiones) eran menores y por tanto el volumen de gas intercambiado era inadecuado [10]. Siguiendo esta línea de estudio se observó como el *artifact*, que se había intentado eliminar, era causante de más ventilaciones pasivas y por ello aumentaba el nivel de EtCO<sub>2</sub> (end-tidal CO<sub>2</sub>, medición del dióxido de carbono al final del volumen corriente espirado).

Por último, otro de los estudios que se ha analizado y el cual ha motivado el presente ha sido el de Grieco et al. [11] en el que se plantea la posibilidad de que esas ventilaciones pasivas se vean reflejadas en el índice de apertura de la vía aérea y por tanto haya más probabilidad de RCE. Tanto el estudio de Grieco como el presente están motivados por la búsqueda del significado clínico de la interferencia.

## 6. Descripción de requerimientos

### 6.1. Descripción de la característica a analizar

Según las directrices las compresiones torácicas se caracterizan a partir de su profundidad y frecuencia. En algunos casos también del retorno del pecho.

Al realizar compresiones, cumpliendo con las recomendaciones de que estas deben tener una profundidad aproximada de entre 50 y 60 mm y una frecuencia de entre 100 y 120 compresiones por minuto (cpm), la respuesta del paciente puede ser muy diversa.

En este caso, se estudia cómo pueden afectar estas compresiones a la señal de capnografía. Se ha demostrado [9] que el *artifact* es consecuencia de las compresiones durante la RCP. Sin embargo, no se ha demostrado la relación que tiene este *artifact* con la profundidad y frecuencia de las compresiones, ni si es beneficioso o dañino.

También se conoce que el *artifact* se puede manifestar en 3 tipos, siendo estos: tipo I, oscilaciones de las compresiones torácicas que aparecen en la meseta espiratoria del capnograma; tipo II, en la línea base; y tipo III, oscilaciones que abarcan desde la meseta hasta la línea de base.

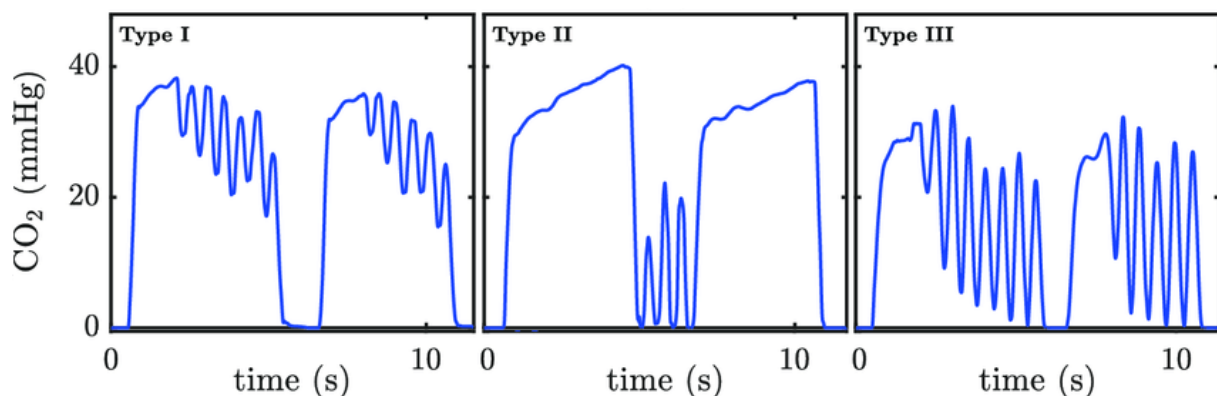
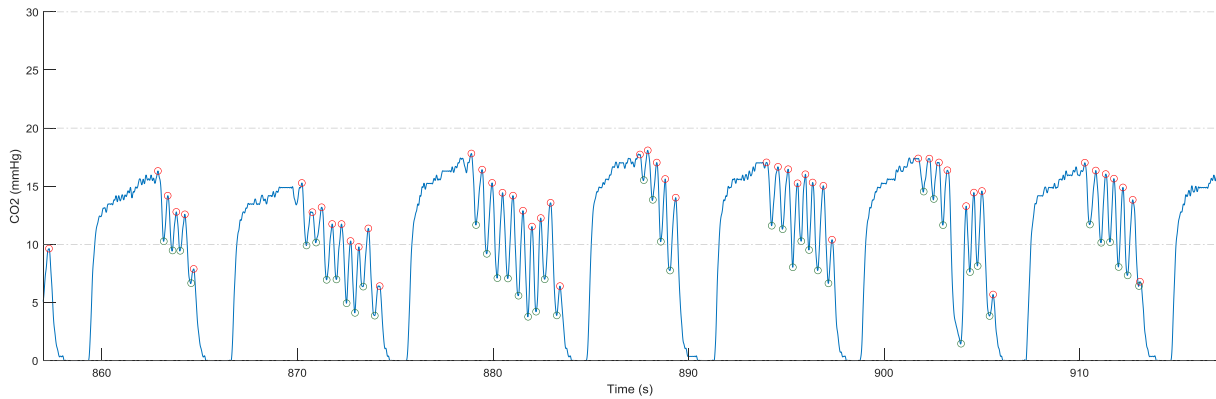
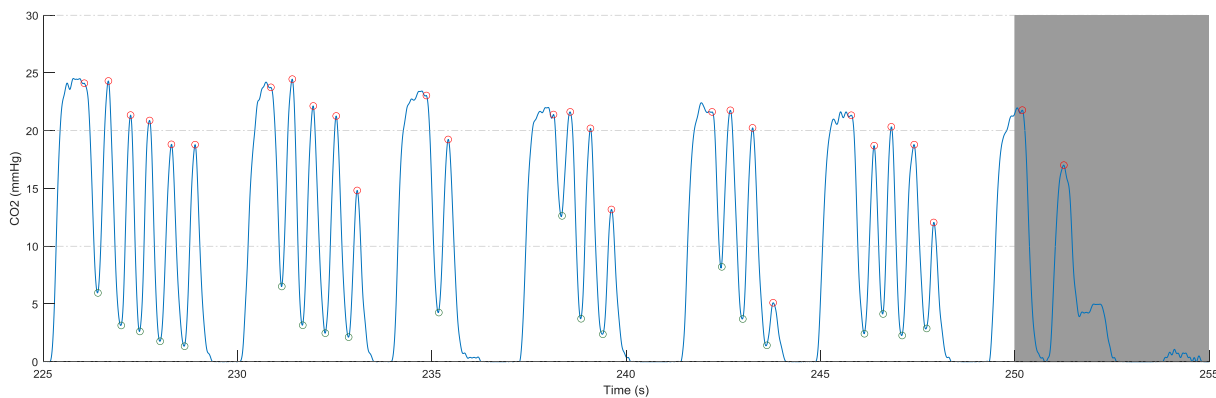


Ilustración 4. Tipos de *artifact* existentes. [8]

En este trabajo se estudia el tipo I y el tipo III por prevalencia en bases de datos.



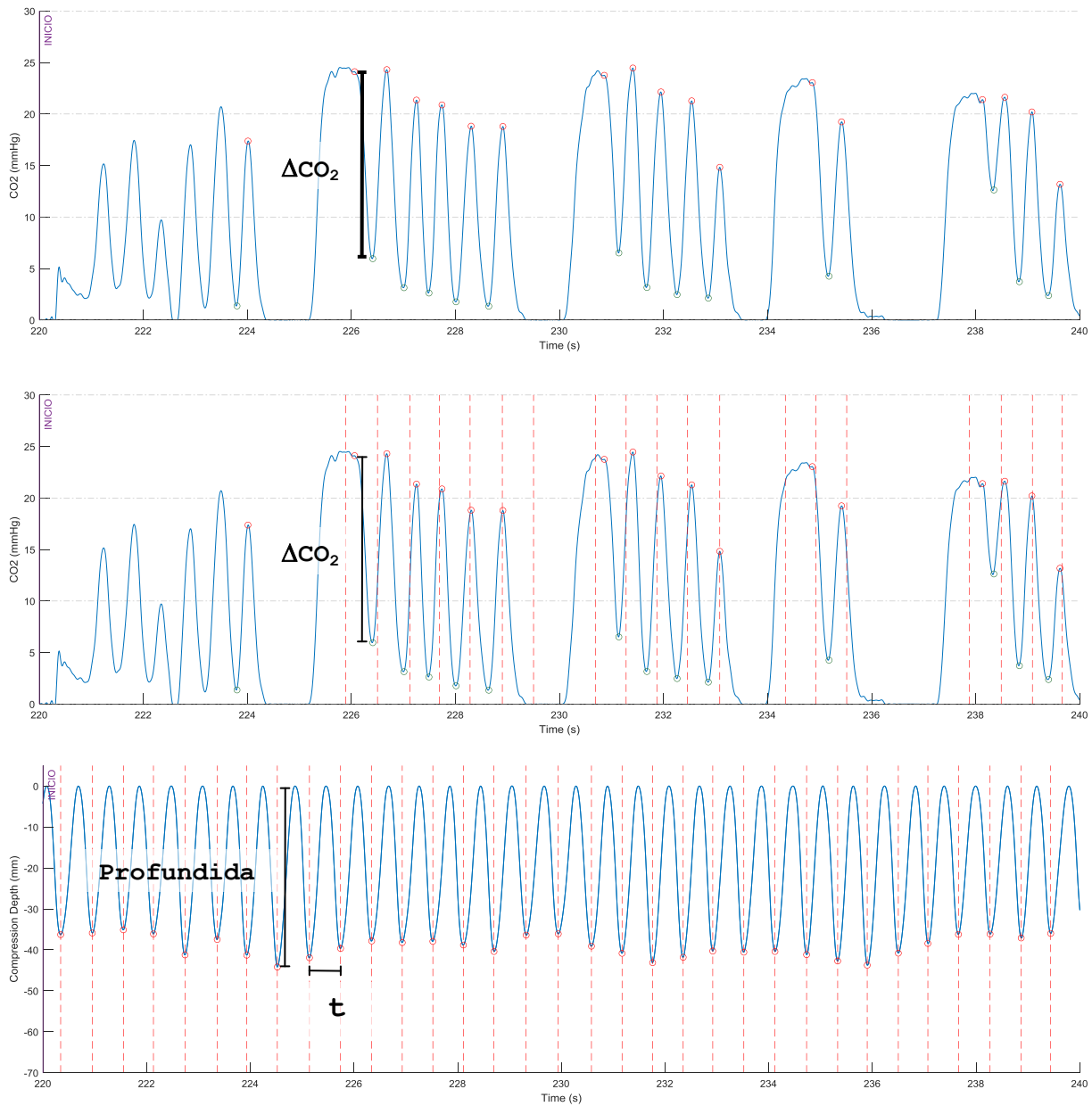
**Ilustración 5. Artifact de tipo I en visor propio.**



**Ilustración 6. Artifact de tipo III en visor propio.**

En este *artifact* interesa ver si la excursión ( $\Delta\text{CO}_2$ ), Ilustración 7, varía con la profundidad y frecuencia de las compresiones. Es por eso que se mide la variación de cada compresión artefactada y de ella se obtiene un valor de excursión ( $\Delta\text{CO}_2$ ), uno de profundidad y otro de frecuencia.

El valor de frecuencia se obtiene como el inverso del tiempo medido del modo en el que se muestra en la Ilustración 7.



**Ilustración 7. Excursión de concentración de  $\text{CO}_2$  ( $\Delta\text{CO}_2$ ), profundidad y tiempo de las compresiones.**

Además, mientras se estudiaban estos parámetros, se han obtenido valores de AOI (índice de apertura de la vía por sus siglas en inglés) o  $a\Delta\text{CO}_2$  (porcentaje de variación de excursión de  $\text{CO}_2$  medio, por sus siglas en inglés). Según Grieco et al. [11] puede que al aumentar el citado parámetro se incremente la probabilidad de RCE.

## 6.2. Requerimientos

Para el análisis que se lleva a cabo sobre las señales es de gran importancia que la información con la que se trabaja cumpla unos requisitos y, además, asegurarse de que los datos son variados y suficientes.

Para la correcta selección de los datos se siguen las siguientes pautas:

- **Validación temprana y efectiva de la información:** previo a la realización del trabajo es importante conocer la información (tipo de dato) y los datos (de las bases) con las que se trabaja y su utilidad a la hora de lograr el objetivo del proyecto. La adecuación de esta información es vital para el correcto desarrollo del proyecto.
- **Información variada y suficiente:** los datos utilizados tienen que tener información suficiente (cantidad), variada (diversos tipos), en la medida de lo posible que sea de calidad y adecuada a la consecución del objetivo.
- **Independencia estadística:** este parámetro viene dado por la variedad de la información y la cantidad de datos que se tienen. Cuanto mayor sea la base de datos más independencia estadística.



## 7. Análisis de alternativas

Para la realización de este proyecto se tienen diferentes alternativas entre las que poder elegir. La finalidad de este apartado es la de exponer las opciones escogidas, la justificación de dicha elección y mencionar sus consecuencias.

### 7.1. Base de datos

En el presente proyecto se trabaja con dos bases de datos.

#### 7.1.1. Base de datos de E-O

La primera de ellas fue recogida por una agencia ALS de Emergentziak-Osakidetza (E-O), ubicada en Artaza (Leioa, España), que atiende a varios municipios.

En esta base de datos se incluye una cuidadosa asociación entre datos clínicos y de monitorización del desfibrilador. Los episodios se registraron utilizando los monitores-desfibriladores Reanibex 500 EMS (Bexen Cardio, España) equipados con una tecnología patentada de retroalimentación de RCP en tiempo real.



**Ilustración 8. Monitores-desfibriladores Reanibex 500 EMS (Bexen Cardio)**

Esta recopilación de datos fue posible gracias a la colaboración entre Emergentziak-Osakidetza y el grupo de investigación GSC.

Para cada episodio de paro cardíaco, se proporcionaron series alternas de 30 compresiones torácicas con dos ventilaciones hasta que se colocó una vía aérea ETT. Luego, se realizaron manualmente compresiones torácicas continuas siguiendo las pautas del ERC. Las ventilaciones también se proporcionaron manualmente. La recogida de datos para este proyecto fue aprobada por el Comité Ético de Investigación con Medicamentos del País Vasco (PI2018003).

### 7.1.2. Base de datos de TVF&R

TVF&R ha registrado datos durante los esfuerzos de reanimación en víctimas de paradas cardíacas desde 2006. El equipo, cuidadosamente, ha incluido datos clínicos con los datos técnicos obtenidos durante la reanimación. Los episodios se grabaron utilizando monitores-desfibriladores Heartstart MRx (Philips, EE. UU.) equipados con retroalimentación RCP en tiempo real (Q-CPR) y Microstream (Oridion, Israel) tecnología de capnografía de flujo lateral. El acceso a la base de datos fue logrado gracias a una colaboración entre el grupo de investigación GSC [1] y OHSU (Oregon Health & Science University).



Ilustración 9. Desfibrilador Heartstart MRx (Philips).

En los primeros años, la RCP siguió el enfoque de compresión-ventilación 30:2. Posteriormente, siguiendo las recomendaciones de RCP de alta calidad realizadas por la AHA, en 2012 el enfoque fue cambiado a compresiones torácicas manuales continuas sin pausas para la ventilación. Las ventilaciones también fueron proporcionadas manualmente usando una bolsa-válvula-mascarilla o una vía aérea avanzada.

### 7.1.3. Datos e información disponibles

En estas bases se proporciona una serie de datos del paciente como la edad, sexo, ritmo inicial, si ha habido RCE o no, drogas administradas...

Pero si nos centramos en las señales que se proporcionaba, se encuentran las señales de:

- Señal de electrocardiograma.
- Señal de impedancia torácica.
- Señal de aceleración.
- Señal de capnografía.

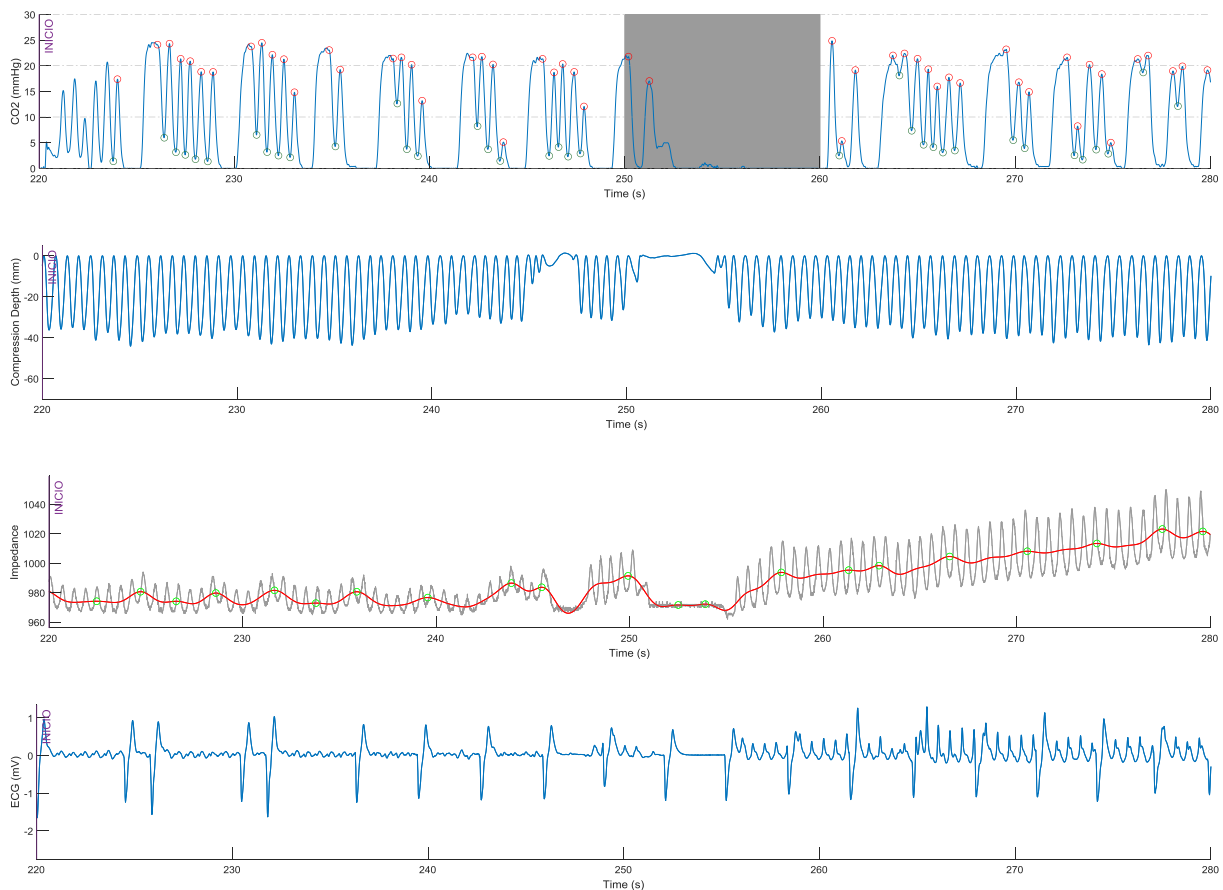


Ilustración 10. Señales disponibles.

En el caso de la base de datos E-0, se ha calculado la señal de profundidad y frecuencia de compresiones del algoritmo desarrollado por González-Otero y Ruiz [12] que utiliza la señal de aceleración.

En la base de datos de TVF&R la señal de profundidad viene dada. A pesar de ello y para unificar ambas bases de datos, se ha utilizado también la obtenida mediante el algoritmo proporcionado.

#### **a) Señal completa**

Se ha comprobado que los episodios tenían señales completas y útiles en capnografía y compresiones.

Es por ello que de los 26 registros de la base de datos de Emergentziak-Osakidetza se han descartado 3 de ellos. Dos no tenían señal de capnografía y en el tercero la señal de compresiones no se correspondía en tiempo con la señal de capnografía.

Sin embargo, en la base de datos de TVF&R todos cumplían esta característica.

#### **b) Número mínimo de ventilaciones artefactadas**

Una vez calculado el número de ventilaciones artefactadas de la señal de capnografía completa se han descartado aquellas en las que el número era menor que 10 ya que se estableció este valor como el mínimo-óptimo.

Finalmente se han obtenido 13 registros de la base de Emergentziak-Osakidetza.

De la base de TVF&R, se han descartado 2 registros, por no llegar al número mínimo mencionado anteriormente.

#### **c) Orden**

Estos registros se han ordenado de forma que el primero que se visualizará y/o analizará será siempre aquel que tiene más porcentaje artefactado por tiempo útil de la base.

## 7.2. Parámetros de estudio

Los parámetros que se van a estudiar para este proyecto y el motivo de su estudio son los siguientes:

### a) La excursión ( $\Delta\text{CO}_2$ )

La señal de capnografía se mide en milímetros de mercurio (mmHg).

La excursión mide la diferencia entre un punto máximo y un punto mínimo, en este caso de  $\text{CO}_2$ .

$$\Delta\text{CO}_2 = \text{CO}_{2_{\text{máx}}} - \text{CO}_{2_{\text{mín}}}$$

( 1 )

En la señal de capnografía nos encontramos con *artifact*, Ilustración 7, que tienen un punto máximo (rojo) y un punto mínimo (verde). A esa diferencia se le considera excursión y puede expresarse en tanto por ciento o tanto por uno. Sin embargo es interesante expresarlo como un valor con unidades en mmHg.

Este es un valor muy importante a la hora de calcular, como se explica después, el valor de índice de apertura de la vía.

Con la excursión se mide cuanto era el valor que tenía la capnografía y cuanto ha variado debido a la compresión. Los estudios sugieren que la existencia de *artifact* es beneficiosa y que por tanto, un valor de excursión relativamente alto es también beneficioso.

La importancia de este valor es relativa ya que se puede dar en base a diferentes referencias. Un porcentaje del 50% de excursión se considera bueno siempre que conlleve una variación en mmHg adecuada, como puede ser de 60 mmHg a 30 mmHg pero no de 10 mmHg a 5 mmHg

### b) Valor Medio de Profundidad de Compresión (VMPC)

La señal de compresiones se mide en milímetros. El objetivo establecido por la *American Heart Association (AHA)* en el *Guidelines for CPR and ECC* [4] es que las compresiones tengan una profundidad constante de entre 50 y 60 mm de profundidad.

En el Valor Medio de Profundidad de Compresión, se calcula un valor medio de la profundidad de las compresiones por cada ventilación.

$$\text{VMPC} = \frac{\sum_i^n \text{valor de profundidad}}{n_{\text{compresiones ventilacion}}}$$

( 2 )

Este valor se calcula para comparar la excursión en cada momento con la profundidad de la compresión, ya que uno de los objetivos del trabajo es analizar cómo afecta la profundidad de las compresiones a este valor de excursión y sus posibles efectos.

#### **c) Valor Medio de Frecuencia de Compresión (VMFC)**

La señal de frecuencia se mide en latidos por minuto. El objetivo establecido por la *American Heart Association (AHA)* en el *Guidelines for CPR and ECC* [4] es que las compresiones tengan una frecuencia constante de entre 100 y 120 lpm de profundidad.

En el Valor Medio de Profundidad de Compresión, se calcula un valor medio de la frecuencia de las compresiones por cada ventilación.

$$\text{VMFC} = \frac{\sum_i^n \text{valor de frecuencia}}{n_{\text{compresiones/ventilacion}}}$$

( 3 )

Este valor se calcula para comparar la excursión en cada momento con la frecuencia de la compresión, ya que uno de los objetivos del trabajo es analizar cómo afecta la frecuencia de las compresiones a este valor de excursión y sus posibles efectos.

#### **d) EtCO<sub>2</sub>**

El nivel máximo durante la fase de expiración es conocido como EtCO<sub>2</sub> [13] y se mide en milímetros de mercurio (mmHg), ya que es medida sobre la señal de capnografía.

Se han realizado múltiples estudios que demuestran que cuando una persona sufre una parada su nivel de EtCO<sub>2</sub> disminuye hasta valores por debajo de 10 mmHg, y que un aumento brusco de dicho valor es síntoma de RCE [13].

### e) Profundidad

La señal de profundidad de compresiones se mide en milímetros. En ella se mide cuanto de profunda es la compresión con respecto a la superficie del pecho.

Es un valor que se calcula compresión a compresión mientras que el Valor Medio de Profundidad de Compresión es un cálculo medio por ventilación.

El objetivo es que su valor este comprendido entre 50 y 60 mm. Suele ser muy preciso cuando se utiliza el sistema LUCAS [14]. Sin embargo, en la base de datos (E-O) se expresa específicamente que no se usa tal dispositivo. La base de datos se ve modificada a partir del año 2020 con la utilización de LUCAS durante los registros precedido por compresiones manuales.

### f) $a\Delta\text{CO}_2$

El Índice de Apertura de la Vía, AOI por sus siglas en inglés Airway Opening Index, cuantifica las oscilaciones del capnograma y permite evaluar el grado de cierre de las vías respiratorias durante compresiones continuas [11].

Grieco et al. [11] sugieren que a mayor índice de apertura de la vía, mayor será la probabilidad de retorno de la RCE. Es por ello que para corroborar dicha hipótesis, se utiliza esta métrica que se calcula como el sumatorio de la excursión media de cada compresión artefactada por cada ventilación.

$$\text{AOI} (\%) = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{\Delta\text{CO}_2(i)}{\overline{\text{CO}}_{2\text{máx}(i)}}}{n},$$

( 4 )

siendo  $n$ , el número de compresiones artefactadas por cada ventilación.

Cabe la posibilidad de calcularlo también por cada minuto, y ver la evolución temporal, y como afecta eso al retorno de la RCE. En este caso, **n** pasaría a ser el número de compresiones artefactadas por cada minuto.

Dicha fórmula fue propuesta por Grieco et al. [11] y es la que se ha utilizado a lo largo del trabajo. También se probó y se descartó posteriormente la siguiente fórmula:

$$AOI_{\text{mod}}(\%) = \frac{\sum_{i=1}^n \Delta CO_{2(i)}}{n * EtCO_2},$$

( 5 )

siendo **n**, el número de compresiones artefactadas por cada ventilación; y EtCO<sub>2</sub> el nivel máximo durante la fase de expiración de cada compresión.

A pesar de que el valor calculado durante el proyecto es el mismo que el AOI propuesto por Grieco, se ha decidido cambiar el nombre. Esto es debido a que en el presente proyecto no se tienen en cuenta presiones de la vía, sino únicamente las compresiones. Es por eso que en adelante el AOI será mencionado como **aΔCO<sub>2</sub>**, variación de **CO<sub>2</sub>** medio por ventilación en porcentaje.

$$a\Delta CO_2 (\%) = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{\Delta CO_{2(i)}}{CO_{2\text{máx}(i)}}}{n}$$

( 6 )



### 7.3. Entorno de desarrollo.

Estos registros se han ordenado de forma que el primero que se visualizará y/o analizará será siempre aquel que tiene más porcentaje artefactado por tiempo útil de la base.

Es importante a la hora de realizar un proyecto con este tipo de datos ser capaz de ver la señal en cualquier momento. Además, en este caso, la herramienta de visualización, será también una herramienta de marcado y validación.

Para la realización del visor-marcador se consideran dos opciones que Matlab permite.

#### 7.3.1. GUIDE de Matlab

La programación de aplicaciones mediante GUIDE se basa en programación orientada a objetos. El diseño de la interfaz de usuario se hace de forma gráfica. Arrastrando elementos tales como botones, paneles, cuadros de texto... que posteriormente se pueden distribuir por lo que será la pantalla de la aplicación. En la Ilustración 11, se puede ver un entorno de programación gráfica de GUIDE.

Los parámetros de los elementos se pueden alterar también de forma gráfica.

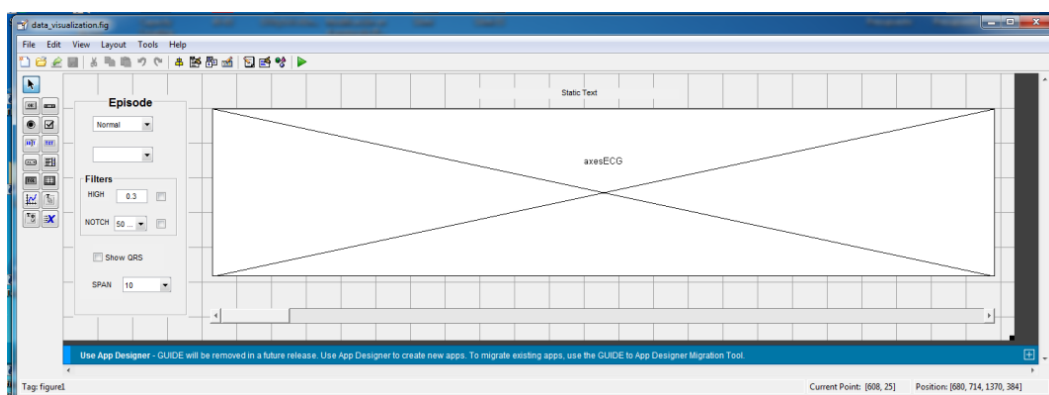
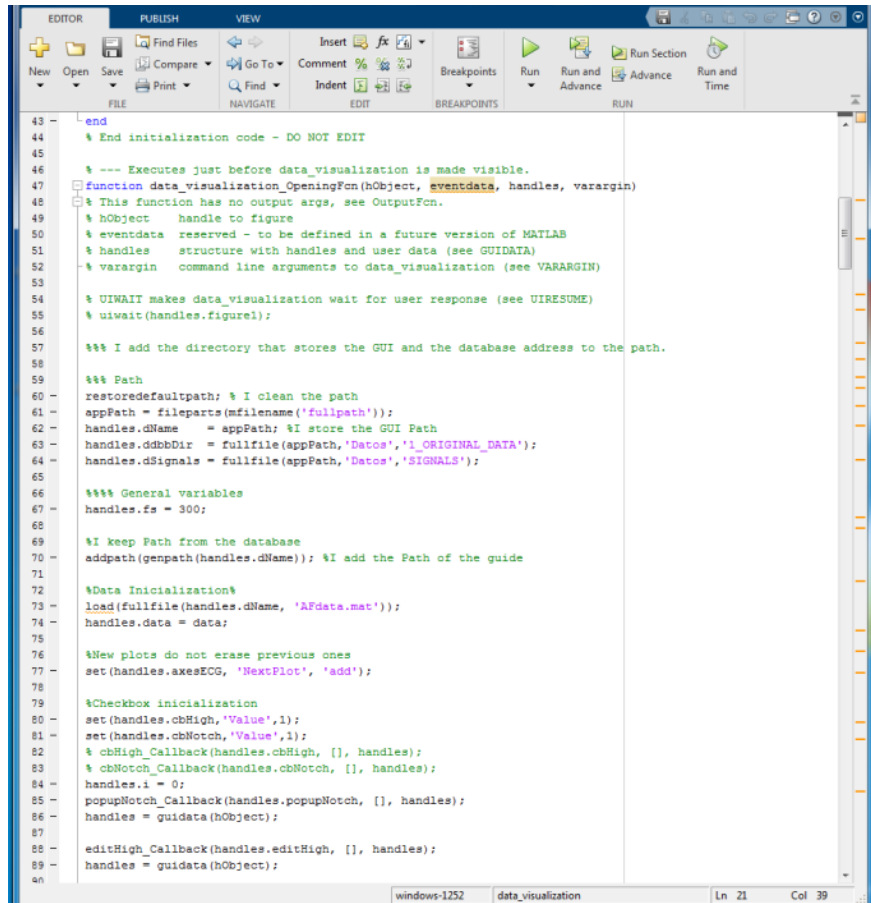


Ilustración 11. Programación gráfica en GUIDE.

Las funcionalidades de la aplicación se desarrollan de forma programática. Generando eventos que se asocian con los elementos anteriormente arrastrados y asociándoles a estas diferentes funcionalidades. En la Ilustración 12, se observa un fragmento de la programación asociada a la Ilustración 11.



```

43 end
44 % End initialization code - DO NOT EDIT
45
46 % --- Executes just before data_visualization is made visible.
47 function data_visualization_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
48 % This function has no output args, see OutputFcn.
49 % hObject handle to figure
50 % eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
51 % handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
52 % varargin command line arguments to data_visualization (see VARARGIN)
53
54 % UIWAIT makes data_visualization wait for user response (see UIRESUME)
55 % uiwait(handles.figure1);
56
57 %%% I add the directory that stores the GUI and the database address to the path.
58
59 %%% Path
60 restoredefaultpath; % I clean the path
61 appPath = fileparts(mfilename('fullpath'));
62 handles.dName = appPath; %I store the GUI Path
63 handles.dbbDir = fullfile(appPath,'Datos','1_ORIGINAL_DATA');
64 handles.dSignals = fullfile(appPath,'Datos','SIGNALS');
65
66 %%% General variables
67 handles.fs = 300;
68
69 %I keep Path from the database
70 addpath(genpath(handles.dName)); %I add the Path of the guide
71
72 %Data Inicialization%
73 load(fullfile(handles.dName, 'AFdata.mat'));
74 handles.data = data;
75
76 %New plots do not erase previous ones
77 set(handles.axesECG, 'NextPlot', 'add');
78
79 %Checkbox inicialization
80 set(handles.cbHigh, 'Value', 1);
81 set(handles.cbNotch, 'Value', 1);
82 % cbHigh_Callback(handles.cbHigh, [], handles);
83 % cbNotch_Callback(handles.cbNotch, [], handles);
84 handles.i = 0;
85 popupNotch_Callback(handles.popupNotch, [], handles);
86 handles = guidata(hObject);
87
88 editHigh_Callback(handles.editHigh, [], handles);
89 handles = guidata(hObject);
90
  
```

Ilustración 12. Programación mediante código en GUIDE.

Esta herramienta ha sido muy utilizada, y aunque actualmente sigue siendo una herramienta muy potente MathWorks ha dejado de dar soporte a partir de la versión de 2020.

### 7.3.2. AppDesigner de Matlab

La programación de aplicaciones mediante AppDesigner es bastante similar a hacerlo en GUIDE. El usuario, de forma análoga a GUIDE, crea el diseño de la interfaz de usuario de forma gráfica haciendo uso de elementos que podemos ver a la izquierda en la Ilustración 13.

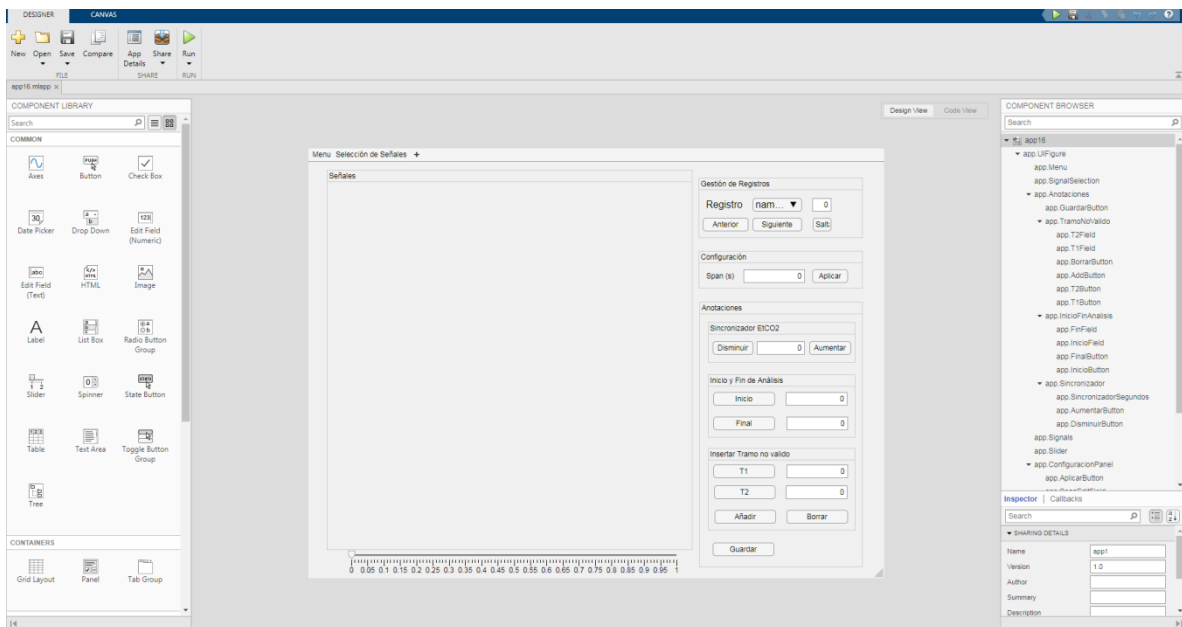


Ilustración 13. Programación gráfica en AppDesigner.

Mientras que las funcionalidades deben ser definidas en base a código, como se ve en la Ilustración 14.

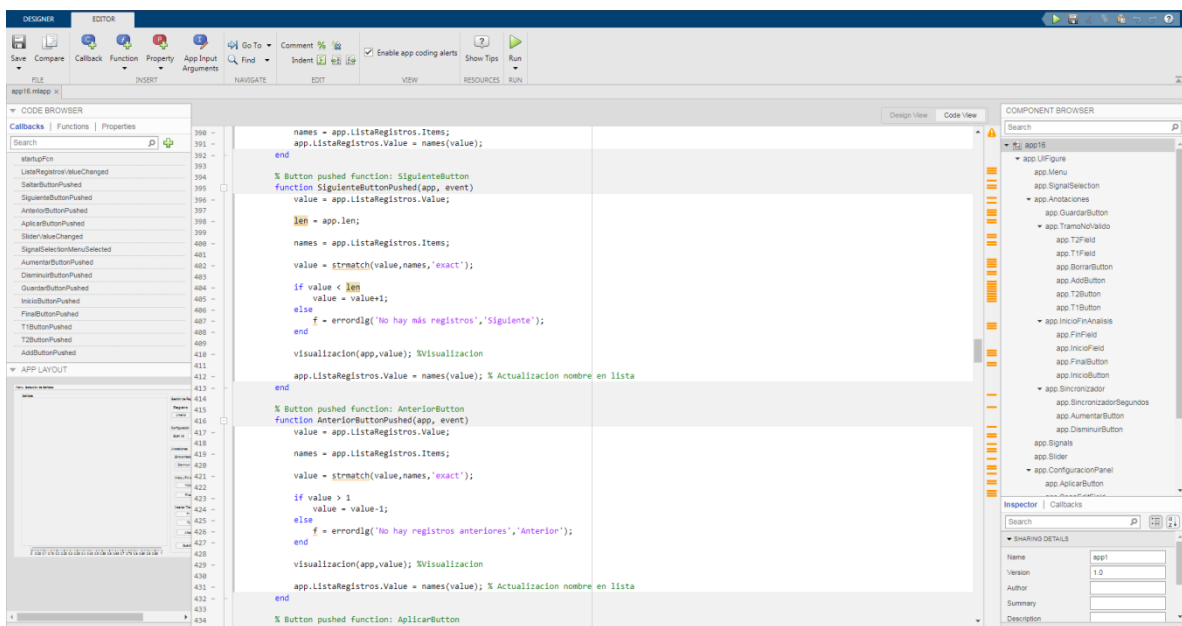


Ilustración 14. Programación mediante código en AppDesigner.

La diferencia se encuentra en el acceso a los elementos. En **AppDesigner** todos los objetos, elementos, parámetros y funciones se encuentran bajo el objeto principal (padre) denominado **app**, y se da acceso a ellos mediante este objeto.

Esta herramienta, además de permitir desarrollar aplicaciones de escritorio, es válida también para la creación de aplicaciones web. Adicionalmente, como MathWorks ha dejado de dar soporte a GUIDE para incentivar el uso de esta herramienta, se contempla esta como una opción más completa.

## 8. Análisis de riesgos

En el proyecto, existen un conjunto de riesgos que pueden afectar en mayor o menor medida a su desarrollo y compleción. Los notables son:

- 1) Fallo en el equipamiento de trabajo.
- 2) Pérdida de archivos sensibles.
- 3) Métricas que no cumplen requerimientos

El fallo en el equipamiento de trabajo, como se muestra en la Tabla 1 de probabilidad - impacto, tiene muy poca probabilidad. Además, en caso de que algún elemento dejase de funcionar es fácilmente sustituible por otro.

La pérdida de archivo tendría un impacto medio en el proyecto ya que conllevaría un retraso en él, pero se podrían reponer accediendo de nuevo a la base de datos original. Es también poco probable ya que constantemente se realizan copias de seguridad para evitar este tipo de situaciones. No obstante, se considera de un impacto alto debido a la pérdida de privacidad que implicaría al tratarse de una información sensible. Esto se debe al tema que se trata aun incluso careciendo de nombres y apellidos en los archivos.

Finalmente, si las métricas no cumplen con los requisitos o las expectativas del proyecto, esto supone un retraso en el desarrollo del proyecto ya que el trabajo obtenido en su obtención se tiene que volver a invertir al completo. Es más, esta es una situación muy probable, ya que al tratarse de un proyecto de investigación los resultados no siempre son los esperados.

		Impacto				
		Muy Bajo	Bajo	Moderado	Alto	Muy Alto
Probabilidad	Extremadamente probable					
	Muy probable				3	
	Poco probable				2	
	Ligeramente probable	1				
	Nada probable					

Tabla 1. Matriz de probabilidad-impacto de riesgos.

## 9. Selección/Descripción de la solución propuesta. Diseño (básico o de alto nivel)

En base al carácter del proyecto y a las alternativas seleccionadas, se decide implementar la siguiente propuesta.

### 9.1. Caracterización

Anteriormente, al evaluar el trabajo a realizar y dar las pautas de estudio del mismo, se destaca la importancia del estudio y caracterización de la información de trabajo.

Teniendo esto en cuenta se ha desarrollado una aplicación que permite al usuario visualizar las señales más características, analizarlas, marcarlas (o corregir el marcado) y visualizar información de interés.

En base a las alternativas presentadas en el apartado 7.3, la aplicación se desarrolla en Matlab con la herramienta AppDesigner. El programa cuenta con las siguientes partes:

- **Funcionalidades Software:** permite al usuario cargar diferentes episodios de una base de datos, visualizar las señales de interés y marcarlas (o corregir el marcado). Es una herramienta muy potente.
- **Interfaz de usuario:** es intuitiva, sencilla y agradable. Los elementos que allí se encuentran tienen una finalidad asociada al software y queda visualmente bien explicado.

#### 9.1.1. Funcionalidades Software

Siendo esta una herramienta potente, está compuesta por diferentes módulos Software, asociados a las diversas funcionalidades. Estos se van activando y/o utilizando a medida que el usuario interactúa con ellos cuando ve la necesidad de utilizar algunos elementos que la herramienta incluye.

En la Ilustración 20 se muestra de forma gráfica en la interfaz gráfica, donde se encuentra cada los módulos de Software de los que se compone el programa. Los módulos son:

- **Gestión de Registros:** en este módulo se permite la carga y selección de episodios.
  - o **Carga de episodios:** a la ejecución de la aplicación, se cargan los registros que se van a estudiar, mostrando en un *drop-down* los nombres de los registros en los que se disponen episodios.
  - o **Selección de episodios:** mediante dicho *drop-down* se pueden seleccionar los episodios, aunque también es posible hacerlo mediante los *button* de 'Anterior' y 'siguiente', incluso de seleccionar el número de registro manualmente y pulsando el *button* 'Saltar', que se cargue dicho registro.

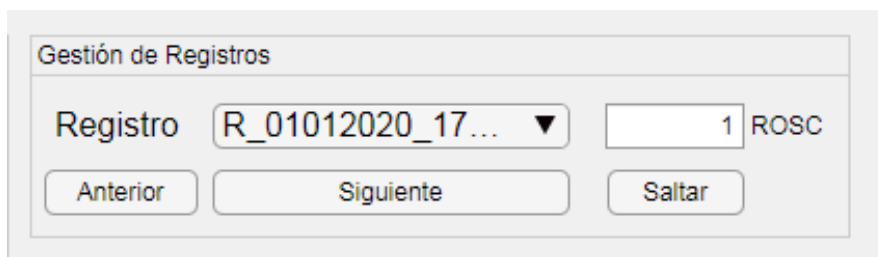
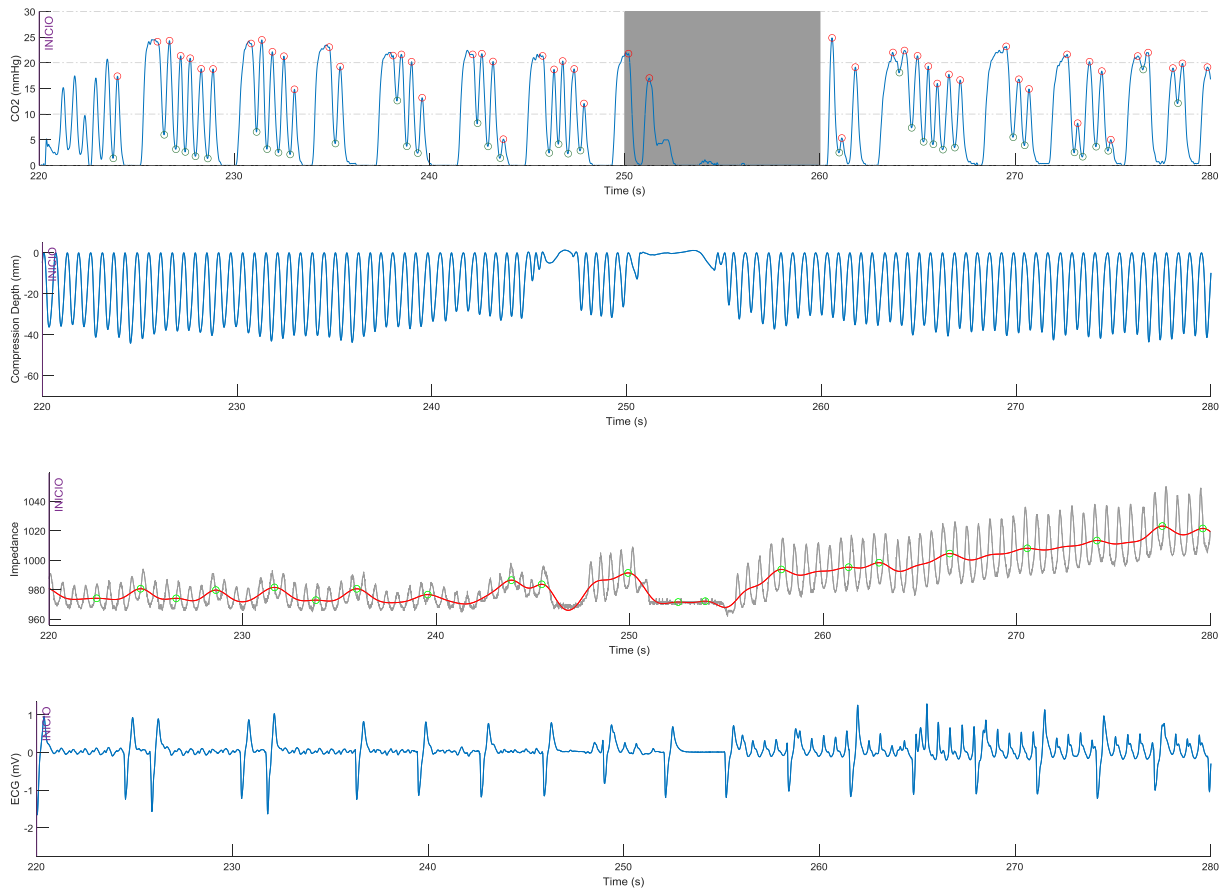


Ilustración 15. Carga y selección de episodios.

- **Visualización de señales:** aúna todas las funciones involucradas en la correcta visualización de las señales. Entre ellas se incluyen muestra de las señales en los gráficos, control de dichos gráficos y control de visualización.



**Ilustración 16. Visualización de señales.**

A pesar de que en la Ilustración 16 se observan las cuatro señales (capnograma, profundidad de compresiones, impedancia torácica y electrocardiograma), las que más se van a utilizar son las de capnograma y profundidad de compresiones.

Es por ello, que se incluye un selector de señales, Ilustración 17, que permite escoger tanto las señales como el orden en el que se disponen.



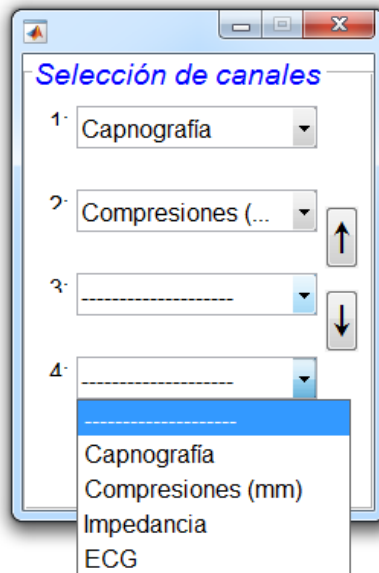


Ilustración 17. Selección de señales.

Adicionalmente, se incluyen, las funcionalidades de 'Visualización', Ilustración 18, con el objetivo de complementar la información mostrada en las gráficas; y la de 'Configuración', para hacer esa visualización más óptima. Es por eso que se puede mostrar el momento de cada compresión, el momento de fin de una ventilación, la señal ficticia que representa la señal de capnografía sin *artifact* y el máximo de impedancia para el posterior ajuste.

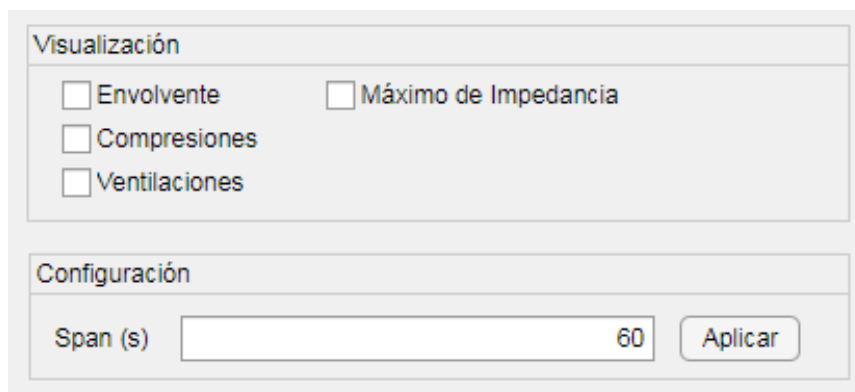


Ilustración 18. Configuración de la visualización.

- **Anotaciones de información:** permite destacar información de interés que posteriormente será útil para el cálculo de diferentes métricas.
  - o **Sincronizador:** la necesidad de este apartado viene dada por el tiempo de retraso debido a la intubación. Estos dispositivos introducen un retraso en la recolección de la señal de aproximadamente 3 segundos, pero al no ser exacto se corrige individualmente haciendo uso de la señal de impedancia torácica y del máximo en la señal de la impedancia torácica (check en Máximo de Impedancia de la Ilustración 18).
  - o **Inicio y fin de análisis:** permite marcar cuando los registros son aptos para empezar y finalizar su análisis. Esto se debe a que no todos los registros tienen señal de capnografía o señal de compresiones a lo largo de todo el registro.
  - o **Tramos no validos:** estos tramos son todos aquellos en los que alguna de las señales no existe o está perturbada. Esto puede deberse por ejemplo a una desconexión de los parches que recolectan la señal de aceleración y/o profundidad, o cuando en la maniobra se ha parado (normalmente pasados 2 minutos) para comprobar si ha habido respuesta.
  - o **Tramos Artefactados:** estos tramos son aquellos en los que la señal de capnografía tiene *artifact*, de cualquiera de los tres tipos.
  - o **Máximos y mínimos:** en esta sección, lo que se le permite al usuario es la corrección de máximos y mínimos que previamente ha prenotado la aplicación.

**Anotaciones**

Sincronizador EtCO2

Inicio y Fin de Análisis

Insertar Tramo no valido

Insertar Tramo Artificiado

Máximos y mínimos

Ilustración 19. Anotaciones.

En la Ilustración 20 se representan los módulos previamente descritos sobre la interfaz gráfica.

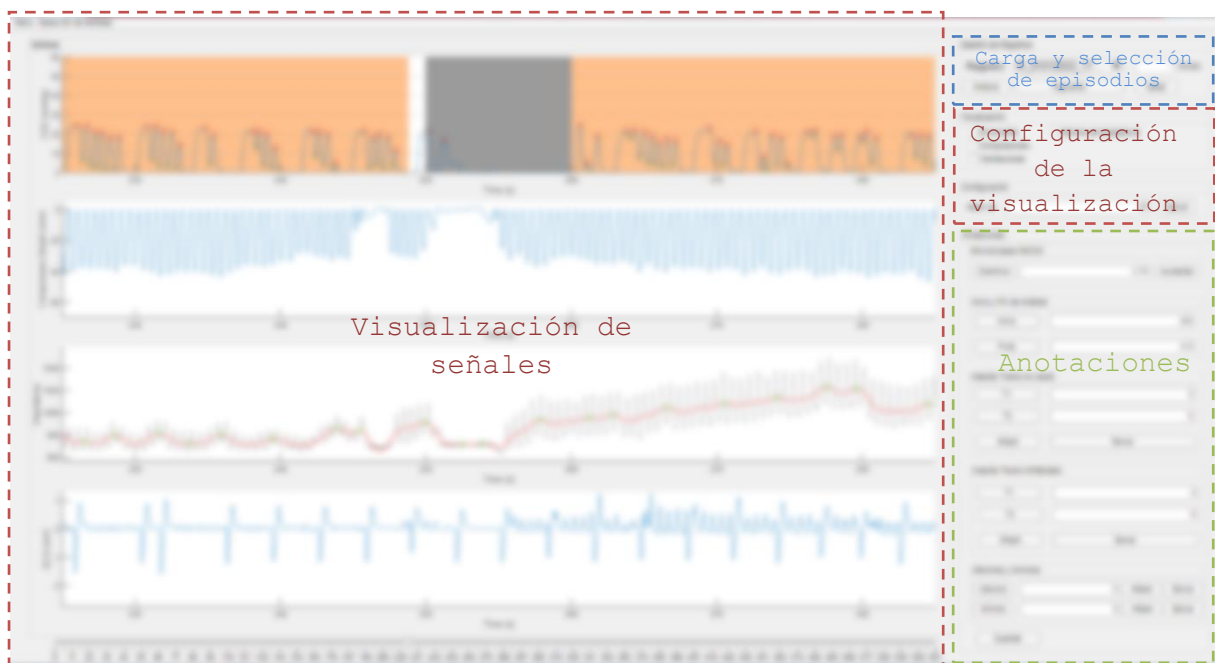


Ilustración 20. Módulos Software en la interfaz gráfica.

### 9.1.2. Interfaz de usuario

La interfaz gráfica de usuario se basa en una única pantalla principal que debe componer todo lo anteriormente mencionado. Se centra principalmente en un visualizador de señales y un conjunto de elementos y opciones con los que el usuario interactúa para llevar a cabo las funciones necesarias.

En la parte superior derecha de la Ilustración 21, se cuenta con el menú de carga y selección de episodios, mencionado en la Ilustración 15.

En el panel principal se pondrán los elementos de visualización de las señales y parte de los elementos de control de visualización, representado en la Ilustración 21 con color granate. Mientras que la visualización de las señales se representa en la sección más grande.

Para que resulte cómodo al usuario, la visualización, por defecto, será en intervalos cortos de tiempo. Por ello se va a considerar una ventana inicial por defecto de 60 segundos, aunque esta será configurable. Para controlarla a lo largo de la señal, en el panel principal se añade un elemento que permita la visualización a lo largo del tiempo. La variación del Span que se muestra en la sección inferior de la Ilustración 18.

En la parte inferior derecha de la Ilustración 21, se cuenta con el panel de anotación de episodios con todas las funcionalidades mencionadas en la Ilustración 19.

La interfaz de usuario resultante sigue el esquema que se encuentra en la Ilustración 21.

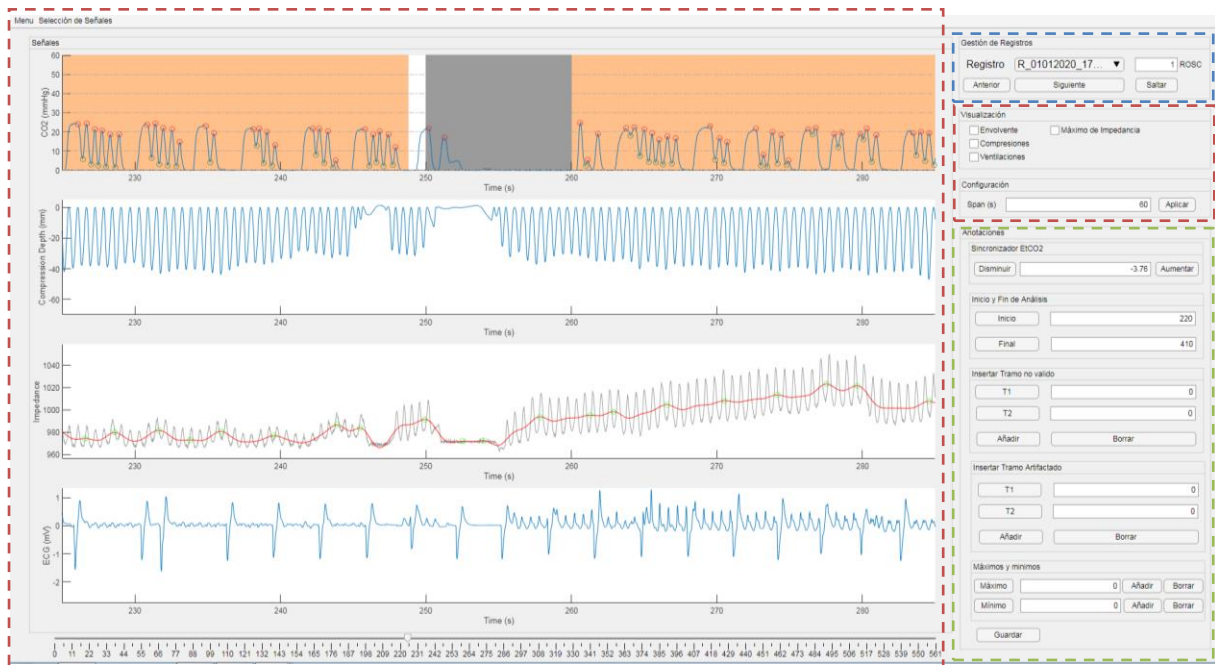


Ilustración 21. Interfaz gráfica.

Los elementos visuales de AppDesigner empleados en cada sección son los siguientes:

- **Carga y selección de episodios:**

- o **Drop-Down:** es un menú desplegable que permite seleccionar un elemento de entre las diferentes opciones. En este caso, se encarga de crear un listado de los registros disponibles y permite pasar de uno a otro.

- o **Button:** de su nombre en inglés, botón. Es un elemento que ejecuta un comando cuando se pulsa. En este caso los botones 'Anterior', 'Siguiente' y 'Saltar' se utilizan para navegar por los diferentes registros.

- **Visualización de señales:**

- o **Axes:** con el objetivo de visualizar las señales de interés, se emplean los elementos denominados Axes. Este elemento se basa en un gráfico sobre el que se representa la señal de interés. Es similar a los plots de Matlab, pero estos permiten personalizarlos desde el propio elemento.

- o **Panel:** este elemento se utiliza para unificar los elementos que lo componen. En este caso, se ha utilizado para unificar las señales mostradas por los Axes.

- **Configuración de la visualización:**
  - **Checkbox:** son elementos selectores, en este caso asociados a la visualización o no de las diferentes opciones que se representan en la Ilustración 18. Mediante estas opciones se permite al usuario visualizar en los Axes información que puede necesitarse momentáneamente.
  - **Edit Text:** es un elemento en el que manualmente, mediante teclado, el usuario puede modificar el valor. En la 'Configuración de Visualización' de la app, el valor a editar es el intervalo (Span) con el que se representa la señal. Utilizando los *buttons*, anteriormente explicados, el cambio del valor se hace efectivo.
  - **Slider:** se emplea para moverse a lo largo del elemento que tenga asociado, los Axes de las señales, en los diferentes intervalos.
- **Anotaciones:** en esta sección se utilizan campos como *button*, *Edit Text* y *Panel* anteriormente explicados.

En la Ilustración 22 se muestra la distribución de los elementos de forma gráfica.

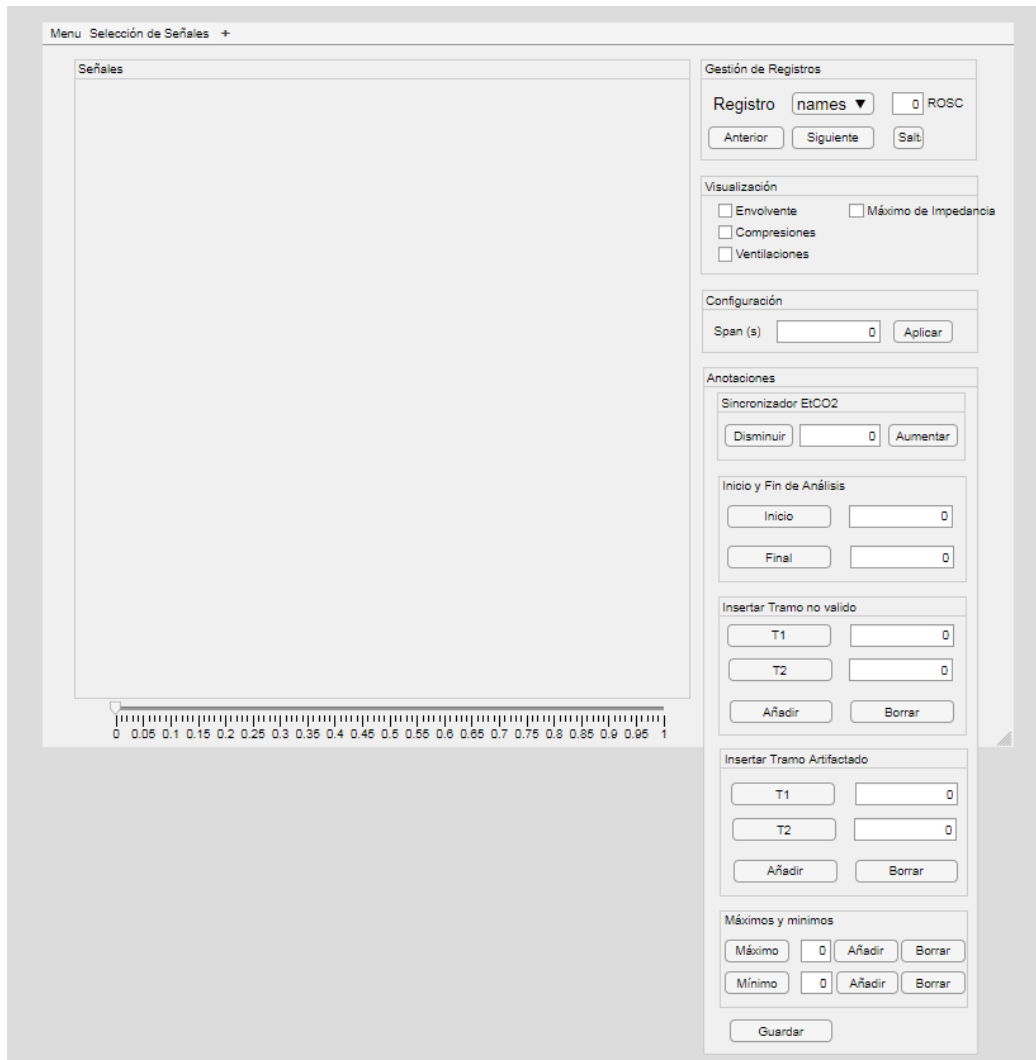


Ilustración 22. Esquema de elementos de la interfaz de usuario.

### 9.1.3. Estudio de valores de los parámetros

Además de un análisis visual de las compresiones, se analizan los valores de profundidad y frecuencia de compresión, ya que estos son los que permiten caracterizar de forma básica a las compresiones.

Adicionalmente, se obtienen los valores de máximos y mínimos de los *artifact* de la señal de capnografía para el cálculo de los parámetros relacionados con este efecto.

## 9.2. Estudio estadístico

En base a las alternativas expuestas, para el análisis se utilizan 13 episodios de Emergentziak-Osakidetza y 19 episodios de TVF&R en los que hay como mínimo 10 ventilaciones artefactadas por episodio.

Los parámetros que se estudian en cada uno de los registros son: la excursión del *artifact* en la señal de capnografía ( $\Delta\text{CO}_2$ ); la profundidad de las compresiones, desde el valor medio total pasando por el valor medio por compresión o por minuto; la frecuencia de las compresiones, desde el valor medio total hasta el valor medio por compresión o por minuto; el  $\text{CO}_2$  exhalado ( $\text{EtCO}_2$ ) y la variación de  $\text{CO}_2$  medio por ventilación en porcentaje.

Estos parámetros se obtienen de la señal de capnografía y de la señal de profundidad de compresiones, que es una señal obtenida a partir de la señal de aceleración utilizando el algoritmo desarrollado por González-Otero y Ruiz [12].



## 10. Tareas, fases, equipos o procedimientos

Antes del inicio del proyecto, se definen una serie de tareas que son necesarias llevar a cabo para la correcta realización del mismo, así como su distribución temporal, con el objetivo de definir claramente que tareas deben realizarse. También se define el equipamiento necesario para el proyecto y la forma en la que se desarrolla el mismo.

### 10.1. Tareas

Las tareas globales y más importantes que son necesarias llevar a cabo para la correcta compleción del proyecto se muestran en la Tabla 2.

Tarea	Descripción
<b>Adquisición de conocimientos previos</b>	Conocimiento del ámbito en el que se trabaja
<b>Familiarización con los datos de trabajo</b>	Comprensión de los datos con los que se trabaja
<b>Estudio de la respuesta en capnografía</b>	Lectura de información sobre la técnica a estudiar y estudio predecesores
<b>Programación</b>	Desarrollo de herramientas y rutinas para el análisis de los datos
<b>Estudio de las métricas</b>	Valoración y estudio de los resultados obtenidos
<b>Redacción y publicación de resultados</b>	Presentación del producto según el método definido
<b>Documentación</b>	Se lleva a cabo una documentación de todo lo que se ha realizado (desarrollo, análisis, conclusiones...)

Tabla 2. Tareas principales.

Por otra parte, en la Tabla 3, se muestra un desglose de tareas principales en tareas más pequeñas (subtareas), que son pasos necesarios para que las principales se completen. Entre estas también se incluyen las reuniones del proyecto, que resultan en una parte importante de este. Pues el proyecto no hubiera sido posible sin la ayuda de la directora y del investigador colaborador.

<b>EDT</b>	<b>Duración</b>	<b>Nombre de tarea</b>
<b>0</b>	<b>115 días</b>	<b>Caracterización de la interferencia</b>
<b>1</b>	<b>50 días</b>	<b>Reuniones</b>
1.1	1 días	Primera toma de contacto
1.2	34 días	Reuniones con la directora
1.3	50 días	Reunión con el investigador colaborador
1.4	5 días	Reunión de análisis de resultados
1.5	3 días	Reunión de exposición
<b>2</b>	<b>21 días</b>	<b>Adquisición de conocimientos previos</b>
2.1	12 días	Adaptación de las bases de datos Curso de AppDesigner
2.2	16 días	Lectura y estudio de apuntes sobre recomendaciones en RCP
2.3	4 días	Lectura de tesis doctoral sobre <i>artifact</i>
2.4	8 día	Trabajo con señales y registros reales
2.5	5 días	Lectura y estudio de métricas
<b>3</b>	<b>20 días</b>	<b>Familiarización con herramientas de trabajo</b>
3.1	3 días	Estudio de la base de datos de trabajo
<b>3.2</b>	7 días	Estudio de la herramienta AppDesigner
3.3	2 día	Adaptación de las bases de datos
<b>4</b>	<b>58 días</b>	<b>Estudio del <i>artifact</i></b>
4.1	7 días	Lectura de artículos sobre el <i>artifact</i>
4.2	3 días	Lectura de artículos de calidad de RCP y recomendaciones
4.3	2 días	Lectura de artículo sobre la apertura de la vía (física)
4.4	2 días	Resúmenes de artículos
4.5	3 días	Asociación de ideas con posibles métricas
4.6	2 días	Decidir que métrica utilizar
4.7	3 días	Análisis de resultados

<b>5</b>	<b>84 días</b>	<b>Programación de herramientas y rutinas</b>
5.1	76 días	Programación de visor de señales
5.2	41 días	Programación de rutinas de análisis
5.3	28 días	Programación de visualizador de resultados
<b>6</b>	<b>21 días</b>	<b>Análisis de los resultados</b>
6.1	6 días	Explicación de los resultados
6.2	3 días	Estructuración y redacción del documento
<b>7</b>	<b>115 días</b>	<b>Memoria</b>
7.1	12 días	Recopilación de documentación previa
7.2	10 días	Redacción de la memoria
7.3	1 días	Entrega de documentación del proyecto

**Tabla 3. Desglose detallado de las tareas principales**

Observando el desglose de la Tabla 3, y su representación visual en el diagrama de Gantt en el apartado 1, se aprecia la importancia de aspectos como el conocimiento inicial del contexto que se estudia. Esta introducción es de suma importancia en un proyecto como este, pues el tema a tratar es algo con lo que no se ha trabajado por ser de un ámbito de estudio distinto.

Esto implica que a pesar de haberle dedicado un tiempo a la contextualización y a la adquisición de conocimiento técnico, se ha tenido que recurrir a la literatura, y a la ayuda y conocimiento de la directora, con cierta frecuencia.

Por otro lado se encuentra el desarrollo software que también ha requerido tiempo pues se ha trabajado con una herramienta nueva de la que no se tenían conocimientos previos.

Para finalizar, recalcar que las reuniones y revisiones han resultado esenciales, por eso han sido frecuentes.

## 10.2. Fases del proyecto

El proyecto se planifica en diferentes fases que se muestran en el Gráfico 1:

- **Fase 0:** en esta fase, previo al trabajo tecnológico per se, es importante introducirse en el ámbito de estudio y en el uso de las nuevas herramientas que se utilizarán. Este es un paso importante en un proyecto como este ya que el trabajo se desarrolla en un ámbito que no se ha estudiado previamente en la etapa educativa y la herramienta de visualización es nueva.
- **Fase 1:** al inicio del proyecto se definen los objetivos y la forma en la que se va a trabajar, para ello se crea un listado con los mencionados objetivos que se desean obtener en la realización del presente proyecto.
- **Fase 2:** diseño Software de visor y rutinas. Obtención de métricas para su posterior estudio.
- **Fase 3:** una vez se han obtenido las métricas que se buscaban y que quedaban definidas, se validan y analizan. Se obtienen las conclusiones del proyecto y se analiza si se ha llegado al objetivo deseado.
- **Fase 4:** dado que se trata de un proyecto fin de máster, una vez obtenidos unos resultados, se procede a la redacción y publicación de los resultados obtenidos.

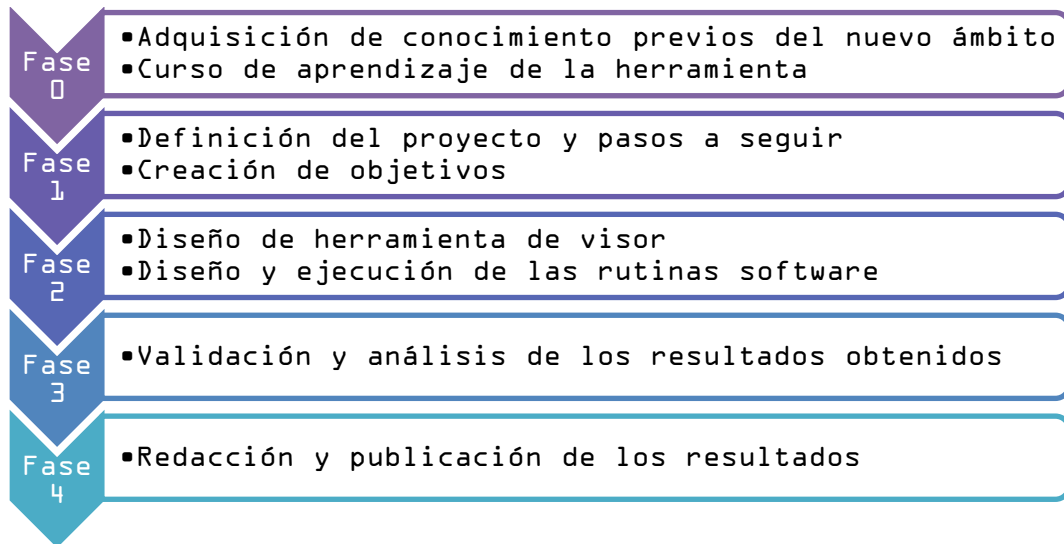


Gráfico 1. Fases del proyecto.

Todo lo relacionado con las rutinas y herramientas Software de las fases 1, 2 y 3 requieren de constante revisión y realimentación por parte de la directora del proyecto y del investigador colaborador. Esto se debe al limitado conocimiento tanto de la herramienta como del tema tratado.

### 10.3. Equipamiento

El equipamiento necesario se basa principalmente en material informático y Software, y sus licencias. Se detalla en la Tabla 4.

Equipamiento	Descripción
<b>Ordenador</b>	Herramienta principal del trabajo y para la comunicación
<b>Software Matlab R2020b</b>	Entorno de trabajo para el desarrollo y programación
<b>Bases de datos en formato .mat</b>	Base de datos que contienen información de los parámetros con los que se trabaja
<b>Paquete de herramientas de Office</b>	Herramientas necesarias para la escritura de documentos, presentaciones, hojas de cálculo...
<b>Licencias</b>	Permisos de uso de los programas

Tabla 4. Equipamiento necesario para el proyecto.

## 11. Diagrama de Gantt

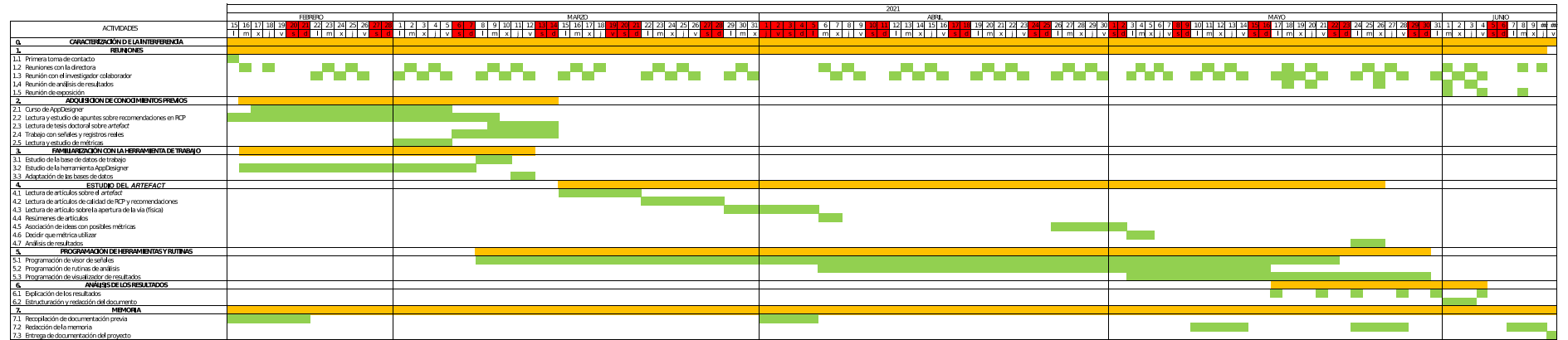


Tabla 5. Diagrama de Gantt.

## 12. Descripción y análisis de los resultados

En este apartado se exponen tanto los datos obtenidos de la propia base de datos original como aquellos obtenidos tras el análisis de la misma. Siendo esta segunda parte la más relevante del proyecto.

### 12.1. Resultados de la caracterización de los episodios

En el proyecto se han utilizado dos bases de datos de diferente formato debido a la procedencia de las mismas.

Del total de registros que finalmente se han podido analizar, 13 han sido de la base de datos de Emergentziak-Osakidetza y 19 de la de TVF&R.

En este apartado se analiza la distribución de valores medios de los episodios.

Como punto de partida, se distribuye a la población en edad y sexo. En la Ilustración 23, se observan las edades de los pacientes y su distribución por sexo en la que el 18.75% de los pacientes son mujeres y la edad media es de 64 años.

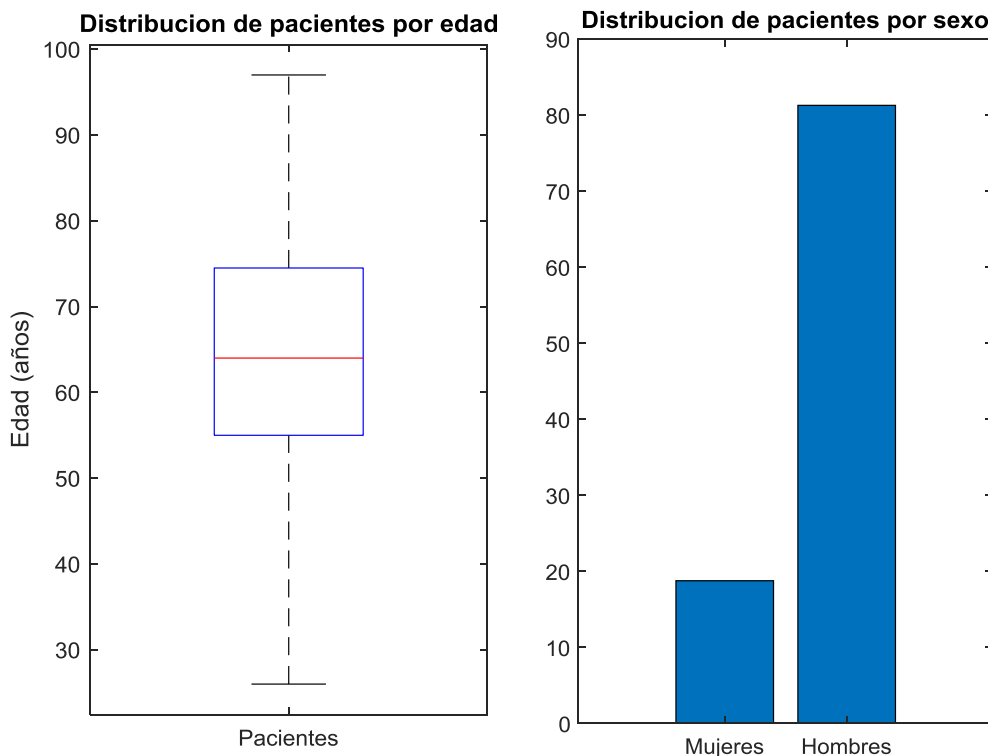
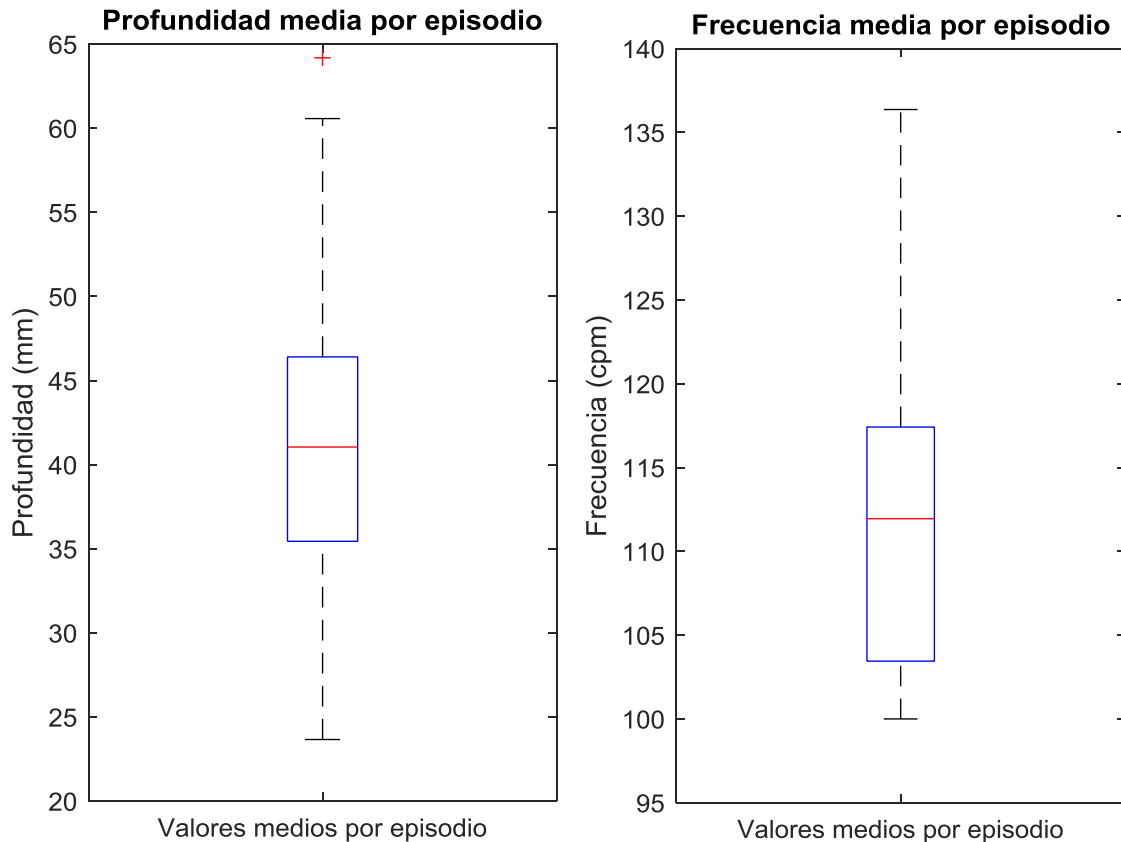


Ilustración 23. Distribución por edad y sexo.

Otra característica de relevancia que se observa en la base de datos utilizada, es que únicamente el 37,5% de los pacientes tuvo RCE.

En la Ilustración 24 se observan los valores medios de profundidad y frecuencia de compresiones.



**Ilustración 24. Valores medios de profundidad y frecuencia.**

Los valores de mediana y rango intercuartil (IQR) están resumidos en la Tabla 6.

<b>Valores medios de los parámetros por episodio</b>		
Parámetro	Mediana	IQR
Profundidad (mm)	41.10	35.41-46.40
Frecuencia (cpm)	111.95	103.45-117.42

**Tabla 6. Valores de mediana e IQR de los valores medios de profundidad y frecuencia de las compresiones por episodio.**

Con los datos mostrados en este subapartado, queda caracterizada la base de datos global utilizada en el presente proyecto.



## 12.2. Análisis de resultados

Una vez obtenidos los datos en un fichero .mat, al que se le ha denominado Anotaciones.mat y en el que se incluyen las diferentes métricas que se han descrito anteriormente, estas se relacionan entre si y se da respuesta a las diferentes hipótesis sobre las métricas que se han planteado a la hora de realizar este proyecto. El contenido de dicho fichero .mat, se describe en **ANEXO I: Base de datos final**.

Como se ha explicado en el apartado **Objetivos y alcance**, el principal objeto de este trabajo es la caracterización de la interferencia. Para ello, se han obtenido unas métricas que se han relacionado para comprobar la veracidad de las hipótesis arrojadas.

Inicialmente, en este proyecto se busca encontrar relación entre la profundidad y frecuencia de las compresiones que producen ese *artifact* con la excursión de concentración de CO<sub>2</sub> ( $\Delta\text{CO}_2$ ).

En la Ilustración 25 se muestran las variaciones de CO<sub>2</sub> ( $\Delta\text{CO}_2$ ) en cada compresión dependiendo de la profundidad de dicha compresión. Se han ilustrado en color rojo aquellos registros en los que hubo RCE y en azul aquellos en los que no.

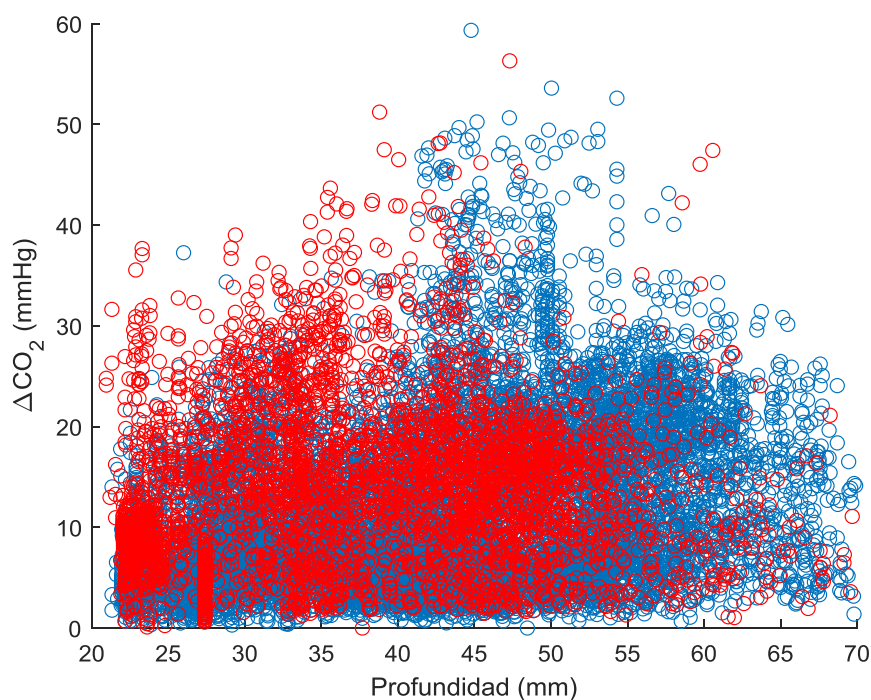


Ilustración 25. Variación de CO<sub>2</sub> dependiendo de la profundidad.

El resultado no arroja ninguna relación entre las métricas. Como se menciona, también se busca la relación con la frecuencia pero esta también es inconcluyente.

Sin embargo, si se estudia la variación de  $\text{CO}_2$  ( $\Delta\text{CO}_2$ ) en función de la profundidad, Ilustración 26, y/o la frecuencia por rangos, Ilustración 27, se obtienen ligeramente mejores resultados en los rangos que las guías indican como óptimos.

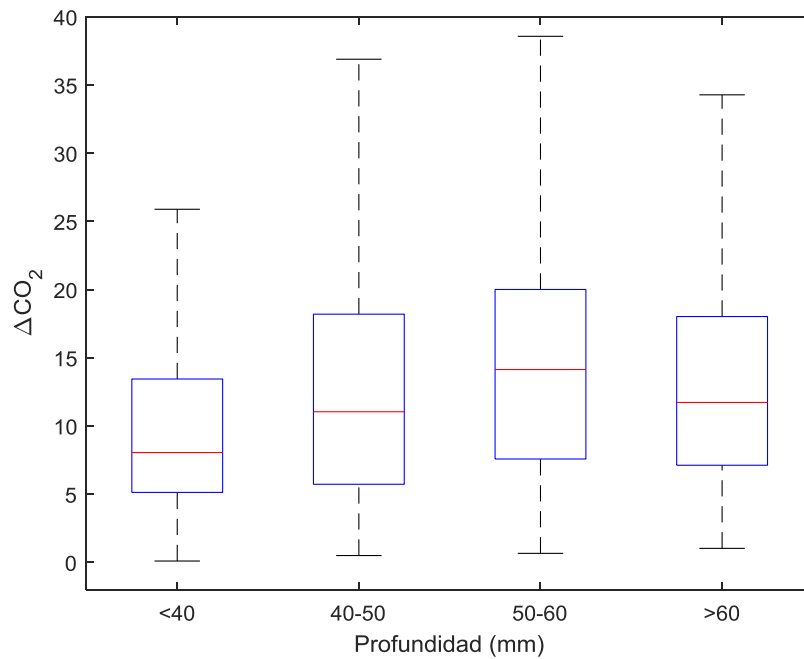


Ilustración 26. Variación de  $\text{CO}_2$  por rangos de profundidad.

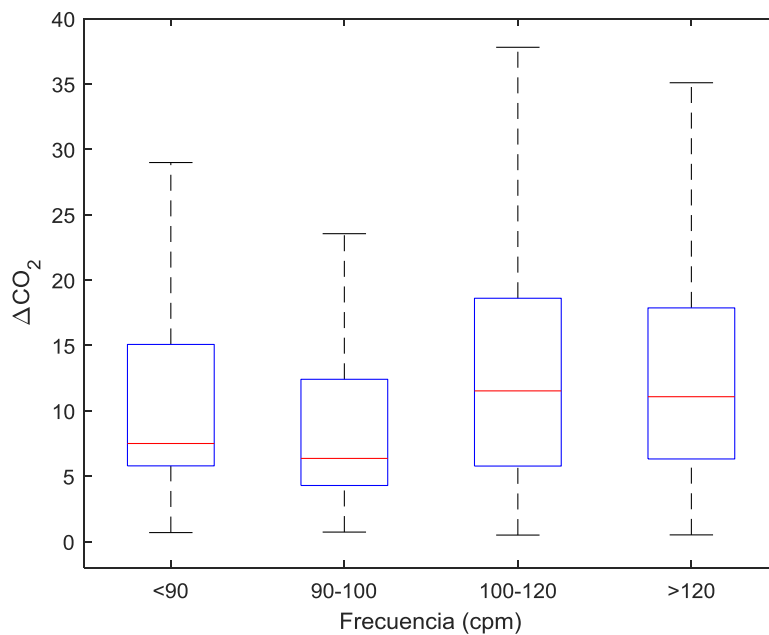
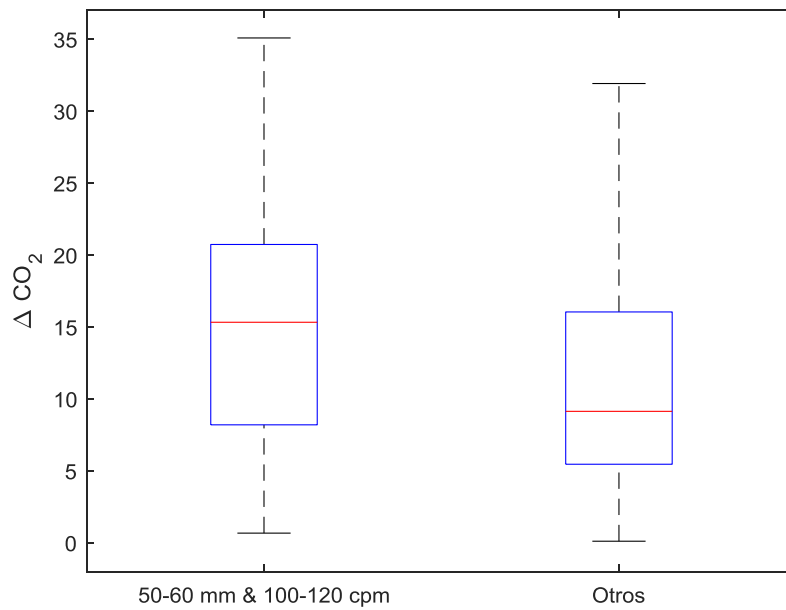


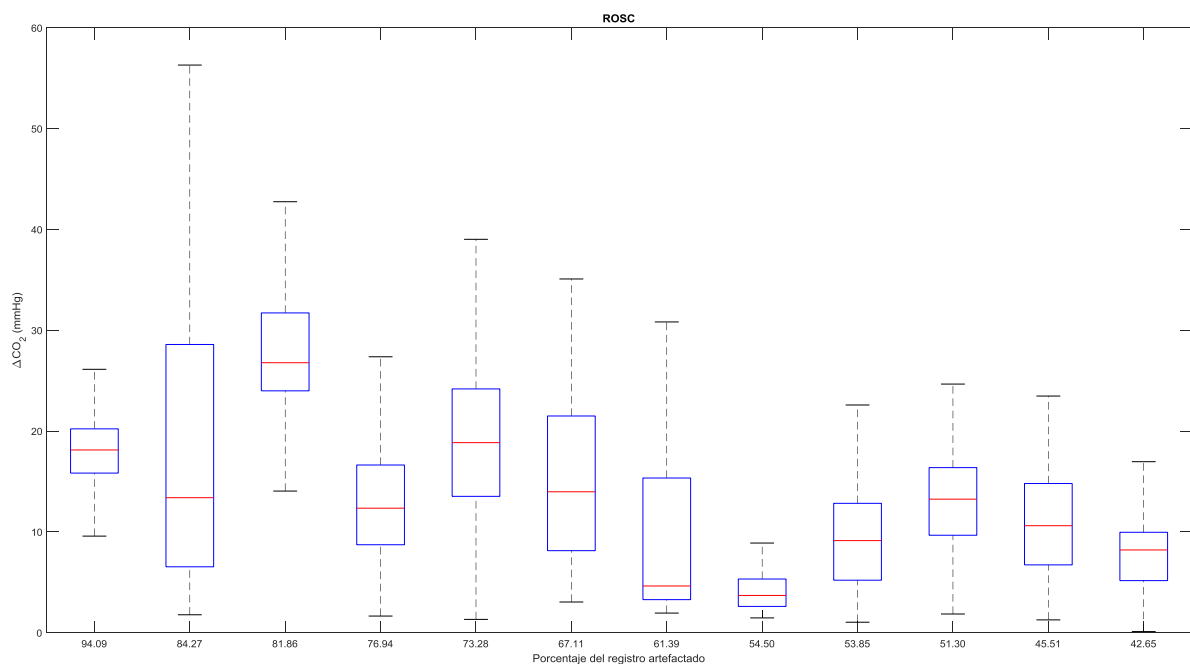
Ilustración 27. Variación de  $\text{CO}_2$  por rangos de frecuencia.

Si además combinamos estas condiciones, es decir, si se estudian aquellas compresiones de valores en los rangos que las guías indican (50-60mm y 100-120 cpm), el resultado obtenido muestra mejores datos, como se observa en la Ilustración 28.



**Ilustración 28. Variación de CO<sub>2</sub> por rangos de recomendación de las guías.**

Incluso, si se analiza la  $\Delta\text{CO}_2$  en cada registro, no existe una diferencia significativa entre registros en los que hubo RCE y en los que finalmente no hubo, ya que es muy variable en ambos casos.



**Ilustración 29. Variación de CO<sub>2</sub> en registros RCE.**

Esto se observa en la Ilustración 29, registros en los que hubo RCE, y, Ilustración 30, en los que finalmente no hubo. Como se muestra en estas ilustraciones en las que los registros están ordenados de mayor a menor en porcentaje de registro artefactado, no porque el porcentaje sea mayor supone que haya más probabilidad de RCE.

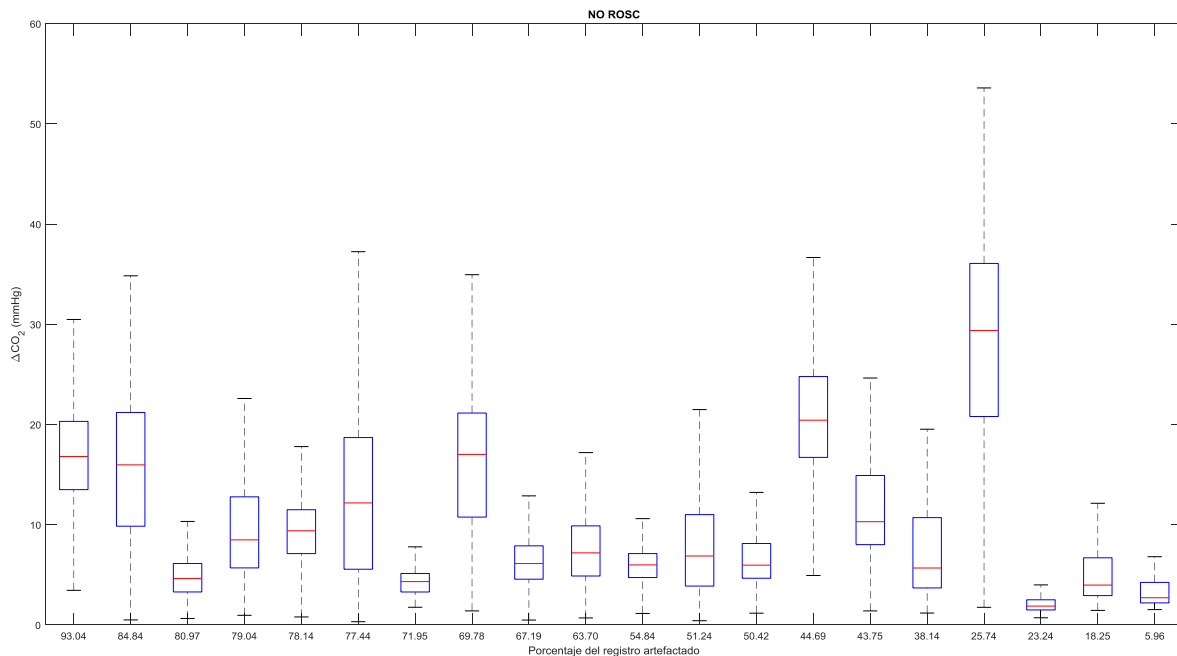
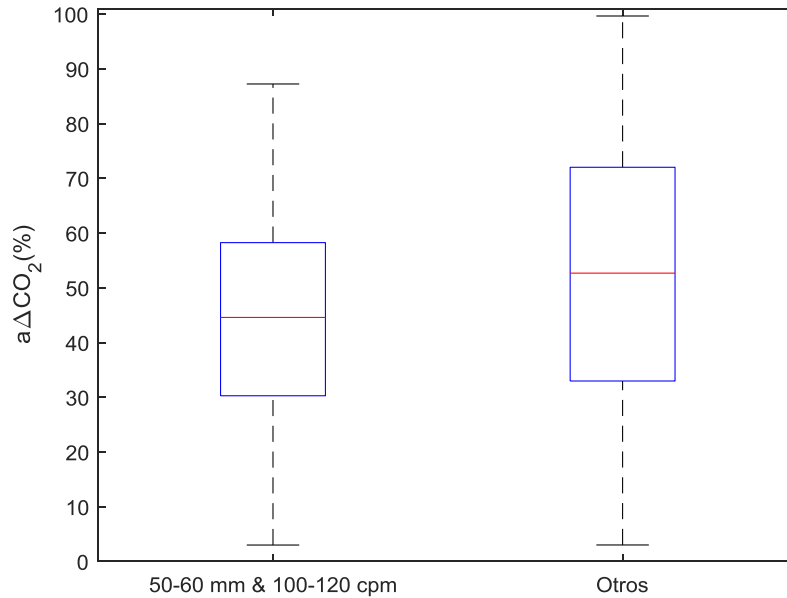


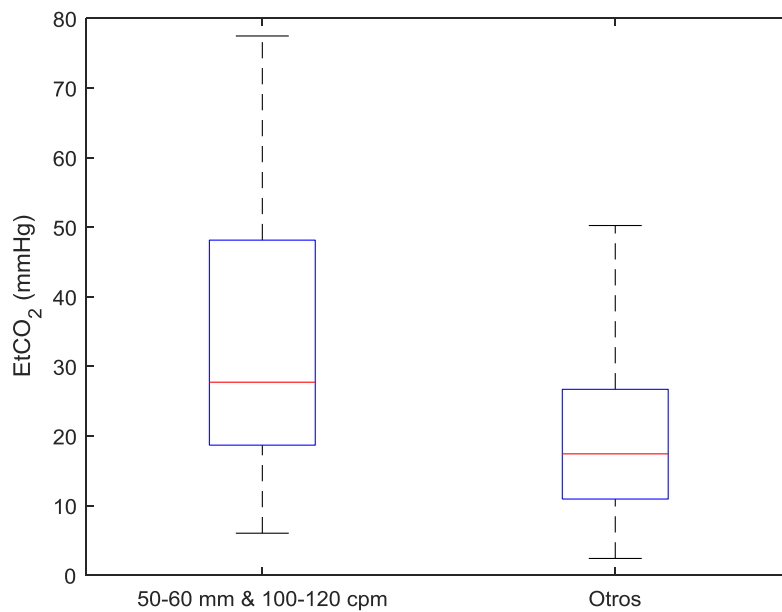
Ilustración 30. Variación de CO<sub>2</sub> en registros no RCE.

Sin embargo que los valores de guías sean ligeramente mejores ocurre con los valores de variaciones de CO<sub>2</sub> ya que si se estudian las mismas condiciones para el porcentaje de variación de CO<sub>2</sub> medio, el resultado es el contrario.



**Ilustración 31. Variación de CO<sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje por rangos de recomendación de las guías**

Sin embargo, reafirmando el buen criterio de las guías, si lo que se estudia es el EtCO<sub>2</sub> los resultados vuelven a ser positivos.



**Ilustración 32. End-tidal CO<sub>2</sub> por rangos de recomendación de las guías.**

Esto se debe a que, siguiendo la fórmula del  $a\Delta\text{CO}_2$  ( 6 ) en la que el valor de  $\text{CO}_{2\text{máx}(i)}$  se asemeja al valor de  $\text{EtCO}_2$ , se puede extrapolar que a mayor valor de end-tidal CO<sub>2</sub> menor será el valor  $a\Delta\text{CO}_2$ .

Por otro lado, como sugerían otros autores, se comprueba si el porcentaje medio de la excursión de variación de  $\text{CO}_2$  ( $a\Delta\text{CO}_2$ ) depende de la profundidad de las compresiones y de la frecuencia de estas. Para ello se ha utilizado la fórmula de cálculo de  $a\Delta\text{CO}_2$  ( 6 ) que se ha renombrado y que se detalla en el subapartado **f)  $a\Delta\text{CO}_2$**  del apartado **7.2 Parámetros de estudio**.

Siguiendo el código de colores utilizado en la Ilustración 25, observamos tanto en la Ilustración 33 como en la Ilustración 34 que el  $a\Delta\text{CO}_2$  no tiene dependencia de profundidad o frecuencia.

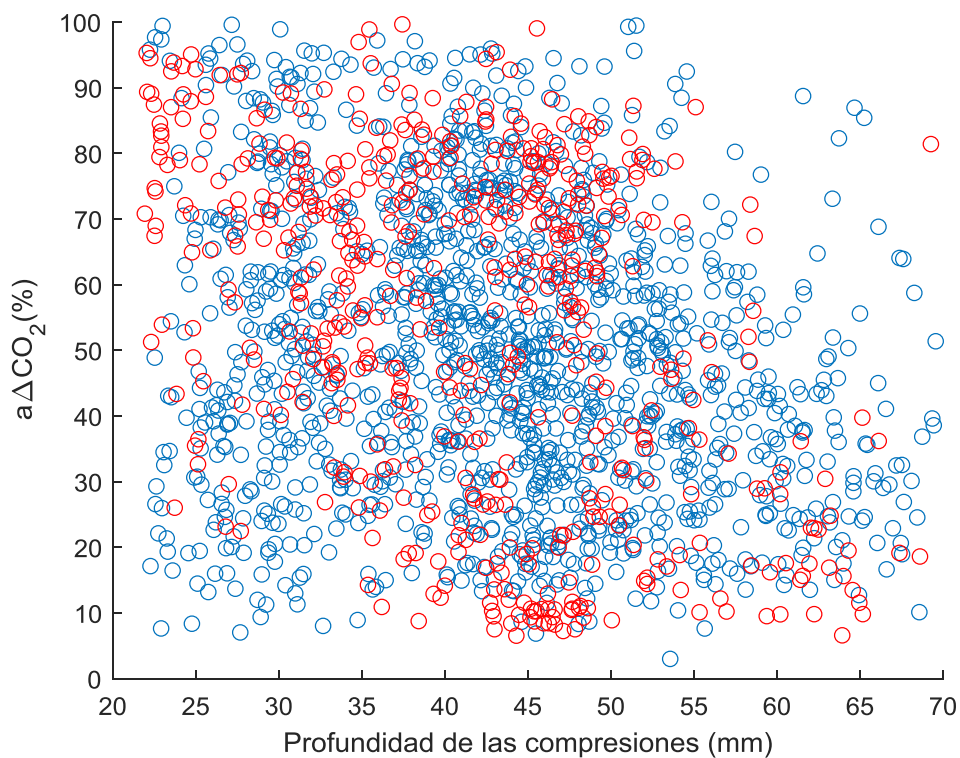
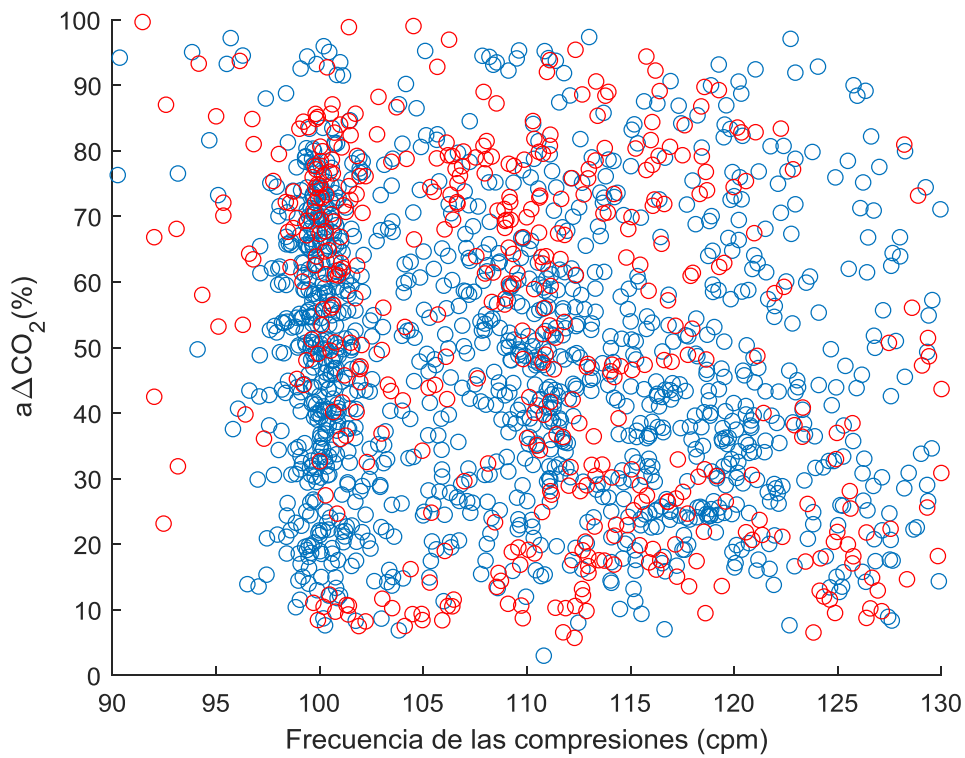
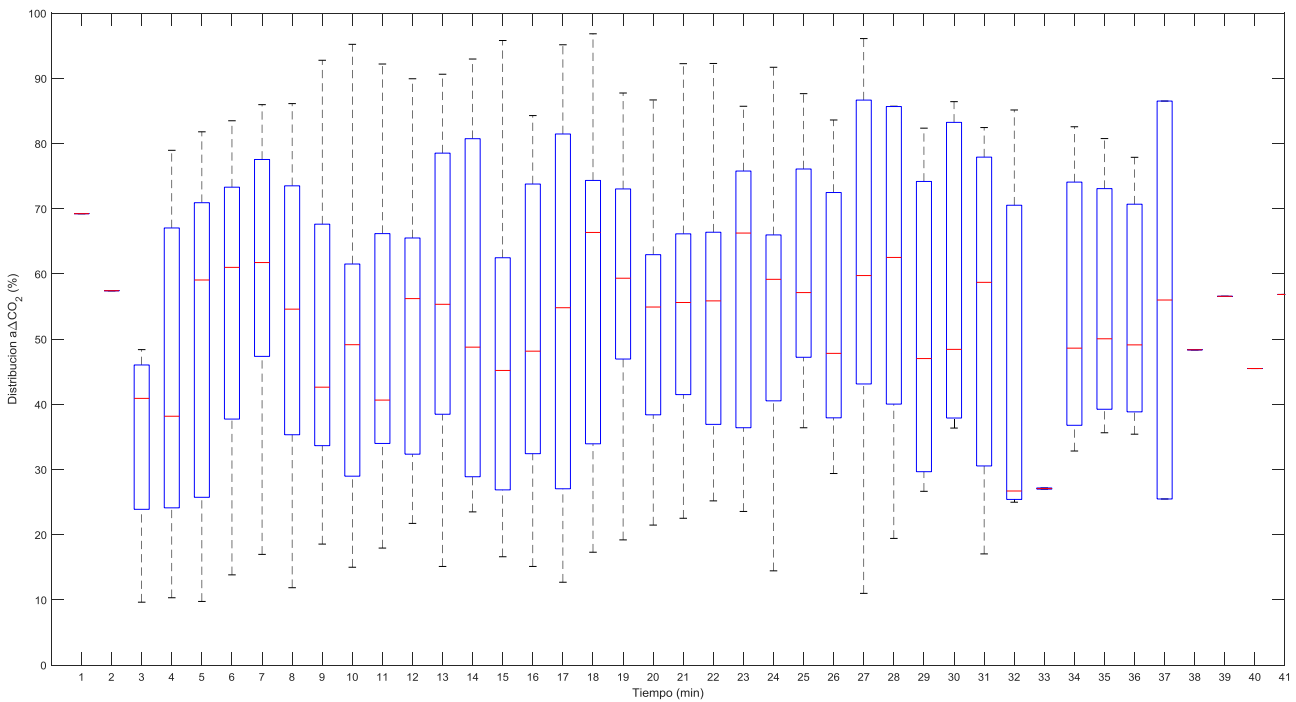


Ilustración 33. Variación de  $\text{CO}_2$  medio por ventilación en porcentaje dependiendo de la profundidad de compresiones.



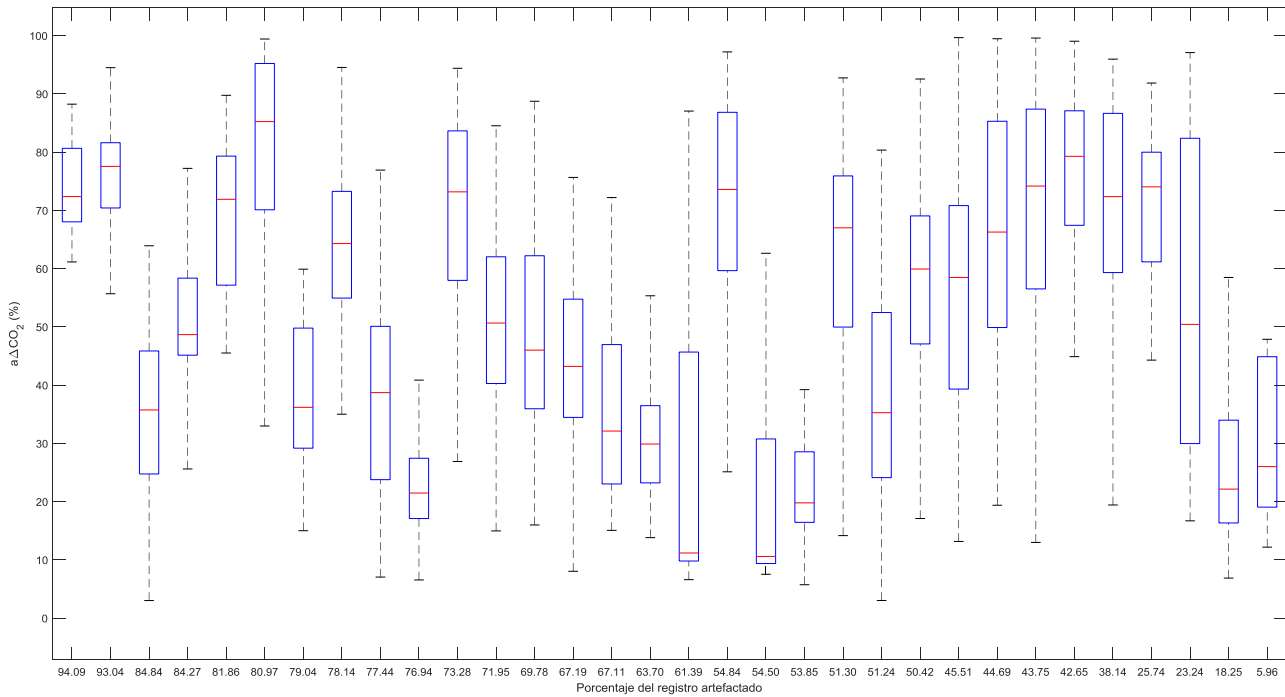
**Ilustración 34. Variación de CO<sub>2</sub> medio por ventilación en porcentaje dependiendo de la frecuencia de compresiones.**

Se comprueba también que el valor de  $a\Delta\text{CO}_2$ , ni aumenta con el tiempo, Ilustración 35, ni depende del porcentaje artefactado total del registro, Ilustración 36.



**Ilustración 35. Distribución de  $a\Delta\text{CO}_2$  a lo largo del tiempo.**

Lo que significa que a pesar de que el porcentaje de registro artefactado sea grande, no se ve reflejado en un  $a\Delta\text{CO}_2$  mayor ni tampoco en una mayor probabilidad de RCE.



**Ilustración 36. Variación de  $\text{CO}_2$  medio por ventilación en porcentaje por paciente.**

A pesar de que las hipótesis sugeridas por los diferentes autores no hayan sido acertadas, la idea subyacente de todas ellas se ha visto reafirmada como se puede observar en la Ilustración 37. En ella se confirma la idea de que cuanto mayor es la excursión de concentración de  $\text{CO}_2$  ( $\Delta\text{CO}_2$ ) mayor es el valor de  $\text{EtCO}_2$  y, por tanto, mayor es la probabilidad de RCE.



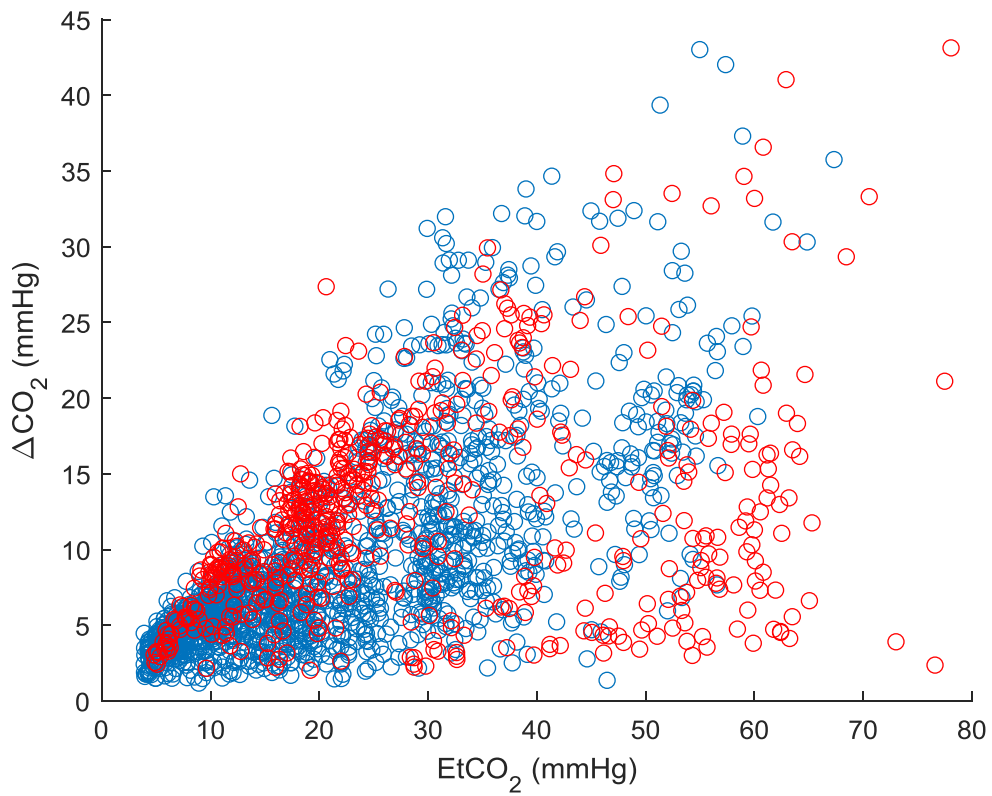


Ilustración 37. Relación entre la excursión de concentración de CO<sub>2</sub> y el end-tidal CO<sub>2</sub>.

Este fenómeno es especialmente notable en registros en los que finalmente hay RCE. Sin embargo, no hay una tendencia lineal, solo una reafirmación de la idea original.

### 13. Descripción del presupuesto

El presupuesto del proyecto se puede dividir en cuatro partidas distintas: las horas internas, las amortizaciones, los costes indirectos e imprevistos. Los costes indirectos se calculan como el 10% de los costes directos y se estiman unos imprevistos con un valor del 5% sobre los costes totales:

Trabajador	Coste Horario (€/h)	Horas (h)	Coste total (€)
Coordinador del grupo	40 €/h	30 h	1200,00 €
Directora del proyecto	40 €/h	100 h	4000,00 €
Ingeniera superior en prácticas	25 €/h	600 h	15000,00 €
Investigador colaborador	40 €/h	70 h	2800,00 €
<b>TOTAL</b>			<b>23000,00 €</b>

Tabla 7. Partida de horas internas.

Concepto	Coste de adquisición (€)	Vida útil (años)	Tiempo de uso en el proyecto (h)	Amortización (€)
Ordenador	1.000 €	10 años *	600 h	25,66
Licencia de Matlab	250 €	1 año **	400 h	42,77
Licencia de Microsoft Office	70 €	Indefinida ***	200 h	1,20
<b>TOTAL</b>				<b>69,63</b>

Tabla 8. Partida de amortizaciones.

\* Se considera una vida útil con un uso de 334 días al año, 7 horas diarias.

\*\*La licencia es válida una vez adquirida de por vida para la versión, pero se recomienda actualizar a medida que desarrollan nuevas versiones.

\*\*\*Para el cálculo se considera un periodo de 5 años ya que se supone una actualización en ese periodo.

<b>Partida</b>	<b>Coste (€)</b>
<b>Horas internas</b>	23000,00
<b>Amortizaciones</b>	69,63
<b>SUBTOTAL</b>	23069,63
<b>Costes indirectos (10%)</b>	2306,96
<b>Imprevistos (5%)</b>	1153,48
<b>TOTAL</b>	26530,08

Tabla 9. Presupuesto total.

Finalmente, el presupuesto total del proyecto asciende a **26.530,08€**.

#### **14. Análisis de rentabilidad**

Al ser un proyecto de investigación, la rentabilidad del mismo se refleja únicamente en que aporte un beneficio científico-tecnológico a la sociedad.

Debido a las características y los objetivos del proyecto, el beneficio se ve claramente reflejado en los resultados obtenidos. Eso sumado a la reducida inversión que supone y a los beneficios sociales que lleve asociados, la rentabilidad del proyecto se ve justificada.

## 15. Conclusiones

Con los resultados obtenidos se puede concluir que, a pesar de saber que las oscilaciones del *artifact* son producidas por las ventilaciones pasivas creadas debido a las compresiones proporcionadas, se ha visto que estas no dependen ni de la frecuencia ni de la profundidad de las compresiones en ese instante.

Además de concluir que la amplitud de interferencia no depende de los parámetros clásicos de calidad, se han observado que no hay relación en términos de RCE con el porcentaje de registro afectado por esta interferencia.

Por otro lado, se ha observado que a mayor valor de  $EtCO_2$  mayor puede ser la  $\Delta CO_2$ . Esto tiene una explicación sencilla ya que a mayor valor de partida mayor podrá ser la variación.

Finalmente, se ha llegado a la conclusión de que el valor de  $a\Delta CO_2$  no depende de las compresiones ni de la excursión de concentración de  $CO_2$  ( $\Delta CO_2$ ) individual. Se estima que este fenómeno se debe a la presión torácica debida a factores distintos a las compresiones.

## 16. Visión a futuro

Tras la finalización de este proyecto, se puede concluir que se debería seguir buscando una razón para las oscilaciones en la señal de capnografía. Sin embargo, debe dejarse de lado la búsqueda desde el punto de vista de las compresiones de la RCP y trasladarla al estudio de la presión intratorácica del paciente en el momento de las ventilaciones.

Un interesante punto de partida sería el estudio de Grieco [11] en el que las ventilaciones se hacen con diferentes PEEP, Presión de Final de Espiración Positiva.

## 17. Bibliografía

- [1] Grupo Señal y Comunicaciones, [En línea]. Available: <https://www.ehu.eus/es/web/gsc/home>.
- [2] Boston Scientific, «¿Qué es una parada cardiaca súbita?,» [En línea]. Available: <https://www.s-icd.es/parada-cardiaca-subita/que-es-una-parada-cardiaca-subita.html#:~:text=La%20parada%20cardiaca%20s%C3%BAbita%20se,i nconsciente%20y%20deja%20de%20respirar..>
- [3] INE: Instituto Nacional de Estadística, 2019. [En línea]. Available: <https://www.ine.es/dynt3/inebase/es/index.htm?padre=7932&capsel=7934> .
- [4] R. M. Merchant, A. . A. Topjian, A. R. Panchal, A. Cheng, K. Aziz, K. . M. Berg, E. J. Lavonas y D. J. Magid, «2020 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,» *Circulation*, vol. 142, n° 337-S357, 2020.
- [5] Sociedad Española de Cardiología, «Las probabilidades de sobrevivir a una PCR se reducen a la mitad tras el sexto minuto,» 9 Abril 2013. [En línea]. Available: <https://secardiologia.es/comunicacion/notas-de-prensa/notas-de-prensa-sec/4619-probabilidades-de-sobrevivir-a-pcr-se-reducen-a-mitad-tras-sexto-minuto>.
- [6] S. H. Friess , R. M. Sutton, M. R. Maltese, M. Y. Naim, G. Bratinov , T. R. Weiland, M. Garuccio, B. Utpal, V. M. Nadkarni, L. B. Becker y R. A. Berg , «Hemodynamic-directed cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest,» *Resuscitation*, vol. 85, n° 8, 2014.
- [7] M. Leturiondo Sota, «Feasibility of waveform capnography as a non-invasive monitoring tool during cardiopulmonary resuscitation,» [En línea]. Available: <https://addi.ehu.es/handle/10810/51057>.
- [8] S. Ruiz de Gauna, M. Leturiondo, J. Gutierrez, J. M. Ruiz, D. M. González-Otero, J. K. Russell y M. Daya, «Enhancement of capnogram waveform in the presence of chest compression artefact during cardiopulmonary resuscitation,» *Resuscitation*, vol. 133, pp. 53-58, 2018.

- [9] M. Leturiondo, S. Ruiz de Gauna , J. M. Ruiz, J. J. Gutiérrez , L. A. Leturiondo, D. M. González-Otero, J. K. Russell, D. Zive y M. Daya, «Influence of chest compression artefact on capnogram-based ventilation detection during out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation,» *Resuscitation*, n° 124, pp. 63-68, Marzo 2018.
- [10] C. D. Deakin, J. F. O'Neill y T. Tabor, «Does compression-only cardiopulmonary resuscitation generate adequate passive ventilation during cardiac arrest?,» *Resuscitation*, vol. 75, pp. 53-59, 2007.
- [11] D. L. Grieco, L. J. Brochard, A. Drouet, I. Telias, S. Delisle, G. Bronchti, C. Ricard, M. Rigollot, B. Badat, P. Ouellet, E. Charbonney, J. Mancebo, A. Mercat, D. Savary y J.-C. M. Richard, «Intrathoracic Airway Closure Impacts CO<sub>2</sub> Signal and Delivered Ventilation during Cardiopulmonary Resuscitation,» *PubMed*, vol. 199, n° 6, pp. 728-737, 2018.
- [12] D. M. González-Otero, J. M. Ruiz, S. Ruiz de Gauna, J. J. Gutiérrez, M. Daya, J. K. Russell, I. Azcarate y M. Leturiondo, «Monitoring chest compression quality during cardiopulmonary resuscitation: Proof-of-concept of a single accelerometer-based feedback algorithm,» *Plos One*, 2018.
- [13] A. Elola Artano, E. Aramendi Ecenarro, U. Irusta Zarandona, I. Alvarez Testillano y E. Alonso González, «Potencial de la señal de capnografía para la detección de pulso,» Bilbao, 2017.
- [14] Physio Control, «Physio Control,» [En línea]. Available: <https://www.physio-control.com/WCProductDetails.aspx?id=2147484788&langtype=1034#:~:text=El%20sistema%20LUCAS%20realiza%20un,de%20la%20asistencia%20al%20paciente..>



## ANEXO I: Base de datos final

Una vez se han realizado los cálculos de las métricas, que posteriormente se utilizarán en el estudio, deben de ser almacenadas para poder visualizarse y obtener conclusiones.

Los datos obtenidos deben almacenarse de forma ordenada y clara para que cualquier persona investigadora pueda acceder a ellos cuando sea necesario. Es por ello que se ha visto la necesidad de incluir este anexo. A pesar de que los títulos son autoexplicativos, en este apartado se recalcan algunos puntos.

Toda la información relacionada con un registro se encuentra en cada fila. Los diversos campos, almacenados en las diferentes columnas, con los que se ha generado la base de anotaciones en formato .mat son:

- **Name:** nombre del registro.
- **fs:** frecuencia de muestreo.
- **Origen:** la procedencia del registro. En este estudio se han utilizado dos orígenes distintos: 0 para los registros de Emergentziak-Osakidetza y 1 para los registros de TVF&R.
- **ROSC:** si en el episodio hay RCE (1) o no (0).
- **ROSC\_pos:** si hay RCE, en qué posición del registro, en segundos. En caso contrario, el campo queda vacío [].
- **tr\_CO2:** el valor de sincronización en segundos de la señal de capnografía (EtCO<sub>2</sub>).
- **TA:** Tiempo de Análisis [inicio, fin] en segundos.
- **TNV:** tramos no validos en segundos. Este sigue la siguiente estructura:

$$\begin{bmatrix} i_1 & f_1 \\ i_2 & f_2 \end{bmatrix}$$

siendo  $i$ , el instante de inicio y  $f$ , el instante de fin de dichos tramos.

- **comp\_pos:** posición de las compresiones, en segundos.
- **comp\_prof:** profundidad de las compresiones, en mm.
- **c\_freq:** frecuencia instantánea de las compresiones.

- **TArt:** tramos artefactados en segundos. Este sigue la siguiente estructura:

$$\begin{bmatrix} i_1 & f_1 \\ i_2 & f_2 \end{bmatrix},$$

siendo  $i$ , el instante de inicio y  $f$ , el instante de fin de dichos tramos.

- **anotado:** si se ha prenotado (1) o no (0). El objetivo de este campo, es saber si se ha prenotado automáticamente y que no rehaga la anotación, una vez se ha corregido.
- **maximos:** posición de los máximos en la señal de capnografía, en segundos.
- **maximos\_h:** altura de los máximos en la señal de capnografía, en mmHg.
- **minimos:** posición de los mínimos en la señal de capnografía, en segundos.
- **minimos\_h:** altura de los mínimos en la señal de capnografía, en mmHg.
- **VAR\_CO2:** excursión o variación de concentración CO<sub>2</sub> de una oscilación del *artifact* debida a la compresión. Es la resta del valor máximo y el valor mínimo de esa oscilación, en mmHg.
- **Prof\_pos:** posición de la compresión relacionada con cada excursión de concentración CO<sub>2</sub>, en segundos.
- **Prof:** profundidad de la compresión relacionada con cada excursión de concentración CO<sub>2</sub>, en mm.
- **Porcentaje\_Artifactado\_Util:** porcentaje de registro artefactado del total del tramo de análisis.
- **Porcentaje\_Artifactado\_Total:** porcentaje de registro artefactado del total del mismo.
- **Porcentaje\_Util\_Total:** porcentaje del tramo de análisis del total del mismo.
- **Inicio\_Intubacion:** inicio de la capnografía respecto al inicio del registro, en segundos.
- **Longitud\_Registro:** longitud total del registro, en muestras.
- **Longitud\_Tramo\_Artifactado:** longitud total del tramo artefactado, en segundos.

- **Vent\_pos:** marcado entre dos ventilaciones consecutivas, en muestras.
- **EtCO2\_pos:** posición del valor de EtCO2 de cada ventilación, en segundos.
- **EtCO2\_h:** altura del valor de EtCO2 de cada ventilación, en mmHg.
- **AOI\_G:** Aaway Opening Index con la fórmula de Grieco, en porcentaje.
- **AOI\_G\_mediano:** valor mediano del Aaway Opening Index con la fórmula de Grieco, en porcentaje.
- **AOI\_mod:** Aaway Opening Index con la otra fórmula, en porcentaje.
- **AOI\_mod\_mediano:** valor mediano del Aaway Opening Index con la otra fórmula, en porcentaje.
- **VMPC:** Valor Medio de Profundidad de Compresión (DCC) por cada ventilación, en mm.
- **VMFC:** Valor Medio de Frecuencia de Compresión por cada ventilación, en cpm.
- **Ventilaciones\_Artifactadas:** número de ventilaciones artefactadas del registro. Mediante este campo se decide si el registro es válido o no.
- **Porcentaje\_Ventilaciones\_Artifactadas:** porcentaje de las ventilaciones artefactadas con respecto al total de ellas.
- **Compresiones\_artifactadas\_Ventilacion:** número de compresiones artefactadas por cada ventilación.
- **Porcentaje\_Compresiones\_artifactadas\_Ventilacion:** porcentaje de las compresiones artefactadas con respecto al total de ellas por cada ventilación.
- **AOI\_G\_tiempo:** Aaway Opening Index con la fórmula de Grieco por cada minuto.
- **AOI\_mod\_tiempo:** Aaway Opening Index con la otra fórmula por cada minuto.
- **VAR\_Vent:** excursión de variación de concentración CO<sub>2</sub> media en cada ventilación.
- **Vent\_tiempo:** número de ventilaciones por minuto.
- **freq\_ventilacion:** frecuencia de ventilación.