

MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE MÁSTER

*CARACTERIZACIÓN DEL APORTE DE LAS
COMPRESIONES TORÁCICAS AL VALOR
DE CO₂ ESPIRATORIO FINAL DURANTE
LA REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR*

Estudiante	<i>Núñez García, Vicente</i>
Directora	<i>Ruiz de Gauna Gutiérrez, Sofía</i>
Departamento	<i>Ingeniería de Comunicaciones</i>
Curso académico	<i>2020-2021</i>

Bilbao, 11 de junio de 2021

Agradecer a Mikel, por haber estado disponible día sí, día también, en todo momento, por haber sido capaz de resolver todas mis dudas de la mejor manera posible y por su enorme paciencia.

RESUMEN

La maniobra de reanimación cardiopulmonar de alta calidad practicada en el soporte vital avanzado es esencial para aumentar la tasa de supervivencia de las víctimas de parada cardiorrespiratoria. Sin embargo, el paradigma actual se centra en guiar al rescatador por medio de pautas generales y homogéneas para todos los pacientes, cuando lo ideal es que la maniobra se adapte a su respuesta hemodinámica.

Para conseguir esto, se utilizan señales no invasivas como la de capnografía, que refleja la medición continua de la presión parcial de CO₂ espirado a lo largo del tiempo. Con todo, la interpretación del capnograma durante la maniobra de reanimación cardiopulmonar supone un desafío para el rescatador, ya que muchos factores influyen en la señal y pueden distorsionar su forma de onda.

Así, con el fin de conocer la morfología del capnograma y, en última instancia, poder medir la calidad de la maniobra, este proyecto pretende caracterizar el aporte de las compresiones torácicas al valor de CO₂ espiratorio final, parámetro registrado a partir de la señal de capnografía.

Para ello, se desarrolló una potente herramienta de anotaciones que posibilitó la obtención del valor e instante del CO₂ espiratorio final, instante de las ventilaciones, profundidad e instante de las compresiones torácicas, tramos no válidos y pausas y sus ritmos cardíacos asociados para un total de 88 registros de pacientes de paros cardíacos extrahospitalarios. 6 de ellos se descartaron.

Posteriormente, se obtuvieron las métricas de interés para los 82 registros considerados válidos. Los resultados del análisis estadístico de esta información reflejaron, por un lado, que el parámetro de aporte de las compresiones torácicas analizado no está correlacionado con la profundidad o frecuencia de compresiones y, por otro lado, que el aporte podría ser un buen indicador del retorno de la circulación espontánea. Se requiere mayor investigación para confirmar ambas hipótesis.

Palabras clave: paro cardíaco, reanimación cardiopulmonar, señal de capnografía, ETCO₂, compresiones torácicas.

ABSTRACT

High-quality cardiopulmonary resuscitation maneuvering practiced in advanced life support is essential to increase the survival rate of cardiorespiratory arrest victims. However, the current paradigm focuses on guiding the rescuer through general and homogeneous guidelines for all patients, when ideally the maneuver should be tailored to their hemodynamic response.

In order to achieve this, non-invasive signals such as capnography, which reflects the continuous measurement of exhaled partial pressure of CO₂ over time, are used. Nevertheless, interpretation of the capnogram during cardiopulmonary resuscitation maneuver is a challenge for the rescuer, as many factors influence the signal and can distort its waveform.

Thus, in order to understand the morphology of the capnogram and, ultimately, to be able to measure the quality of the maneuver, this project aims to characterize the contribution of chest compressions to the end-tidal CO₂, a parameter recorded from the capnography signal.

To this end, a powerful annotation tool was developed that made it possible to obtain the value and instant of the end-tidal CO₂, instant of ventilations, depth and instant of chest compressions, invalid sections and pauses and their associated cardiac rhythms for a total of 88 records of out-of-hospital cardiac arrest patients. 6 of these were discarded.

Subsequently, the metrics of interest were obtained for the 82 records considered valid. The results from the statistical analysis of this information reflected, on the one hand, that the analyzed contribution of chest compressions parameter is not correlated with the chest compression depth or the frequency and, on the other hand, that the contribution could be a good indicator of return of spontaneous circulation. Further research is required to confirm both hypotheses.

Keywords: cardiac arrest, cardiopulmonary resuscitation, capnography signal, ETCO₂, chest compressions.

LABURPENA

Bizi-euskarri aurreratuan egiten den kalitate handiko bihotz-biriketako bizkortze-maniobra funtsezkoa da bihotz-biriketako geldialdiaren biktimen biziraupen-tasa handitzeko. Hala ere, egungo paradigmak erreskatatzailea gidatzea du ardatz, paziente guztientzako jarraibide orokor eta homogeneoen bidez, baina egokiena maniobra haren erantzun hemodinamikora egokitzea da.

Hori lortzeko, seinale ez-inbaditzaileak erabiltzen dira, hala nola kapnografiakoa, denboran zehar botatako CO₂-aren presio partzialaren neurketa jarraitua islatzen duena. Alabaina, bihotz-biriketako bizkortze-maniobra garaian kapnogramaren interpretazioa erronka bat da erreskatatzailearentzat, faktore askok seinalean eragiten baitute eta bere uhin forma desitxuratu baitezakete.

Horrela, kapnogramaren morfologia ezagutzeko eta, azken batean, BBB maniobraren kalitatea neurtu ahal izateko, proiektu honen helburua konpresio torazikoek amaierako CO₂ espiratorioaren balioari egiten dioten ekarpena ezaugarritzea da, kapnografia-seinaletik abiatuta erregistratutako parametroa baita.

Horretarako, detekzio-tresna indartsu bat garatu zen eta, horri esker, amaierako CO₂ espiratorioaren balioa eta unea, aireztapenen unea, konpresio torazikoen sakontasuna eta unea, baliogabeak ez diren tarteak eta geldialdiak eta horiekin lotutako bihotz-erritmoak lortu ahal izan ziren, ospitalez kanpoko bihotz-lanuzteen 88 erregistrotarako. Horietatik 6 baztertu egin ziren.

Ondoren, baliozkotzat jotzen diren 82 erregistroetarako interesekoak diren metrikak lortu ziren. Informazio horren azterketa estatistikoan lortutako emaitzek adierazten zuten, batetik, aztertutako konpresio torazikoen ekarpen parametroa ez dagoela korrelatuta konpresio torazikoen sakontasuna edo frekuentziarekin, eta, bestetik, ekarpena zirkulazioaren bat-bateko berreskuraketaren adierazle ona izan zitekeela. Ikerketa handiagoa behar da bi hipotesiak baieztatzeko.

Gako-hitzak: bihotz-biriketako geldialdia, bihotz-biriketako bizkortzea, kapnografia-seinalea, ETCO₂, konpresio torazikoak.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1. Introducción.....	1
2. Contexto	4
2.1. Monitor/desfibrilador en el SVA	4
2.1.1. Señal de ECG	5
2.1.2. Señal de impedancia torácica.....	6
2.1.3. Señal de profundidad de compresiones.....	7
2.2. Señal de capnografía	7
2.3. Capnografía en el tratamiento de PCEH.....	9
2.3.1. Capnografía en la resucitación	9
2.3.2. Capnografía y calidad RCP.....	10
3. Alcance y objetivos.....	13
3.1. Objetivo principal.....	13
3.2. Objetivos parciales.....	13
4. Beneficios.....	14
4.1. Beneficios científicos.....	14
4.2. Beneficios sociales	14
4.3. Beneficios técnicos	14
4.4. Beneficios económicos.....	15
5. Metodología	16
5.1. Creación de la base de datos.....	16
5.1.1. Base de datos de partida	16
5.1.2. Base de datos de trabajo.....	17
5.2. Obtención de métricas de interés.....	23
5.2.1. Otras métricas de interés	25
5.2.2. Alternativas de cálculo	26
5.3. Análisis de los resultados.....	26
5.3.1. Evolución temporal.....	26
5.3.2. Distribución del Acc por paciente	27

5.3.3.	Relación del Acc con parámetros de calidad RCP.....	28
5.3.4.	Relación con el RCE.....	29
6.	Planificación.....	30
6.1.	Grupo de trabajo.....	30
6.2.	Fases del proyecto.....	31
6.3.	Hitos.....	35
6.4.	Diagrama de Gantt.....	36
7.	Presupuesto.....	37
7.1.	Horas internas.....	37
7.2.	Amortizaciones.....	37
7.3.	Subcontrataciones.....	38
7.4.	Gastos.....	38
7.5.	Resumen del presupuesto.....	38
8.	Análisis de riesgos.....	39
8.1.	Identificación de los riesgos y medidas de contingencia.....	39
8.1.1.	Demoras (R1).....	39
8.1.2.	Pérdida de datos (R2).....	39
8.1.3.	Dificultades técnicas (R3).....	39
8.2.	Matriz probabilidad-impacto.....	40
9.	Conclusiones.....	41
10.	Bibliografía.....	42
11.	Anexos.....	48
11.1.	Guía de usuario.....	48
11.1.1.	Menú.....	51
11.1.2.	Panel de gestión de registros.....	53
11.1.3.	Panel de configuración y slider.....	53
11.1.4.	Panel de herramientas de marcaje.....	55
11.1.5.	Registro válido, revisado y Guardar.....	60

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Cadena de supervivencia para una PCEH adulta [2].....	1
Figura 2.1. Monitor/desfibrilador Philips HeartStart MRx [22].....	4
Figura 2.2. Sistema eléctrico del corazón (izquierda) y un segmento ECG de un latido cardíaco con ritmo sinusal (derecha) [23].....	5
Figura 2.3. Ritmos cardíacos que describe el ECG [25].....	6
Figura 2.4. Señal de IT	6
Figura 2.5. Señal de PC	7
Figura 2.6. El aparato respiratorio: alvéolos, intercambio de gases [26].....	7
Figura 2.7. Capnograma normal [27].....	8
Figura 2.8. De izquierda a derecha: capnómetro semicuantitativo, capnómetro cuantitativo y capnografía de forma de onda [29] [30] [31].....	8
Figura 2.9. Esquemas de capnometría cuantitativa para la adquisición de la señal de capnografía: <i>mainstream</i> y <i>sidestream</i> [27]	9
Figura 2.10. Ejemplo de representación de ET_1 , ET_2 y $k \cdot ET_1$	11
Figura 2.11. Ejemplo de disminución del $ETCO_2$ con las ventilaciones en ausencia de CC [57]	11
Figura 5.1. Fases del proyecto.....	16
Figura 5.2. Señales almacenadas en los registros de cada paciente de la base de datos de partida.....	16
Figura 5.3. Ejemplo de anotación de instante de inicio de análisis	17
Figura 5.4. Ejemplo de anotación de instante de fin de análisis	18
Figura 5.5. Ejemplo de establecimiento del tiempo de sincronización $ETCO_2$. La línea vertical azulada discontinua muestra la coincidencia de un máximo de la señal IT con el inicio de una espiración en la señal de capnografía	18
Figura 5.6. Revisión manual: ejemplo de falsas ventilaciones.....	19
Figura 5.7. Revisión manual: ejemplo de compresiones no efectivas.....	20
Figura 5.8. Revisión manual: tramo no válido, ejemplo de señal de compresiones mala.....	20
Figura 5.9. Revisión manual: tramo no válido, señales de capnografía malas.....	21
Figura 5.10. Revisión manual: tramo no válido, señal de impedancia mala	21

Figura 5.11. Revisión manual: tramo no válido, desconexión	21
Figura 5.12. Edades de mujeres y hombres cuyos registros conforman la base de datos de trabajo.....	23
Figura 5.13. Puntos clave para el cálculo de A_{CC} y otras métricas de interés. Los puntos de color verde representan el valor de $ETCO_2$ de cada ventilación, y los asteriscos de color negro el valor que tendría el $ETCO_2$ de la misma ventilación en ausencia de CC	24
Figura 5.14. Ejemplo de corrección de cálculo de la f_{CC} para CC no válidas	25
Figura 5.15. Valores de frecuencia de ventilación instantáneos para los 82 registros de la base de datos de trabajo.....	26
Figura 5.16. Evolución temporal de A_{CC} , $ETCO_2$, frecuencia de ventilación (f_{vent}), f_{CC} y D_{CC} para el paciente PTL-081985-CR.mat.....	27
Figura 5.17. Distribución del A_{CC} por paciente para los 82 registros de la base de datos de trabajo.....	27
Figura 5.18. Diagramas de dispersión de A_{CC} y D_{CC} y A_{CC} y f_{CC}	28
Figura 5.19. Valores estratificados de D_{CC} (izquierda) y f_{CC} (derecha) en relación con el A_{CC}	29
Figura 5.20. Diagramas de caja de los valores de A_{CC} para pacientes no RCE y pacientes RCE	29
Figura 6.1. Diagrama de Gantt.....	36
Figura 11.1. Directorio de trabajo y archivos.....	48
Figura 11.2. <i>Design View</i>	49
Figura 11.3. app.mlapp ejecutada.....	50
Figura 11.4. Ventana emergente de selección de directorio de registros.....	51
Figura 11.5. Ventana emergente de selección de archivo names.mat de trabajo	52
Figura 11.6. Panel emergente de selección de canales	52
Figura 11.7. Gestión de registros	53
Figura 11.8. Ventana emergente de aviso de guardado de ajustes.....	53
Figura 11.9. Visualización de señales en función del <i>Slider</i> y el <i>Span</i>	54
Figura 11.10. Subpanel de <i>Sincronización $ETCO_2$</i>	55
Figura 11.11. Subpanel de <i>Inicio y fin de análisis</i>	55

Figura 11.12. Ejemplo de preanotaciones automáticas que calcula la herramienta.....	56
Figura 11.13. Subpanel de <i>Editar anotaciones</i>	57
Figura 11.14. Opciones de anotaciones a añadir, editar o borrar.....	57
Figura 11.15. Posibles ritmos a asignar a una pausa	57
Figura 11.16. Ejemplo de anotación de ritmo	58
Figura 11.17. Subpanel de <i>Tramo no válido</i>	58
Figura 11.18. Opciones de adición de tramo no válido.....	58
Figura 11.19. Visualización de tramo no válido	59
Figura 11.20. Checkbox de Registro válido y Revisado y botón de Guardar.....	60

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 6.1. Conformación del grupo de trabajo.....	30
Tabla 6.2. Paquete de trabajo 1.....	31
Tabla 6.3. Paquete de trabajo 2.....	32
Tabla 6.4. Paquete de trabajo 3.....	33
Tabla 6.5. Paquete de trabajo 4.....	34
Tabla 6.6. Paquete de trabajo 5.....	34
Tabla 6.7. Hitos del proyecto.....	35
Tabla 7.1. Horas internas.....	37
Tabla 7.2. Amortizaciones.....	37
Tabla 7.3. Gastos.....	38
Tabla 7.4. Resumen del presupuesto.....	38
Tabla 8.1. Matriz probabilidad-impacto.....	40

ACRÓNIMOS

A _{cc}	Aporte de compresiones torácicas
ACE	Atención cardiovascular de emergencia
AESP	Actividad eléctrica sin pulso
AHA	American Heart Association
AS	Asistolia
CC	Compresiones torácicas
CO ₂	Dióxido de carbono
D _{cc}	Profundidad de compresiones torácicas
DEA	Desfibrilador externo automático
ECG	Electrocardiograma
ERC	European Resuscitation Council
ETCO ₂	CO ₂ espiratorio final
f _{cc}	Frecuencia de compresiones torácicas
FV	Fibrilación ventricular
GSC	Grupo de Señal y Comunicaciones
GUI	Graphical user interface
ILCOR	International Liaison Committee on Resuscitation
IT	Impedancia torácica
MSC	Muerte súbita cardíaca
PC	Profundidad de compresión
PCR	Parada cardiorrespiratoria
PCEH	Paro cardíaco extrahospitalario
PCIH	Paro cardíaco intrahospitalario
RCE	Retorno de la circulación espontánea
RCP	Reanimación cardiopulmonar
RP	Ritmo generador de pulso
SA	Nodo sinoauricular
SEM	Servicios de emergencias médicas
SVA	Soporte Vital Avanzado
SVB	Soporte Vital Básico
TV	Taquicardia ventricular

1. INTRODUCCIÓN

La parada cardíaca o parada cardiorrespiratoria (PCR) puede definirse como el cese natural y repentino de los latidos del corazón que deriva en una falta de bombeo de sangre hacia el cerebro y otros órganos vitales [1]. La muerte que sobreviene como consecuencia de una PCR se denomina muerte súbita cardíaca (MSC).

A día de hoy, la PCR supone una de las principales causas de mortalidad y morbilidad en los Estados Unidos y otros países del mundo [2], constituyendo un grave problema de salud pública a nivel global. Son de difícil predicción, la mayoría ocurre en el ámbito extrahospitalario [3] [4] y, en este escenario —las llamadas paradas cardíacas extrahospitalarias (PCEH)—, solamente el 50.4 % son presenciadas por testigos. Además, al menos dos tercios de las PCR las sufren individuos sin enfermedades cardíacas subyacentes previas [5].

Las cifras son alarmantes: en Europa, el paro cardíaco provoca el 20 % del total de las muertes [6]; anualmente, en los Estados Unidos se dan más de 356 000 PCEH, el 90 % de ellas mortales [7], y en España y Euskadi, 30 000 [8] y 1100 [9] casos de MSC cada año, respectivamente.

Para hacer frente a esta exigencia sanitaria, la American Heart Association (AHA) y el European Resuscitation Council (ERC) publican cada cierto tiempo —una vez cada cinco años hasta 2015 y de manera continua desde entonces [2]— una serie de guías que exponen las principales recomendaciones en el ámbito de la reanimación cardiopulmonar (RCP) y la atención cardiovascular de emergencia (ACE).

Buena parte de la variación en las tasas de supervivencia de las PCR viene dada por la solidez de la llamada cadena de supervivencia, que establece las pautas de actuación ante una parada cardíaca y que se recoge en las guías de la AHA desde 1991 [10] [11]. Actualmente la conforman seis eslabones (**Figura 1.1**), cada uno de los cuales debe ser optimizado con el fin de maximizar la probabilidad de supervivencia de la víctima.



Figura 1.1 Cadena de supervivencia para una PCEH adulta [2]

En general, la supervivencia a las paradas cardíacas intrahospitalarias (PCIH) ha mejorado de manera constante desde 2004, tanto para adultos como para niños; para las PCEH, sin embargo, no se observan mejoras similares [12].

El presente proyecto de investigación se centró en el ámbito de la resucitación de las PCEH adultas; más concretamente, en la atención del soporte vital avanzado (SVA). Los eslabones de la cadena de supervivencia se describen a continuación.

1. **Activación del sistema de respuesta a emergencias.** Este primer eslabón consiste en seguir lo que indican las siglas PAS: Proteger, Avisar y Socorrer [13]. Proteger, asegurándose de que tanto la víctima como el rescatador están fuera de todo peligro; avisar, activando lo antes posible los servicios de emergencias médicas (SEM) prehospitalarias a través de la llamada al 112; socorrer, pasando a reconocer los signos vitales de la víctima (conciencia, respiración y pulso) [14].
2. **RCP de calidad inmediata.** Posteriormente, se debe dar inicio a la maniobra de RCP, que combina compresiones torácicas (CC) mínimamente interrumpidas con ventilaciones, con el objetivo de mantener artificialmente un flujo sanguíneo oxigenado mínimo, pero crítico [15]. Se recomienda proporcionar una ratio compresiones a ventilaciones de 30:2, es decir, series de 30 compresiones intercaladas con 2 ventilaciones [16].
3. **Desfibrilación temprana.** En caso de que el desfibrilador externo automático (DEA) así lo determine, este mismo dispositivo aplica una descarga eléctrica sobre el torso del paciente. Una pronta desfibrilación, junto con una RCP de calidad, puede más que duplicar la tasa de supervivencia de las PCEH [17].
4. **Servicios de emergencias médicas avanzados.** Una vez el personal de SEM prehospitalario del SVA llega al lugar del suceso, es él quien pasa a hacerse cargo del tratamiento de la víctima, proporcionando cuidados adicionales como la administración de medicamentos o realizando procedimientos avanzados de las vías respiratorias y otros protocolos [18]. Son también estos profesionales los encargados de trasladar al paciente al hospital, si procede.
5. **Cuidados posparo cardíaco.** Ya en el hospital y habiéndose dado en el paciente el retorno de la circulación espontánea (RCE), el personal de SEM especializado proporciona cuidados de soporte respiratorio, manejo de la isquemia miocárdica, manejo hemodinámico, optimización de la recuperación neurológica y valoración del pronóstico neurológico, entre otros [19].
6. **Recuperación.** Este último eslabón, incluido por primera vez en la guía de 2020 [2], otorga especial relevancia a factores como el tratamiento, la vigilancia y la rehabilitación para los pacientes que han superado una PCR, así como a la posterior evaluación de trastornos tales como la ansiedad, la depresión y el estrés postraumático [20].

Pese a que cada uno de estos seis eslabones influye sobremanera en la probabilidad de supervivencia de las PCEH, este trabajo se enfoca principalmente en la RCP avanzada que se practica en el cuarto eslabón, durante el SVA. Hasta ahora, el paradigma en este ámbito se centraba en evaluar si las métricas obtenidas a partir de las CC y ventilaciones —profundidad de CC (D_{CC}), frecuencia de CC (f_{CC}) y frecuencia de ventilación— seguían lo que en las guías de resucitación se había establecido como idóneo, independientemente de la fisiología del paciente. No obstante, lo realmente óptimo consiste en guiar al rescatador en función de la respuesta hemodinámica de la víctima durante la resucitación, pudiendo adaptar así la maniobra de RCP en cada caso específico.

Para ello, se utilizan señales no invasivas como la señal de capnografía, que refleja la medición continua de la presión parcial de dióxido de carbono (CO_2) espirado a lo largo del tiempo. Así, con el fin de conocer la morfología del capnograma y, en última instancia, poder medir la calidad de la maniobra RCP, lo que se persiguió en el presente proyecto fue caracterizar el aporte de las CC (A_{CC}) al valor de CO_2 espiratorio final (ETCO_2), parámetro registrado a partir de la señal de capnografía.

2. CONTEXTO

En este apartado se menciona, en primer lugar, qué señales biomédicas registra el dispositivo empleado en el SVA. En segundo lugar, se define la señal de capnografía, haciendo referencia también a los diferentes métodos existentes para determinar la presencia y concentración de CO₂. Para concluir, se subraya la importancia de la capnografía en los episodios de resucitación, en general, y en la monitorización de la calidad RCP, en concreto, resumiendo cuál es el estado del arte en este ámbito.

2.1. Monitor/desfibrilador en el SVA

Durante un episodio de PCEH existen dos tipos de SEM bien diferenciados: el soporte vital básico (SVB) y el SVA. El primero lo proporcionan rescatadores lego o técnicos médicos de emergencia, encargados de la realización de la maniobra RCP básica y de la desfibrilación temprana. Esta última se administra generalmente por medio de un DEA, cuyo despliegue en el espacio público se considera un objetivo principal para la AHA [21], ya que ello permitiría desfibrilar *in situ*, en el menor tiempo posible después del inicio de la PCR.

El personal responsable del SVA es, en cambio, profesional sanitario cualificado que porta ya un monitor/desfibrilador (Figura 2.1), dispositivo más complejo que el DEA que permite su utilización en modo manual. Gracias a esta funcionalidad, los médicos disponen de la opción de decidir si aplicar o no una descarga eléctrica; la información que proporciona el monitor/desfibrilador, contrastada con los conocimientos médicos de los profesionales de la salud, dará como resultado un diagnóstico muy probablemente más acertado que el del algoritmo de recomendación de desfibrilación del modo automático.



Figura 2.1. Monitor/desfibrilador Philips HeartStart MRx [22]

El monitor/desfibrilador registra, además, un gran número de señales biológicas: la de electrocardiograma (ECG) de parches de desfibrilación, impedancia torácica (IT), profundidad de compresiones (PC) y capnografía. También se obtienen las señales de pulsioximetría y ECG de doce derivaciones cardíacas, pero ambas se registran generalmente cuando el paciente se encuentra en una situación estable y no durante la propia PCR, por lo que no se tuvieron en cuenta en este proyecto. Las señales de interés se explican en mayor detalle a continuación.

2.1.1. Señal de ECG

El ECG refleja la actividad eléctrica del corazón del paciente (Figura 2.2). Cada una de las espigas que lo conforman representa un ciclo cardíaco completo, que no es más que la secuencia de eventos en los que el corazón se contrae y se relaja con cada latido. En un corazón sano, el inicio del ciclo cardíaco se produce con la propagación de un impulso eléctrico en el nodo sinoauricular (SA), un grupo de células ubicado en la aurícula derecha que actúa de marcapasos natural. Este impulso se genera a intervalos regulares de 60 a 100 veces por minuto, lo que, en último término, hace posible la contracción y relajación sincrona del corazón, generando un latido cardíaco efectivo.

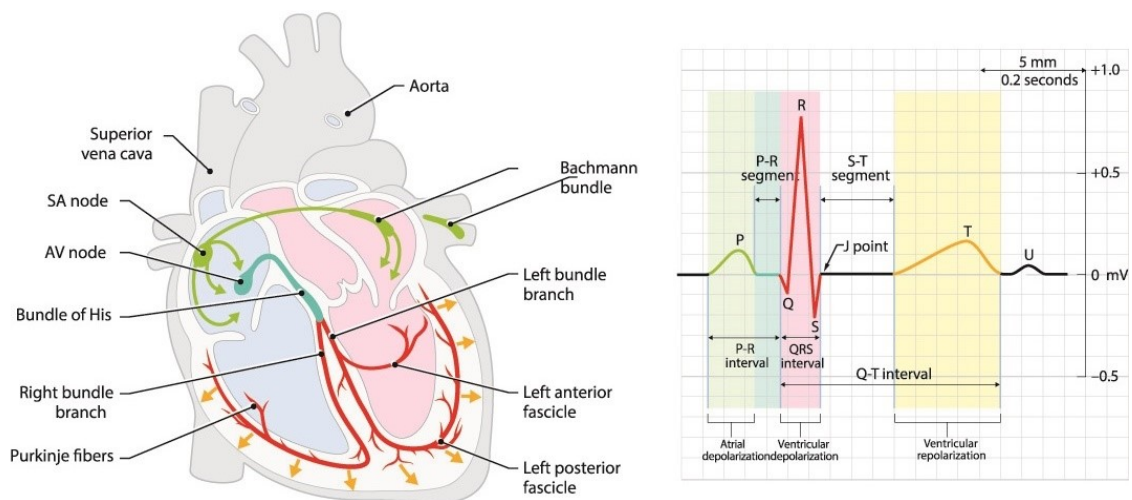


Figura 2.2. Sistema eléctrico del corazón (izquierda) y un segmento ECG de un latido cardíaco con ritmo sinusal (derecha) [23]

Durante una PCEH, la señal de ECG puede describir cinco tipos de ritmos cardíacos (Figura 2.3) que pueden dividirse en dos grandes grupos: desfibrilables y no desfibrilables [24]. Los ritmos desfibrilables son aquellos ante los cuales se debe aplicar una descarga eléctrica, por su incapacidad de generar suficiente flujo sanguíneo y con el fin de conseguir el RCE. Dentro de este grupo se encuentran los ritmos cardíacos de fibrilación ventricular (FV) y taquicardia ventricular (TV). Dentro de los ritmos no desfibrilables, por su parte, se encuentran aquellos ante los cuales el tratamiento adecuado no es la desfibrilación, sino la maniobra RCP, siempre que el ritmo indicado no sea el ritmo generador de pulso (RP). A este grupo pertenecen los ritmos cardíacos de asistolia (AS), actividad eléctrica sin pulso (AESP) y RP.

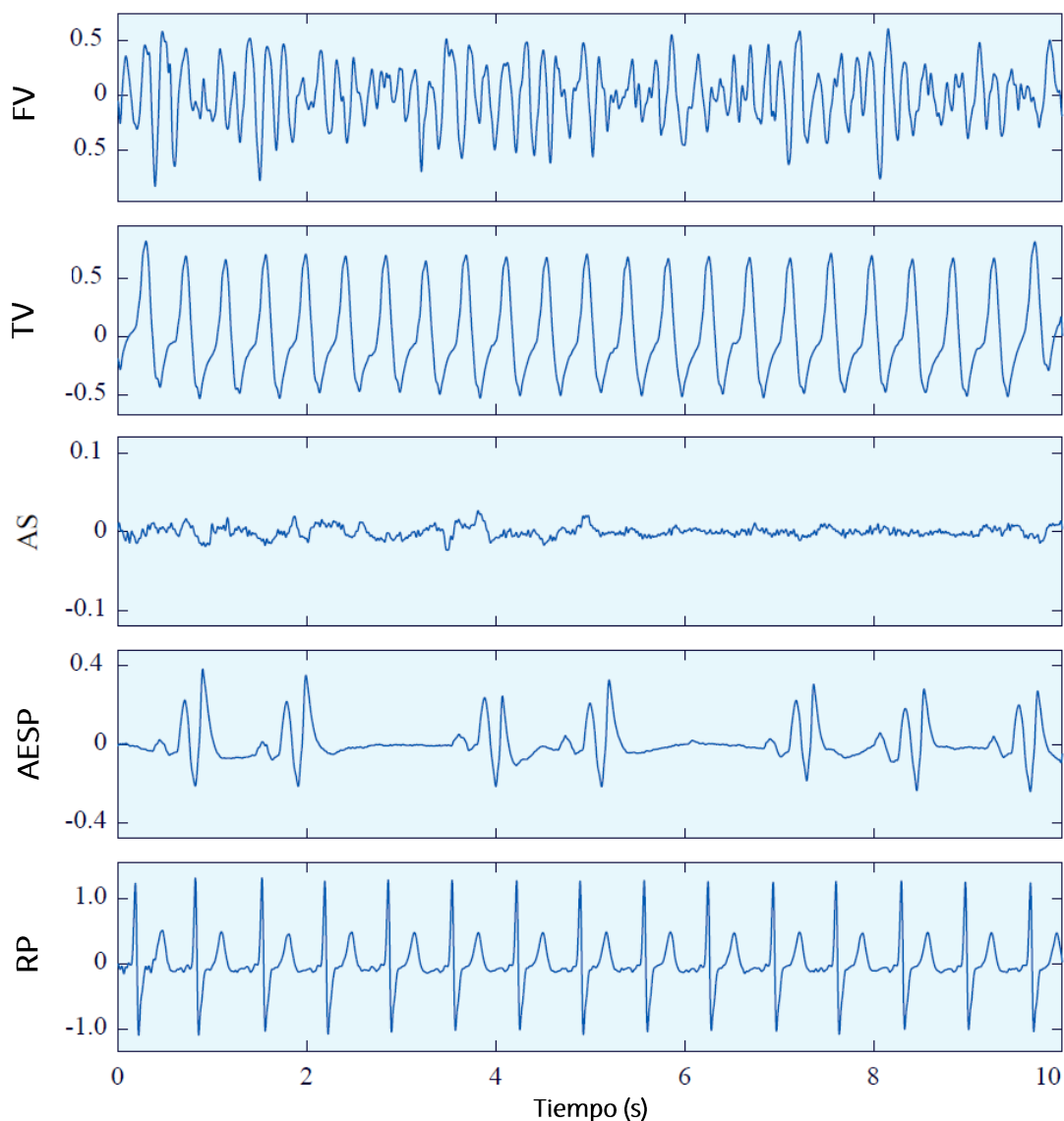


Figura 2.3. Ritmos cardíacos que describe el ECG [25]

2.1.2. Señal de impedancia torácica

La señal de IT representa la resistencia del tórax al flujo de corriente introducido entre los parches de desfibrilación adheridos al torso del paciente, siendo de gran utilidad para detectar su correcto acoplamiento. Además de esta funcionalidad, refleja claramente las CC y ventilaciones, tal y como puede apreciarse en la Figura 2.4.

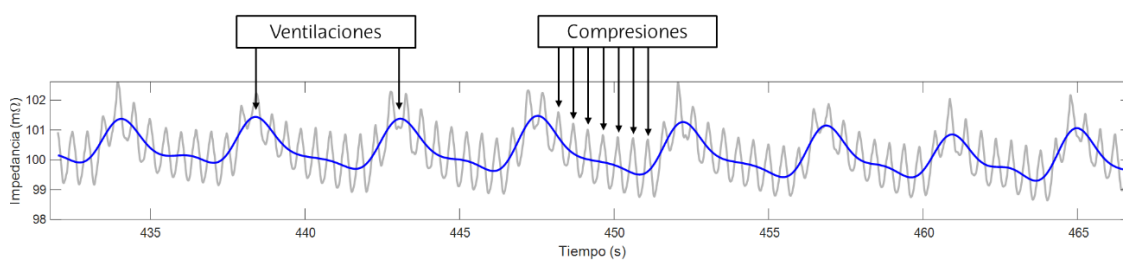


Figura 2.4. Señal de IT

2.1.3. Señal de profundidad de compresiones

Obtenida por medio de acelerómetros y sensores de fuerza, la señal de PC refleja el desplazamiento del pecho del paciente. Aquellos intervalos prolongados en los que no se observan fluctuaciones rápidas y regulares indican la existencia de una pausa, como se muestra en la **Figura 2.5** por medio de dos líneas verticales de color azul claro.

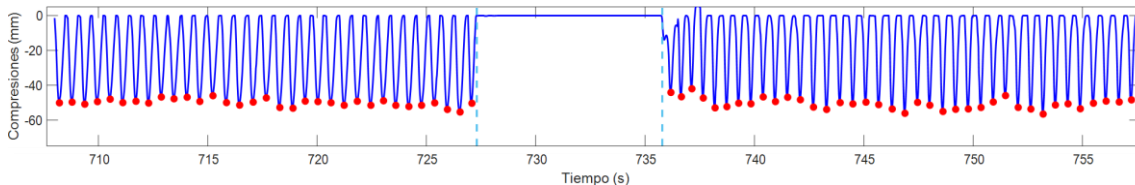


Figura 2.5. Señal de PC

Así, al facilitar información relativa a la profundidad y frecuencia de las CC, la señal PC es de gran utilidad para el rescatador, ya que proporciona realimentación en tiempo real en lo que respecta a la maniobra RCP.

2.2. Señal de capnografía

La principal función del aparato respiratorio consiste en inhalar oxígeno y eliminar CO_2 . El oxígeno inhalado penetra en los pulmones y alcanza los alvéolos y los capilares que los envuelven, dando lugar al intercambio de gases (**Figura 2.6**). Este oxígeno pasa de los alvéolos a la sangre en el interior de los capilares, y el CO_2 de la sangre en el interior de los capilares al aire de los alvéolos. Desde allí es exhalado al exterior.

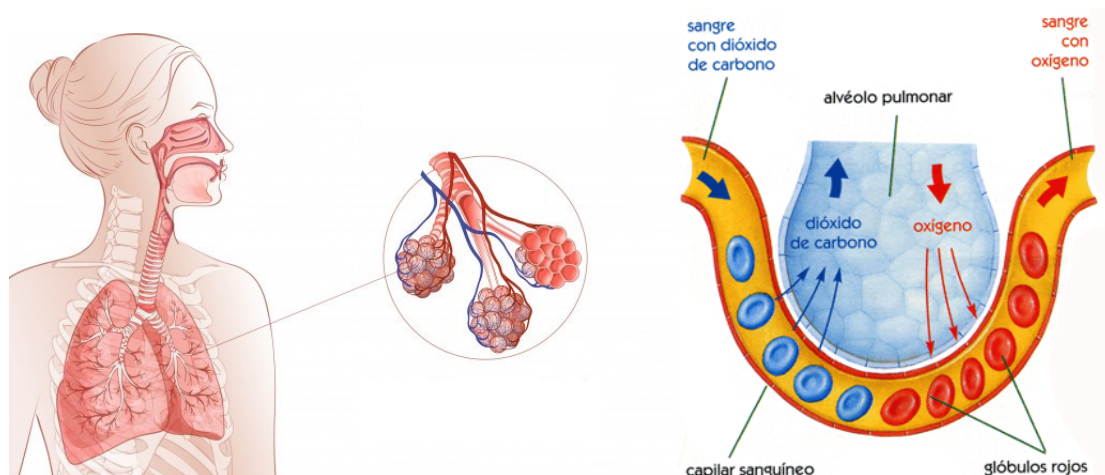


Figura 2.6. El aparato respiratorio: alvéolos, intercambio de gases [26]

La capnografía, señal más relevante en el presente proyecto, representa la concentración de la presión parcial de CO_2 en los gases respiratorios. Destaca por ser una técnica de monitorización del intercambio gaseoso no invasiva que ofrece información sobre los niveles de producción de CO_2 , la perfusión pulmonar y la ventilación alveolar. En la **Figura 2.7** se muestra la evolución y morfología de la concentración de CO_2 en el ciclo respiratorio de un capnograma normal.

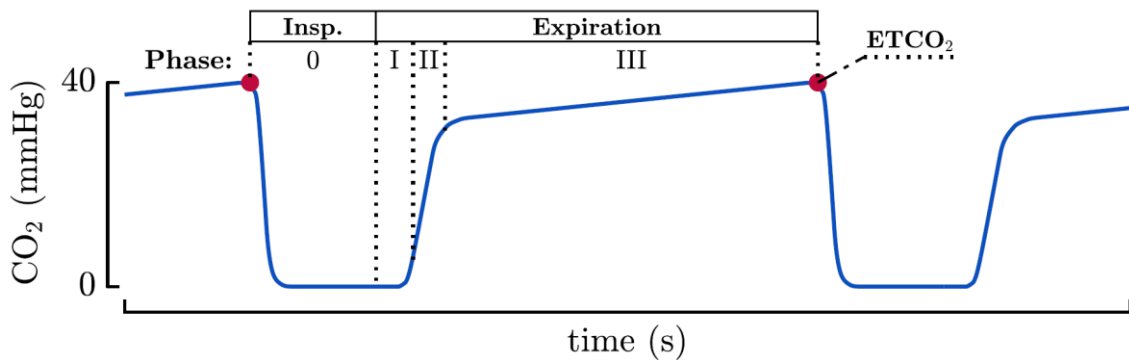


Figura 2.7. Capnograma normal [27]

Se distinguen dos fases principales: inspiración y espiración. En la primera, también denominada fase 0, los pulmones se llenan de gases respiratorios libres de CO_2 hasta que se alcanza el nivel cero. Posteriormente, la espiración, a su vez, se divide en tres fases: en la fase I se exhala el gas libre de CO_2 en el espacio muerto anatómico, es decir, en las vías de conducción en las que permanece el volumen inhalado de aire sin llegar a los alvéolos; en la fase II una mezcla de gases del espacio muerto anatómico y los alvéolos eleva rápidamente el nivel de concentración de CO_2 , y en la fase III los gases ricos en CO_2 provenientes de los alvéolos elevan lentamente la concentración de CO_2 hasta alcanzar un nivel máximo, correspondiente al valor de ETCO_2 [28].

A lo largo de los años, se han utilizado varios métodos para determinar la presencia y concentración de CO_2 (Figura 2.8). El más simple es la capnometría colorimétrica, basada en un papel que cambia de color en presencia de CO_2 . Posteriormente, se han desarrollado capnómetros semicuantitativos que dan una estimación aproximada de la concentración del ETCO_2 por medio de una representación de una serie de colores apilados. Hoy día, el método más preciso para medir los valores de ETCO_2 lo proporciona la capnometría cuantitativa, que da un valor de ETCO_2 para cada respiración. Las mejoras en el campo posibilitaron la representación gráfica y el registro de la concentración de CO_2 a lo largo de la respiración, lo que se conoce como capnografía de forma de onda.



Figura 2.8. De izquierda a derecha: capnómetro semicuantitativo, capnómetro cuantitativo y capnografía de forma de onda [29] [30] [31]

Para medir la capnometría cuantitativa y la capnografía de forma de onda se utilizan dos métodos diferentes de muestreo de gas: *mainstream* y *sidestream* (Figura 2.9), siendo este último de uso más frecuente para las PCEH en la actualidad. Difieren en que, en el primero, el sensor se coloca directamente en el flujo principal de gases exhalados [32], mientras que en el segundo se aspiran pequeñas muestras del flujo principal con un tubo de muestreo capilar en el que se ubica el sensor [32] [33].

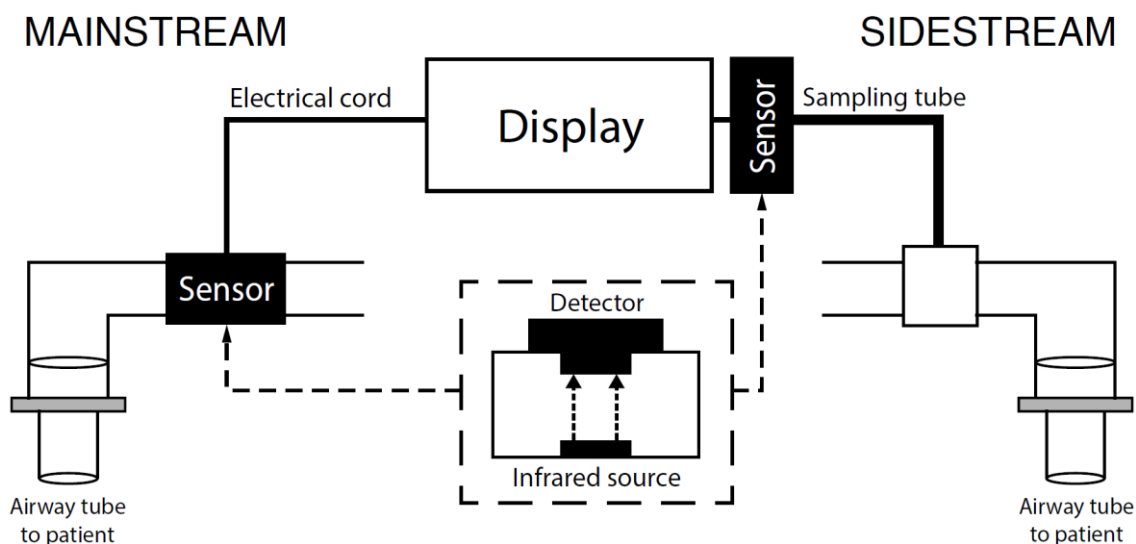


Figura 2.9. Esquemas de capnometría cuantitativa para la adquisición de la señal de capnografía: *mainstream* y *sidestream* [27]

2.3. Capnografía en el tratamiento de PCEH

2.3.1. Capnografía en la resucitación

El uso de capnógrafos durante la reanimación fue propuesto inicialmente por el International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR) en 2010, y desde 2015 se considera un estándar de atención en la RCP avanzada de alta calidad [34] [35] [36]. Entre las funcionalidades de la capnografía de forma de onda durante la RCP destacan las siguientes:

- Confirmar y monitorizar continuamente la colocación del tubo traqueal.
- Monitorizar la frecuencia de ventilación, evitando la hiperventilación, considerada perjudicial para la supervivencia del paciente, ya sea por alta frecuencia o volumen [37] [38].
- Proporcionar una detección temprana del RCE durante la RCP [39] [40].
- Monitorizar la calidad de la RCP [41] [42].
- Servir de potencial indicador del pronóstico del paciente [43] [44] [45].

2.3.2. Capnografía y calidad RCP

Como se destaca en las guías de reanimación actuales, la RCP de alta calidad es esencial para aumentar la tasa de supervivencia de las víctimas de PCR [46]. Actualmente, su administración se basa en un enfoque uniforme para todos los pacientes adultos: D_{CC} que rondan los 50-60 mm y f_{CC} de 100 a 120 compresiones por minuto (cpm) [47] [48]; antes de la intubación, 2 ventilaciones por cada 30 compresiones; después de la intubación, en el SVA, CC y ventilaciones continuas con una frecuencia de ventilación de alrededor de 10 respiraciones por minuto [24] [49].

Sin embargo, los valores recomendados pueden no ser óptimos para todas las personas [50]. Idealmente, la RCP debe guiarse en función de la respuesta del paciente, utilizando, por ejemplo, un indicador hemodinámico no invasivo [51] [52], como puede ser el $ETCO_2$. De esta forma, los rescatadores podrían adaptar su técnica de RCP para optimizar la perfusión.

En esencia, para un análisis clínico confiable de la capnografía, conocer su morfología es esencial. Todas las fases del ciclo respiratorio deben ser identificables durante la RCP y la medición de $ETCO_2$ debe ser factible. No obstante, la interpretación del capnograma durante la RCP supone un desafío para el rescatador, ya que muchos factores influyen en el $ETCO_2$ y pueden distorsionar la forma de onda de la capnografía [35] [53] [54]. Así, para una interpretación adecuada, es primordial conocer el efecto de cada uno de ellos sobre el $ETCO_2$.

Durante la RCP, los valores de $ETCO_2$ dependen del flujo sanguíneo generado por las CC, de la frecuencia de ventilación, de los volúmenes tidales de cada respiración y de la actividad metabólica de los tejidos del paciente [35] [55]. En este proceso de reanimación, las CC y ventilaciones tienen efectos opuestos sobre el $ETCO_2$: las compresiones generan un flujo sanguíneo que libera CO_2 de los tejidos a los pulmones, siendo la cantidad de CO_2 administrada proporcional a la cantidad de flujo sanguíneo generado; por el contrario, las ventilaciones eliminan el CO_2 de los pulmones, provocando una disminución del $ETCO_2$ a medida que aumenta la frecuencia de ventilación [56].

Estudios recientes han tratado de modelar la influencia de la calidad de las CC (D_{CC} y f_{CC}) y la frecuencia de ventilación en el $ETCO_2$ durante la RCP mediante un análisis multivariante.

En el primero [41], se utilizó un modelo de regresión lineal múltiple para predecir la variación de $ETCO_2$ basándose en las variables de D_{CC} , f_{CC} y frecuencia de ventilación. Se observó lo siguiente: por cada 10 mm de aumento en la D_{CC} , el $ETCO_2$ aumentó 1.4 mmHg; por cada aumento de 10 ventilaciones por minuto (vpm) en la frecuencia de ventilación, el $ETCO_2$ disminuyó 3.0 mmHg, y la f_{CC} no fue un predictor de la variación de $ETCO_2$. Más adelante, en otro estudio realizado con objetivos similares [42] se advirtieron las siguientes asociaciones: un incremento de 10 mm en la D_{CC} se correspondió con un incremento del 4.0 % en el $ETCO_2$; un incremento de 10 vpm en la frecuencia de ventilación, con una disminución del 17.4 %, y un incremento de 10 cpm en la f_{CC} , con un incremento del 1.7 %.

En este segundo estudio se concluía además que, si bien ambos análisis habían demostrado asociaciones positivas entre el $ETCO_2$ y diversas variables relacionadas con las CC, estas eran relativamente modestas. Se sugería finalmente que, dado que la relación entre las variables de las CC y los niveles de $ETCO_2$ era mucho menor que la de la frecuencia de ventilación y el $ETCO_2$, esta última actúa como un importante factor de confusión [55], por lo que debería controlarse cuidadosamente para que no dificulte aún más las interpretaciones de la señal de capnografía.

A raíz de estos resultados y observaciones, años más tarde otro estudio planteó la hipótesis de que el efecto de la ventilación en el capnograma podría modelarse por separado analizando las variaciones en la concentración de CO_2 durante las pausas de CC [57]. De esta manera, se asumía que, durante aquellos intervalos libres de pausas y en los que no se hubiera dado el RCE previamente, la disminución en el valor de $ETCO_2$ sólo podía deberse a las ventilaciones.

A modo de ejemplo visual, en la **Figura 2.10** se representan dos ventilaciones consecutivas. ET_1 es el nivel de $ETCO_2$ después de una ventilación determinada, ET_2 el nivel de $ETCO_2$ alcanzado después de la siguiente ventilación cuando las CC se están llevando a cabo y el factor k una constante cuyo rango de valores se encuentra entre 0 y 1.

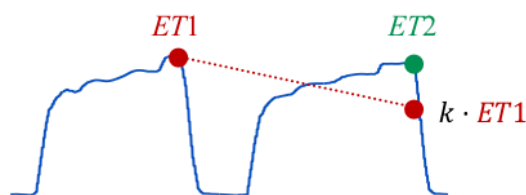


Figura 2.10. Ejemplo de representación de ET_1 , ET_2 y $k \cdot ET_1$

Una de las principales conclusiones extraídas en este artículo fue el hallazgo de que, de media, cada ventilación produce una disminución del 10 % en el valor de $ETCO_2$ (**Figura 2.11**) y que, en ausencia de CC, se cumple la siguiente ecuación:

$$ET_2 = k \cdot ET_1 \quad \text{Ecuación 1}$$

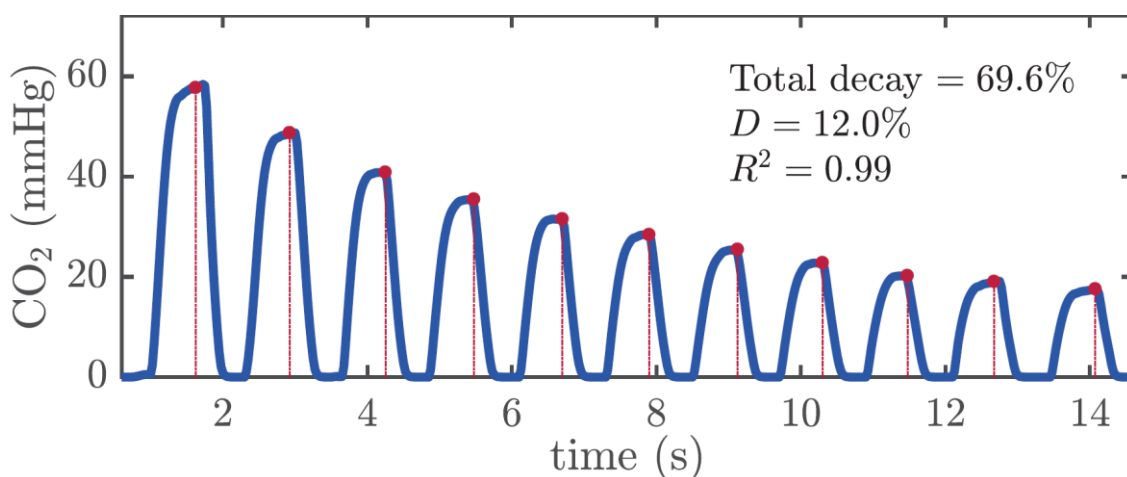


Figura 2.11. Ejemplo de disminución del $ETCO_2$ con las ventilaciones en ausencia de CC [57]

Es a partir de esta conclusión que nace el presente proyecto de investigación, ya que en el artículo al que se hace referencia se propuso la hipótesis de que la contribución de las CC al nivel de $ETCO_2$ entre dos ventilaciones consecutivas podría estimarse como:

$$A_{CC}(\text{mmHg}) = ET_2 - k \cdot ET_1 \quad \text{Ecuación 2}$$

siendo A_{CC} el aporte de las CC por cada ventilación. Esta contribución por unidad de tiempo seguiría la expresión:

$$A_{CC}(\text{mmHg/min}) = \frac{ET_2 - k \cdot ET_1}{t_2 - t_1} \quad \text{Ecuación 3}$$

donde $t_2 - t_1$ es la duración de la ventilación actual.

Así pues, partiendo de esta última definición de A_{CC} , en este estudio se pretende caracterizar el aporte para poder medir la calidad de la RCP y lograr así adaptarla a la respuesta hemodinámica del paciente.

3. ALCANCE Y OBJETIVOS

3.1. Objetivo principal

El principal objetivo de este trabajo era obtener un modelo matemático que permitiera caracterizar el aporte de las CC al valor de $ETCO_2$ durante la RCP. De esta manera, su influencia podría llegar a compensarse, lo que permitiría al rescatador proporcionar una maniobra RCP adaptada a la respuesta hemodinámica del paciente.

3.2. Objetivos parciales

Para cumplir este objetivo principal, fue necesaria la consecución de los siguientes objetivos parciales:

- **Creación de una interfaz gráfica de usuario (GUI)**, mediante App Designer, entorno para crear aplicaciones con GUI en MATLAB. Esta herramienta permitió visualizar y gestionar las diferentes señales de los registros que conforman la base de datos de partida, así como realizar las anotaciones pertinentes: preanotación automática de valor e instante del $ETCO_2$, instante de las ventilaciones y profundidad e instante de las CC y su posterior revisión manual y anotación manual de tramos no válidos y pausas y sus ritmos cardíacos asociados.
- **Creación de la base de datos de trabajo**. Las anotaciones realizadas sobre la base de datos de partida proporcionaron la información necesaria para, por un lado, discernir entre registros válidos y no válidos y, por otro, calcular las métricas de interés de este proyecto.
- **Obtención de métricas de interés y análisis estadístico**. El cálculo y establecimiento previo de anotaciones permitió obtener fácilmente los parámetros de A_{CC} , D_{CC} , f_{CC} y otros de potencial interés futuro. De los más relevantes se analizó la correlación que guardaban con A_{CC} .

4. BENEFICIOS

La realización de este proyecto aporta varios beneficios en diferentes ámbitos, tales como el científico, el social, el técnico y el económico.

4.1. Beneficios científicos

A día de hoy, aún queda mucho por investigar acerca de cómo y en qué medida influyen en el $ETCO_2$ los diversos factores que lo afectan. En este contexto, los resultados obtenidos en el presente proyecto, que se difundirán por medio de congresos y artículos de divulgación científica, podrían suscitar el interés de la comunidad científica por tratar de ahondar más en este ámbito, partiendo de las conclusiones obtenidas en este y los estudios previamente mencionados [41] [42] [57], siempre teniendo en mente el horizonte de conseguir que la maniobra RCP se adapte a la respuesta hemodinámica de la víctima de PCEH.

4.2. Beneficios sociales

Tal y como se ha explicado en la Introducción, este proyecto se justifica en base a la necesidad de fortalecer la cadena de supervivencia. Así, al arrojar los resultados obtenidos en este proyecto luz sobre el efecto que los diferentes parámetros de calidad de CC tienen en el $ETCO_2$ de la señal de capnografía, se contribuye a un mayor entendimiento de su morfología, pudiendo guiar la maniobra RCP de forma más precisa y logrando así un aumento en la tasa de supervivencia de víctimas de una PCEH.

4.3. Beneficios técnicos

Para llevar a cabo este proyecto, se desarrollaron diversas funciones orientadas tanto al tratamiento de señales como al manejo de bases de datos. La más importante de ellas es, sin lugar a dudas, la herramienta de anotaciones de registros.

Además del uso que se le ha dado en el presente trabajo de investigación, esta potente GUI podría implementar de manera sencilla gran cantidad de funcionalidades requeridas en un futuro, como mínimo, por el equipo de GSC y, en el mejor de los casos, bien por personal especializado en ámbitos como la ingeniería o la medicina, bien por usuarios promedio de MATLAB.

4.4. Beneficios económicos

A pesar de que este proyecto no naciera con el objetivo de obtener ganancia monetaria alguna, los resultados que en él se obtuvieron podrían proporcionarla indirectamente.

El grupo de investigación al amparo del cual se desarrolla este trabajo, el Grupo de Señal y Comunicaciones (GSC), colabora con Osatu S.Coop - Bexen Cardio, empresa especializada en desfibriladores que forma parte del Grupo Mondragón, junto con otras 97 cooperativas. A día de hoy, los resultados de la investigación de GSC han dado lugar a la publicación y concesión de tres patentes, todas ellas en explotación por Osatu S.Coop - Bexen Cardio [58].

Así, aunque de la publicación de este trabajo no se desarrolle necesariamente una patente, las conclusiones en él extraídas pueden derivar en la implementación de mejoras en los productos explotados por Osatu S.Coop - Bexen Cardio, que indudablemente se vería beneficiada como empresa.

5. METODOLOGÍA

Las fases que se siguieron en este proyecto aparecen esquematizadas en la **Figura 5.1**. Se profundiza en cada una de ellas a continuación.

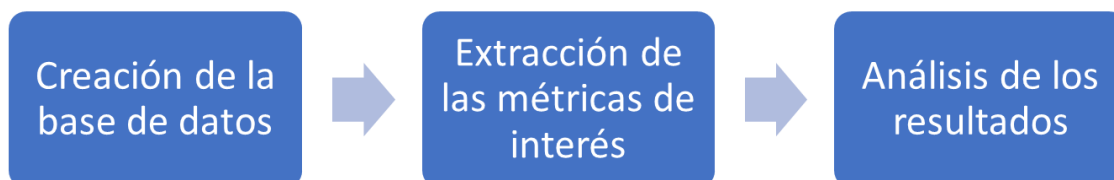


Figura 5.1. Fases del proyecto

5.1. Creación de la base de datos

5.1.1. Base de datos de partida

La base de datos de partida estaba formada por 88 registros, cada uno de ellos asociado a un episodio de PCEH de un paciente en concreto. La información fue recopilada por Tualatin Valley Fire & Rescue (Portland, Oregon, EE. UU) en el período comprendido entre los años 2016 y 2017, utilizando para ello un monitor/desfibrilador Philips HeartStart MRxM3536A.

Durante el episodio de resucitación, este monitor/desfibrilador registró para cada paciente varias de las señales biológicas mencionadas en el apartado de Contexto (**Figura 5.2**). Estas se almacenaron posteriormente en un archivo de extensión .mat — aquellos que están en el formato contenedor de datos binarios que utiliza MATLAB—, junto con datos técnicos del dispositivo utilizado, información personal del propio paciente, el instante en que se ha dado el RCE si ha sido el caso, etc.

```
s_pads: [1x528864 double]    s_leadIII: [1x419624 double]
fs_pads: 250                fs_leadIII: 250
s_comp: [1x105888 double]   s_leadV1: [1x468473 double]
fs_comp: 50                fs_leadV1: 250
s_chestForce: [1x211778 double] fs_leadV2: [1x420306 double]
fs_chestForce: 100        fs_leadV2: 250
s_chestAccel: [1x211778 double] s_leadV3: [1x421919 double]
fs_chestAccel: 100       fs_leadV3: 250
s_vent: [1x42322 double]   s_leadV4: [1x422039 double]
fs_vent: 20              fs_leadV4: 250
s_pci: [1x447628 double]   s_leadV5: [1x422424 double]
fs_pci: 200             fs_leadV5: 250
s_cO2: [1x263132 double]  s_leadV6: [1x468473 double]
fs_cO2: 125            fs_leadV6: 250
s_leadI: [1x419159 double] s_leadaVR: [1x419809 double]
fs_leadI: 250          fs_leadaVR: 250
s_leadII: [1x419495 double] s_leadaVL: [1x419945 double]
fs_leadII: 250        fs_leadaVL: 250
                    s_leadaVF: [1x420034 double]
                    fs_leadaVF: 250
```

Figura 5.2. Señales almacenadas en los registros de cada paciente de la base de datos de partida

5.1.2. Base de datos de trabajo

A partir de la información almacenada en la base de datos de inicio, se obtuvo y establecieron las anotaciones de interés que posteriormente sirvieron para calcular el valor de A_{CC} y demás métricas de interés:

- valor e instante del $ETCO_2$;
- instante de las ventilaciones;
- profundidad e instante de las CC;
- pausas y sus ritmos cardíacos asociados;
- tramos no válidos.

Para ello, por medio de App Designer, se desarrolló una herramienta acorde a los requerimientos del proyecto. Su modo de utilización queda detallado en la Guía de usuario de Anexos.

a. Especificaciones para las preanotaciones automáticas

Los parámetros de interés no se obtuvieron para la totalidad del registro, sino únicamente para un intervalo del mismo que se puede considerar válido. En este proyecto, se determinó que el registro había dado comienzo en el instante en que las cuatro señales de interés —ECG, IT, PC y capnografía— estuvieran presentes, además de darse la condición de que existieran ventilaciones efectivas en la señal de capnografía (Figura 5.3).

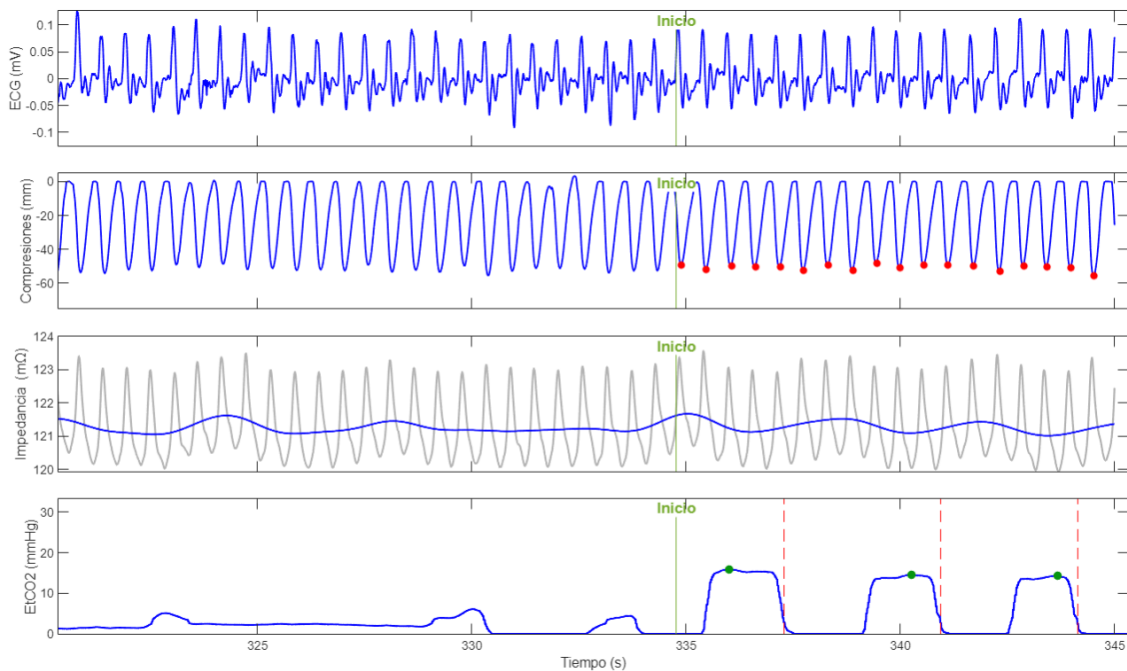


Figura 5.3. Ejemplo de anotación de instante de inicio de análisis

El instante de fin de análisis, por su parte, se consideró que se había dado cuando la señal de capnografía hubiera desaparecido o presentado valores saturados o poco coherentes y no hubiera vuelto a valores normales en el tiempo que restaba de registro (Figura 5.4).

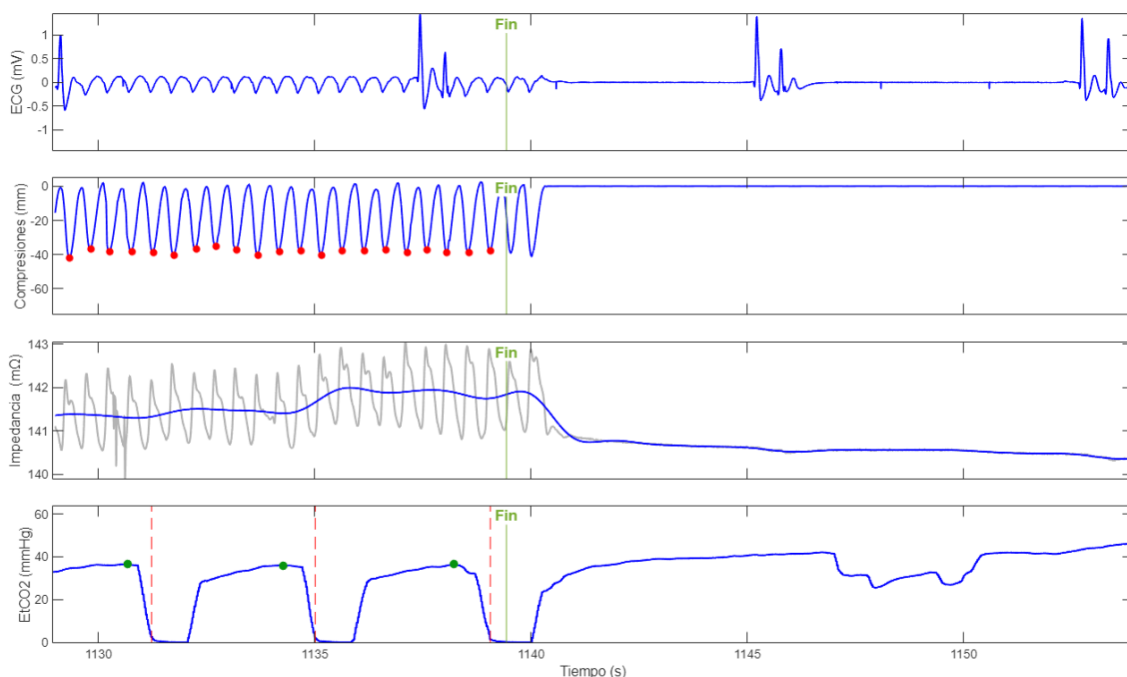


Figura 5.4. Ejemplo de anotación de instante de fin de análisis

El siguiente paso fue establecer el tiempo de sincronización ETCO₂, la corrección temporal que debía darse en la señal de capnografía para que el retardo con el que se registra quedara compensado. Para ello, se estableció como punto de referencia aquel en que un máximo de la señal de IT coincidiera con el inicio de una espiración de la señal de capnografía (Figura 5.5).

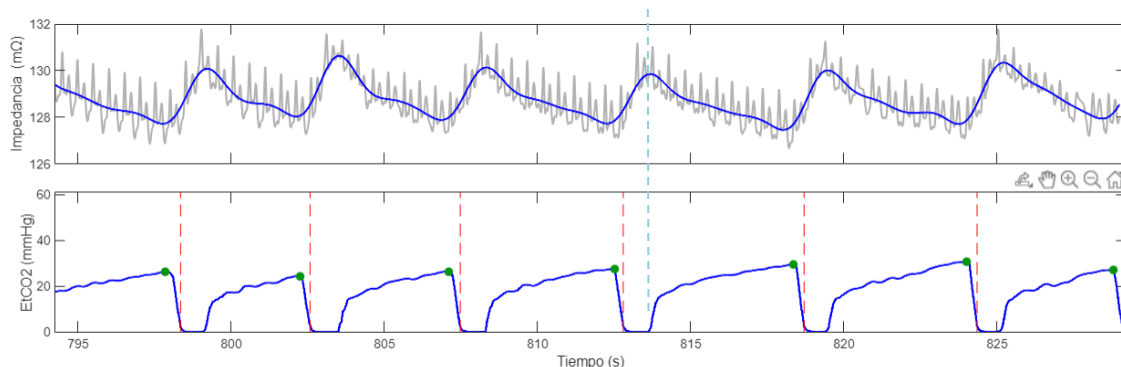


Figura 5.5. Ejemplo de establecimiento del tiempo de sincronización ETCO₂. La línea vertical azulada discontinua muestra la coincidencia de un máximo de la señal IT con el inicio de una espiración en la señal de capnografía

b. Preanotación automática y revisión manual

Ya delimitado el tramo de análisis y establecida la sincronización de la señal de ETCO_2 , la herramienta calculó automáticamente los parámetros de valor e instante del ETCO_2 , instante de las ventilaciones, profundidad e instante de las CC y pausas.

Una vez concluido el proceso de preanotación automática, fue preciso revisar manualmente estas anotaciones y pasar a añadir otras.

Falsas ventilaciones

En ocasiones, por el modo en que la herramienta determina cuándo empieza y acaba una ventilación, puede darse el caso en que se indique que hay dos ventilaciones donde realmente habría solamente una (Figura 5.6).

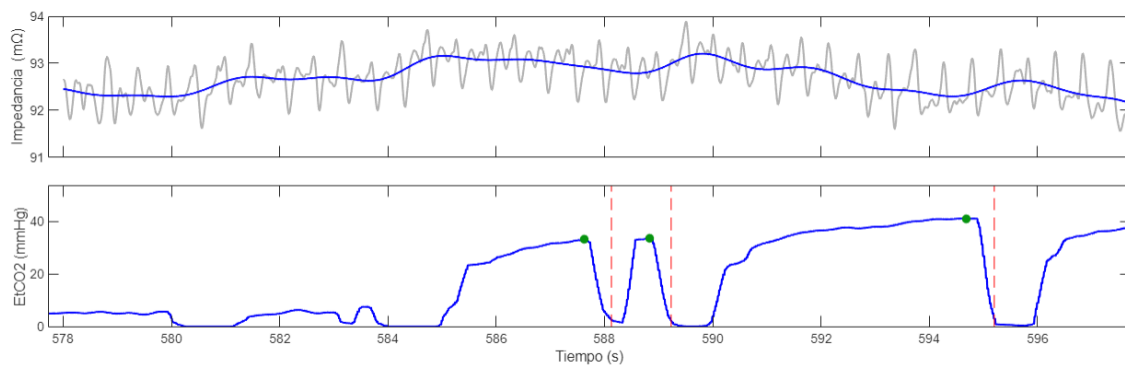


Figura 5.6. Revisión manual: ejemplo de falsas ventilaciones

Pese a no existir una pauta que establezca de manera inequívoca la división entre dos ventilaciones, sabiendo que, teóricamente, cada ventilación en la señal de capnografía debe estar correlacionada con una fluctuación relevante en la señal de IT, se pudo identificar con meridiana claridad cuándo existía una o dos ventilaciones.

Compresiones no efectivas

No toda fluctuación en la señal de PC tiene por qué representar una CC efectiva. Puede suceder que, durante la RCP, algún movimiento brusco sobre el pecho del paciente por parte del rescatador provoque una pequeña fluctuación en la señal de PC y que la herramienta la identifique como compresión efectiva sin serlo realmente.

Sabiendo que cada compresión efectiva debe traer consigo una fluctuación óhmica en la señal de IT, se puede discernir entre las efectivas y no efectivas (Figura 5.7).

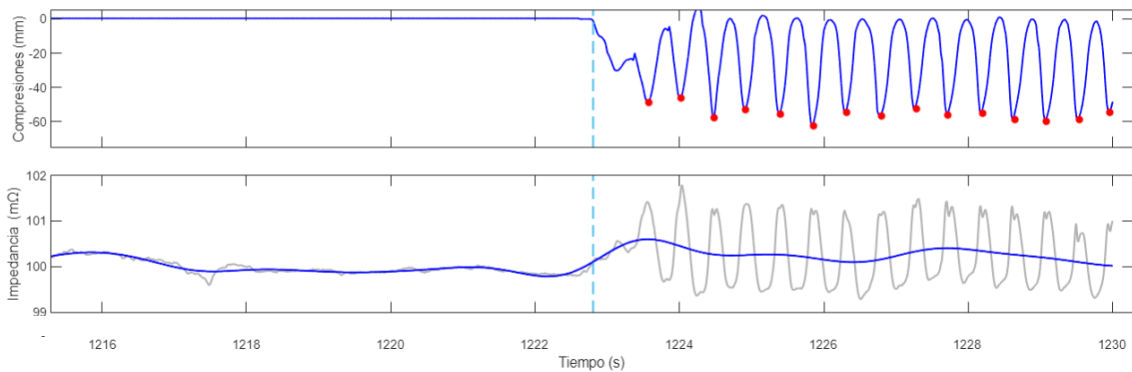


Figura 5.7. Revisión manual: ejemplo de compresiones no efectivas

Tramos no válidos

A lo largo del registro, existían tramos que debían ser descartados, eliminándose todas las anotaciones que quedaran dentro de ellos. Las opciones por las que se consideró que un segmento no se debía tener en cuenta fueron las siguientes:

- **Señal de compresiones mala.** Cuando la señal de PC desapareciera o reflejara valores poco coherentes (Figura 5.8).

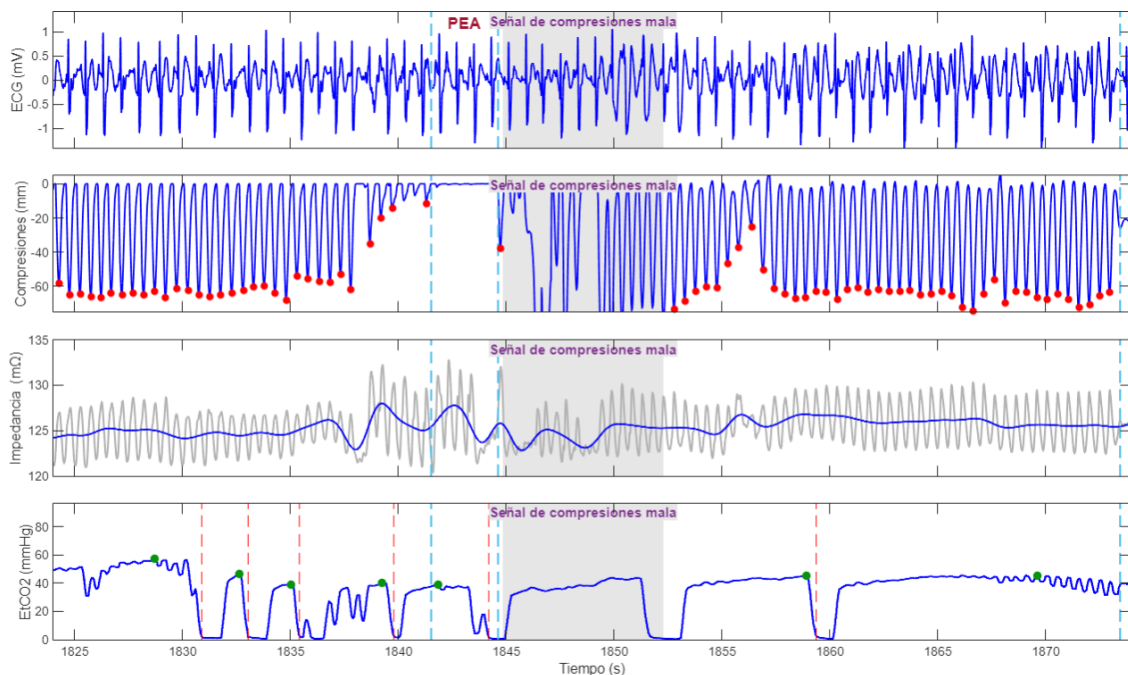


Figura 5.8. Revisión manual: tramo no válido, ejemplo de señal de compresiones mala

- **Señal de capnografía mala.** Cuando la señal de capnografía presentara excesivas fluctuaciones o desapareciera en algunos intervalos, imposibilitando la identificación de la ventilación (Figura 5.9).

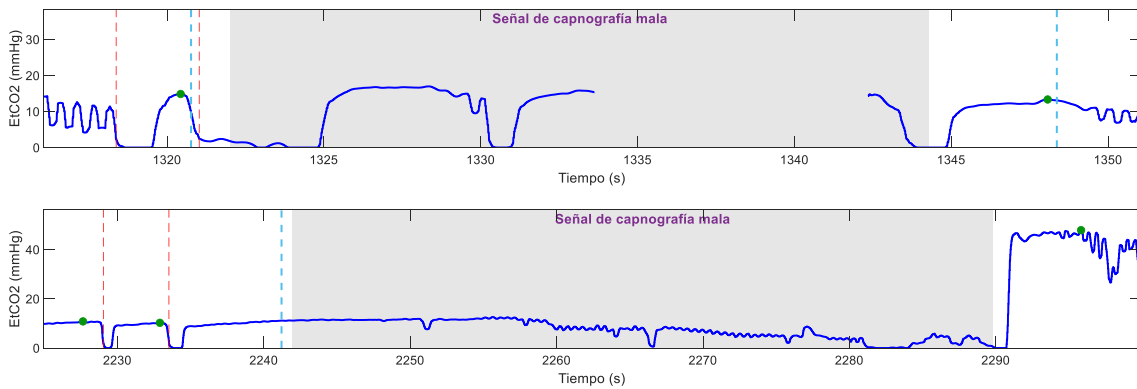


Figura 5.9. Revisión manual: tramo no válido, señales de capnografía malas

- **Señal de impedancia mala.** Cuando los valores de la señal de IT llegaran hasta los 6000-8000 mΩ —habitualmente oscilan entre los 100 y 200 mΩ—, lo que indicaría que los parches de desfibrilación a través de los cuales se registra esta señal no hacen buen contacto con la piel del paciente (Figura 5.10).

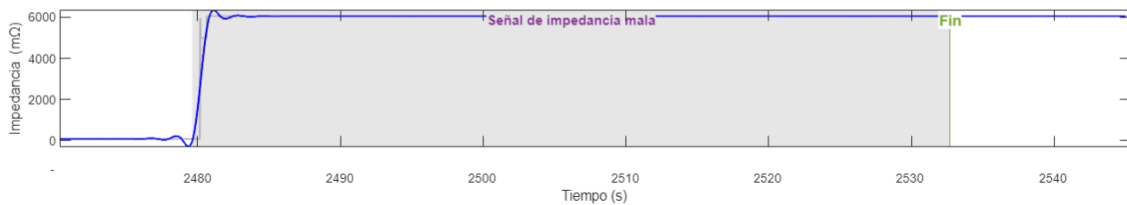


Figura 5.10. Revisión manual: tramo no válido, señal de impedancia mala

- **Desconexión.** Cuando la señal de capnografía desapareciera durante un tiempo relativamente prolongado (Figura 5.11).

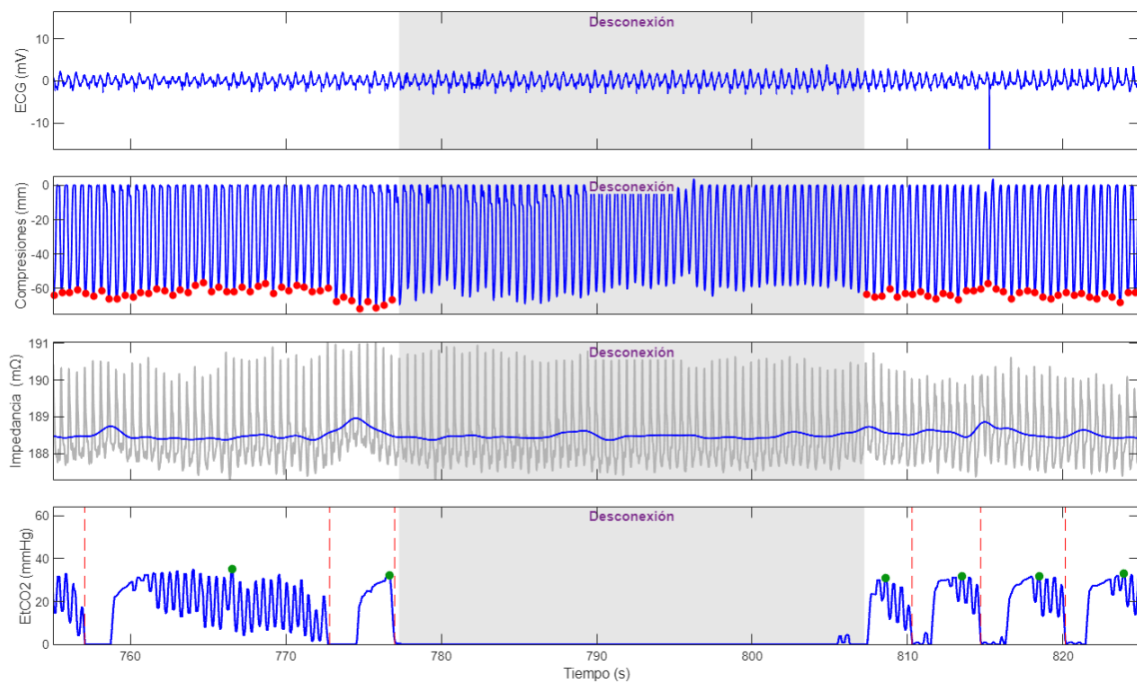


Figura 5.11. Revisión manual: tramo no válido, desconexión

Ritmos cardíacos en las pausas

En la herramienta desarrollada, a la hora de asociar un tipo de ritmo cardíaco a cada pausa anotada, se consideraron las siguientes opciones: FV/TV, AS, AESP, RP e Indefinido. Esta última se propuso para aquellos casos en que, bien no se pudiera determinar ritmo, bien el ECG hubiera desaparecido.

Por un lado, cuando en el ECG se observaba un ritmo organizado, el ritmo cardíaco podía ser un RP o una AESP. Se determinó que se trataba de un ritmo RP cuando:

- Los complejos QRS fueran regulares y estrechos [59].
- En la señal IT se reflejaran pequeñas fluctuaciones ($<100 \text{ m}\Omega$) correlacionadas con los complejos QRS.
- En la señal IT se apreciaran las fluctuaciones debidas a la actividad mecánica del corazón.
- En la señal de capnografía el valor de ETCO_2 aumentara gradualmente, lo que indicaría que el intercambio de gases se está llevando a cabo correctamente.

Por otro lado, el ECG podría haber descrito un ritmo cardíaco AS o FV/TV. La diferencia entre ambos es que la asistolia, que se define como la ausencia de actividad eléctrica y mecánica del corazón, se representa generalmente en el electrocardiograma como una línea prácticamente plana, de amplitud casi nula; por su parte, los ritmos FV/TV reflejan fluctuaciones caóticas de muy pequeño valor que se repiten regularmente.

c. Análisis de la base de datos de trabajo

Así, tras este proceso de anotación de registros, de los 88 iniciales, la base de datos de trabajo quedó finalmente conformada por 82. Los 6 registros faltantes se descartaron por las siguientes razones:

- No existía señal de ECG en los tramos de pausas a lo largo de todo el registro.
- No se pudo encontrar tramos con CC y ventilaciones simultáneas, al estar presente la señal de capnografía solamente una vez se alcanzó el RCE.
- La señal de capnografía presentaba valores incoherentes durante todo el registro.
- No se pudieron establecer con claridad los instantes de RCE.

De estos 82 pacientes, 26 eran mujeres y 56 eran hombres. En la **Figura 5.12**, por medio de un diagrama de caja, se representan los percentiles 25, 50 (mediana) y 75 de las edades de cada grupo.

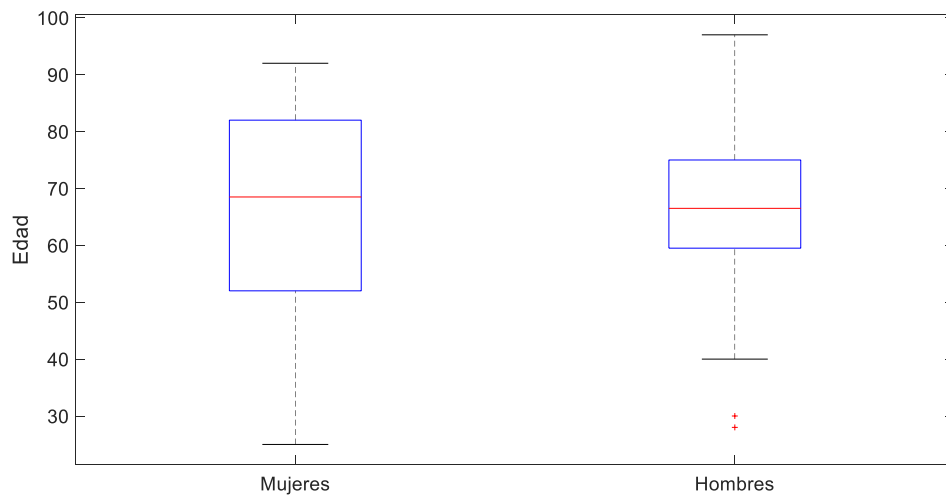


Figura 5.12. Edades de mujeres y hombres cuyos registros conforman la base de datos de trabajo

La mediana (P25, P75) de la duración de los registros de la base de datos de partida empleada en este proyecto fue igual a 2135.7 segundos (1507.3, 2604.8); en minutos, 35.594 (25.121, 43.413).

5.2. Obtención de métricas de interés

La herramienta desarrollada permitió obtener y establecer, como se ha explicado previamente, el valor e instante del ETCO_2 y las ventilaciones, la profundidad e instante de las CC, los tramos no válidos y las pausas y sus ritmos cardíacos asociados. Esta información fue la que posibilitó, en última instancia, la obtención de las métricas de interés, siguiendo la Ecuación 3 para el cálculo del A_{CC} (Figura 5.13).

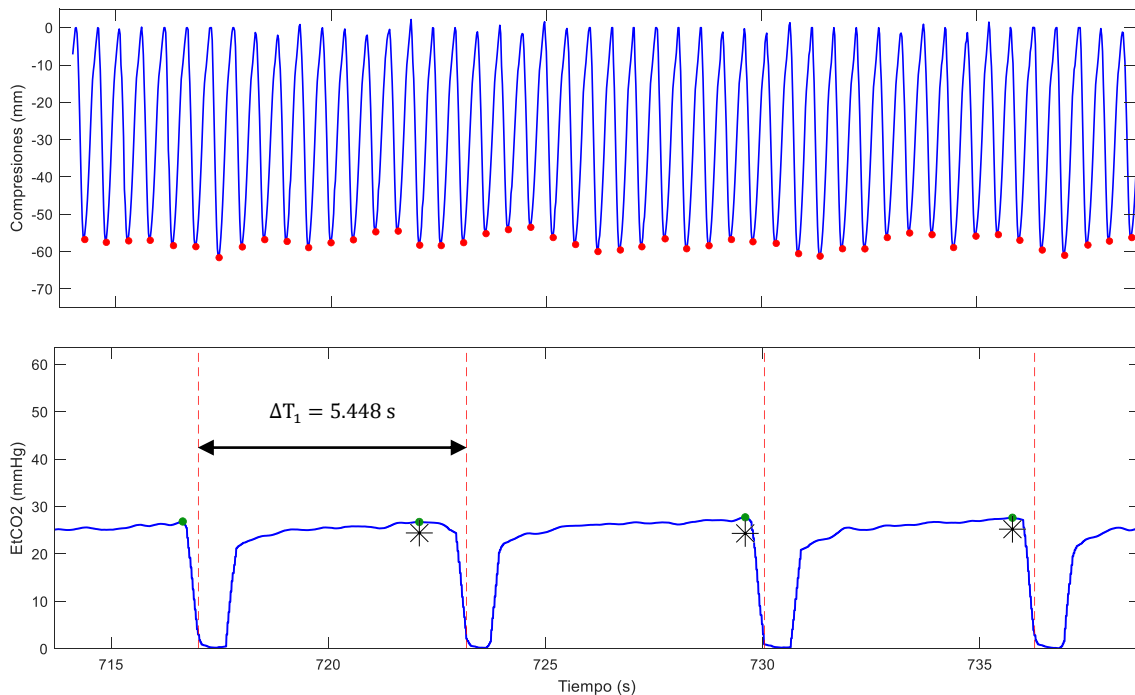


Figura 5.13. Puntos clave para el cálculo de A_{CC} y otras métricas de interés. Los puntos de color verde representan el valor de $EtCO_2$ de cada ventilación, y los asteriscos de color negro el valor que tendría el $EtCO_2$ de la misma ventilación en ausencia de CC

Este parámetro, sin embargo, no se calculó para todas las ventilaciones. Las excepciones fueron la siguientes:

- **Ventilaciones que quedaban dentro de pausas.** En las pausas, como es obvio, no se realizan CC, de manera que no se puede medir el aporte que tienen de una ventilación a otra. Si existieran ventilaciones dentro de tramos no válidos, también habría que ignorarlas y no pasar a calcular los parámetros de interés, pero ya se ha mencionado que la herramienta, una vez se determinan los instantes de inicio y fin de intervalo válido, elimina automáticamente todas las anotaciones que quedan dentro de él.
- **Primeras ventilaciones.** Para las primeras ventilaciones de los registros o aquellas inmediatamente posteriores a la finalización de una pausa o tramo no válido tampoco se calcularon los parámetros de interés. En el primer caso, al no existir una ventilación previa a la inicial, fue inviable cuantificar el aporte que las CC proporcionan de una a otra. En el segundo caso sí existía una ventilación previa a la actual, pero esta se encontraba dentro de un tramo considerado no válido, de manera que, aunque teóricamente se pudieran obtener los parámetros de interés, de cara a la interpretación de los resultados no hubiese sido de ninguna utilidad.
- **Tramos válidos, pero no de interés.** Aunque se cumpliera que una ventilación no perteneciera a un tramo de pausa, en ocasiones se dio el caso de que la profundidad y la frecuencia de las CC aplicadas en el intervalo de interés tenían valores muy bajos, lo que nuevamente significaría que el efecto que estas pudieran tener en la variación del A_{CC} sería despreciable.

5.2.1. Otras métricas de interés

Además del A_{CC} , se obtuvieron para cada ventilación los siguientes parámetros:

- **Extracción de la ventilación (EV) y residuo (mmHg).** Ambos están relacionados con la maniobra de la ventilación y no con la de las CC, por lo que, a pesar de haberse calculado inicialmente, no se analizaron. El residuo es el valor de la ventilación que queda tras haberse producido la EV, en ausencia de CC. Se calculan, respectivamente, de esta manera:

$$\text{Residuo} = k \cdot ET_1 \quad \text{Ecuación 4}$$

$$EV = ET_1 - k \cdot ET_1 = ET_1 \cdot (1 - k) \quad \text{Ecuación 5}$$

- **Frecuencia de ventilaciones (vpm),** calculada como el número de ventilaciones dividido por el tiempo de la ventana de interés.
- **Parámetros de CC.** Por cada ventilación analizada, se obtuvieron los valores de D_{CC} y f_{CC} , calculado este último como el número de CC existente en el tiempo efectivo de la ventilación en cuestión. Sin embargo, se dieron casos en los que, dentro del intervalo de análisis de la ventana, existían compresiones no válidas, cuyo efecto, de no corregirse, daría lugar a confusiones a la hora de interpretar los resultados. En la **Figura 5.14**, por ejemplo, el tiempo efectivo de la segunda ventilación se calculó como $T_1 + T_2$ (6.53 s), en lugar de T (8.15 s).

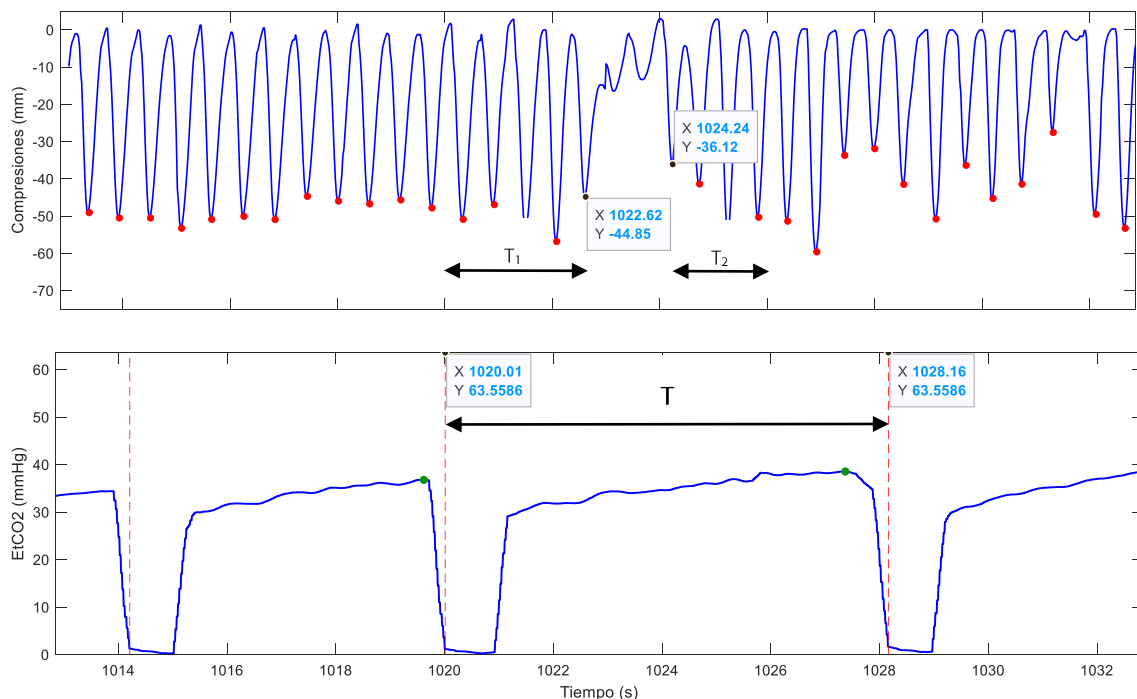


Figura 5.14. Ejemplo de corrección de cálculo de la f_{CC} para CC no válidas

5.2.2. Alternativas de cálculo

Partiendo de las premisas anteriores, el abordaje de la obtención de métricas de interés se realizó desde dos perspectivas diferentes: una, mediante valores instantáneos del A_{CC} por ventilación; otra, mediante valores promediados en ventanas deslizantes de un minuto de duración, aproximadamente.

Los resultados obtenidos en el primer caso estaban muy influenciados por la variabilidad instantánea de la frecuencia de la ventilación, razón por la cual fueron desechados (Figura 5.15). El abordaje por ventanas de un minuto, por su parte, permitió suavizar este efecto, además de facilitar la visualización de tendencias, más que la de valores específicos e inmediatamente consecutivos en el tiempo que, si no se analizan desde un marco más amplio y general, carecen del potencial explicativo que cabría esperar de ellos.

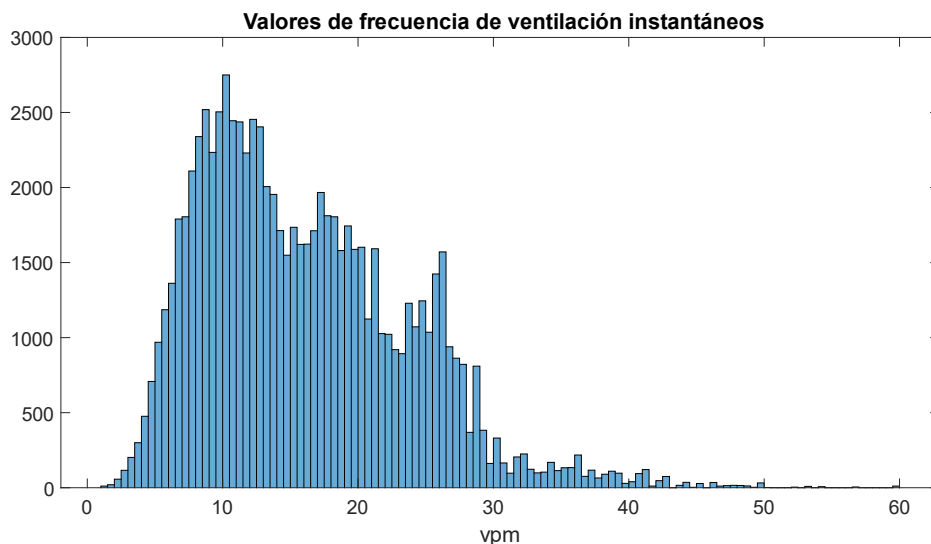


Figura 5.15. Valores de frecuencia de ventilación instantáneos para los 82 registros de la base de datos de trabajo

5.3. Análisis de los resultados

5.3.1. Evolución temporal

La herramienta de análisis de los resultados desarrollada una vez obtenidas las métricas de interés permitió, por un lado, visualizar la evolución temporal del parámetro A_{CC} a lo largo de la maniobra de resucitación, junto con otros indicadores de calidad RCP (Figura 5.16). Esto sirvió de apoyo para analizar su variación intrapaciente.

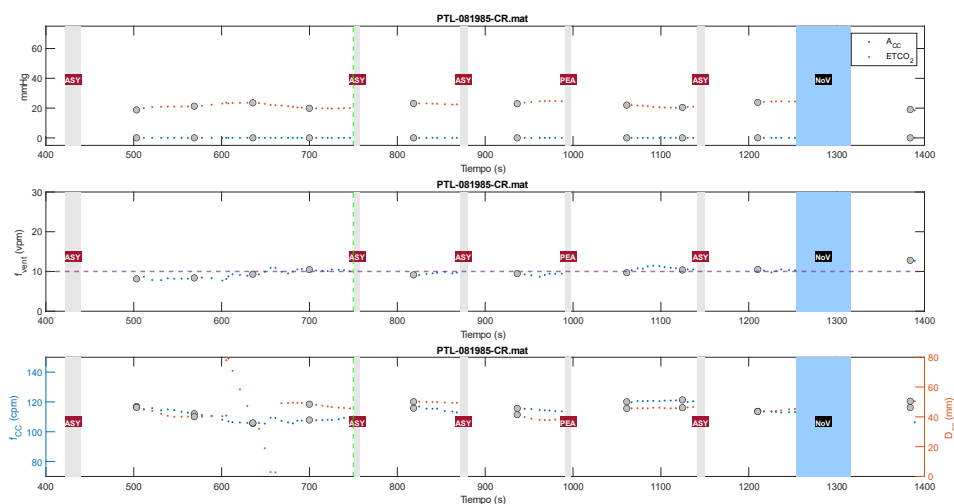


Figura 5.16. Evolución temporal de A_{cc} , $ETCO_2$, frecuencia de ventilación (f_{vent}), f_{cc} y D_{cc} para el paciente PTL-081985-CR.mat

Los tramos grisáceos indican la existencia de una pausa, especificando su ritmo cardíaco asociado en un recuadro rojo; en azul figuran los tramos no válidos, y en verde el instante de RCE. Los puntos grises hacen referencia a aquellas ventanas únicas, esto es, aquellas en las que no se repite ningún valor de $ETCO_2$ con respecto a la primera ventana —bien del registro, bien después de un tramo no válido o pausa— o ventana única anterior.

5.3.2. Distribución del A_{cc} por paciente

La Figura 5.17, por su parte, refleja la distribución de valores de A_{cc} para cada uno de los registros que conforma la base de datos de trabajo.

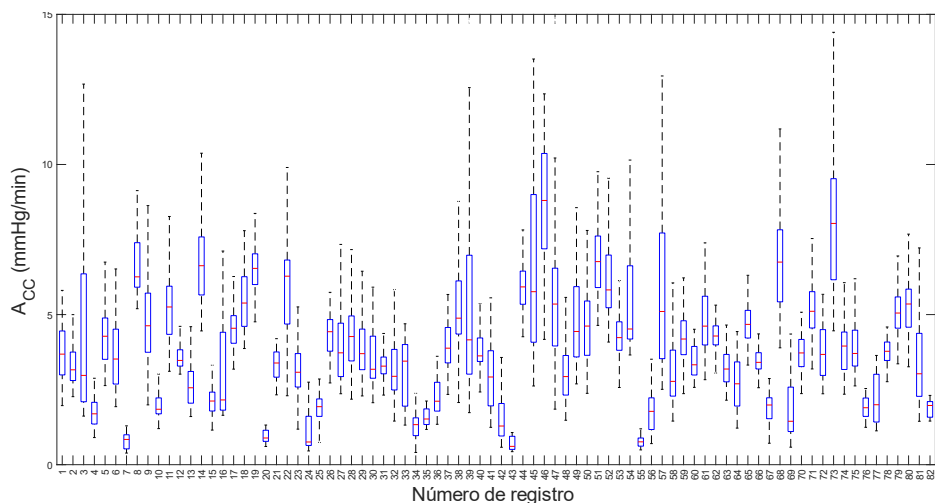


Figura 5.17. Distribución del A_{cc} por paciente para los 82 registros de la base de datos de trabajo

5.3.3. Relación del A_{CC} con parámetros de calidad RCP

a. Diagrama de dispersión

Posteriormente, se trató de observar si existía algún tipo de correlación entre los parámetros de calidad de CC de la RCP y el A_{CC} , para lo cual se hizo uso de diagramas de dispersión (Figura 5.18).

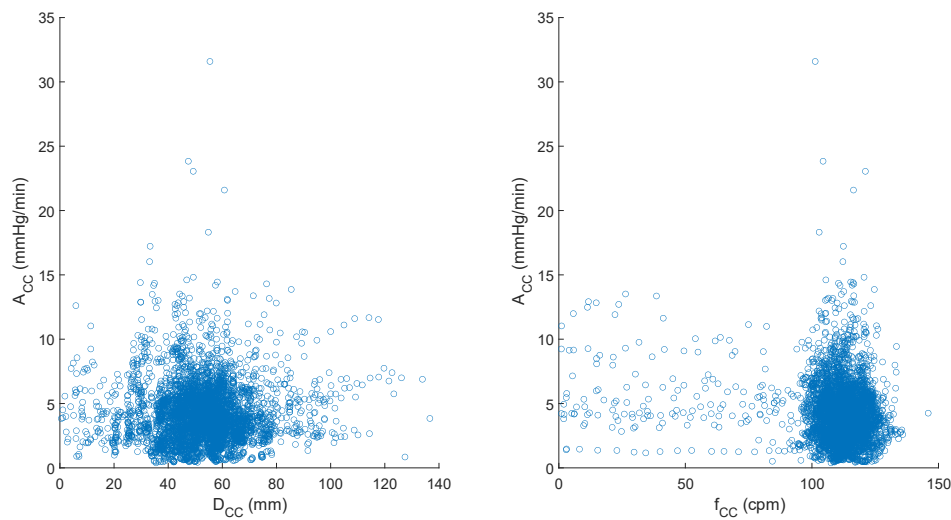


Figura 5.18. Diagramas de dispersión de A_{CC} y D_{CC} y A_{CC} y f_{CC}

Se puede apreciar que, en ambos casos, la nube de puntos es muy dispersa, no pudiéndose hallar ninguna relación lineal clara entre el A_{CC} y la D_{CC} y f_{CC} .

b. Valores estratificados

No habiendo descubierto correlación alguna entre el A_{CC} y los parámetros de calidad de CC de la RCP, se pasó a tratar de averiguar si ciertos valores estratificados de D_{CC} y f_{CC} mostraban algún tipo de dependencia o tendencia para diferentes valores de A_{CC} (Figura 5.19).

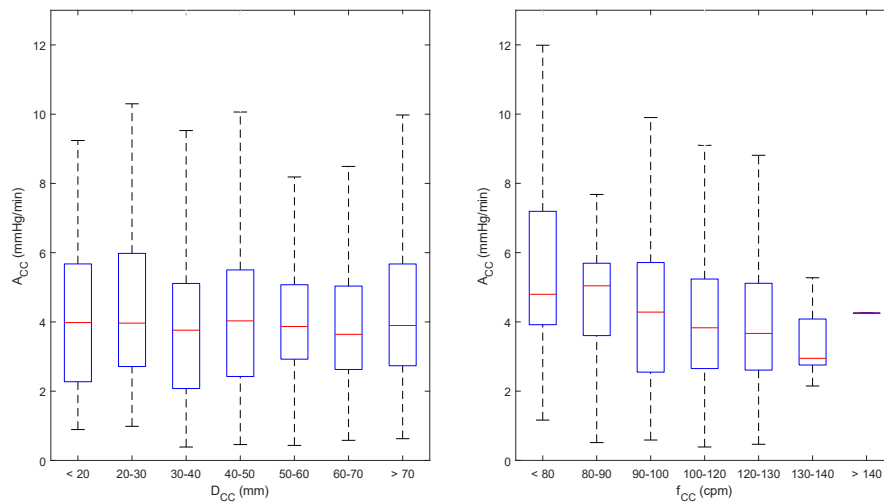


Figura 5.19. Valores estratificados de D_{CC} (izquierda) y f_{CC} (derecha) en relación con el A_{CC}

En este caso, se puede observar una sutil relación entre los valores de A_{CC} y f_{CC} , no ocurriendo lo mismo con D_{CC} . Para mayores valores de f_{CC} , dentro de los rangos establecidos, la mediana del A_{CC} disminuye.

5.3.4. Relación con el RCE

Así, exceptuando la modesta relación entre los valores de f_{CC} y A_{CC} , no parece poder apreciarse una clara asociación entre este y los parámetros de calidad de CC de la RCP. Es por ello que, finalmente, se pasó a analizar si el A_{CC} guardaba alguna relación con el metabolismo del paciente. Para ello, por medio de diagramas de caja, se representaron los valores de percentil 25, mediana y percentil 75 del A_{CC} para pacientes en los que se había dado el RCE y aquellos en los que no (Figura 5.20).

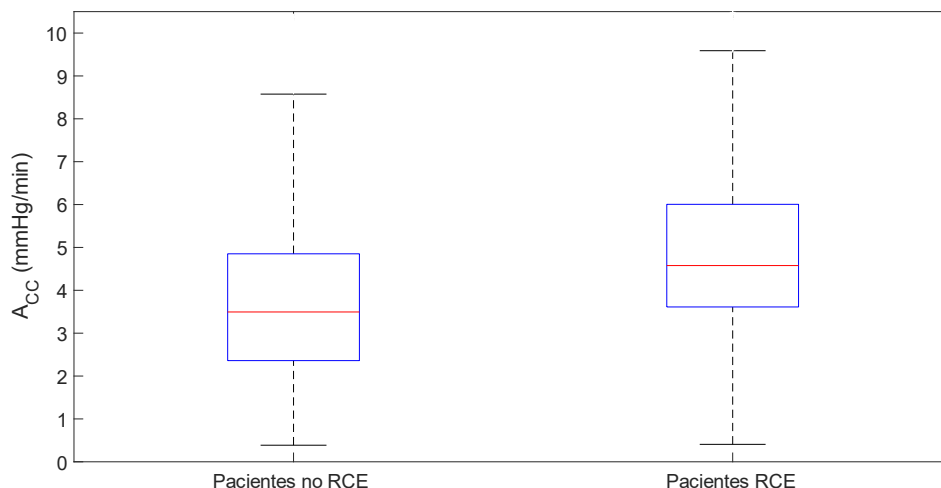


Figura 5.20. Diagramas de caja de los valores de A_{CC} para pacientes no RCE y pacientes RCE

En vista de los resultados obtenidos, puede concluirse que el parámetro de A_{CC} está relacionado con la posibilidad de que el paciente recupere el pulso.

6. PLANIFICACIÓN

En el ámbito de la gestión de proyectos, la planificación consiste en la ordenación sistemática de las tareas requeridas para lograr un objetivo; en este caso, no fue otro que la finalización satisfactoria del trabajo propuesto.

Esta ordenación, previa a la realización del proyecto, permite que el proyectista disponga de antemano de una visión general del trabajo, lo que facilita las labores de organización.

6.1. Grupo de trabajo

En la **Tabla 6.1** se incluye a todas aquellas personas que contribuyeron a la realización de este proyecto. En función del cargo que hayan desempeñado, a cada persona se le ha asignado un identificador unívoco, lo que hará más sencilla la referencia más adelante.

Identificador	Nombre y apellidos	Cargo
D.1	Sofía Ruiz de Gauna Gutiérrez	Directora del proyecto
C.1	Mikel Leturiondo Sota	Codirector del proyecto
A.1	Vicente Núñez García	Realizador del proyecto

Tabla 6.1. Conformación del grupo de trabajo

Así pues, cada cargo llevaba implícito una serie de responsabilidades a asumir. La directora se encargó de realizar la propuesta de proyecto, de su planificación previa y de su dirección y supervisión; el codirector del proyecto, de proporcionar apoyo en la resolución de cuestiones, y el proyectista, de desarrollar el trabajo de manera práctica y de la redacción de la memoria final.

6.2. Fases del proyecto

Las fases en las que se divide el proyecto se denominan paquetes de trabajo (P.T). La información más relevante que puede incluirse en ellos es la siguiente:

- **Tareas (T).** Acciones a realizar en cada P.T.
- **Entregables (E).** Resultados a ser proporcionados: informes, archivos, etc.
- **Hitos (H).** Acontecimiento crítico o de control del proyecto.

Paquete de trabajo 1. Formación previa (P.T.1) 01/12/2020-21/01/2021
Introducción (T.1.1)
<p>Reuniones telemáticas guiadas por la directora (D.1) y el codirector del proyecto (C.1) para exponer las líneas de investigación generales de GSC y familiarizar a los futuros proyectistas con conceptos básicos del ámbito de trabajo. Lectura general de documentación relacionada con el tema de interés.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 01/12/2020. • Fecha final: 28/12 /2020. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (5 horas) y realizador del proyecto (A.1) (30 horas). • Recursos técnicos: 4 ordenadores y material bibliográfico.
Formación en GUI (T.1.2)
<p>Propuesta de varios ejercicios de programación en App Designer. El equipo investigador de GSC organiza reuniones presenciales para atender las dudas que puedan surgir a la hora de implementar los ejercicios.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 22/12/2020. • Fecha final: 21/01/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (10 horas) y realizador del proyecto (A.1) (90 horas). • Recursos técnicos: documentación de App Designer, 5 ordenadores y 5 licencias de MATLAB R2021a. • Hito (H.1): proyecto iniciado.

Tabla 6.2. Paquete de trabajo 1

Paquete de trabajo 2. Diseño de la herramienta de anotación (P.T.2) 21/01/2021-26/03/2021
Estructura básica (T.2.1)
<p>Propuesta de programación de la base de la GUI, que será común para los tres proyectistas. Se incluyen, a grandes rasgos, funcionalidades de gestión de registros y configuración de la visualización de señales.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 21/01/2021 • Fecha final: 02/03/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (25 horas) y realizador del proyecto (A.1) (80 horas). • Recursos técnicos: 5 ordenadores y 5 licencias de MATLAB R2021a. • Entregable (E.1): estructura básica de la GUI.
Desarrollo final (T.2.2)
<p>Se organizan reuniones presenciales para definir ya cada proyecto en particular, lo que permite fijar los requerimientos concretos de unas y otras GUI. La del presente trabajo implementa diversas herramientas de anotación de registros, siempre partiendo de la estructura básica de la interfaz gráfica desarrollada previamente.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 02/03/2021 • Fecha final: 26/03/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (20 horas) y realizador del proyecto (A.1) (70 horas). • Recursos técnicos: 5 ordenadores y 5 licencias de MATLAB R2021a. • Hito (H.2): proyecto definido y herramienta de anotaciones desarrollada. • Entregable (E.2): GUI finalizada.

Tabla 6.3. Paquete de trabajo 2

Paquete de trabajo 3. Gestión de anotaciones (P.T.3)	
26/03/2021-28/04/2021	
Anotación de los registros asignados (T.3.1)	
<p>Preanotación automática y adición manual de anotaciones e intervalos de interés de varios registros asignados del total de la base de datos de partida.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 26/03/2021. • Fecha final: 09/04/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (15 horas) y realizador del proyecto (A.1) (75 horas). • Recursos técnicos: un ordenador, una licencia de MATLAB y bibliografía. • Entregable (E.3): archivo de anotaciones de los registros correspondientes. 	
Revisión y unificación de las anotaciones (T.3.2)	
<p>Revisión manual de las anotaciones realizadas por los tres proyectistas, por parte del personal investigador de GSC. Las anotaciones revisadas y validadas conformarán la base de datos de trabajo.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 09/04/2021. • Fecha final: 28/04/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (30 horas). • Recursos técnicos: 3 ordenadores y 3 licencias de MATLAB R2021a. • Hito (H.3): base de datos de trabajo preparada. 	

Tabla 6.4. Paquete de trabajo 3

Paquete de trabajo 4. Obtención y análisis de los resultados (P.T.4) 28/04/2021-09/06/2021
Cálculo de las métricas de interés (T.4.1)
<p>Organización de una reunión presencial para exponer la metodología a seguir para cada proyectista, subrayando también los resultados que se pretende obtener en cada caso. Obtención de los parámetros de A_{CC}, D_{CC}, f_{CC}, etc.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 28/04/2021. • Fecha final: 24/05/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (20 horas) y realizador del proyecto (A.1) (93 horas). • Recursos técnicos: 3 ordenadores y 3 licencias de MATLAB R2021a. • Entregable (E.4): fichero de resultados.
Análisis de los resultados (T.4.2)
<p>Análisis estadísticos y de correlación de las métricas de interés, por medio de diversos tipos de gráficas.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 20/04/2021. • Fecha final: 06/05/2021. • Recursos humanos: directora (D.1) y codirector del proyecto (C.1) (30 horas) y realizador del proyecto (A.1) (50 horas). • Recursos técnicos: 3 ordenadores y 3 licencias de MATLAB R2021a. • Hito (H.4): resultados obtenidos y analizados.

Tabla 6.5. Paquete de trabajo 4

Paquete de trabajo 5. Documentación del proyecto (P.T.5) 12/04/2021-11/06/2021
Redacción del documento (T.5.1)
<p>Redacción supervisada de la memoria del proyecto, en la que se plasma todo el trabajo realizado.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fecha de inicio: 12/04/2021. • Fecha final: 11/06 /2021. • Recursos humanos: directora del proyecto (D.1) (20 horas) y realizador del proyecto (A.1) (130 horas). • Recursos técnicos: un ordenador y material bibliográfico. • Hito (H. 5): proyecto concluido.

Tabla 6.6. Paquete de trabajo 5

6.3. Hitos

Hitos	Descripción	Fecha
H.1	Proyecto iniciado	21/01/2021
H.2	Proyecto definido y herramienta de anotaciones desarrollada	26/03/2021
H.3	Base de datos de trabajo preparada	28/04/2021
H.4	Resultados obtenidos	06/05/2021
H.5	Proyecto concluido	11/06/2021

Tabla 6.7. Hitos del proyecto

6.4. Diagrama de Gantt

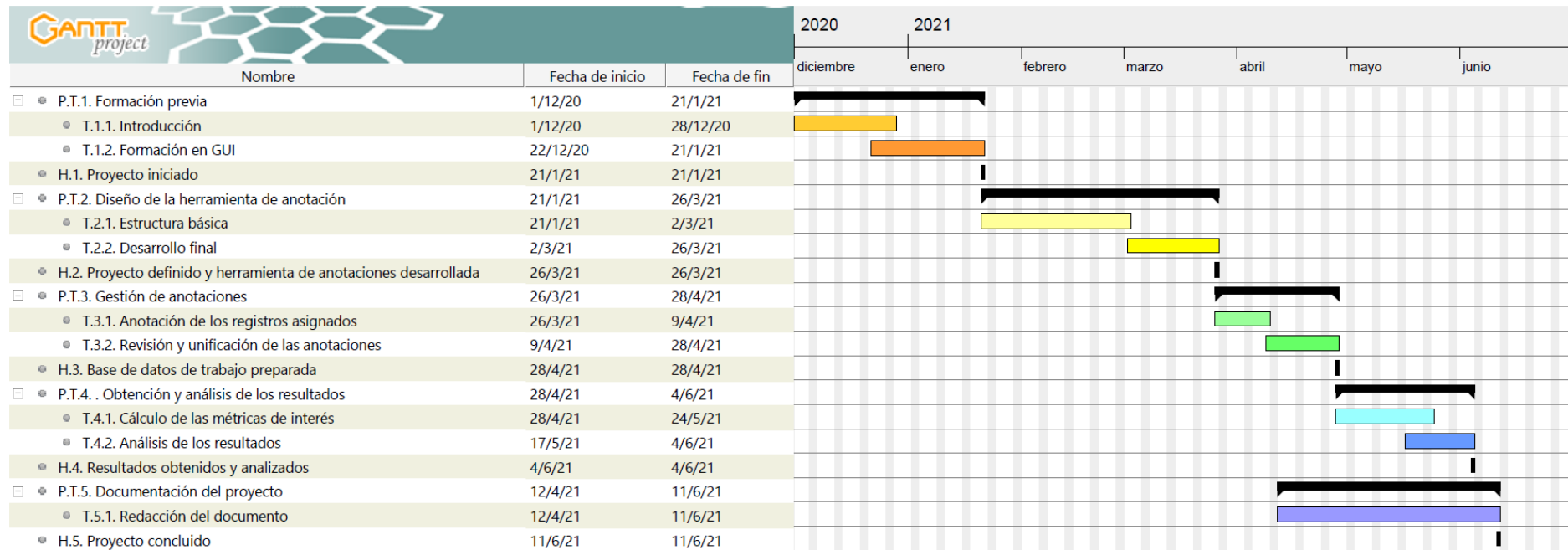


Figura 6.1. Diagrama de Gantt

7. PRESUPUESTO

En este apartado se desglosa en diferentes partidas el coste total que ha supuesto la realización del proyecto.

7.1. Horas internas

Concepto	Número de horas	Coste horario (€/h)	Total (€)
Director del proyecto (D.1)	175	50	8750
Codirector del proyecto (C.1)	175	50	8750
Proyectista (A.1)	618	35	21630
Subtotal			39130

Tabla 7.1. Horas internas

7.2. Amortizaciones

Concepto	Coste (€)	Vida útil (h)	Número de horas	Total (€)
Ordenador de D.1	1200	8030	160	23.910
Ordenador de C.1	1900	10950	160	27.762
Ordenador de A.1	1000	7300	598	81.917
Licencia de MATLAB de D.1	800	8760	95	8.676
Licencia de MATLAB de C.1	800	8760	95	8.676
Licencia de MATLAB de A.1	800	8760	448	40.913
Subtotal				191.854

Tabla 7.2. Amortizaciones

7.3. Subcontrataciones

La subcontratación se habría dado en el caso en el que el grupo de trabajo hubiera requerido que terceras empresas hubiesen participado en el proyecto. Al no haber sido necesario, esta partida tiene coste cero.

7.4. Gastos

Concepto	Coste (€)
Material de oficina	50
Conexión a Internet	150
Electricidad	600
Subtotal	800

Tabla 7.3. Gastos

7.5. Resumen del presupuesto

Concepto	Coste (€)
Horas internas	39130
Amortizaciones	191.854
Subcontrataciones	0
Gastos	800
Subtotal	40121.854
Imprevistos	10 %
Total	44134.039

Tabla 7.4. Resumen del presupuesto

8. ANÁLISIS DE RIESGOS

8.1. Identificación de los riesgos y medidas de contingencia

8.1.1. *Demoras (R1)*

Los retardos a la hora de entregar las tareas correspondientes podrían deberse a diversos factores. En primer lugar, podría darse el caso en el que el proyectista no asimilara del todo bien los conocimientos explicados por el director del proyecto, teniendo que dedicarle mayor tiempo del debido a realizar un estudio más exhaustivo por su cuenta. Además, debido a factores externos al ámbito académico del proyectista, podría darse la situación en la que este no pudiera dedicar las horas requeridas a las tareas indicadas en la planificación, posponiendo, en consecuencia, su fecha de entrega.

Ante estos imprevistos, la solución sería llevar una estricta planificación de las entregas, indicando también las fechas límite en caso de existir una demora.

8.1.2. *Pérdida de datos (R2)*

Podría darse el caso de que, a causa tanto de errores internos de MATLAB como de no actualizar las modificaciones realizadas, el trabajo realizado se pierda.

Para ello, se considera necesario disponer de varias copias de seguridad en diferentes unidades físicas y en la nube, además de guardar cada poco tiempo todo avance realizado.

8.1.3. *Dificultades técnicas (R3)*

El material que se maneja (bases de datos, sobre todo) es muy pesado. Además, muy frecuentemente, se trabaja con bucles *for* con el fin de analizar el efecto de diferentes parámetros de entrada o de crear nuevos datos, siendo estos también de gran tamaño.

Ante este problema, la única solución factible es ser pacientes con los resultados. En el caso en el que, a pesar de llevar ejecutándose el código horas, este no logre finalizar, se utilizará para la compilación un ordenador más potente, como puede ser aquel del que dispone el director del proyecto.

8.2. Matriz probabilidad-impacto

La matriz probabilidad-impacto es una herramienta que permite fijar prioridades en cuanto a la atención que se le debe prestar a cada riesgo en cuestión, estableciendo una relación entre su probabilidad de aparición y el impacto que supondría el hecho de darse.

En la Tabla 8.1 puede apreciarse que no hay riesgos ante los que se deba actuar de antemano urgentemente. Sin embargo, los riesgos R1 y R2 podrían llegar a suponer algún problema en cuanto a la finalización del proyecto se refiere.

		Impacto		
		Bajo	Medio	Alto
Probabilidad de aparición	Baja			R2
	Media	R3		
	Alta	R1		

Tabla 8.1. Matriz probabilidad-impacto

9. CONCLUSIONES

El propósito de este proyecto era caracterizar de forma cuantitativa el aporte de las CC al valor de $ETCO_2$ durante la RCP avanzada, teniendo en cuenta la influencia de varios de los factores de confusión que dificultan la interpretación del capnograma. Esto facilitaría la realización de una maniobra RCP adaptada a la respuesta hemodinámica del paciente, lo que optimizaría su perfusión.

Para ello, se definió la métrica A_{CC} a partir de las hipótesis planteadas en el estudio de Gutiérrez et al. [57], tratándose de hallar algún tipo de relación entre esta y los parámetros de calidad de CC de la RCP, D_{CC} y f_{CC} . En vista de los resultados obtenidos, se pueden aportar varias conclusiones.

Por un lado, el parámetro de A_{CC} analizado no está correlacionado con la D_{CC} o f_{CC} , aunque se pudo observar que, para los valores estratificados de f_{CC} propuestos, a medida que la f_{CC} aumentaba, el A_{CC} disminuía. Del hecho de no observar asociaciones significativas entre el A_{CC} y la D_{CC} y f_{CC} pueden extraerse dos hipótesis:

- La influencia de otros factores de confusión que afectan a los valores de $ETCO_2$ durante la RCP y de cuya información no se dispuso en el proyecto pudo haber eclipsado la verdadera relación entre el A_{CC} y la D_{CC} y f_{CC} .
- El A_{CC} no guarda realmente ninguna relación con los parámetros de calidad de CC de la RCP.

Por otro lado, de acuerdo con la información reflejada en la **Figura 5.20**, podría sugerirse que el parámetro A_{CC} analizado es un indicador de la presencia de RCE.

En definitiva, ambas conclusiones plantean la cuestión de la utilidad clínica del A_{CC} para evaluar la calidad de la RCP en el SVA. Se requiere investigación adicional para esclarecer información al respecto.

10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] "Sudden Cardiac Arrest | NHLBI, NIH." <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/sudden-cardiac-arrest> (accessed Jun. 04, 2021).
- [2] R. M. Merchant *et al.*, "Part 1: Executive Summary: 2020 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care," *Circulation*, vol. 142, no. 16 2, pp. S337–S357, Oct. 2020, doi: 10.1161/CIR.0000000000000918.
- [3] S. S. Chugh *et al.*, "Current burden of sudden cardiac death: Multiple source surveillance versus retrospective death certificate-based review in a large U.S. community," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 44, no. 6, pp. 1268–1275, Sep. 2004, doi: 10.1016/j.jacc.2004.06.029.
- [4] Z. J. Zheng, J. B. Croft, W. H. Giles, and G. A. Mensah, "Sudden cardiac death in the United States, 1989 to 1998," *Circulation*, vol. 104, no. 18, pp. 2158–2163, Oct. 2001, doi: 10.1161/hc4301.098254.
- [5] R. J. Myerburg and A. Castellanos, "Emerging paradigms of the epidemiology and demographics of sudden cardiac arrest," *Heart Rhythm*, vol. 3, no. 2, pp. 235–239, 2006, doi: 10.1016/j.hrthm.2005.09.023.
- [6] "European network created to find sudden cardiac arrest causes and treatments." <https://www.escardio.org/The-ESC/Press-Office/Press-releases/european-network-created-to-find-sudden-cardiac-arrest-causes-and-treatments> (accessed Jun. 04, 2021).
- [7] "Latest Statistics | Sudden Cardiac Arrest Foundation." <https://www.sca-aware.org/about-sudden-cardiac-arrest/latest-statistics> (accessed Jun. 04, 2021).
- [8] Sociedad Española de Cardiología and Fundación Española del Corazón, "Muerte súbita y cardioprotección en España."
- [9] Euskadi Tecnología, "Osakidetza lanza una app de asistencia a paradas cardíacas." <https://www.euskaditecnologia.com/app-parada-cardiaca-osakidetza/> (accessed Jun. 04, 2021).
- [10] R. O. Cummins *et al.*, "Recommended guidelines for uniform reporting of data from out-of-hospital cardiac arrest: The Utstein style: A statement for health professionals from a task force of the American Heart Association, the European Resuscitation Council, and Heart and Stroke Foundation of Canada, and the Australian Resuscitation Council," *Circulation*, vol. 84, no. 2, pp. 960–975, 1991, doi: 10.1161/01.CIR.84.2.960.
- [11] J. Nolan, J. Soar, and H. Eikeland, "The chain of survival," *Resuscitation*, vol. 71, no. 3, pp. 270–271, Dec. 2006, doi: 10.1016/j.resuscitation.2006.09.001.

- [12] S. S. Virani *et al.*, "Heart disease and stroke statistics—2020 update: A report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 141. Lippincott Williams and Wilkins, pp. E139–E596, Mar. 03, 2020. doi: 10.1161/CIR.0000000000000757.
- [13] Salud Castilla y León, "Activación del sistema de emergencia." <https://www.saludcastillayleon.es/es/saludjoven/salud-laboral/9-primeros-auxilios/9-2-activacion-sistema-emergencia>. (accessed Jun. 04, 2021).
- [14] J. Luis and M. Marco, "NTP 605: Primeros auxilios: evaluación primaria y soporte vital básico."
- [15] W. B. Kouwenhoven, J. R. Jude, and G. G. Knickerbocker, "Closed-chest cardiac massage," *Journal of the American Medical Association*, vol. 173, no. 10, pp. 1064–1067, Jul. 1960, doi: 10.1001/jama.1960.03020280004002.
- [16] R. W. Neumar *et al.*, "Part 1: Executive summary: 2015 American Heart Association guidelines update for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care," *Circulation*, vol. 132, no. 18, pp. S315–S367, Oct. 2015, doi: 10.1161/CIR.0000000000000252.
- [17] M. R. Sayre, R. A. Berg, D. M. Cave, R. L. Page, J. Potts, and R. D. White, "Hands-only (compression-only) cardiopulmonary resuscitation: A call to action for bystander response to adults who experience out-of-hospital sudden cardiac arrest - A science advisory for the public from the American heart association emergency cardiovascular care committee," *Circulation*, vol. 117, no. 16, pp. 2162–2167, Apr. 2008, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.107.189380.
- [18] "The Chain of Survival - ZOLL Medical." <https://www.zoll.com/resources/chain-of-survival> (accessed Jun. 04, 2021).
- [19] "Cuidados Post-Parada Cardiorespiratoria (PCR). Recomendaciones ILCOR 2015 - AnestesiaR." <https://anestesiario.org/2016/cuidados-post-parada-cardiorrespiratoria-pcr-recomendaciones-ilcor-2015/> (accessed Jun. 04, 2021).
- [20] T. Christensen, "Updated CPR guidelines address physical and emotional recovery," Oct. 21, 2020. <https://www.heart.org/en/news/2020/10/21/updated-cpr-guidelines-address-physical-and-emotional-recovery> (accessed Jun. 04, 2021).
- [21] S. E. Haskell, M. Post, P. Cram, and D. L. Atkins, "Community public access sites: Compliance with American Heart Association recommendations," *Resuscitation*, vol. 80, no. 8, pp. 854–858, Aug. 2009, doi: 10.1016/j.resuscitation.2009.04.033.
- [22] "Philips HeartStart MRx Para hospitales." <https://www.philips.es/healthcare/product/HCM3536A/heartstart-mrx-para-hospitales-desfibriladormonitor> (accessed Jun. 04, 2021).
- [23] "P Wave - The Definitive Guide | Biology Dictionary." <https://biologydictionary.net/p-wave/> (accessed Jun. 06, 2021).

- [24] J. Soar *et al.*, "European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015. Section 3. Adult advanced life support.," *Resuscitation*, vol. 95, pp. 100–147, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.resuscitation.2015.07.016.
- [25] E. Alonso Gonzalez, "Thoracic impedance for cardiopulmonary resuscitation quality assessment and for circulation detection," 2014, Accessed: Jun. 04, 2021. [Online]. Available: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=213018&info=resumen&idioma=SPA>
- [26] "Clarión, pizarra digital." http://www.clarionweb.es/6_curso/c_medio/cm602/cm60211.htm (accessed Jun. 04, 2021).
- [27] M. Leturiondo *et al.*, "Waveform Capnography for Monitoring Ventilation during Cardiopulmonary Resuscitation: The Problem of Chest Compression Artifact," in *Cardiac Diseases and Interventions in 21st Century*, IntechOpen, 2019. doi: 10.5772/intechopen.84430.
- [28] J. S. Gravenstein, M. B. Jaffe, N. Gravenstein, and D. A. Paulus, "Capnography," 2011, doi: 10.1017/CBO9780511933837.
- [29] D. Blank, W. Rich, T. Leone, D. Garey, and N. Finer, "Pedi-cap color change precedes a significant increase in heart rate during neonatal resuscitation," *Resuscitation*, vol. 85, no. 11, pp. 1568–1572, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.resuscitation.2014.08.027.
- [30] EMMA, "Capnómetro de emergencia." https://www.interempresas.net/FeriaVirtual/Catalogos_y_documentos/226946/capnometro-emma.pdf (accessed Jun. 05, 2021).
- [31] "Monitor de paciente de capnografía - Capnostream™20p - Medtronic - de oxígeno / clínico / en continuo." <https://www.medicalexpo.es/prod/medtronic/product-70691-791550.html> (accessed Jun. 04, 2021).
- [32] J. Nagler and B. Krauss, "Capnography: a valuable tool for airway management.," *Emergency medicine clinics of North America*, vol. 26, no. 4, pp. 881–97, vii, Nov. 2008, doi: 10.1016/j.emc.2008.08.005.
- [33] A. B. Sanders, "Capnometry in emergency medicine," *Annals of Emergency Medicine*, vol. 18, no. 12, pp. 1287–1290, 1989, doi: 10.1016/S0196-0644(89)80260-4.
- [34] B. S. Kodali and R. D. Urman, "Capnography during cardiopulmonary resuscitation: Current evidence and future directions," *Journal of Emergencies, Trauma and Shock*, vol. 7, no. 4. Medknow Publications, pp. 332–340, Oct. 01, 2014. doi: 10.4103/0974-2700.142778.
- [35] C. Pantazopoulos, T. Xanthos, I. Pantazopoulos, A. Papalois, E. Kouskouni, and N. Iacovidou, "A Review of Carbon Dioxide Monitoring During Adult

- Cardiopulmonary Resuscitation," *Heart Lung and Circulation*, vol. 24, no. 11. Elsevier Ltd, pp. 1053–1061, Nov. 01, 2015. doi: 10.1016/j.hlc.2015.05.013.
- [36] P. A. Meaney *et al.*, "Cardiopulmonary resuscitation quality: Improving cardiac resuscitation outcomes both inside and outside the hospital: A consensus statement from the American heart association," *Circulation*, vol. 128, no. 4, pp. 417–435, Jul. 2013, doi: 10.1161/CIR.0b013e31829d8654.
- [37] S. Pitts and A. L. Kellermann, "Hyperventilation during cardiac arrest," *Lancet*, vol. 364, no. 9431. Elsevier B.V., pp. 313–315, Jul. 24, 2004. doi: 10.1016/S0140-6736(04)16740-8.
- [38] J. L. Benoit, D. K. Prince, and H. E. Wang, "Mechanisms linking advanced airway management and cardiac arrest outcomes," *Resuscitation*, vol. 93, pp. 124–127, Aug. 2015, doi: 10.1016/j.resuscitation.2015.06.005.
- [39] M. Pokorná, E. Ne as, J. Kratochvíl, R. Sk ipský, M. Andrlík, and O. Fran k, "A Sudden Increase in Partial Pressure End-Tidal Carbon Dioxide (PETCO₂) at the Moment of Return of Spontaneous Circulation," *Journal of Emergency Medicine*, vol. 38, no. 5, pp. 614–621, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.jemermed.2009.04.064.
- [40] C. T. Lui, K. M. Poon, and K. L. Tsui, "Abrupt rise of end tidal carbon dioxide level was a specific but non-sensitive marker of return of spontaneous circulation in patient with out-of-hospital cardiac arrest," *Resuscitation*, vol. 104, pp. 53–58, Jul. 2016, doi: 10.1016/j.resuscitation.2016.04.018.
- [41] K. R. Sheak *et al.*, "Quantitative relationship between end-tidal carbon dioxide and CPR quality during both in-hospital and out-of-hospital cardiac arrest," *Resuscitation*, vol. 89, no. C, pp. 149–154, 2015, doi: 10.1016/j.resuscitation.2015.01.026.
- [42] R. A. Murphy, B. J. Bobrow, D. W. Spaite, C. Hu, R. McDannold, and T. F. Vadeboncoeur, "Association between prehospital CPR quality and end-tidal carbon dioxide levels in out-of-hospital cardiac arrest," *Prehospital Emergency Care*, vol. 20, no. 3, pp. 369–377, May 2016, doi: 10.3109/10903127.2015.1115929.
- [43] L. Rognås, T. M. Hansen, H. Kirkegaard, and E. Tønnesen, "Predicting the lack of ROSC during pre-hospital CPR: Should an end-tidal CO₂ of 1.3kPa be used as a cut-off value?," *Resuscitation*, vol. 85, no. 3, pp. 332–335, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.resuscitation.2013.12.009.
- [44] K. M. Poon, C. T. Lui, and K. L. Tsui, "Prognostication of out-of-hospital cardiac arrest patients by 3-min end-tidal capnometry level in emergency department," *Resuscitation*, vol. 102, pp. 80–84, May 2016, doi: 10.1016/j.resuscitation.2016.02.021.
- [45] A. Y. Wang, C. H. Huang, W. T. Chang, M. S. Tsai, C. H. Wang, and W. J. Chen, "Initial end-tidal CO₂ partial pressure predicts outcomes of in-hospital cardiac arrest," *American Journal of Emergency Medicine*, vol. 34, no. 12, pp. 2367–2371, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.ajem.2016.08.052.

- [46] G. D. Perkins *et al.*, "European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015. Section 2. Adult basic life support and automated external defibrillation.," *Resuscitation*, vol. 95, pp. 81–99, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.resuscitation.2015.07.015.
- [47] K. R. G. Monsieurs *et al.*, "European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation 2015. Section 1. Executive summary," *Resuscitation*, vol. 95, pp. 1–80, Oct. 2015, doi: 10.1016/j.resuscitation.2015.07.038.
- [48] R. A. Berg *et al.*, "Part 5: Adult basic life support: 2010 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care," *Circulation*, vol. 122, no. SUPPL. 3. Circulation, Nov. 02, 2010. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.970939.
- [49] M. S. Link *et al.*, "Part 7: Adult advanced cardiovascular life support: 2015 American Heart Association guidelines update for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiovascular care," *Circulation*, vol. 132, no. 18, pp. S444–S464, Oct. 2015, doi: 10.1161/CIR.0000000000000261.
- [50] R. M. Sutton *et al.*, "Hemodynamic-directed cardiopulmonary resuscitation during in-hospital cardiac arrest," *Resuscitation*, vol. 85, no. 8, pp. 983–986, 2014, doi: 10.1016/j.resuscitation.2014.04.015.
- [51] C. F. Babbs, "We still need a real-time hemodynamic monitor for CPR," *Resuscitation*, vol. 84, no. 10. Resuscitation, pp. 1297–1298, Oct. 2013. doi: 10.1016/j.resuscitation.2013.06.005.
- [52] S. H. Friess *et al.*, "Hemodynamic directed CPR improves cerebral perfusion pressure and brain tissue oxygenation," *Resuscitation*, vol. 85, no. 9, pp. 1298–1303, 2014, doi: 10.1016/j.resuscitation.2014.05.040.
- [53] G. Takla, J. H. Petre, D. J. Doyle, M. Horibe, and B. Gopakumaran, "The problem of artifacts in patient monitor data during surgery: A clinical and methodological review," *Anesthesia and Analgesia*, vol. 103, no. 5. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 1196–1204, 2006. doi: 10.1213/01.ane.0000247964.47706.5d.
- [54] C. L. Herry, D. Townsend, G. C. Green, A. Bravi, and A. J. E. Seely, "Segmentation and classification of capnograms: Application in respiratory variability analysis," *Physiological Measurement*, vol. 35, no. 12, pp. 2343–2358, Dec. 2014, doi: 10.1088/0967-3334/35/12/2343.
- [55] C. Sandroni, P. de Santis, and S. D'Arrigo, "Capnography during cardiac arrest," *Resuscitation*, vol. 132. Elsevier Ireland Ltd, pp. 73–77, Nov. 01, 2018. doi: 10.1016/j.resuscitation.2018.08.018.
- [56] J. S. Gravenstein, M. B. Jaffe, N. Gravenstein, and D. A. Paulus, *Capnography, second edition*. Cambridge University Press, 2011. doi: 10.1017/CBO9780511933837.

- [57] J. J. Gutiérrez *et al.*, "Modeling the impact of ventilations on the capnogram in out-of-hospital cardiac arrest," *PLoS ONE*, vol. 15, no. 2, p. e0228395, Feb. 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0228395.
- [58] "Patentes - Grupo de Señal y Comunicaciones - Grupo de Señal y Comunicaciones - UPV/EHU." <https://www.ehu.eus/es/web/gsc/patenteak> (accessed Jun. 05, 2021).
- [59] R. J. Myerburg *et al.*, "Pulseless electric activity: Definition, causes, mechanisms, management, and research priorities for the next decade: Report from a national heart, lung, and blood institute workshop," *Circulation*, vol. 128, no. 23, pp. 2532–2541, Dec. 2013, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.113.004490.

11. ANEXOS

11.1. Guía de usuario

El objetivo de este subapartado no es proporcionar ningún tipo de información técnica acerca del código desarrollado para implementar la interfaz gráfica, sino explicar en detalle su funcionamiento para el usuario promedio.

Esta interfaz gráfica, comúnmente denominada GUI, se llevó a cabo haciendo uso de la versión R2021a del sistema de cómputo numérico MATLAB. Concretamente, se utilizó App Designer, un entorno de desarrollo interactivo de la propia aplicación.

Nada más arrancar MATLAB, en *Current Folder* se muestran todos los archivos que contiene el directorio de trabajo, cuya ruta se indica en la parte superior de la **Figura 11.1**. La aplicación a ejecutar tiene por nombre `app.mlapp`, y el resto de archivos `.m`, junto con `ventDetectConfig.mat`, son funciones necesarias para la correcta implementación de la herramienta. El archivo `.mat` sobrante, `anotaciones.mat`, es donde se almacenan las anotaciones de los registros de trabajo.

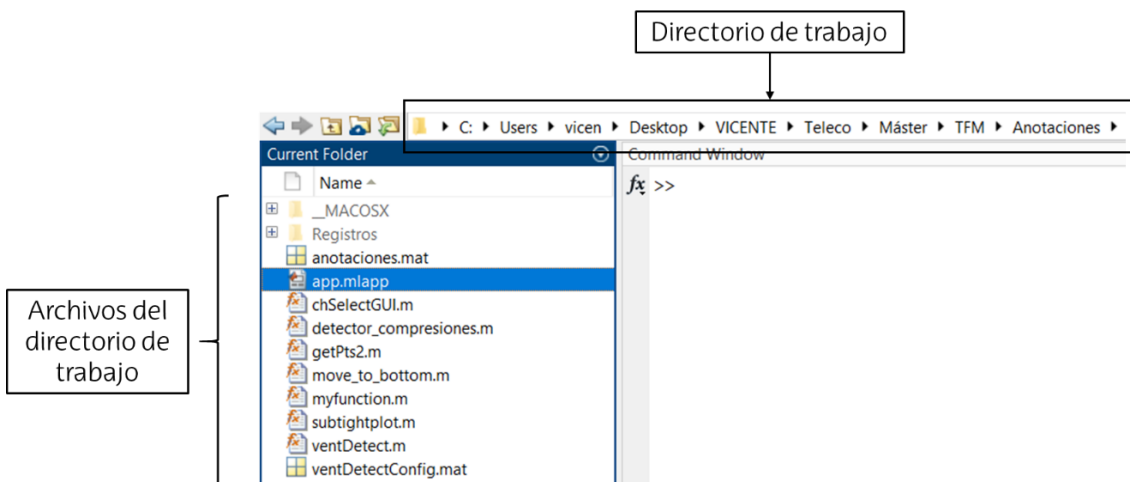


Figura 11.1. Directorio de trabajo y archivos

Haciendo doble clic sobre el archivo `app.mlapp`, se abre la vista de diseño de la aplicación, *Design View* (**Figura 11.2**); el código de la herramienta se puede visualizar en *Code View*. En ambos tipos de vista, clicando en el botón de *Run* de la parte superior, se nos muestra lo que se puede apreciar en la **Figura 11.3**.

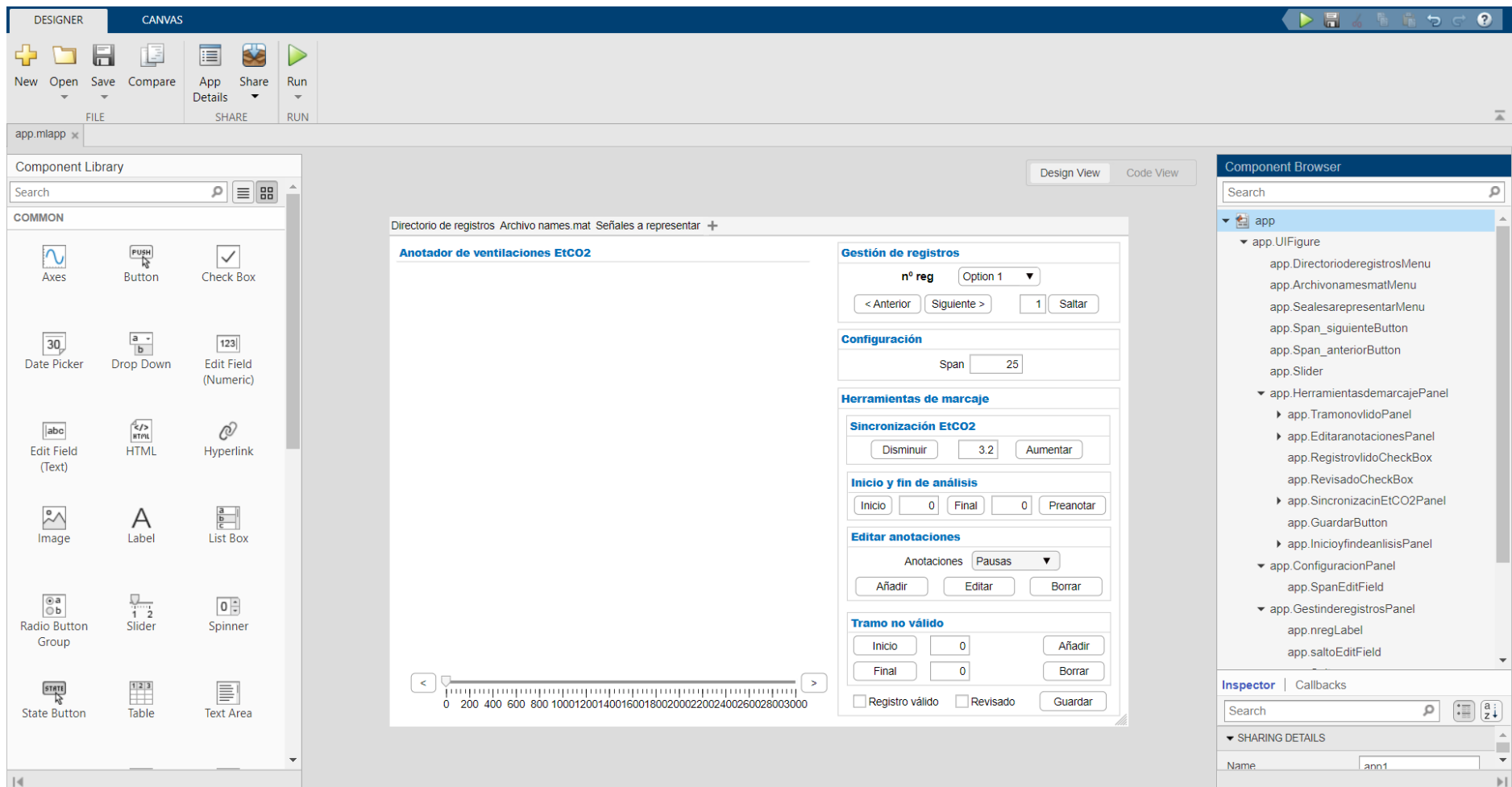


Figura 11.2. Design View

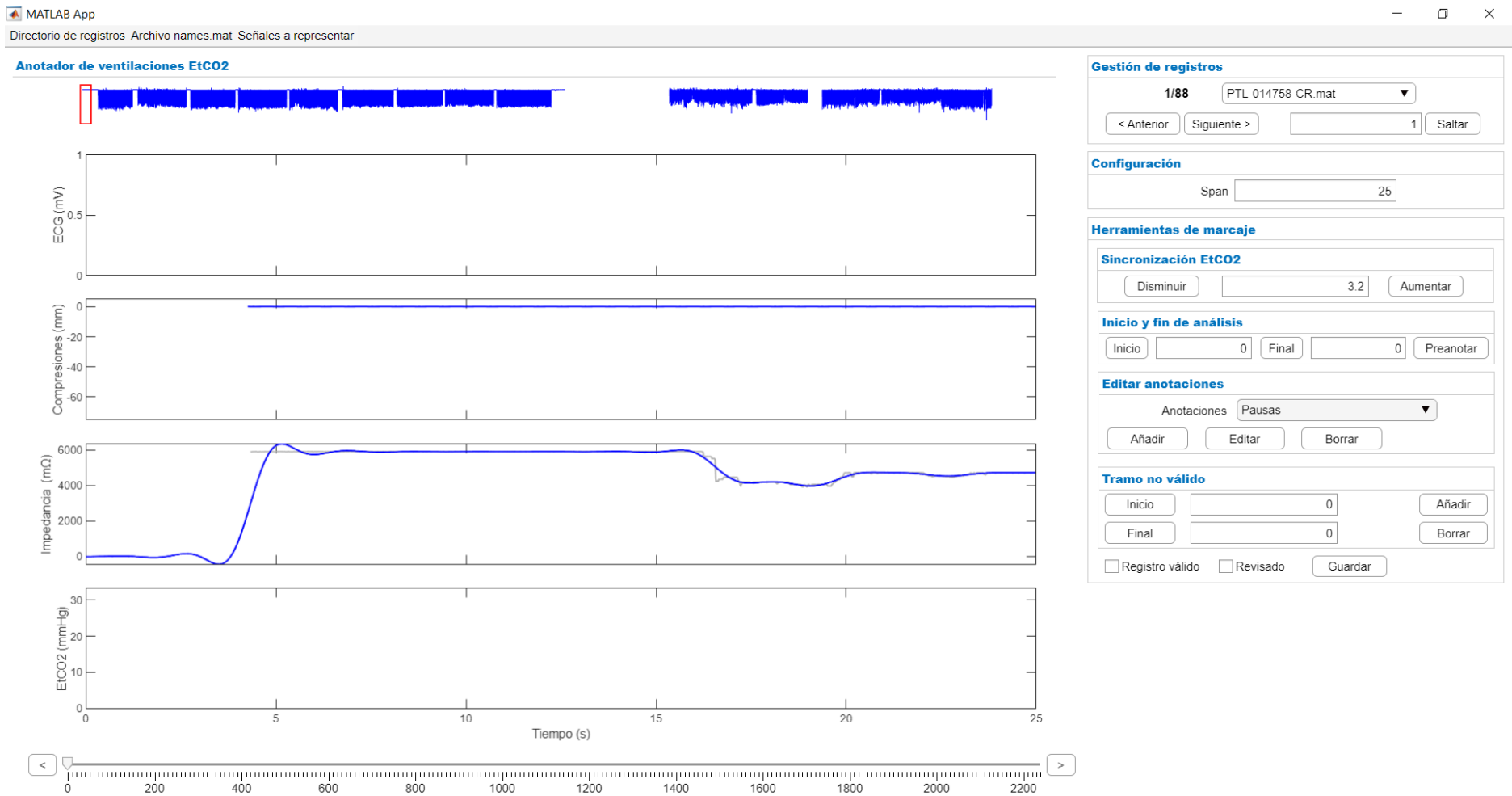


Figura 11.3. app.mlapp ejecutada

A grandes rasgos, este enorme panel emergente puede dividirse en dos partes: una de visualización y otra de gestión general. La primera consta de los cuatro *subplots* que se han generado para representar, para cada registro, las señales de ECG, PC, IT y capnografía, así como la que se puede apreciar justo debajo de la etiqueta *Anotador de ventilaciones EtCO2*, que corresponde a la señal de PC en su totalidad. La segunda parte, la de gestión, está conformada por los elementos listados a continuación.

11.1.1. Menú

a. Directorio de registros

Al ejecutar la aplicación, se carga por defecto el primero de los registros de la carpeta *Registros*, donde se encuentran otros 87 registros además de él. Si los registros de interés se encontraran en otro lugar, esta opción permitiría cambiar de directorio (Figura 11.4), cargándose automáticamente el primero de los que allí se encuentran.

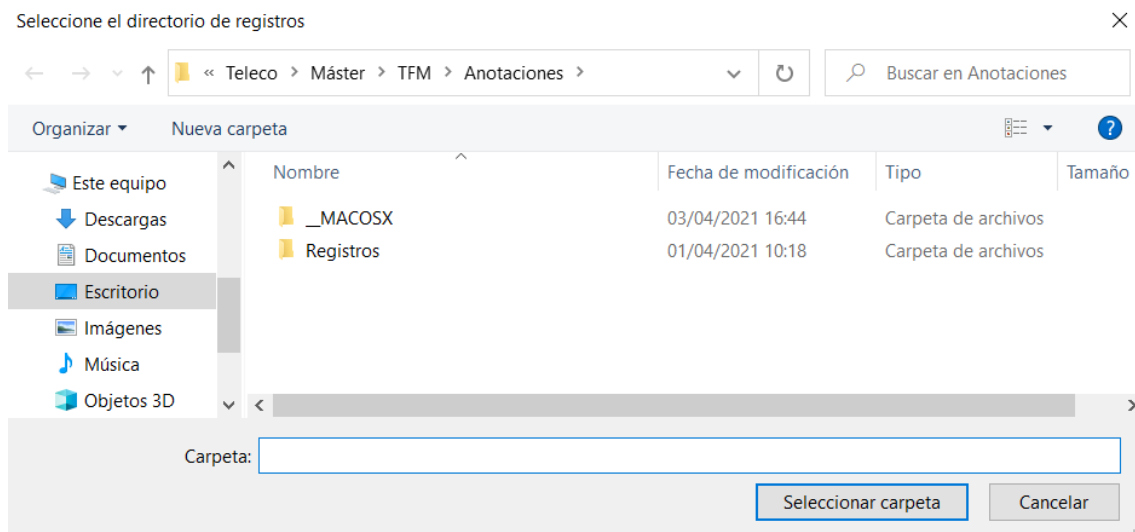


Figura 11.4. Ventana emergente de selección de directorio de registros

b. Archivo *names.mat*

La anotación de la totalidad de los 88 registros se llevó a cabo entre varias personas. Con el fin de pasar a trabajar cada quien únicamente con los registros que le correspondieran, se crearon varios archivos *names.mat*, uno por persona. De esta manera, cargando *names_vicente.mat* (Figura 11.5), en lugar de disponer de 88 registros para analizar, el número desciende a 25.

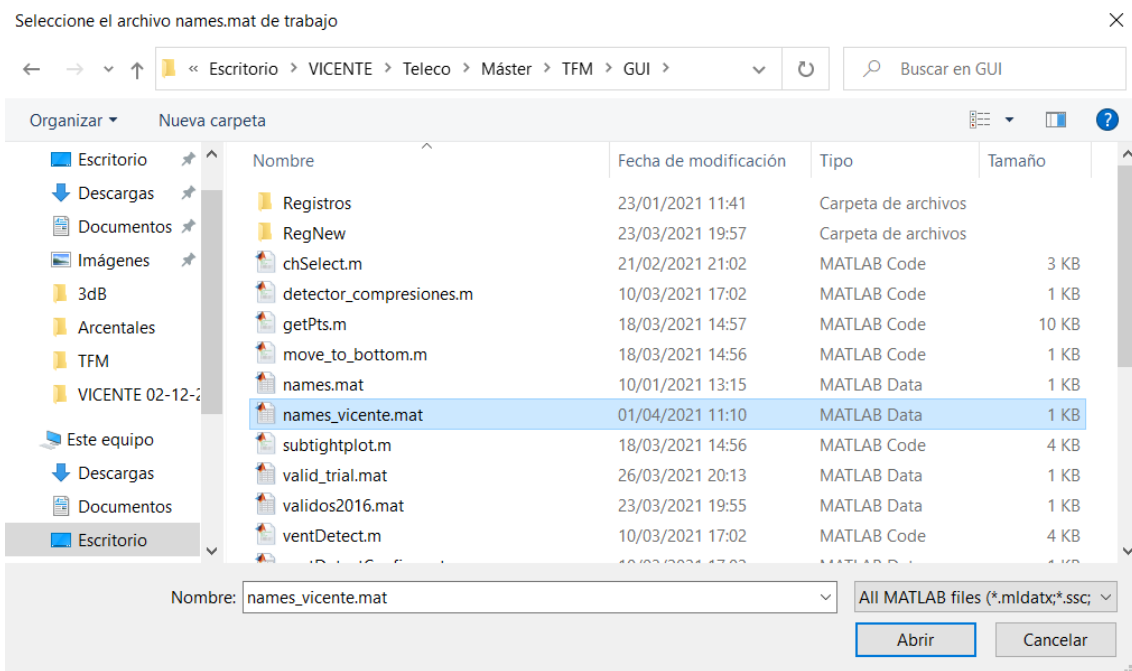


Figura 11.5. Ventana emergente de selección de archivo names.mat de trabajo

c. Selección de canales

Por defecto, se representan de arriba abajo las señales de ECG, PC, IT y capnografía. Por medio de esta opción, el usuario puede seleccionar esas u otras señales (de fuerza, aceleración y ventilaciones) para visualizarlas en el orden que considere oportuno (Figura 11.6).

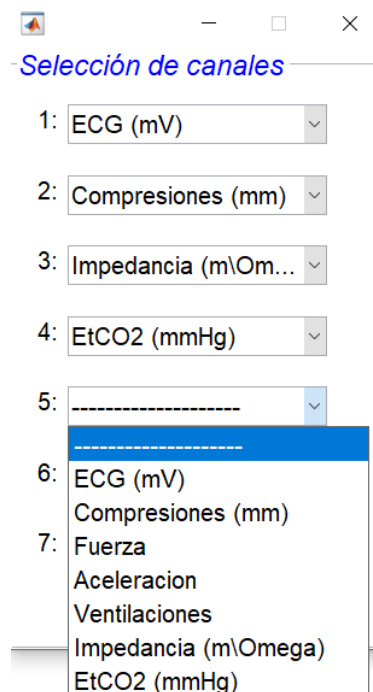


Figura 11.6. Panel emergente de selección de canales

11.1.2. Panel de gestión de registros

Este panel (Figura 11.7) permite, en esencia, desplazarse de un registro a otro. Para ello, se dispone de los botones *Siguiente*, *Anterior* y *Saltar*, además del propio menú desplegable, por medio del cual se puede seleccionar directamente qué registro se quiere cargar y visualizar.



Figura 11.7. Gestión de registros

Clicando en *Saltar*—quizás el botón cuya funcionalidad no es del todo deducible—, se pasa al número de registro de la lista que esté indicado en el cuadro de su izquierda. Esto es, en el caso mostrado en la Figura 11.7, se carga el quinto registro de la lista de registros.

Como también puede apreciarse en la figura previamente mencionada, en el momento en que se cargue un determinado registro, se indica en formato fracción qué registro sobre el total de los que se encuentran en el directorio de registros es el que se está visualizando. También cuando se cambie de registro por medio de cualquiera de estos botones o el menú desplegable, si se han realizado anotaciones en el registro actual, automáticamente aparecerá una ventana emergente que da al usuario la opción de guardar los cambios si no lo ha hecho previamente (Figura 11.8).

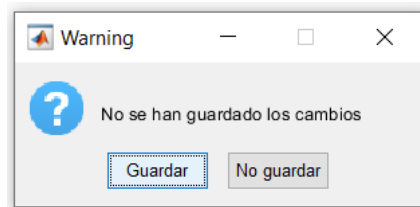


Figura 11.8. Ventana emergente de aviso de guardado de ajustes

11.1.3. Panel de configuración y slider

A pesar de no encontrarse en el mismo panel que el *Span*, es oportuno incluir al *Slider* en este grupo, ya que también modifica, de alguna manera, el tramo de la señal que se representa. El *Slider* marca el instante en que se comienza a visualizar la señal, mientras que el *Span* delimita la ventana, el instante final. Así, en el caso mostrado en la Figura 11.9, se representan las señales en el período acotado entre los 400 y 450 segundos, con cierto solape a la derecha de la ventana.



Figura 11.9. Visualización de señales en función del *Slidery* el *Span*

11.1.4. Panel de herramientas de marcaje

Este panel, por su parte, proporciona las herramientas necesarias para realizar las anotaciones correspondientes en los registros. Consta de varios subpaneles.

a. Subpanel de sincronización de EtCO₂

Por el modo en que se registra la señal de capnografía durante la RCP avanzada, esta señal llega con cierto retardo con respecto a las demás. De media, este tiempo es de unos 3.2 segundos, valor al que se inicializa el campo editable (Figura 11.10). Por medio de los botones de *Aumentar* y *Disminuir* se puede adaptar su valor, desplazando consecuentemente la señal de capnografía a la izquierda y a la derecha, respectivamente, en saltos de 4 entre la frecuencia de muestreo de la señal.

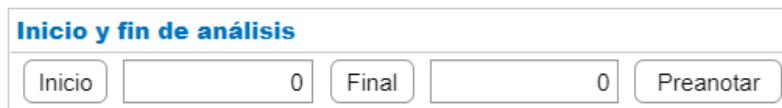


Subpanel de Sincronización EtCO₂ con botones de Disminuir, un campo de entrada con el valor 3.2, y un botón de Aumentar.

Figura 11.10. Subpanel de Sincronización ETCO₂

b. Subpanel de inicio y fin de análisis:

Este subpanel permite, introduciendo unos valores determinados de *Inicio* y *Final* (Figura 11.11), preanotar automáticamente las pausas, compresiones, ventilaciones y valores de ETCO₂ de las señales correspondientes.



Subpanel de Inicio y fin de análisis con botones de Inicio, un campo de entrada con el valor 0, un botón de Final, un campo de entrada con el valor 0, y un botón de Preanotar.

Figura 11.11. Subpanel de Inicio y fin de análisis

En la Figura 11.12 se muestran las preanotaciones automáticas obtenidas para unos valores de *Inicio* y *Final* de 405 y 450, respectivamente. Si más adelante se modificara bien el valor de *Inicio*, bien el valor de *Final*, podrían darse los siguientes casos:

1. El valor de *Inicio* o *Final* introducido es menor y mayor, respectivamente, que el inicial, lo que hace que el tramo de análisis sea mayor y que haya nuevos valores que preanotar. Las nuevas pausas, compresiones, ventilaciones y ETCO₂ se anotarán automáticamente.
2. El valor de *Inicio* o *Final* introducido es mayor y menor, respectivamente, que el inicial, lo que hace que el tramo de análisis sea menor y que haya preanotaciones que ahora son obsoletas. Se eliminarán automáticamente.

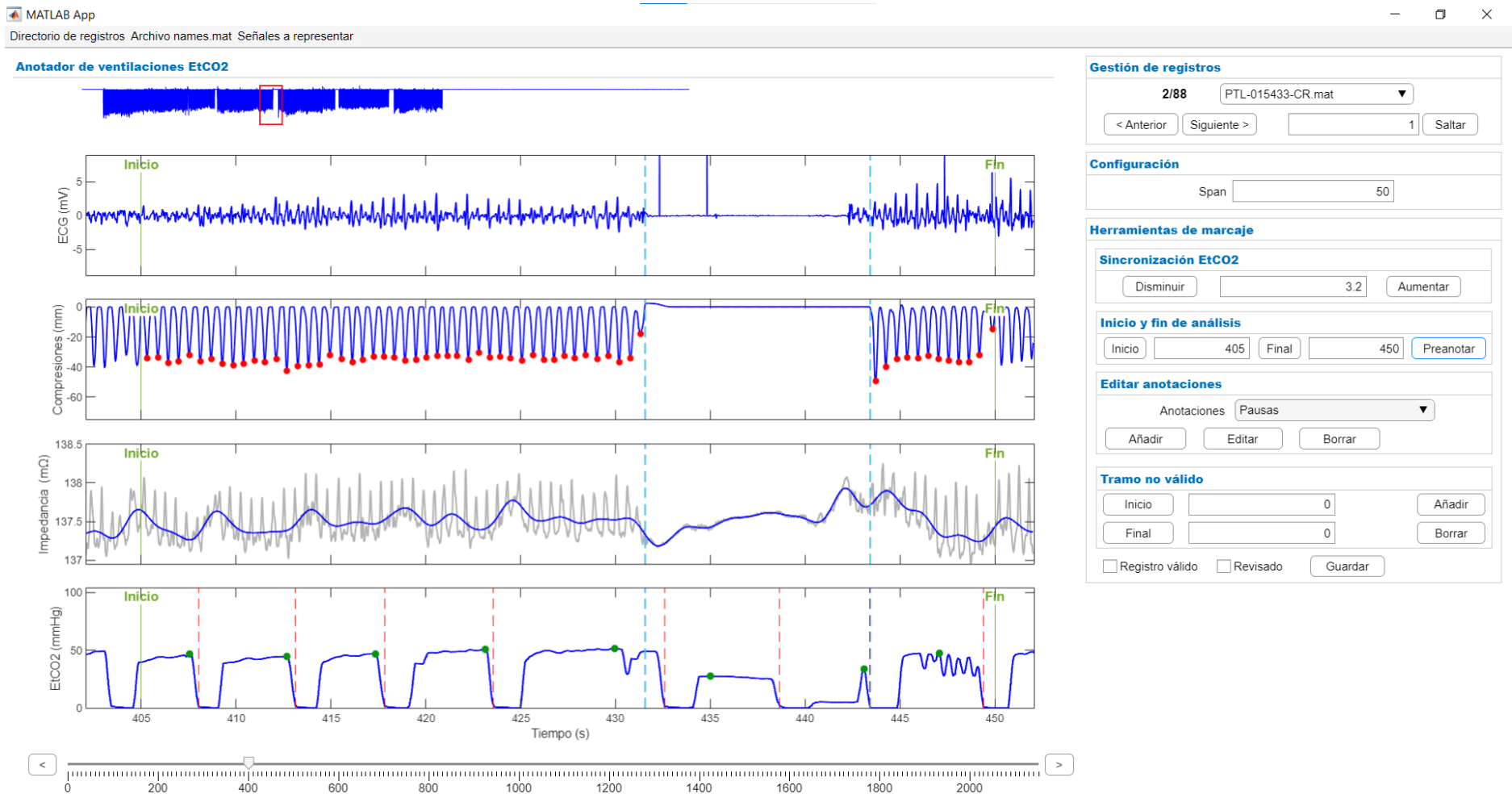


Figura 11.12. Ejemplo de preanotaciones automáticas que calcula la herramienta

c. Subpanel de Editar anotaciones

Los botones de *Añadir*, *Editary* *Borrar* son los que, en definitiva, permiten la edición de antaciones (Figura 11.13). El botón de *Editary* simplemente implementa las funciones de los botones de *Borrar* y *Añadir*, en este orden.



Figura 11.13. Subpanel de *Editary* anotaciones

Además de la posibilidad de editar los parámetros de pausas, compresiones, ventilaciones y ETCO₂, en el menú desplegable se da la opción de añadir o borrar un ritmo asignado a una pausa en concreto (Figura 11.14).

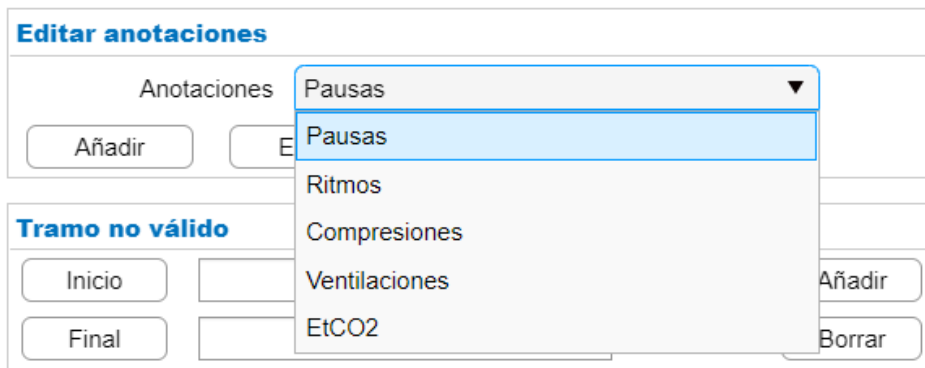


Figura 11.14. Opciones de anotaciones a añadir, editar o borrar

Al clicar en *Ritmos* y *Añadir*, por ejemplo, y seleccionar una pausa, se presenta un pequeño panel emergente que muestra todos los ritmos que se pueden asignar al ritmo seleccionado (Figura 11.15).

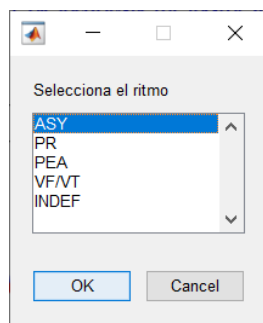


Figura 11.15. Posibles ritmos a asignar a una pausa

En este caso, al tratarse de una asistolia, se clicca en *ASY*, y pasa a mostrarse sobre el *subplot* de la señal ECG este tipo de ritmo en formato texto (Figura 11.16).

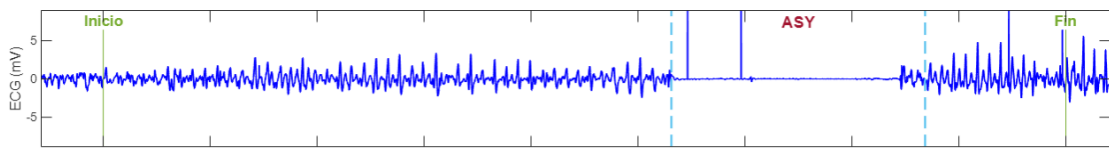


Figura 11.16. Ejemplo de anotación de ritmo

d. Subpanel de Tramo no válido

A medida que se avanza por el registro, puede darse el caso de que existan tramos que haya que descartar, eliminándose las anotaciones que queden dentro de él. Este subpanel se utiliza para añadir uno nuevo o eliminar uno existente (Figura 11.17).

Tramo no válido			
Inicio	<input type="text" value="0"/>	Añadir	
Final	<input type="text" value="0"/>	Borrar	

Figura 11.17. Subpanel de Tramo no válido

Cuando se añade un tramo no válido, se crea nuevamente un panel emergente que muestra las opciones por las que este se ha decidido descartar (Figura 11.18).

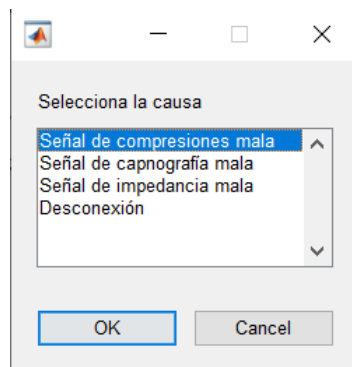


Figura 11.18. Opciones de adición de tramo no válido

En la Figura 11.19 se observa cómo queda representado un tramo no válido por *Señal de capnografía mala*.

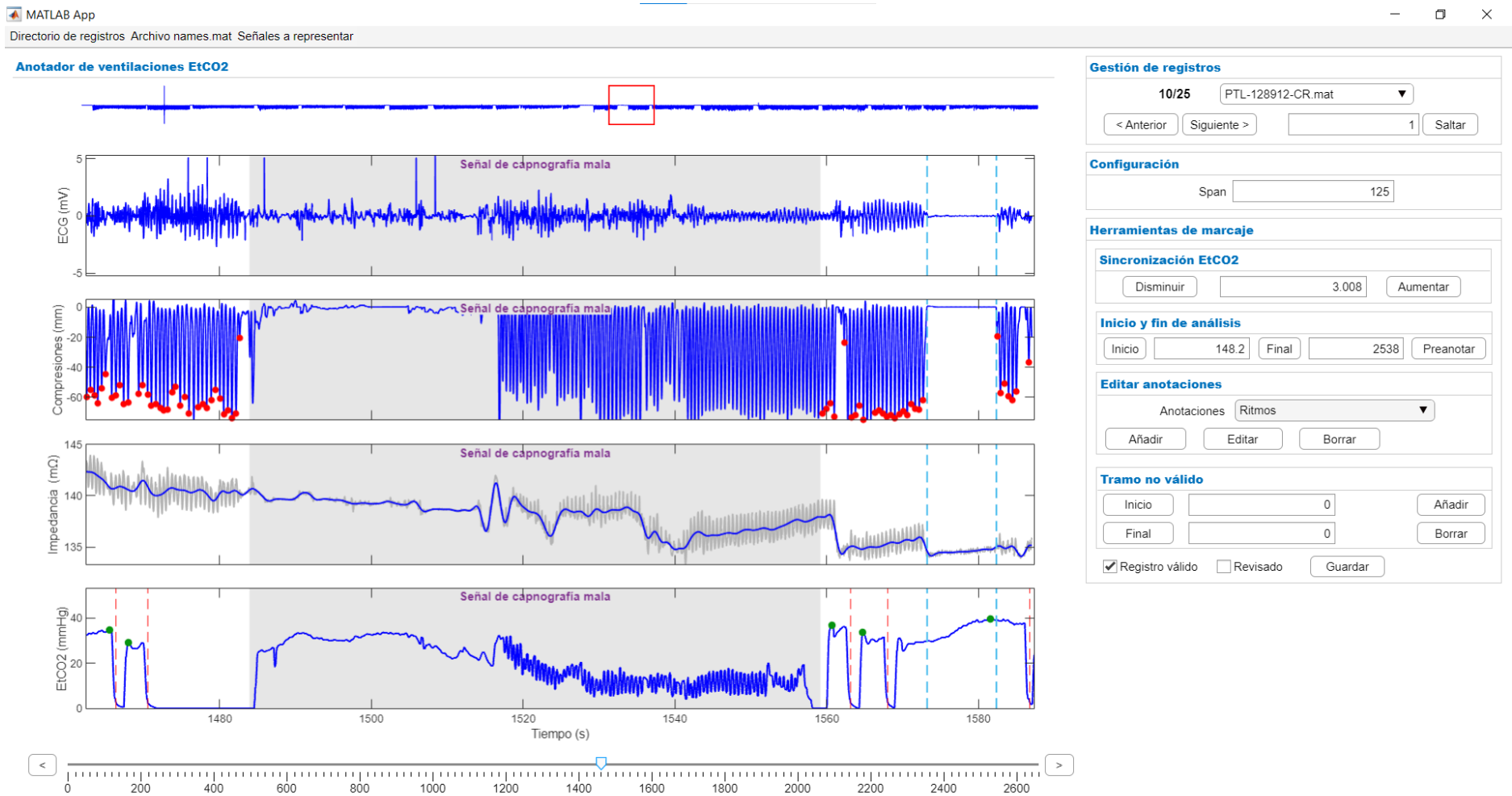


Figura 11.19. Visualización de tramo no válido

11.1.5. Registro válido, revisado y Guardar

Ya concluido el proceso de anotación del registro en cuestión, se decidió incluir, por un lado, los *checkbox* de *Registro válido* y *Revisado* (Figura 11.20). El primero se marcó si los revisores determinaron que el registro cumplía con las características requeridas para trabajar con él; el segundo, cuando los proyectistas hubieran realizado las anotaciones pertinentes.

Para finalizar, y antes de pasar a anotar otro registro o cerrar la aplicación, pulsando el botón de *Guardar* la herramienta volcaba las nuevas anotaciones al fichero de anotaciones.mat mencionado. Si ya existían anotaciones relativas al registro en cuestión, la información se sobrescribiría.



Figura 11.20. Checkbox de Registro válido y Revisado y botón de Guardar