

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE BUENOS AIRES – ITBA
ESCUELA DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA**

**DESARROLLO DE UNA HERRAMIENTA DE
CUANTIFICACIÓN REGIONAL BASADA EN LA
MECÁNICA RESPIRATORIA Y LA TOMOGRAFÍA
POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA**

AUTOR/ES: Celoria, Paula (Leg. N° 53324)

Nanni, Federico (Leg. N° 52112)

PROFESOR RESPONSABLE O TUTOR/ES: Madorno, Matías

**TRABAJO FINAL PRESENTADO PARA LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
BIOINGENIERO**

BUENOS AIRES

PRIMER CUATRIMESTRE, 2017

RESUMEN

La combinación de los parámetros globales de la mecánica respiratoria con la sincronización de las señales de ventilación mecánica y de tomografía por impedancia (TIE), se puede utilizar para hallar información regional. El objetivo de este proyecto apunta al desarrollo de una herramienta basada en la TIE para calcular la heterogeneidad de las complacencias regionales del sistema respiratorio.

Se utilizó un modelo animal porcino con síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA) para la validación de la herramienta. Se utilizaron mediciones de la mecánica respiratoria basadas en el flujo y presión de la vía aérea, y, por TIE, se obtuvieron las imágenes de variación de impedancia sobre ocho cerdos que fueron ventilados con siete niveles de presión positiva al final de la espiración (PEEP). La aplicación de PEEP es una maniobra común en la práctica clínica que sirve para prevenir el colapso alveolar. La PEEP adecuada dependerá de la mecánica respiratoria de cada individuo, es por esta razón que existe un gran interés en buscar herramientas alternativas que ayuden potencialmente a mejorar la selección del nivel de PEEP para cada paciente. La TIE aporta información adicional que podría derivar en un mayor entendimiento del sistema respiratorio.

Se calculó la complacencia estática en una respiración con pausa y se evaluó la heterogeneidad de la complacencia regional para cada nivel de PEEP utilizando el rango intercuartil. Las mediciones de complacencia regional mostraron un mayor rango intercuartil en los valores centrales de PEEP donde la complacencia es mayor. Se correlacionaron los valores de complacencia con los de heterogeneidad ($r^2=0,8547$). En el modelo de SDRA estudiado, al aumentar la complacencia, aumenta la heterogeneidad del comportamiento elástico del sistema respiratorio.

TABLA DE CONTENIDOS

Resumen	2
Agradecimientos.....	4
Abreviaturas	5
Introducción	6
Anatomía y Fisiología del sistema respiratorio.....	6
Mecánica Respiratoria y asistencia ventilatoria Mecánica (AVM)	7
Motivación del Proyecto.....	12
Tecnología utilizada: Tomografía por Impedancia Eléctrica.....	14
Funcionamiento	14
Conductividad de los Tejidos corporales	19
Factores que pueden afectar las mediciones.....	20
Marco Teórico	21
Modelo utilizado	21
Desarrollo.....	23
Acondicionamiento de Señales	24
Obtención de la Complacencia Regional	25
Validación de la herramienta	26
Resultados	28
Discusión.....	32
Conclusiones.....	35
Proyecciones a futuro	36
Bibliografía	37
Anexo	39

AGRADECIMIENTOS

A nuestro tutor y profesor, Matías Madorno, quién nos guió en el transcurso del proyecto y con pasión compartió su conocimiento del tema.

A MBMed S.A., por proporcionarnos las instalaciones, el material necesario para el desarrollo del proyecto y un ambiente cálido y enriquecedor de trabajo.

A todos los profesionales que participaron en alguna etapa de este proyecto.

Al ITBA, sus autoridades y profesores, por habernos brindado una formación de excelencia.

A nuestras familias, por acompañarnos y apoyarnos en esta etapa de nuestra formación.

ABREVIATURAS

AVM – Asistencia ventilatoria mecánica

C – Complacencia

C_{sr} – Complacencia del sistema respiratorio

C_{stat} – Complacencia estática

F - Flujo

MR – Maniobra de reclutamiento

P_{aw} – Presión de la vía aérea

PCV – Ventilación controlada por presión (Pressure Controlled Ventilation)

PEEP – Positive end-expiratory pressure (presión positiva al final de la espiración)

PEEP_i – PEEP intrínseca (también llamada autoPEEP)

P_{elast} – Componente elástica de la presión

PIP – pico de presión inspiratoria (peak inspiratory pressure)

P_{mus} – Componente neuromuscular de la presión

P_{plat} – Presión al final de la pausa inspiratoria

P_{res} – Componente resistivo de la presión

R_{aw} – Resistencia de la vía aérea

SDRA – Síndrome de distrés respiratorio agudo

TIE – Tomografía por impedancia eléctrica

V_{CV} – Ventilación controlada por volumen (Volume Controlled Ventilation)

V_t – Volumen corriente

INTRODUCCIÓN

ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

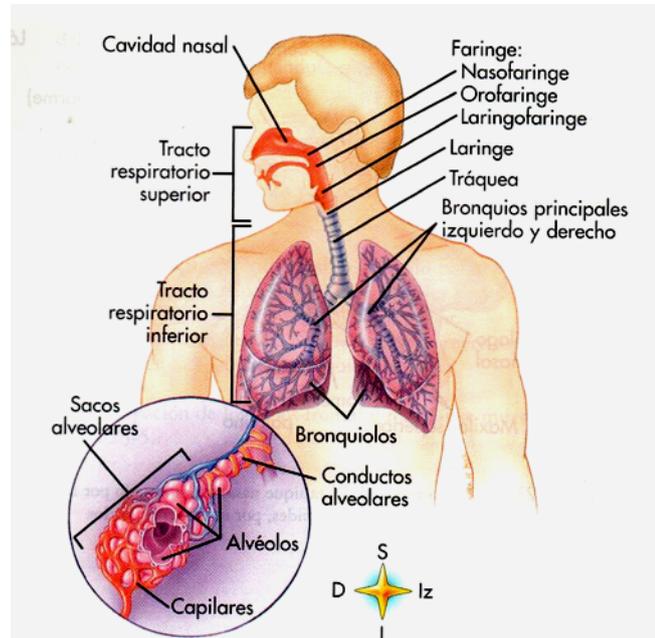


FIG. 1 REPRESENTACIÓN ESQUEMÁTICA DEL SISTEMA RESPIRATORIO[1]

El sistema respiratorio es responsable de transportar el aire hacia el interior del pulmón y lograr el intercambio gaseoso captando el oxígeno (O_2) atmosférico y eliminando dióxido de carbono (CO_2), subproducto de la respiración celular y desecho sanguíneo. Además de estas dos funciones principales, el sistema respiratorio filtra, calienta y humidifica el aire que respiramos. Los pulmones, estructura esencial del sistema respiratorio, se ubican en la caja torácica, a ambos lados del corazón, delimitado por el mediastino y protegidos por las costillas. El pulmón derecho es mayor en tamaño comparado con su homólogo izquierdo debido al espacio que ocupa el corazón. A la vez, los pulmones están conformados por lóbulos, tres en el pulmón derecho y dos en el izquierdo. Este órgano, que interviene en la oxigenación de la sangre, es formado por tejido conectivo que encierra estructuras tubulares, las cuales se van bifurcando, disminuyendo progresivamente su diámetro en bronquios y bronquiolos hasta alcanzar los alvéolos (Ver Fig 2.A y Fig. 2.B). El alvéolo es la unidad funcional de los pulmones y se

estima que hay 300 millones en cada uno. Son pequeñas estructuras recubiertas por una pared capilar y están en íntimo contacto con los vasos capilares para lograr intercambio gaseoso o hematosis mediante difusión simple. El revestimiento epitelial alveolar consiste de fibroblastos de tejido conectivo, responsables de capturar y fagocitar partículas nocivas, neumocitos de tipo I, encargadas de llevar a cabo el intercambio gaseoso y los neumocitos de tipo II que intervienen en la distensión y recuperación del tamaño del alvéolo mediante la secreción y degradación de surfactante.¹

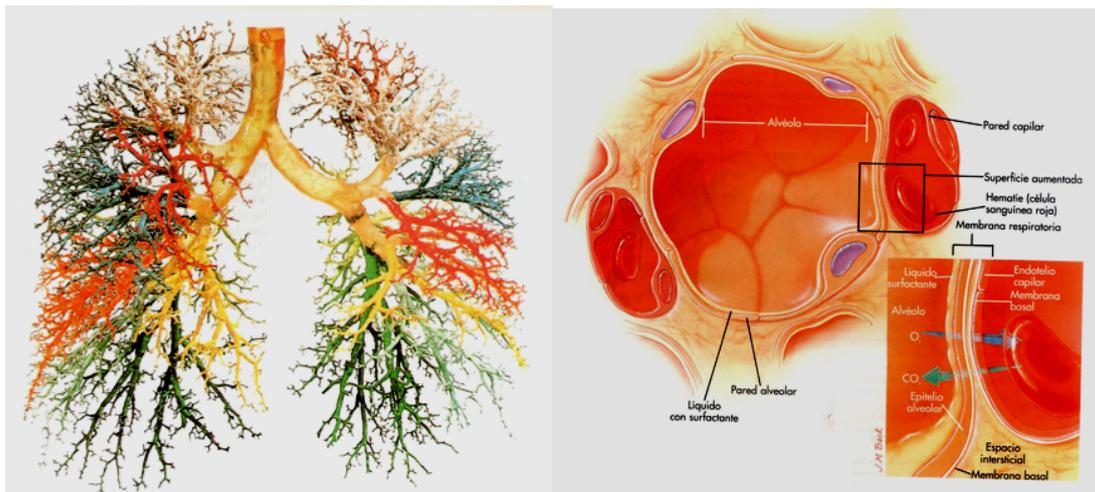


Fig. 2 (A) Modelo de los espacios aéreos de los pulmones. (B) Alvéolo; estructura intercambiadora de gas en los pulmones. [1]

MECÁNICA RESPIRATORIA Y ASISTENCIA VENTILATORIA MECÁNICA (AVM)

La ventilación es el proceso en el cual aire atmosférico entra en los pulmones y expulsa aire rico en dióxido de carbono. Ésta se lleva a cabo por distintos grupos musculares (principalmente el diafragma) que cambian el volumen de la cavidad torácica creando presiones que generan flujo de aire hacia adentro y afuera. En fisiología respiratoria se mide el volumen de aire inspirado en litros (L) o mililitros (mL) mientras que la presión en centímetros de agua (cmH₂O). Los volúmenes principales con los que se trabaja en mecánica respiratoria son los detallados en la Fig. 3 [2]. El flujo, movimiento de volumen de aire por unidad de tiempo, se expresa generalmente en litros por minuto

¹ El **surfactante** o **agente tensoactivo**, son sustancias que influyen por medio de la tensión superficial en la superficie de contacto entre dos fases. Término que proviene de "Surface active agent" (agente activo de superficie).

(L/min) y la resistencia, fuerza que se opone a la circulación de flujo en centímetros de agua sobre litros por minuto (cmH₂O/L/min).

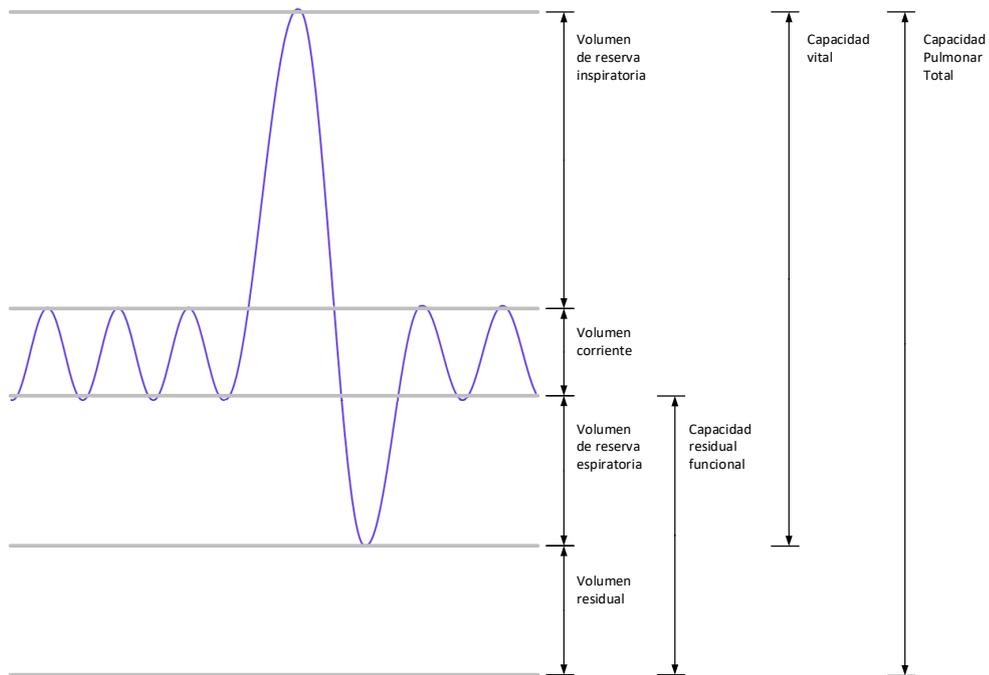


FIG. 3 VOLUMENES Y CAPACIDADES PULMONARES

Las fases de la ventilación son dos, la inspiración y la espiración. En la respiración espontánea, la inspiración consta de la contracción del diafragma que se desplaza hacia abajo y los músculos intercostales externos que levantan la parrilla costal y esternón agrandando la caja torácica. Este incremento en el volumen torácico genera una presión negativa intra-alveolar con respecto a la atmosférica causando que fluya aire hacia adentro del pulmón, reduciendo progresivamente el gradiente de presión. Luego, para la espiración, los músculos inspiratorios se relajan y, como los pulmones y la caja torácica son estructuras elásticas², tienden a retornar a su posición de equilibrio, produciendo una presión positiva intra-alveolar con respecto a la atmosférica que expulsa el aire hacia el exterior. La condición de equilibrio ocurre cuando la presión alveolar se iguala a la presión atmosférica y el flujo es cero. La frecuencia respiratoria normal para un adulto es de 12 – 20 ciclos por minuto en reposo.

² Cuerpo que se deforma y almacena la energía que se le entrega y devuelve energía al recuperar forma original.

La complacencia pulmonar hace referencia a la capacidad elástica de los tejidos del sistema respiratorio. Se expresa como el cociente entre la variación de volumen y la variación de presión y se mide en mililitros por centímetro de agua (mL/cmH₂O):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

En fisiología respiratoria se utiliza también la inversa de la complacencia, la elastancia:

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

El monitoreo cardio-respiratorio ideal para pacientes que se encuentran en asistencia ventilatoria mecánica (AVM) debe proveer información relevante para la clínica, poder ser realizado al lado de la cama del paciente, en tiempo real y de manera no invasiva. Algunas situaciones clínicas son muy proclives a generar marcadas alteraciones tanto en la mecánica pulmonar como en el estado hemodinámico y requieren un seguimiento cercano para prevenir alteraciones mayores o guiar estrategias de soporte ventilatorio.

El respirador es un dispositivo médico que procura proporcionarle al paciente una ventilación pulmonar eficaz estando conectado externamente o al interior de la tráquea. El uso de respiradores en este contexto sirve para asistir parcialmente (ventilación asistida) o controlar por completo la respiración (ventilación controlada). Se pueden utilizar respiradores con varios modos ventilatorios. Los dos principales modos son por control del volumen (VCV) y por control de la presión (PCV) que se le entrega al paciente.

Cuando un respirador está siendo controlado por presión, el gradiente generado provoca un flujo positivo de aire hacia los alvéolos incrementando el volumen pulmonar. Este incremento del volumen dependerá de la resistencia y de la complacencia del paciente. Luego el respirador disminuye la presión en la vía aérea generando otro gradiente de presión que provocará flujo negativo o hacia afuera del paciente, efectuando la espiración. Es necesario preestablecer, entre otros parámetros, un nivel de presión durante la inspiración (PIP), y otro durante la espiración (PEEP o presión positiva

al final de la espiración). Durante el ciclo inspiratorio se aplicará la PIP, mientras que, en el espiratorio, la PEEP.

Por otro lado, cuando el respirador es controlado por volumen, éste aportará la presión necesaria para entregar el flujo deseado preestablecido. En este caso la presión de la vía aérea depende de las características mecánicas (resistencia y complacencia) del sistema respiratorio del paciente. En la Fig. 4, se observan las curvas típicas de volumen, flujo y presión utilizando un modo de control por volumen. Como se puede observar en este caso, la PEEP establecida por el especialista es de 30 cmH₂O.

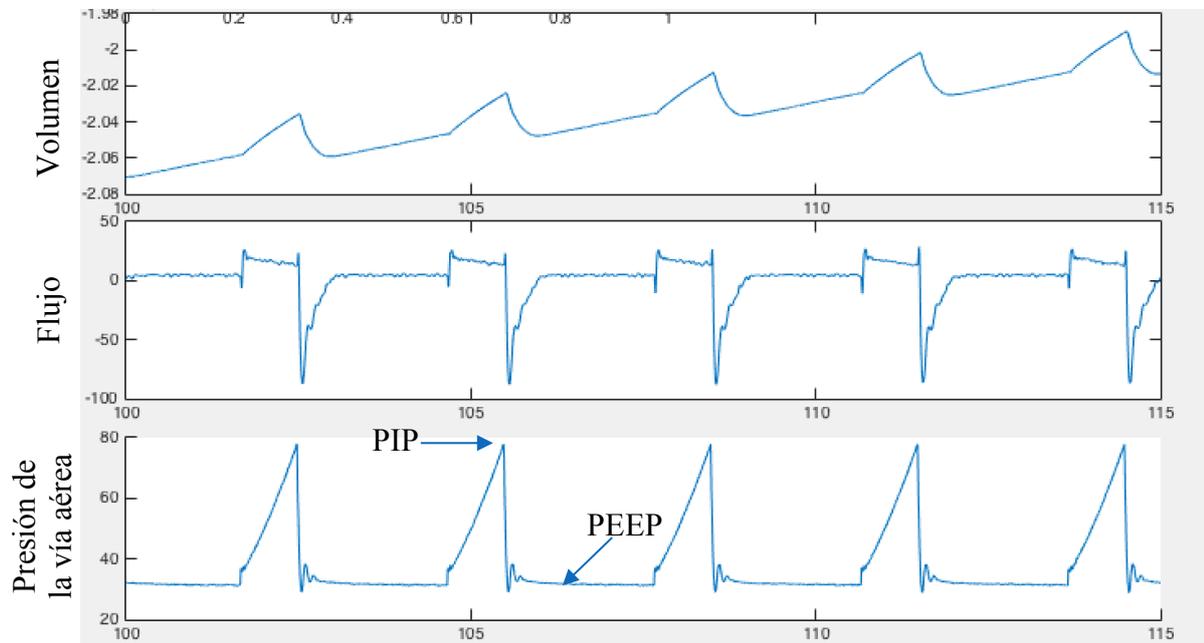


FIG. 4 VENTILACIÓN CONTROLADA POR VOLUMEN (VCV). CURVAS DE VOLUMEN, FLUJO Y PRESIÓN DE LA VÍA AÉREA.

Se denominan ‘zonas dependientes del pulmón’ a las partes más bajas del pulmón en relación con la gravedad. En una persona respirando espontáneamente, en posición erguida, las zonas dependientes del pulmón corresponderán a los lóbulos inferiores. Esto se debe a que la gravedad y el peso del pulmón actúan sobre la ventilación aumentando la presión pleural en la base lo que reduce el volumen alveolar. En situaciones de cirugía, es muy común utilizar anestesia general, la cual ocasiona colapso alveolar en las zonas más dependientes del pulmón en la mayoría de los pacientes. Estos pacientes

típicamente estarán en posición decúbito supino y el colapso se presentará en la región más dorsal de los pulmones. Durante la inducción anestésica, el pulmón se colapsa rápidamente y este colapso puede persistir horas o incluso hasta varios días posteriores a la cirugía. La atelectasia o colapso post operatoria no solo ocasiona un anormal intercambio gaseoso e hipoxemia³ que puede ser de magnitud considerable, sino que también puede ocasionar otras complicaciones peri-operatorias como las infecciones pulmonares.

En el contexto de la anestesia general, la AVM es una de las principales terapias de soporte utilizada para mantener un adecuado intercambio de gases, aunque lamentablemente no está exenta de complicaciones que pueden afectar negativamente a la función pulmonar, pudiendo generar atelectasia y/o sobre-distensión⁴. La aplicación de PEEP mejora la hipoxemia, disminuye la fracción de shunt intra-pulmonar⁵ y podría tener efectos protectores a nivel pulmonar, posiblemente al provocar reclutamiento⁶ alveolar, evitar el colapso y la reapertura alveolar cíclica (atelectrauma), y homogenizar la ventilación[3]. La utilización de un nivel de PEEP suficiente para reclutar zonas de colapso alveolar y evitar el atelectrauma⁷, acompañado con moderados volúmenes corrientes que protejan al pulmón de la sobre-distensión, es la estrategia ventilatoria estándar en la mayoría de las enfermedades respiratorias que requieren soporte ventilatorio o incluso en pacientes que no tengan enfermedad pulmonar pero que requieran de AVM. Sin embargo, la aplicación de niveles de PEEP inadecuados puede traer efectos negativos fundamentalmente a nivel pulmonar y hemodinámico. Es por ello que la elección de un nivel adecuado de PEEP es primordial, aunque no siempre sencillo de lograr.

³ La **hipoxemia** es la deficiencia de oxígeno en el sistema. Puede tener origen respiratorio y causar hipoxia, que es la deficiencia de oxígeno en los tejidos.

⁴ Hay **sobre-distensión** cuando la presión transpulmonar en alguna región es muy alta, pudiendo causar inflamación o incluso ruptura alveolar.

⁵ **Shunt intra-pulmonar** es el fenómeno por el cual una fracción del volumen sanguíneo que fluye a través del pulmón no es oxigenado. El causante puede ser la falta de ventilación alveolar – por colapso, obstrucción o reducido flujo de aire – o que ciertos vasos no irrigen efectivamente determinados alvéolos (shunt anatómico). Una elevada tasa de shunt intra-pulmonar puede darse en cuadros de neumonía, edemas pulmonares, atelectasia, entre otros.

⁶ El **reclutamiento** alveolar consiste en abrir unidades alveolares colapsadas.

⁷ **Atelectrauma** son las lesiones (desgarro alveolar, alteración del surfactante y lesión del endotelio microvascular) que genera el repetitivo reclutamiento y desreclutamiento de alvéolos inestables.

El síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA) es una condición que imposibilita el llenado alveolar de forma satisfactoria. El SDRA es común que surja como consecuencia de la ausencia o mal funcionamiento del surfactante que recubre la superficie del alvéolo. Esta condición afecta al intercambio gaseoso. Una de las causas que pueden originarlo es la inhalación de sustancias extrañas como agua, vómito, humos u otros agentes tóxicos[1]. Los pacientes con SDRA requieren cuidados intensivos y soporte de ventilación mecánica[4]. Se aplica una maniobra de reclutamiento (MR) y una PEEP para abrir y mantener abiertas las vías áreas pulmonares colapsadas, disminuyendo el riesgo de hipoxemia[5]. La eficacia de esta maniobra depende de la capacidad de reclutamiento pulmonar de cada individuo y varía con la severidad del SDRA.

MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

Este proyecto apunta al desarrollo de una herramienta basada en la tomografía por impedancia eléctrica (TIE) para calcular la heterogeneidad de las complacencias regionales del sistema respiratorio. El proyecto requiere el diseño de la técnica para poder hacer la medición regional e implementarla en un software para simplificar su aplicación.

En la configuración del respirador uno de los parámetros a definir es la PEEP. Dada la complejidad de la situación fisiopatológica de los pacientes con AVM no existe consenso en la literatura sobre cuál es la mejor estrategia para definir el nivel óptimo de PEEP para cada paciente.

El potencial de esta herramienta es el aporte de información adicional sobre la mecánica respiratoria del paciente para que el profesional de la salud tenga una visión más completa de la situación en cual basar su decisión sobre el tratamiento. La necesidad de asistencia ventilatoria mecánica es la principal razón de internación en una unidad de terapia intensiva y la población de este sector tiene riesgo de muerte elevado. Cabe destacar que, los pacientes que tienen SRDA grave tienen una mortalidad del 46,1% [6]. Por lo cual, un tratamiento que mejore levemente el pronóstico de estos pacientes son vidas concretas que se salvan. Además, al reducir el tiempo de internación del paciente,

mejora el pronóstico de ese paciente y libera la cama y habilita los recursos para otro paciente mejorando la eficiencia de los recursos del sistema de salud.

El objetivo a futuro es que esta herramienta propuesta se convierta en una herramienta clínica y que se integre al monitoreo respiratorio como producto certificado para uso en pacientes.

La realización de este proyecto nace en la empresa argentina MBMed S.A, la cual es líder en el mercado local e internacional de monitoreo de la mecánica respiratoria y se especializa en el desarrollo, fabricación, comercialización y servicio técnico de equipos médicos. A partir de la adquisición de tecnología de TIE, surge el presente proyecto, que combina enfoques multidisciplinarios aplicados al área de investigación y desarrollo de un producto médico. Dado el potencial, la empresa MBMed S.A. está dispuesta a cubrir los costos del desarrollo.

TECNOLOGÍA UTILIZADA: TOMOGRAFÍA POR IMPEDANCIA ELÉCTRICA

Antes de continuar es necesario preguntarse por qué se tiene interés en una tecnología como la TIE. ¿No se podría usar, en cambio, otro tipo de técnica por imágenes más estudiada e implementada, como lo son las capturas por ultrasonido, la resonancia magnética (MRI), tomografía computada (CT) o rayos X (RX)?

Las imágenes por ultrasonido sirven como herramienta de diagnóstico de algunas afecciones pulmonares, pero presentan limitaciones. En particular, el aire es un mal transductor de ondas sonoras en comparación con soluciones, como la sangre (en algunos casos se estudian los vasos sanguíneos utilizando ultrasonido por efecto Doppler), y tejidos, como el músculo, la piel, la grasa o los distintos órganos. Al incidir a través del tórax con ultrasonido, la interface pleura-aire genera dispersión de las ondas sonoras. Esta dispersión afecta la calidad de la imagen obtenida en regiones posteriores a la interface pleura-aire. Adicionalmente, las componentes óseas funcionan como barrera al ultrasonido. La mayor diferencia con las conocidas técnicas de imágenes médicas como la CT, los rayos X, o la MRI, es que la TIE provee imágenes en tiempo real para observar la respiración del paciente y no una única imagen en un instante de tiempo. Además, es una técnica que no utiliza radiación ionizante (RX y CT) y puede ser utilizada al pie de la cama del paciente.

Estas y otras razones hacen atractivo el uso de TIE para estudiar el sistema respiratorio de manera regional.

FUNCIONAMIENTO

La tomografía por impedancia eléctrica (TIE) reconstruye una imagen transversal (plano transversal, ver Fig. 5) de una región de interés a partir de mediciones eléctricas no invasivas con electrodos colocados en la superficie corporal. Los electrodos pueden colocarse individualmente o en una configuración pre-establecida, por ejemplo, como parte de un cinturón de electrodos. Este último método permite estandarizar de una manera sencilla los procedimientos tomográficos.

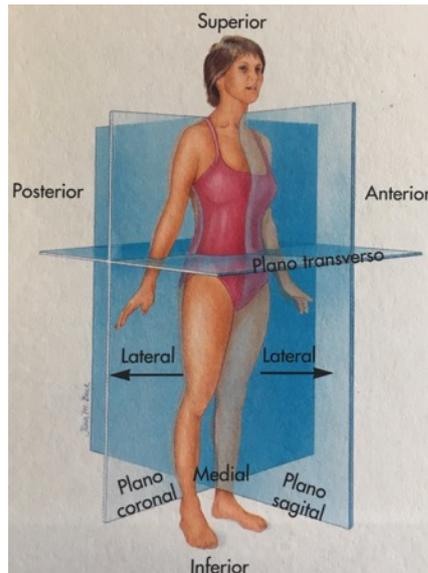


FIG. 5 POSICIONES Y PLANOS ANATÓMICOS[1]

Los dispositivos que se comercializan hoy en día utilizan entre 8 y 32 electrodos[7]. Un alto número de electrodos ofrece una mayor resolución espacial y redundancia de datos que permite el descarte ante información difusa por mala conexión. Sin embargo, es importante aclarar que la cantidad de electrodos no es proporcional a la resolución de la imagen, debido a que, a diferencia de los equipos de tomografía por radiación electromagnética, las corrientes eléctricas pueden tomar recorridos impredecibles en cada medición.

Existen dispositivos de TIE con diversas características, como la cantidad de electrodos o tipos de adquisición. En lo que refiere a este proyecto, se utiliza el dispositivo BB2 fabricado por Swisstom AG[8] colocado alrededor de la región de interés, en este caso el tórax. El dispositivo BB2 utiliza un cinturón con 32 electrodos de fácil colocación y disponibles para distintos tamaños. La forma del cinturón facilita la colocación ya que proporciona la altura a la que se ubicará el arreglo de electrodos. Algunos estudios han probado la implementación de más de dos planos de corte para evaluar las diferencias en ventilación regional[9][10].



FIG. 6 CINTURÓN DE 32 ELECTRODOS (SWISSTOM AG BB2)[11]

Para realizar una medición de TIE se aplica pequeñas corrientes eléctricas alternas a través de pares de electrodos para registrar las diferencias de tensión en los electrodos pasivos restantes. Este proceso se realiza para todos los pares de electrodos en una secuencia predefinida, y la imagen resultante será la combinación de todas las mediciones del ciclo (Ver Fig. 7).

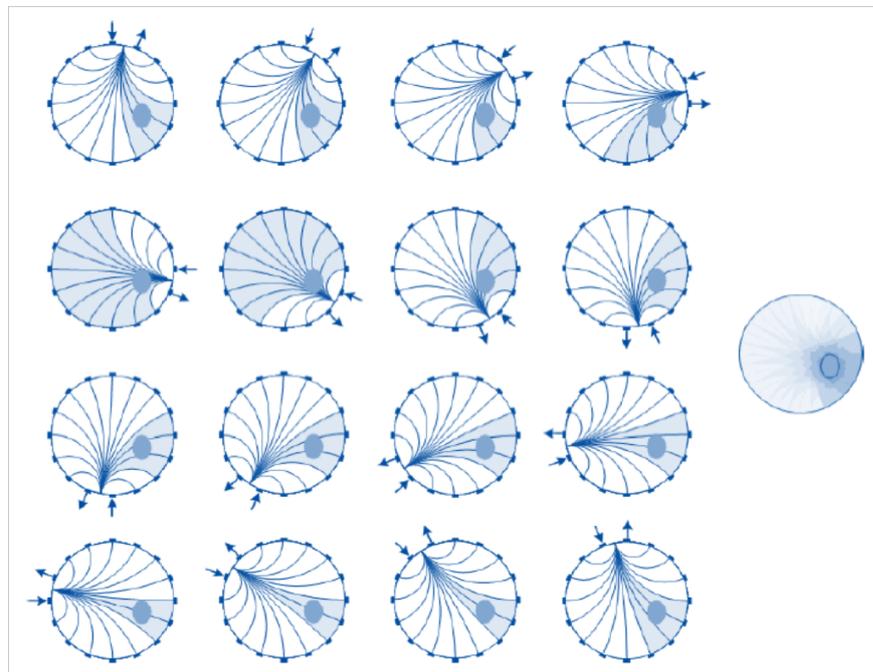


FIG. 7 PROCESO DE GENERACIÓN DE UNA IMAGEN (16 ELECTRODOS)

La distribución de conductividad junto con la aplicación de algoritmos matemáticos será lo que determinará la imagen tomográfica. La estimulación aplicada es

imperceptible para el cuerpo humano. La duración de un ciclo de aplicación, durante el cual se adquiere el conjunto de datos total que permite reconstruir la región de interés, determina la frecuencia de muestreo. Los dispositivos de TIE actuales, como es el caso del BB2 ofrecen una frecuencia de muestreo de 40 a 50 imágenes por segundo. Frecuencias de muestreo elevadas permitirán observar cambios fisiológicos de mayor frecuencia.

La alta frecuencia de muestreo hace posible el estudio de procesos fisiológicos u órganos de manera dinámica y en tiempo real, a diferencia de las técnicas tradicionales de imágenes médicas, como la MRI la CT o los RX. Estas técnicas de imágenes médicas tienen alta resolución espacial mientras que la TIE proporciona una resolución temporal (Ver Fig. 8). Además, para obtener una radiografía, CT o MRI se requiere un desplazamiento del paciente hacia una sala equipada y con protección adecuada según el dispositivo. Llevar a un paciente en condiciones críticas hacia estas salas presenta riesgos y requiere cuidados adicionales mientras que la TIE puede ser utilizada en diversos espacios clínicos y sin tener que irradiar al paciente ni movilizarlo, como, por ejemplo, en terapias intensivas.

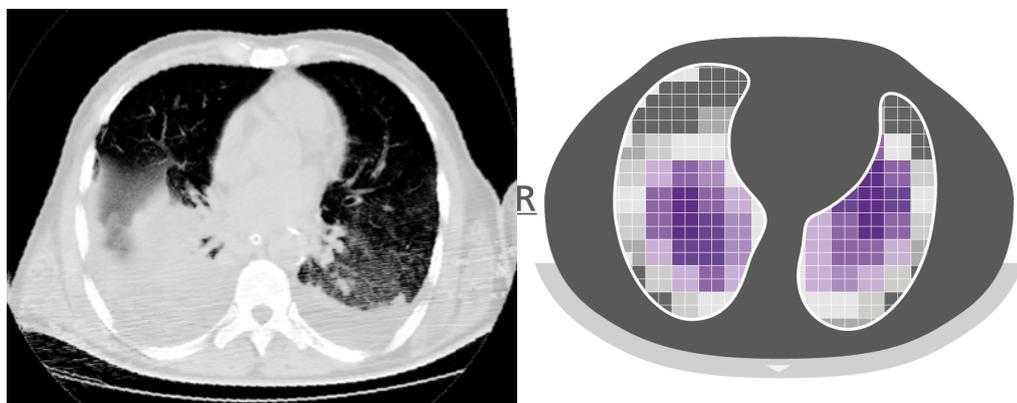


FIG. 8 COMPARACIÓN DE IMAGENES ENTRE CT Y TIE[8]

A continuación, se muestra una secuencia de imágenes obtenidas por TIE en una respiración utilizando el dispositivo BB2.

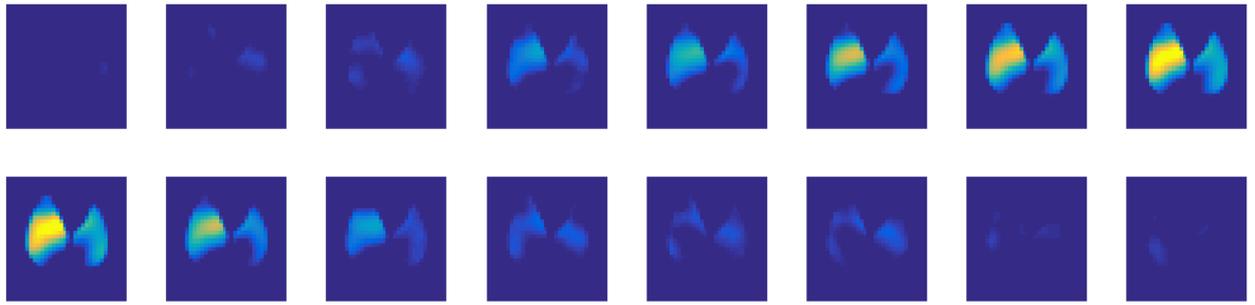


FIG. 9 CICLO RESPIRATORIO OBTENIDO POR TIE DE UN CERDO CON LESIÓN PULMONAR EXPERIMENTAL. CORTE TRANSVERSAL. SE REALIZÓ UN SUB-MUESTREO DE LAS IMÁGENES PARA FACILITAR LA VISUALIZACIÓN.

Es importante aclarar que la Fig. 9 no proyecta las impedancias absolutas, sino el cambio de impedancias tomando como referencia el inicio de inspiración (la primera imagen). Por ejemplo, para una imagen n , se tiene que:

$$\Delta Z^n(x) = Z^n(x) - Z^i(x)$$

donde $\Delta Z(x)$ será el cambio de impedancia que percibe la región x con respecto a la impedancia del inicio de esa inspiración i .

Por otro lado, existe otra curva de TIE de interés llamada 'composite' o compuesta, que se asemeja a la curva de volumen de ventilación del paciente. Cada punto de esta curva es el resultado de la suma de todos los puntos de impedancia obtenidos de la imagen de TIE en ese instante de tiempo. La Fig. 10 muestra un ejemplo de la curva de volumen y la de composite sincronizadas. En este caso, el composite fue tomado teniendo en cuenta únicamente las regiones pertenecientes a los pulmones. El contorno del pulmón es una estimación antropométrica que proviene del estudio de la estructura anatómica según género, peso y altura del paciente. Si en el cálculo se utilizara la imagen tomográfica en su totalidad, sería posible observar el ritmo cardíaco, ya que los cambios de volumen del corazón y su movimiento dentro de la cavidad torácica cambiaría las propiedades conductivas del corazón y su alrededor. No obstante, es posible observar ruido cardíaco.

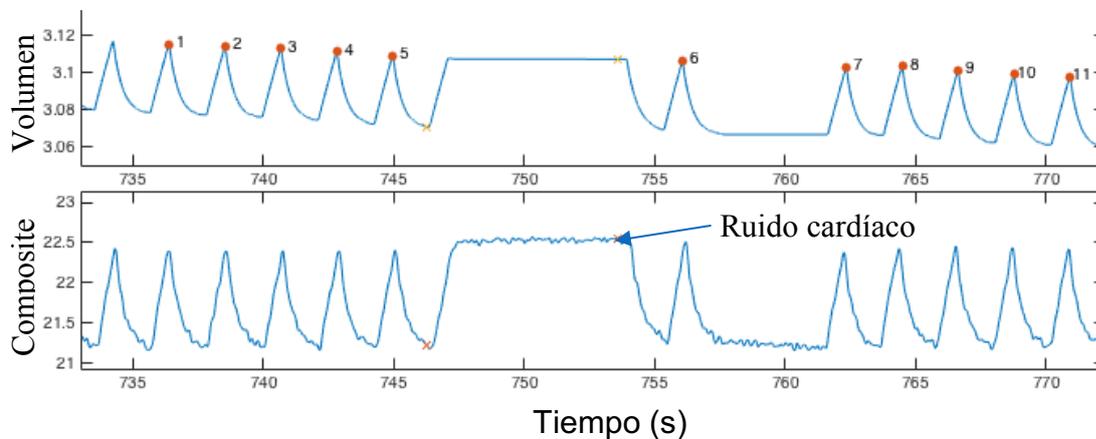


FIG. 10 CURVAS DE VOLUMEN Y COMPOSITE

CONDUCTIVIDAD DE LOS TEJIDOS CORPORALES

La posibilidad de obtener imágenes médicas de órganos y procesos fisiológicos mediante TIE se debe principalmente a las distintas conductividades que presentan los tejidos del cuerpo humano. Las propiedades conductivas del organismo están muy investigadas de forma *ex vivo*[12]. El factor de mayor influencia conductiva son los fluidos corporales y los de influencia resistiva son los gases. Por ejemplo, como el aire tiene una conductividad baja en comparación con los tejidos corporales, la diferencia de impedancia medida dentro del pulmón aumenta durante la inhalación y disminuye durante la exhalación (Ver Fig. 9 y 10). La TIE es sensible a los cambios en las propiedades de conductividad eléctrica del tejido a una frecuencia de estimulación dada y no a la conductividad absoluta. Las mediciones de conductividad conocidas de los distintos tejidos son, aproximadamente, 0,042 (pulmón inflado), 0,11 (pulmón desinflado), 0,48 (corazón) y 0,60 (sangre), medido en Siemens por metro (S/m)[7]. A frecuencias bajas (≤ 250 kHz), utilizadas por los sistemas de TIE, la corriente eléctrica fluye principalmente por las regiones de alta conductividad iónica. Las propiedades de conducción del tejido se describen por la admitancia (S) y su inversa, la impedancia(Ω).

FACTORES QUE PUEDEN AFECTAR LAS MEDICIONES

Existen factores que pueden interferir con las mediciones de TIE. Las más comunes están relacionadas con la sensibilidad de los datos generados frente a problemas de contacto de los electrodos o el movimiento de los mismos. Esto se soluciona parcialmente utilizando una gran cantidad de electrodos que permita la redundancia de información. Los movimientos corporales, incluidos los asociados al habla, pueden interferir con las mediciones sin importar que se mantenga correctamente el contacto y posicionamiento del cinturón de electrodos.

El modo de ventilación empleado también podría afectar las mediciones y los supuestos con los que se procesan los datos posteriormente.

Si se utilizaran en simultáneo, dispositivos médicos que tengan los mismos o similares mecanismos de funcionamiento que la TIE, o si hubiera presencia de implantes o heridas, cicatrices o suturas en la piel sobre la cual se realizan las mediciones, se estaría agregando artefactos[7]. Mantas térmicas y de aire pulsátil para el tratamiento de escaras en terapia intensiva también pueden generar interferencia.

MARCO TEÓRICO

Parte del desarrollo de esta herramienta requiere una buena comprensión de los procesos fisiológicos del sistema respiratorio. La siguiente sección procura demostrar el modelo utilizado y cómo se logró el desarrollo para la obtención de información regional del sistema respiratorio.

MODELO UTILIZADO

Para entender cómo se determina la complacencia regional y del sistema, es necesario detallar el modelo empleado que consta de un componente resistivo (utilizando la ley de Ohm) y un componente elástico (utilizando la ley de Hook). Para describir la mecánica ventilatoria se utiliza la siguiente ecuación de movimiento:

$$P_{mus} + P_{aw} = \underbrace{PEEPi + \frac{V_t}{C_{sr}}}_{\text{Componente Elástico}} + \underbrace{F \cdot R_{aw}}_{\text{Componente Resistivo}}$$

donde R_{aw} es la resistencia de la vía aérea, P_{aw} la presión ejercida en la vía aérea, F el flujo de aire, $PEEPi$ la presión positiva al final de la expiración intrínseca, V_t la variación de volumen del pulmón generado por el flujo que entra y sale del paciente, P_{mus} la componente neuromuscular de la presión y C_{sr} la complacencia del sistema respiratorio[13].

Cuando se utiliza un respirador, la presión que este genera debe distender las estructuras elásticas del pulmón y vencer el componente resistivo. Las variaciones de presión estarán dadas por:

$$\Delta P_{aw} = P_{elast} + P_{res} = \frac{V_t}{C} + F \cdot R_{aw}$$

La PEEP intrínseca ($PEEPi$) o *autoPEEP* es la presión que se halla presente en aquellos pacientes que mantienen un volumen de aire atrapado sin posibilidad de exhalarlo. En este caso, la presión alveolar será mayor a la de la vía aérea. La presencia de $PEEPi$ representará una carga umbral pre-inspiratoria la cual demandará una mayor

presión para iniciar la inspiración. Por otro lado, como detalla la Fig. 3, la capacidad residual funcional (CRF) es el volumen al final de la espiración cuando el sistema se encuentra en reposo. Fisiológicamente, la apertura alveolar es mantenida por la combinación de diversos factores, entre ellos, los adecuados niveles de surfactante, la presión alveolar de nitrógeno y la interdependencia alveolar. Es común que durante la ventilación mecánica se incrementen las posibilidades de colapso alveolar y es por esta razón que se utiliza la PEEP como medida protectora. La aplicación de PEEP externa implica un aumento en la presión al final de la espiración y en consecuencia un volumen superior que la CRF, disminuyendo o evitando el colapso alveolar. En este punto y si el flujo se hace cero, la presión alveolar se iguala a la PEEP externa.

Al ventilar por volumen o por flujo, queda definida la curva de presión por la mecánica del paciente. Esta curva brindará información de la resistencia y complacencia del paciente, y viceversa, cuando la ventilación es controlada por presión, la curva de volumen (y flujo) quedará definida por la mecánica del paciente. Cuando se utiliza el control por volumen como modo de ventilación, hay dos variables a configurar que guardan relación con la complacencia pulmonar estática. En primer lugar, se fija el volumen de aire que se debe suministrar en cada ciclo respiratorio. En este sentido una potencial ventaja de este modo ventilatorio es que se asegura el suministro de aire incluso frente a cambios resistivos y elásticos del sistema. En segundo lugar, se fija el nivel de PEEP.

Si bien en la respiración espontánea se utilizan músculos inspiratorios que generan la presión necesaria para que ingrese aire al cuerpo, en el presente trabajo se estudia un régimen de ventilación mecánica durante el cual se relaja muscularmente al individuo ($P_{mus} = 0$). Tomando en cuenta esta consideración, y analizando lo que sucede ante una pausa inspiratoria ($F = 0$), la ecuación de movimiento se puede simplificar a:

$$P_{aw} = PEEP + \frac{V_t}{C_{sr}}$$

siendo, en este caso, P_{aw} es la presión ejercida en la vía aérea por el respirador, $PEEP$ la presión al fin de la espiración (variable controlada por el respirador), V_t la diferencia de volumen de aire entre el comienzo de la inspiración y la pausa inspiratoria, y C_{sr} la

complacencia estática del sistema. La Fig. 11 muestra la curva de presión característica ante una pausa inspiratoria donde el flujo es cero.

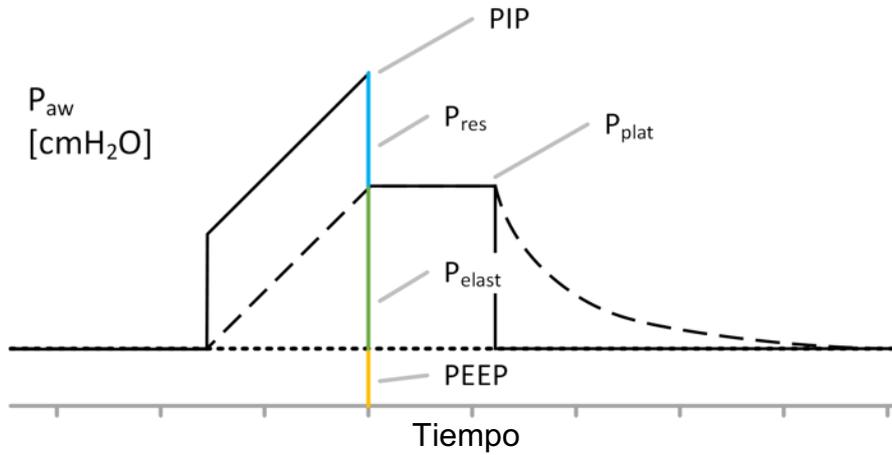


FIG. 11 CURVA DE PRESIÓN

Como se observa en la figura, la presión resistiva P_{res} está dada por la caída de presión entre el final de la inspiración y el final de la pausa inspiratoria. Por otro lado, analizando el componente elástico, se distinguen dos tipos de complacencias: dinámica y estática. Si se toman las mediciones de presión y volumen en momentos en los cuales el sistema se haya establecido, es decir, cuando desaparezcan los flujos de aire, se estará hablando de complacencia estática. En caso contrario, de complacencia dinámica. Se tiene que:

$$P_{plat} = PEEP + \frac{V_t}{C_{stat}}$$

Despejando la complacencia estática, C_{stat} :

$$C_{stat} = \frac{V_t}{P_{plat} - PEEP}$$

Siendo P_{plat} la presión al final de la pausa inspiratoria.

DESARROLLO

ACONDICIONAMIENTO DE SEÑALES

Para concretar el intercambio de información entre las señales del monitor y del tomógrafo, dispositivos distintos e incommunicados, el primer desafío fue realizar una sincronización off-line de los datos. Se buscó alinear las señales del monitor ($f_s = 256 \text{ Hz}$) y la del tomógrafo ($f_s \approx 50 \text{ Hz}$) tomando una respiración de referencia inicial, para luego escalar temporalmente la señal de TIE. Cada registro presentaba al menos una respiración con pausa inspiratoria, necesaria para medir la variación de presión para calcular la complacencia estática. Dicho ciclo respiratorio se usó como respiración de referencia, ya que era fácilmente identificable en la señal compuesta de impedancia del TIE y en la curva de volumen medido en la vía aérea. A partir de la respiración de referencia se obtuvieron los valores correspondientes a los picos del ciclo respiratorio de la quinta respiración anterior y posterior. Las diferencias temporales entre los picos se usaron para escalar en el tiempo las imágenes de TIE y luego se completó la sincronización alineando los picos mencionados.

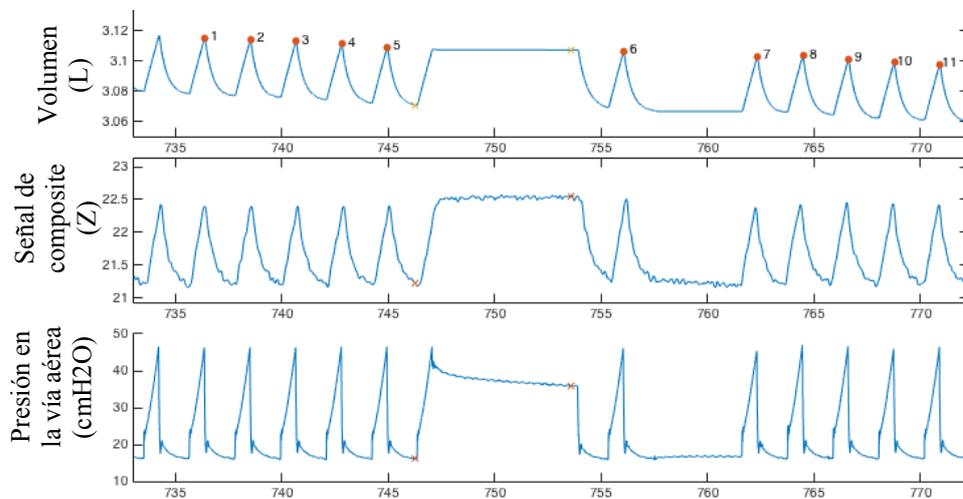


FIG. 12 SEÑAL DE TIE SINCRONIZADA CON LAS DE MECÁNICA RESPIRATORIA

 OBTENCIÓN DE LA COMPLACENCIA REGIONAL

Una vez alineadas las señales se eligieron manualmente los puntos de inicio de inspiración y de pausa inspiratoria sobre los correspondientes gráficos. Las variaciones de volumen y de las imágenes de impedancia eléctrica en el ciclo respiratorio se calcularon como la diferencia entre los puntos seleccionados sobre la curva de volumen. Para solucionar el problema de la diferencia en las frecuencias de muestreo, se interpolaron las imágenes de impedancia eléctrica. Asumiendo proporcional la variación de volumen y de impedancia eléctrica compuesta ($\Delta V = \beta \times \Delta Z$), se calculó la variación de volumen por cada pixel de las regiones pulmonares.

Por otro lado, siendo que la presión de la vía aérea (P_{aw}) es igual a la presión alveolar cuando el flujo es cero y, que la columna de aire es despreciable en el tamaño del pulmón, se asume que la variación de presión de la vía aérea es igual a la de todo el pulmón y cada una de sus regiones.

La complacencia de cada pixel se midió como la variación de volumen respecto a la variación de presión. Por lo tanto, la complacencia de la región i se puede expresar de la siguiente manera:

$$C_{sr}(i) = \frac{\Delta V(i)}{\Delta P(i)}$$

$$C_{sr}(i) = \frac{\beta \times \Delta Z(i)}{\Delta P_{aw}}$$

$$\text{Siendo } \beta = \frac{\Delta V}{\sum_i \Delta Z(i)}$$

o, expresado en función de la complacencia total del sistema respiratorio:

$$C_{sr}(i) = \frac{\Delta Z(i)}{\sum_i \Delta Z(i)} \times \frac{\Delta V}{\Delta P_{aw}}$$

$$C_{sr}(i) = \frac{\Delta Z(i)}{\sum_i \Delta Z(i)} \times C_{sr}$$

Utilizando el estadístico rango intercuartil de las complacencias regionales de las

zonas asociadas al pulmón, se evaluó la heterogeneidad de la complacencia regional según nivel de PEEP y según complacencia del sistema respiratorio total.

Si bien la imagen obtenida en el caso de estudio corresponde a un corte transversal de la caja torácica, se asume que los valores de impedancia en la región pulmonar son representativos de la totalidad del pulmón.

VALIDACIÓN DE LA HERRAMIENTA

El desarrollo propuesto fue validado empíricamente utilizando datos obtenidos a partir de mediciones tomográficas y de la mecánica respiratoria en 8 cerdos con un modelo de SDRA.

Evaluación ética:

El estudio contó con la aprobación del Comité Institucional de Cuidado y Uso de Animales de Experimentación (Proyecto CICUAL 08/14).

Intervenciones:

Los animales fueron premedicados con una combinación de midazolam (0.5 mg/kg) y ketamina (10 mg/kg). Posteriormente se colocó una vía endovenosa en la vena auricular para la administración de fluidos y drogas. La inducción de la anestesia se realizó con una combinación titulada de remifentanilo y propofol. Para el estudio se utilizó un ventilador Nellcor Puritan Bennett 980 (Puritan Bennett Corporation, Carlsbad, CA USA) con un circuito de ventilación descartable (complacencia de 2.5 ml/cmH₂O). El equipo fue calibrado previamente según indicación del fabricante.

A cada animal se le colocó una vía arterial femoral para monitoreo continuo de la presión arterial. El manejo de la sedación y la analgesia, el manejo hemodinámico y respiratorio se realizaron según la práctica habitual.

Para lograr el modelo de SDRA por depleción de factor surfactante mediante lavado pulmonar, se utilizó solución fisiológica a 37°C de temperatura, los lavados se repitieron cada 5 minutos. Se consideró que el animal cumplía criterios de SDRA cuando

la PaFiO₂ era menor a 200 mmHg/%. Para corroborar colapso alveolar se utilizó ecografía pulmonar, evidenciando zonas de consolidación pulmonar bilateral en los campos posteriores y medios del animal. Se añadió un período de observación final de una hora para asegurar la estabilidad del modelo.

Protocolo del estudio:

Una vez validado el modelo se programó el ventilador durante al menos 60 minutos en modalidad volumen control con un V_t de 10 ml/kg de peso real, con PEEP de 10 cmH₂O, frecuencia respiratoria necesaria para lograr valores de pH mayores a 7.20, y fracción inspirada de oxígeno de 1. Si con esta programación la presión meseta superaba los 30 cmH₂O se procedía a bajar el V_t. A esta programación inicial se la denominó "programación de base", el objetivo de la misma fue estabilizar la condición de los animales y confirmar el modelo.

Los animales ingresaron al estudio luego de este período de estabilización inicial. Para la anestesia se utilizó propofol (0.3 mg/kg/min), remifentanilo (0.25 mcg/kg/min), y se utilizó pancuronio (0.1 mg/kg/hora) a fin de garantizar un adecuado nivel de relajación muscular.

El protocolo comenzaba en la programación de base la cual era mantenida durante 5 minutos antes del primer cambio en PEEP. Los niveles de PEEP que se utilizaron fueron 0, 5, 10, 15, 20, 25, y 30 cmH₂O y se seleccionaron de manera aleatoria mediante el método de sobre cerrado[14]. Cada nivel de PEEP estudiado fue precedido por un período de 5 minutos en la programación de base dentro de la cual se realizaba una desconexión del ventilador de 20 segundos seguida de 3 suspiros para estandarizar la historia de volumen del sistema respiratorio. Cada nivel de PEEP estudiado se mantuvo durante 10 minutos. El resto de los parámetros ventilatorios permanecieron constantes durante todo el protocolo.

Después de obtener todos los registros, tanto del monitor de respiración como de TIE, se utilizó la herramienta desarrollada para la sincronización y obtención de información regional. Se registraron los resultados para cada cerdo y para cada nivel de PEEP.

RESULTADOS

Se analizó, como muestra la Fig. 13, la mediana de la heterogeneidad (medida como rango intercuartil de las complacencias regionales) para cada cerdo a los distintos niveles de PEEP. También se obtuvieron las imágenes de la complacencia regional para cada nivel de PEEP como muestra la Fig. 14. Las zonas más complacientes se visualizan con un color más amarillo mientras que las zonas más rígidas con un color azul oscuro.

Heterogeneidad y complacencia del sistema respiratorio en función de la PEEP

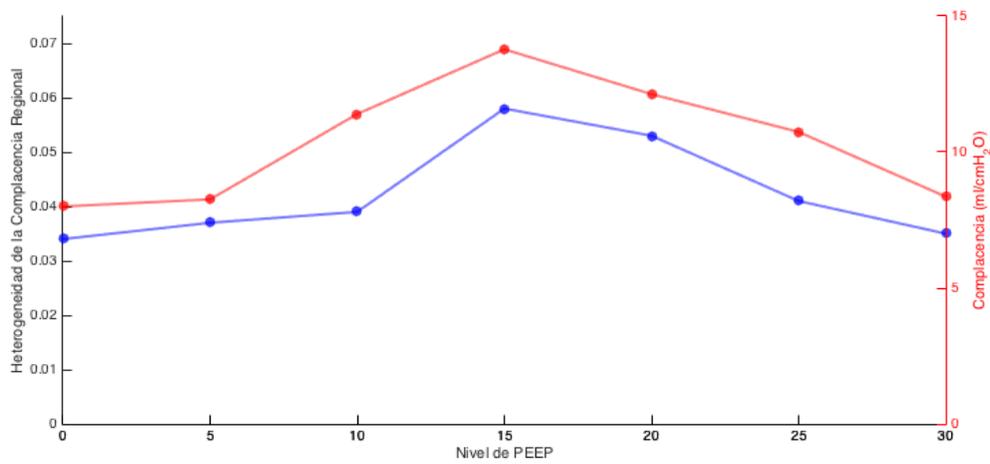


FIG. 13 MEDIANA DE LA HETEROGENEIDAD Y DE LA COMPLACENCIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO PARA LOS DISTINTOS NIVELES DE PEEP (0, 5, 10, 15, 20, 25, 30)

Se registraron los resultados de la mediana y rango intercuartil para la complacencia del sistema respiratorio y la heterogeneidad de la complacencia regional para todos los registros obtenidos, los resultados se detallan en la Tabla 1.

Tabla 1. Mediana y Rango Intercuartil de la Complacencia y Heterogeneidad

PEEP	Complacencia Sistema Respiratorio		Heterogeneidad de la Complacencia Regional	
	Mediana (mL/cmH ₂ O)	Rango Intercuartil (mL/cmH ₂ O)	Mediana (mL/cmH ₂ O)	Rango Intercuartil (mL/cmH ₂ O)
0	8.00	2.47	0.034	0.012
5	8.26	5.21	0.037	0.020
10	11.40	3.99	0.039	0.013
15	13.78	6.93	0.058	0.032
20	12.13	7.97	0.053	0.034
25	10.74	10.01	0.041	0.032
30	8.36	4.18	0.035	0.019

Las mediciones de complacencia regional mostraron un mayor rango intercuartil en los valores centrales de PEEP donde la complacencia es generalmente mayor. Es de esperar que la complacencia se comporte de esta forma, ya que para PEEPs bajos podría haber un porcentaje elevado de alvéolos colapsados, mientras que para PEEPs altos se podrían estar sobre-distendiendo regiones del pulmón. Cualquiera de los dos casos impone resistencia a la ventilación reduciendo la complacencia. En PEEPs moderados, en los cuales habría un equilibrio entre estos dos fenómenos, la complacencia del sistema respiratorio es mayor.

En lo que respecta al rango intercuartil de la complacencia regional, un comportamiento similar podría observarse:

- A bajas complacencias utilizando PEEPs bajos, habrá un porcentaje elevado de alvéolos colapsados y a todo el sistema respiratorio, en similar proporción, le costará expandirse. Esto se traduce a una distribución homogénea de las complacencias regionales y, por lo tanto, un rango intercuartil de las mismas, bajo.
- A complacencias altas utilizando niveles de PEEP medios, habrá bajos porcentajes de alvéolos colapsados o sobre-distendidos y un porcentaje elevado de regiones alveolares con complacencias altas o máximas. La distribución de complacencias, en este caso, será heterogénea y se observará un rango intercuartil alto.
- A complacencias bajas utilizando niveles de PEEP altos, habrá un porcentaje elevado de regiones alveolares sobre-distendidas y todo el sistema respiratorio, en similar proporción, estará trabajando en su máxima capacidad volumétrica, viendo limitada su expansión. Esto se

traduce a una distribución nuevamente homogénea de las complacencias regionales y, por lo tanto, un rango intercuartil de las mismas bajo.

Por último, se correlacionaron los valores de heterogeneidad con los de complacencia, dando un resultado r^2 de **0,8547** (Fig. 15). Este modelo lineal sirve como primera aproximación al estudio del comportamiento de la heterogeneidad de la complacencia, pero tiene limitaciones. En primer lugar, los datos relevados no están distribuidos de forma homogénea para distintos niveles de complacencia total del sistema respiratorio. El 82% de los datos se concentran en complacencias bajas (entre 5 cmH₂O y 15 cmH₂O) mientras que solo el 18%, equivalentes a 9 valores, en complacencias altas (entre 15 cmH₂O y 25 cmH₂O). Adicionalmente, por la distribución mencionada de los datos y a partir de la inspección visual de Fig. 15, no puede descartarse que el rango intercuartil en función de la complacencia total presente algún grado de heterocedasticidad o, incluso, no-linealidad. Si sucediera esto, no sería robusta la regresión lineal utilizada para modelizar el comportamiento entre las dos variables. No obstante, es notoria la correlación positiva entre ambas.

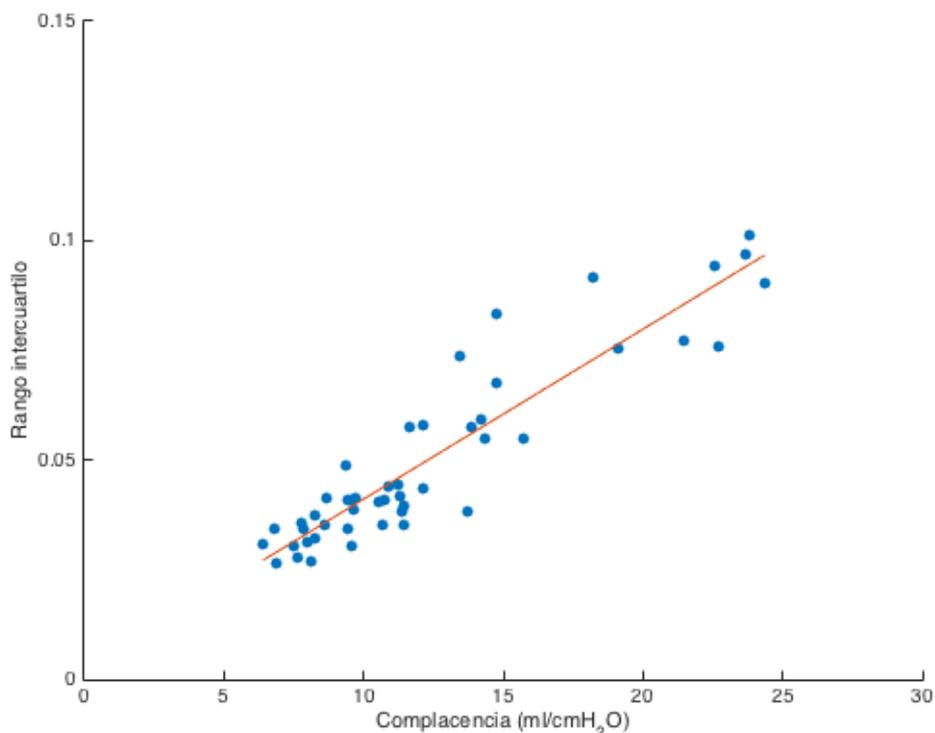


FIG. 15 CORRELACIÓN LINEAL DE LA COMPLACENCIA CON EL RANGO INTERCUARTIL

DISCUSIÓN

En el modelo de SDRA estudiado, al aumentar la complacencia global del sistema respiratorio, aumenta la heterogeneidad del comportamiento elástico regional (Tabla 1). Dicho aumento es lineal en un rango de PEEP de 0 a 30 que, en los animales estudiados, se correspondía con una complacencia total del sistema respiratorio en un rango de entre 6.39 y 24.36.

Realizar un estudio de esta envergadura implica limitaciones. De 56 registros, 6 fueron descartados por problemas de hipoxemia e inconsistencias en las mediciones. De los 8 cerdos cuyas señales fueron analizadas, 4 tenían registros para todos los niveles de PEEP mientras que los demás presentaban registros que debieron descartarse por problemas técnicos.

Algo a tener en cuenta es que se asume que los valores de impedancia en la región pulmonar son representativos de la totalidad del pulmón. Además, el contorno utilizado del pulmón es una estimación antropométrica que proviene del estudio de la estructura anatómica. Si se tomaran regiones de las imágenes como pulmón cuando en realidad no lo fueran, se podría estar sobrestimando la heterogeneidad, y viceversa. También se asume que en el transcurso de una respiración no se colapsa ningún alvéolo. Si colapsara algún alvéolo, quedarían regiones desconectadas de la vía aérea, imposibilitando la medición regional de la presión. La variación de presión de la vía aérea es igual a la de todo el pulmón y cada una de sus regiones.

Sería interesante estudiar si el comportamiento lineal observado entre la complacencia y la heterogeneidad es consistente para cada sujeto y para un modelo sin SDRA. Si se corroborara el modelo, o si se encontrara otro tipo de correlación entre las variables para cada individuo, la TIE podría ser de utilidad en este sentido para determinar, por ejemplo, el PEEP ideal en cada caso. Si bien hay distintos métodos que permiten esto, es de interés encontrar formas más precisas y confiables de determinar el PEEP que equilibra de manera óptima el colapso alveolar y la sobre-distensión, minimizándolos.

Otra característica de las imágenes de complacencias regionales obtenidas que

vale la pena mencionar, es la presencia de regiones con valores negativos, como se puede observar en Fig. 14 como regiones con tono azul oscuro. Fisiológicamente, una complacencia negativa implica la expulsión de aire del sistema respiratorio frente al aumento de la presión aplicada en la vía aérea. Se enumeran posible causas:

1. Si hubiera contracción muscular o si se ejerciera algún tipo de presión sobre la caja torácica, el respirador ajustaría la presión para poder seguir suministrando el volumen indicado. Esto implica que seguiría habiendo el mismo flujo de aire hacia los pulmones, aunque con la necesidad de mayor variación de presión. En consecuencia la complacencia total sería menor. Sin embargo, internamente la fuerzas musculares no son homogéneas. Una región pulmonar podría ser comprimida, expulsando aire hacia otras regiones más elásticas. En el estudio de validación, los cerdos se encontraban anestesiados, por lo que es poco probable que ésta sea la causa de complacencias negativas, al menos que hubiera presencia de espasmos espontáneos.
2. De manera similar a lo explicado en el punto 1., si durante el ciclo de respiración estudiado se provocara una lesión en alguna región, podrían colapsarse unidades alveolares, expulsando airea hacia regiones sanas. Nuevamente, se considera poco probable que haya lesión alveolar en el transcurso de una respiración tomada aleatoriamente en un momento dado.
3. Una posible causa, también poco probable, podría estar relacionada a las limitaciones del estudio de TIE. La TIE mide cambios en las propiedades conductivas de los tejidos y, por lo tanto, es sensible al movimiento de los mismos y no solo a su composición. Los pulmones se expanden y presentan movimientos dentro de la caja torácica a lo largo de una inspiración. Esto quiere decir que en algunas regiones, al haber variación de la impedancia, se podría estar midiendo el desplazamiento de los pulmones y los tejidos circundantes y no el ingreso de aire al sistema. Esto explicaría por qué se suele observar complacencias negativas en los contornos de cada pulmón, pero es poco probable observarlas en regiones

centrales de los mismos.

4. El componente pulsátil de las arterias puede ocasionar artefactos, ya que el volumen de la sangre en las arterias modifica la impedancia de esa región por lo tanto afectando el cálculo de complacencias.
5. Por último, si bien se procura filtrar la región cardíaca mediante el uso de contornos basados en estimaciones antropométricas, el movimiento del corazón podría inducir ruido en el cálculo de la complacencia regional.

CONCLUSIONES

La TIE en combinación con el monitoreo de los parámetros globales de la mecánica respiratoria sirven para medir la complacencia regional del sistema respiratorio.

Las suposiciones realizadas y las limitaciones que presenta este tipo de estudios, no afectaron significativamente los resultados obtenidos. Las métricas utilizadas (la complacencia regional del sistema respiratorio y su correspondiente heterogeneidad utilizando el rango intercuartil) se pudieron relacionar exitosamente con la teoría, así como también con la evidencia empírica: presentaron una correlación positiva con el comportamiento de una variable ampliamente estudiada y utilizada en la práctica médica, como lo es la complacencia total del sistema respiratorio.

Quedan abiertos interrogantes en relación al potencial de esta herramienta para caracterizar la mecánica respiratoria regional de cada individuo y la posibilidad de determinar de manera óptima la PEEP a suministrar en casos como de SDRA.

PROYECCIONES A FUTURO

Una vez desarrollada y validada la herramienta de obtención de la complacencia regional del sistema respiratorio y su heterogeneidad offline, es de interés contar con esta medición en tiempo real al pie de la cama. Para que esto ocurra, el siguiente paso consiste en integrar la TIE al dispositivo FluxMed, monitor de respiración de MBMed S.A., con el objetivo de poder utilizar esta herramienta en tiempo real.

BIBLIOGRAFÍA

-
- [1] G. A. Thibodeau and K. T. Patton, *Anatomía y fisiología*, 4th ed. Harcourt.
- [2] M. Madorno, “Análisis del funcionamiento del sistema respiratorio de sujetos que requieren asistencia ventilatoria mecánica o que experimentan un compromiso en su sistema respiratorio mediante un monitor respiratorio avanzado,” ITBA, 2017.
- [3] L. Gattinoni, P. Pelosi, S. Crotti, and F. Valenza, “Effects of positive end-expiratory pressure on regional distribution of tidal volume and recruitment in adult respiratory distress syndrome.,” *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, vol. 151, no. 6, pp. 1807–1814, Jun. 1995.
- [4] T. Bein *et al.*, “The standard of care of patients with ARDS: ventilatory settings and rescue therapies for refractory hypoxemia.,” *Intensive Care Med.*, vol. 42, no. 5, pp. 699–711, May 2016.
- [5] L. Yun, H. He, K. Möller, I. Frerichs, D. Liu, and Z. Zhao, “Assessment of Lung Recruitment by Electrical Impedance Tomography and Oxygenation in ARDS Patients,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 95, no. 22, p. e3820, May 2016.
- [6] G. Bellani *et al.*, “Epidemiology, Patterns of Care, and Mortality for Patients With Acute Respiratory Distress Syndrome in Intensive Care Units in 50 Countries,” *JAMA*, vol. 315, no. 8, p. 788, Feb. 2016.
- [7] I. Frerichs *et al.*, “Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDY group,” *Thorax*, vol. 72, no. 1, pp. 83–93, Jan. 2017.
- [8] S. Bb, “Real-time tomographic images for organ function monitoring and diagnosis electrical impedance tomography Watch the lungs breathe!”
- [9] F. REIFFERSCHIED *et al.*, “Regional ventilation distribution determined by electrical impedance tomography: Reproducibility and effects of posture and chest plane,” *Respirology*, vol. 16, no. 3, pp. 523–531, Apr. 2011.
- [10] I. G. Bikker, C. Preis, M. Egal, J. Bakker, and D. Gommers, “Electrical impedance tomography measured at two thoracic levels can visualize the ventilation distribution

changes at the bedside during a decremental positive end-expiratory lung pressure trial," *Crit. Care*, vol. 15, no. 4, p. R193, Aug. 2011.

- [11] "swisstom AG - BB2 EN." [Online]. Available: <http://www.swisstom.com/en/products/bb2>. [Accessed: 01-Aug-2017].
- [12] C. Gabriel, A. Peyman, and E. H. Grant, "Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 16, pp. 4863–4878, Aug. 2009.
- [13] J. H. T. Bates, *Lung mechanics : an inverse modeling approach*. Cambridge University Press, 2009.
- [14] P. O. Rodriguez *et al.*, "Transpulmonary Pressure and Gas Exchange During Decremental PEEP Titration in Pulmonary ARDS Patients," *Respir. Care*, vol. 58, no. 5, pp. 754–63, May 2012.

ANEXO

Las mediciones de campo fueron realizadas en un laboratorio del Departamento de Anestesiología de la Facultad de Ciencias Veterinarias de la Universidad de Buenos Aires (UBA) durante 2016. Es importante aclarar que estas intervenciones surgen a partir de un proyecto de investigación clínica más ambicioso para estudiar el mecanismo fisiopatológico de injuria pulmonar a distintos niveles de PEEP en sujetos con SDRA. Es un proyecto fuertemente multidisciplinario donde intervinieron profesionales con distintas formaciones: 3 veterinarios, 6 médicos, 2 kinesiólogos y 1 ingeniero.

Se registró un gran volumen de información:

- Señales de mecánica respiratoria
- Señales de TIE
- Ecografías
- Pletismografía de pulso
- Análisis de gases arteriales
- Capnografía volumétrica
- Hemodinamia
- Gases inspirados

Adicionalmente, se completaron planillas de datos manualmente como detalla la Fig. 16 indicando las anotaciones adicionales y/o problemas que surgen en estudios de esta envergadura.

Peso: 21 kg.

Animal N: 6 Fecha: 12/9/16

Hora de inicio:

PEEP	Vt	Fr	Ppico	Pplat	PEEPI	ΔP	Cr est	TAS/D	TAM	FC	IC	VVS	VS	Sat	Ph	PaCO ₂	PaO ₂	HCO ₃	FiO ₂	Hora EAB	N° EAB
10	285	20	52	37	11	26		100/40	90	120	2	13	30	80	7.35	80	92	23	1	11:25	1

PEEP	Vt	Fr	Ppico	Pplat	PEEPI	ΔP	Cr est	TAS/D	TAM	FC	IC	VVS	VS	Sat	Ph	PaCO ₂	PaO ₂	HCO ₃	FiO ₂	Hora EAB	N° EAB
20	290	20	52	43	20	22		100/40	90	120	2	13	30	80	7.35	80	92	23	1	11:47	2
15	290	20	41	34	15	19		110/70	85	120	2	13	30	80	7.35	80	92	23	1	11:55	3
5	286	20	63	36	63	30		100/70	95	116	3.8	8	57	68	7.27	82	71	24	1	12:05	4
30	282	20	78	30	30	40		90/36	42	150	28	60	20	100	7.31	88	532	20	1	12:20	5
10	282	20	49	36	10	26		150/40	110	143	43	5	54	87	7.29	43	71	22	1	12:40	6
0	296	20	48	35	0.5	34		250/40	96	111	4	5	65	70	7.26	82	42	23	1	12:45	7
25	201	20	58	21	25			10/50	24	150	4.5	33	56	100	7.33	42	568	23	1	13:02	8

Notas:
 PEEP6 → s/prose → buscar pista en PEEP6 con DUCAS
 PEEP20 → Flux s/balón → buscar pista PEEP20 con balón.
 PEEP30 → Flux s/balón → No hay pista con balón. HD → mal!
 PEEP25 → Flux recálbre Intra "fib".
 PEEP0 → File corto por HD.

FIG. 16 PLANILLA DE DATOS DEL CERDO 6

Esta fase de adquisición de la información fue anterior a la de iniciación del proyecto final en cuestión.

A continuación, se muestran fotos de las intervenciones:



FIG. 17 INTERVENCIONES EN CERDOS



FIG. 18 INTERVENCIÓN EN CERDO CON TODO EL EQUIPAMIENTO NECESARIO



FIG. 19 INTERVENCIÓN EN CERDO



FIG. 20 INTERVENCIÓN EN CERDO