

ARCHIVOS del INSTITUTO de BIOLOGIA ANDINA

Volumen I

Agosto 1965

Número 2

MECANICA PULMONAR Y MEZCLA VENOSA CON RESPIRACION A PRESION NEGATIVA

TULIO VELASQUEZ Y LEON FARHI

RESUMEN

Perros anestesiados y en posición supina muestran una disminución espontánea en el *compliance* del tórax y un incremento de la mezcla venosa en la circulación pulmonar. Ambos cambios pueden ser aumentados aplicando respiración a presión negativa, y desaparecer por respiración a presión positiva. Si los cambios del *compliance* total del tórax son debidos solamente a los cambios en el *compliance* del pulmón, y estos a su vez dependen directamente del colapso alveolar, la relación entre *compliance* y presión inspiratoria y expiratoria, podría permitimos determinar la dispersión de los valores de la presión de apertura y colapso de los alveolos. La mezcla venosa mide el flujo sanguíneo a través de alveolos colapsados y su relación con la presión negativa aplicada, indica la perfusión de los alveolos colapsados con cada incremento de la presión negativa. Si se estudia simultáneamente los cambios en *compliance* y en mezcla venosa y se usan las dos asunciones básicas, el pulmón del perro puede ser descrito como un sistema compuesto de algunos elementos que reciben cercanamente un 50% de la ventilación, y un 20% de la perfusión, relativamente inestable desde el punto de vista mecánico y que tiene una muy alta relación ventilación-perfusión, mientras que el resto del espacio aéreo, recibe la misma ventilación pero el 80% de la perfusión.

Está bien establecido que en un perro anestesiado y en posición supina, la mecánica y la circulación pulmonar no alcanzan un estado de equilibrio por un considerable período de tiempo. La mezcla venosa aumenta a medida que pasa el tiempo (10), mientras que el *compliance* disminuye (2). Aunque ambos cambios ocurren espontáneamente, son más marcados y más abruptos cuando el animal es ventilado a una presión sub-atmosférica (negativa). En cualquier caso, los cambios pueden ser invertidos por sobre distensión de los pulmones con presión positiva.

El presente trabajo tiene por objeto relacionar cuantitativamente estos cambios con la presión aplicada, estudiar los factores en juego, y la relación que existe entre los cambios en el *compliance* y aquellos que ocurren en la mezcla venosa. La primera parte del trabajo se refiere a los cambios en el *compliance* respiratorio total, usando un relajante muscular para medir solamente las fuerzas elásticas. En la segunda parte, se dan los resultados de los estudios sobre mezcla venosa; estos estudios se han efectuado con animales ventilados con 100% de oxígeno para eliminar los efectos de la distribución y de la difusión. En la última parte, se relaciona los dos cambios y se da información adicional sobre la distribución de la relación ventilación-perfusión en el pulmón del perro.

CAMBIOS EN COMPLIANCE CON RESPIRACION BAJO PRESION:

El *compliance* de un cuerpo distensible se define como el cambio de volumen provocado por un cambio de una unidad en la presión transmural. En el capítulo de "Métodos y Resultados" el *compliance* es tomado en el estricto sentido de esta definición. El grado en que el *compliance* se relaciona con las propiedades elásticas del sistema respiratorio se discute posteriormente. Todas las medidas verificadas se refieren al *compliance* del sistema completo (pulmón + pared torácica) y la extensión hasta el cual cada uno de estos componentes es responsable de la totalidad de los cambios, se incluye en la discusión.

MÉTODOS

Se usaron perros de raza mixta y fueron anestesiados con pentotal sódico traqueotomizados y ventilados con una bomba de Starling usando oxígeno 100% como gas inspirado. Después que la respiración artificial se había iniciado, se daba al animal una dosis de Succinilcolina intravenosa, suficiente para mantener una completa relajación muscular.

Una conexión lateral del tubo de traqueotomía era conectada a un traductor de presión (*pressure transducer*) y la presión intra-traqueal era registrada continuamente. En cuatro experimentos un pneumotacógrafo fue insertado entre el tubo de traqueotomía y la bomba de Starling. Los records mostraron que la presión al final de una inspiración era mantenida más o menos 1/10 de segundo durante el cual no había flujo de aire; un período más prolongado de apnea se registraba al final de la expiración. Esto sustenta la asunción de que la máxima y mínima presiones traqueales, también representaban la máxima y mínima presiones de los alveolos. Desde que la presión externa alrededor del tórax del animal permanecía constante el cambio en la presión transmural era idéntica al cambio en la presión traqueal y el *compliance* era calculado como la relación del volumen de aire corriente, V_T que

la bomba entregaba, a la diferencia entre la presión máxima, $P_{\text{insp.}}$, y la presión mínima, $P_{\text{exp.}}$, obtenida de los records. Esto sólo es posible de asumir cuando hay una completa relajación muscular.

Para una serie cualquiera de determinaciones, uno de los tres factores requeridos por los cálculos (V_T , $P_{\text{insp.}}$, y $P_{\text{exp.}}$) era mantenido constante; un segundo factor fue cambiado a intervalos, y el tercero, determinado por el cambio del anterior, era leído en el record. Cuando se deseaba mantener la presión expiratoria a un nivel pre-determinado, la expiración era dirigida a un tanque dentro del cual la presión (positiva o negativa), era mantenido por la combinación de una bomba de vacío, un nivel de agua y una llave de admisión. El volumen corriente era inyectado al pulmón por la bomba y se leía la presión inspiratoria. En otras mediciones, la presión inspiratoria era constante y pre-determinada, y se mantenía en la siguiente forma. La cánula traqueal era conectada a una rama de un tubo en T; otra rama de este era conectada a la entrada de la bomba de Starling y servía para la admisión del aire inspirado dentro de la bomba; el tercer brazo del tubo en T, era conectado, a través de una válvula, a un reservorio donde oxígeno a 100% era mantenido a una presión pre-determinada; durante el ciclo de succión de la bomba, esta válvula se cerraba, y entonces la total succión de la bomba extraía aire de los pulmones a través de la cánula traqueal; durante la etapa de eycción de la bomba hacia el exterior, la válvula se abría, permitía la reexpansión de los pulmones en forma pasiva extrayendo gas inspirado del reservorio a la presión predeterminada. En otras palabras, en este tipo de experimento, la expiración era efectuada por la bomba a una presión que se podía leer en el record; esta cambiaba debido a que a intervalos se aumentaba el volumen extraído de los pulmones (volumen de aire corriente). Los pulmones se reinflaban pasivamente (inspiración pasiva) extrayendo gas acumulado en un recipiente a presión constante.

Entre 10 y 85 determinaciones de *compliance* fueron efectuadas en cada uno de 15 perros. Los datos se expresan en porcentaje de *compliance* máximo que era medido inmediatamente después de hacer respirar al perro con presión positiva.

RESULTADOS

Cuando la presión inspiratoria era mantenida constante, como se ha descrito, diferentes valores de la presión expiratoria fueron obtenidos aumentando gradualmente el volumen del aire corriente. Después de cada incremento de este último volumen la presión expiratoria normalmente caía por dos o tres ciclos y luego se estabilizaba en un va-

lor que era el que se leía y se usaba en los cálculos del *compliance*. Sin embargo, como el volumen de aire corriente era progresivamente aumentado, en cada caso se alcanzaba eventualmente una situación inestable en la cual ya no era necesario un aumento adicional del volumen extraído de los pulmones para causar una continua caída de la presión expiratoria a valores inferiores a -200 cm.H₂O. La Fig. 1 demuestra este fenómeno. Es importante anotar que aún después de producida esta situación, una sobre-inflación de los pulmones con presión positiva restauraba el *compliance* a su valor inicial.

Los resultados se muestran en la Fig. 2, 51 valores de *compliance* obtenido en un animal y la presión expiratoria respectiva, son

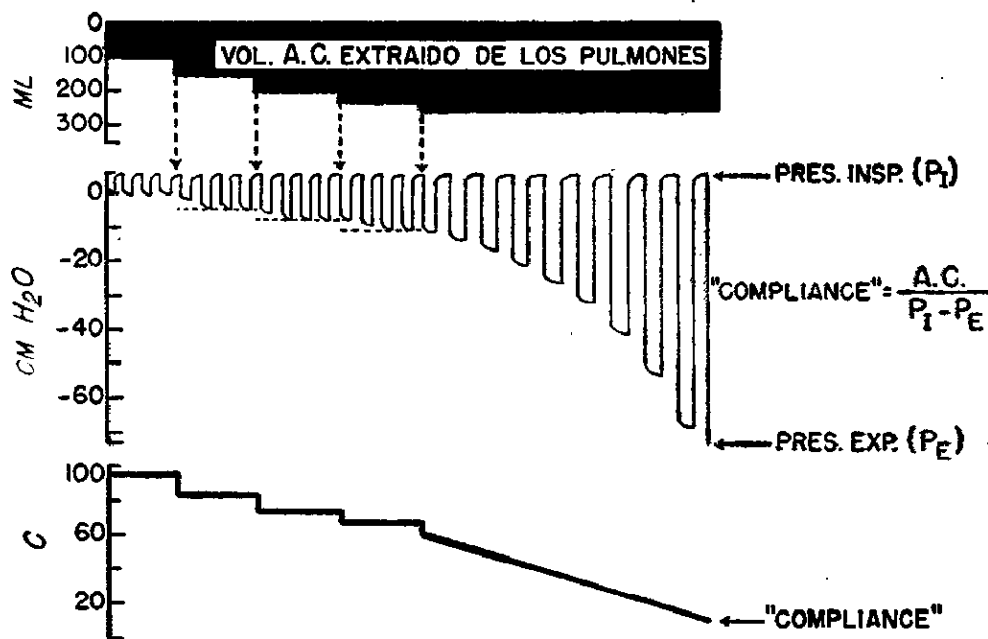


Figura 1.—Representación esquemática de una serie de medidas de presión inspiratoria constante. El animal está conectado a un reservorio con oxígeno donde la presión es 5 cm. sobre la atmosférica. Al comienzo, volúmenes de 100 cc. de aire corriente son extraídos del pulmón durante la expiración permitiendo la reinflación pasiva durante la inspiración. Al final de la extracción la presión intratorácica es 0, el "compliance" es calculado y aparece en el trazo inferior. Aumentos sucesivos en el volumen extraído hasta 250 cc. determinan una disminución de la presión al final de la expiración y del "compliance"; valores estables se obtienen después de dos o tres respiraciones. Sin embargo, cuando el volumen extraído se incrementa a 275 cc., la presión inspiratoria disminuye continuamente aunque el volumen corriente extraído sea el mismo, resultando en una disminución continua del "compliance".

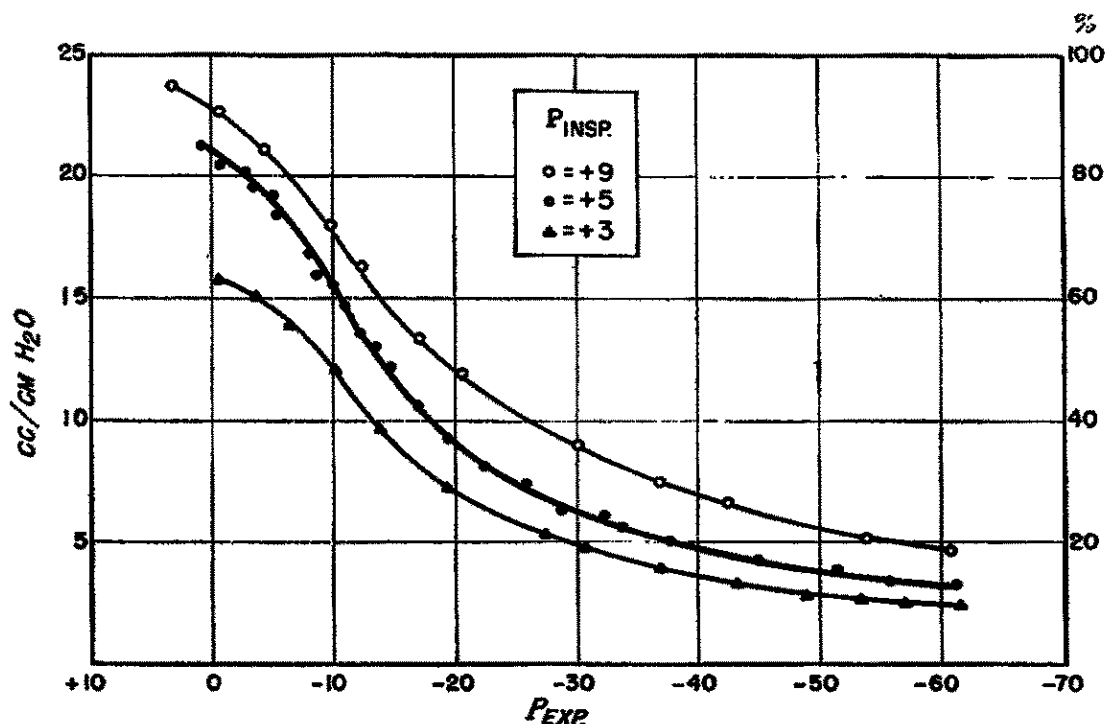


Figura 2.—“Compliance” como función de las presiones inspiratoria y expiratoria. En la coordenada vertical, el “compliance” respiratorio total; en el horizontal, la presión expiratoria en centímetros de agua con relación a la presión atmosférica. Se hicieron seis series de medidas; dos a cada una de las siguientes presiones inspiratorias: +9, +5 y +3 cm. H_2O que aparecen unidas por las líneas superior, media e inferior, respectivamente.

colocados en el sistema de coordenadas de la gráfica. Los puntos para una constante presión inspiratoria de +9 cm H_2O , están unidos por la línea superior, mientras que presiones inspiratorias de +5 y +3 cm H_2O , corresponden a las curvas media e inferior, respectivamente. Es obvio que el *compliance* aún a una presión expiratoria ambiente, es claramente más bajo que el valor máximo. La caída del *compliance* a una presión expiratoria de 0, es muy aparente cuando se examinan los records. Después de un corto período de respiración con presión positiva, se permitía al animal regresar a la presión expiratoria atmosférica; durante las primeras respiraciones, la máxima presión inspiratoria era bastante baja. Sin embargo, un aumento en la altura de estas presiones máximas, es siem-

pre demostrable después de un medio minuto, y con mucha frecuencia, después de la tercera o cuarta respiración. Aunque este incremento de la presión ha sido seguido hasta por dos horas, usualmente es muy pequeño después de 30 minutos. El cambio en *compliance* responsable por este gradual incremento de P_{insp} es limitado con una presión inspiratoria sobre 10 cm. H_2O y se hace mucho más alta a más baja P_{insp} .

Una presión inspiratoria negativa causa un mayor decremento del *compliance*. La reproductibilidad del *compliance* calculado para la misma situación era muy remarcable, a despecho de la situación que en la mayor parte de los perros estas medidas fueron separadas por dos horas y muchos cambios en las presiones respiratorias. En contraste con lo que

ocurría a presiones expiratorias atmosféricas. el *compliance* se estabilizó rápidamente y mostró que no disminuía más después de 20 minutos. La pronunciada disminución del *compliance* que ocurre en la región de -10, es típica, y ha sido encontrada en todos los experimentos.

DISCUSION

Desde que el *compliance* medido corresponde al aparato respiratorio total, es de interés saber en qué extensión contribuyen a ella la caja torácica y los pulmones. Idealmente esta información podría ser obtenida insertando una aguja en el espacio intrapleurar y determinando simultáneamente la presión a través de la pared pulmonar y de la pared torácica. Infortunadamente, esto es extremadamente difícil por la dificultad de introducir una aguja sin producir disturbio en la relación normal (4). Además, cualquier medida

de esta naturaleza corresponderá a un punto específico del tórax que puede no ser necesariamente indicativo del valor de la presión intrapleurar media (3), (4), (10).

Para resolver el problema se realizó el siguiente experimento: Una llave de tres vías fue colocada entre el tubo traqueal y la conexión de la bomba. En posición 1, esta llave conectada al pulmón del perro y la bomba como se ha descrito previamente. En posición 2, la llave conectaba la tráquea a un tubo al cual se adicionaba dos bolsas de anestesia con sus respectivas llaves y una jeringa de 50 cc., también conectada por una llave: las bolsas contenían: oxígeno 100% la primera, y un volumen bien medido de aire atmosférico, la segunda. Básicamente, el experimento fue conducido como se describe arriba, con la llave de tres vías en posición 1. En determinado momento, la llave era puesta en posición 2 con la bolsa de oxígeno abierta;

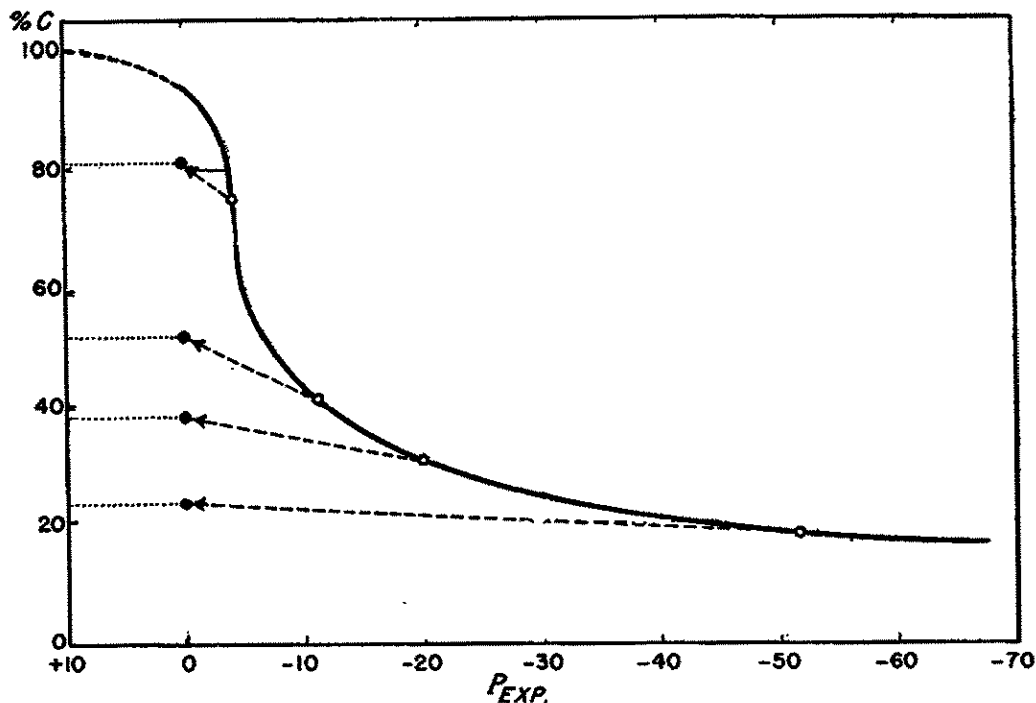


Figura 3.—Efecto de la reinflación a presión atmosférica sobre el "compliance". En cada uno de los puntos marcados de la línea experimental los pulmones se reinflaron pasivamente a la presión atmosférica ($P_{exp} = 0$) y el "compliance" fue medido. Para la interpretación léase el texto.

esto permitía a la presión intrapulmonar regresar a la presión atmosférica; inmediatamente la bolsa con oxígeno era eliminada del circuito cerrado la llave, y, con la jeringa se introducían en el sistema 50 cc. de oxígeno y se medía la presión traqueal resultante.

La presión en la vía retornaba, luego, a la atmosférica abriendo nuevamente la bolsa de oxígeno; en seguida, 50 cc. de oxígeno eran nuevamente inyectados al sistema y la presión traqueal medida. Este procedimiento se repetía por tres o cuatro veces. El alza de la presión traqueal permitía calcular el *compliance*.

A continuación, se cerraba las vías de la bolsa de oxígeno y de la jeringa, y se abría la conexión dirigida a la bolsa llena de aire; y la bolsa y el tórax del animal eran pasiva y sucesivamente exprimidos por unas diez veces, para conseguir una mezcla adecuada en el sistema bolsa-pulmón. Luego, se extraía una muestra de gas de la bolsa para analizarla por nitrógeno. Conociendo el volumen inicial del aire de la bolsa y la concentración final del nitrógeno en el sistema, (antes de conectarla a esta bolsa el sistema sólo tenía oxígeno), se calculó un volumen pulmonar.

Este procedimiento permitía relacionar los siguientes valores: *Compliance* durante la respiración a presión negativa; *compliance* siguiendo a la respiración a presión negativa; y el volumen pulmonar producido con la respiración a presión negativa.

La Fig. 3, muestra la relación entre P_{exp} y *compliance*, a un P_{insp} constante. La curva resultante es esencialmente similar a cualquiera de las que aparecen en la Fig. 2. En cada uno de los puntos indicados sobre la curva, se permitió a la presión intra-alveolar retornar a 0 (en la forma indicada por los puntos terminales de las flechas a línea discontinua), y el *compliance* fue medido como se ha descrito.

Los dos valores para el *compliance* aparecen otra vez en la Fig. 4; aquí la información adicional es el volumen pulmonar en el

animal después de la re-expansión del tórax a presión atmosférica. Las dos conclusiones básicas derivadas de los datos son: (a) que el *compliance* no cambia mucho cuando la presión expiratoria es liberada (y en ningún caso disminuye), y (b) que aunque la aplicación de la presión negativa disminuía el *compliance* hasta un 75% de su valor máximo, los cambios en el volumen pulmonar son solamente mínimos. La última información no fue sorprendente desde que es exactamente lo que COLLIER y MEAD habían encontrado previamente en experimentos similares (2).

Esta evidencia permite llegar a las siguientes conclusiones: La relación entre el *compliance* del tórax y el volumen pulmonar, es bien conocida y se acepta que el primero permanece casi constante hasta que el último disminuye hasta cercamente el valor del aire

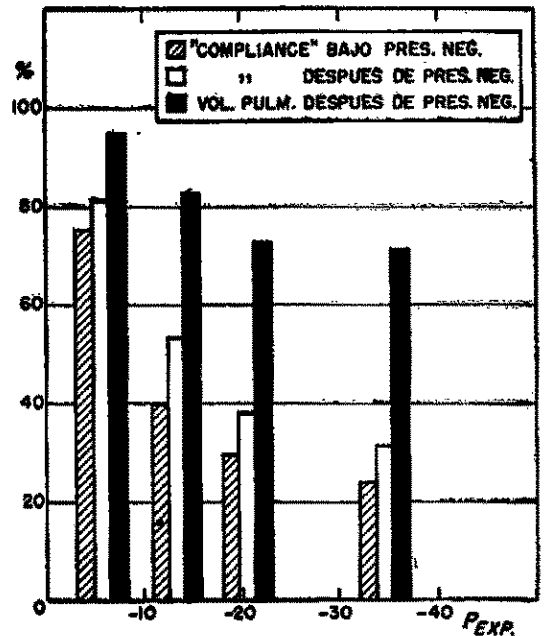


Figura 4.—Relación entre el "compliance" durante la respiración a presión negativa (columna izquierda), "compliance" después de la re-inflación pasiva a presión atmosférica (columna media) y volumen pulmonar (columna derecha) después de la presión expiratoria indicada en la abscisa. Todos estos valores están expresados como 100% del máximo para este animal.

residual (6). Por consiguiente, los cambios del *compliance* no pueden ser atribuidos a la pared torácica, sino que son debidos principalmente a un fenómeno que tiene lugar en el pulmón. MEAD (comunicación personal) ha analizado teóricamente la relación del *compliance* del pulmón y la caja torácica en una forma mucho más exacta y ha demostrado que una disminución del *compliance* total hasta el 40% de su valor máximo corresponde a una disminución del *compliance* del pulmón al 20% de su valor y que el cambio *compliance* del pulmón es, en realidad, ligeramente más alto que el medido.

Es pertinente, en este punto, preguntar que puede causar el cambio del *compliance* del pulmón en nuestros experimentos. Como un primer paso debe discutirse la validez de la asunción de que el punto de máxima presión inspiratoria y durante el apnea post-expiratoria, la presión medida en la tráquea es la que prevalece en el pulmón. Aunque hemos demostrado que en ese momento no hay flujo de aire hacia los pulmones, ó de los pulmones hacia el exterior, puede muy bien haber un movimiento de aire desde algunos elementos del pulmón hacia otros, un fenómeno conocido como "pendelluft". Esto ocurre cuando la "constante de tiempo" de varios espacios aéreos pulmonares, es diferente. Está demostrado que la "constante de tiempo" de estos elementos varía (8). Sin embargo, un cambio en la frecuencia de la bomba no produjo ningún cambio en el *compliance* medido; ni las medidas que seguían a inyecciones de 50 cc., de oxígeno, que fueron medidas estáticas bajo las cuales las condiciones del fenómeno "pendelluft", no podían ocurrir, lo produjeron. Debemos, entonces, concluir que los cambios del *compliance* tienen que ser debidos a un cambio alveolar más que a un cambio de resistencia en las vías aéreas.

Este cambio alveolar puede resultar de un cambio total en la elasticidad del pulmón, de cambios que tienen lugar en áreas específicas, o de una combinación de ambos factores. La existencia de cambios localizados fue

fácilmente demostrada. Los animales fueron sacrificados después de respirar a presión negativa y se encontraron áreas de atelectasia en diferentes partes del pulmón. Los cambios en *compliance* deben ser atribuidos, en parte por lo menos, al colapso de algunos elementos funcionales.

Si se postulara que estos cambios locales son el único factor envuelto, se podría aplicar el siguiente razonamiento: cuando varios elementos son ventilados en paralelo, el *compliance* del sistema está dado por la suma de los valores individuales del *compliance* de todos los elementos. Cuando un alveolo queda colapsado durante todo el ciclo respiratorio, su *compliance* es 0; consecuentemente, si una disminución en *compliance* se atribuye solamente al cierre de estos elementos, la disminución mide el *compliance* de los espacios aéreos que se han colapsado.

La aplicación de este razonamiento se muestra en la Fig. 5. Cuando la presión inspiratoria es mantenida en +5, un cambio en la presión expiratoria desde 0 (Punto A), hasta -20 (Punto B), resulta en una disminución del 37% del *compliance*. Esto indica que el 37% del *compliance* máximo es debido a alveolos que se han colapsado durante el proceso, es decir, alveolos que se colapsan cuando los valores de la presión trans-torácica son entre 0 y -20. Cuando se mantiene la presión expiratoria pero se eleva la presión inspiratoria hasta +9, (Punto C), el *compliance* aumenta un 18%, denotando la contribución al *compliance* de los alveolos que tienen una presión de apertura entre +5 y +9.

Este razonamiento no toma en consideración dos posibles causas de error, las cuales, creemos, deben ser de pequeña importancia práctica. (a) La primera es que pueden haber alveolos en los cuales las presiones de apertura y cierre caigan entre P. insp. y P. exp. Estos alveolos se abrirán con cada inspiración y cerrarían con cada expiración contribuyendo así, al volumen del aire corriente. El posible error es mínimo desde que el volumen pulmonar total cambia, entre una condición y otra, en

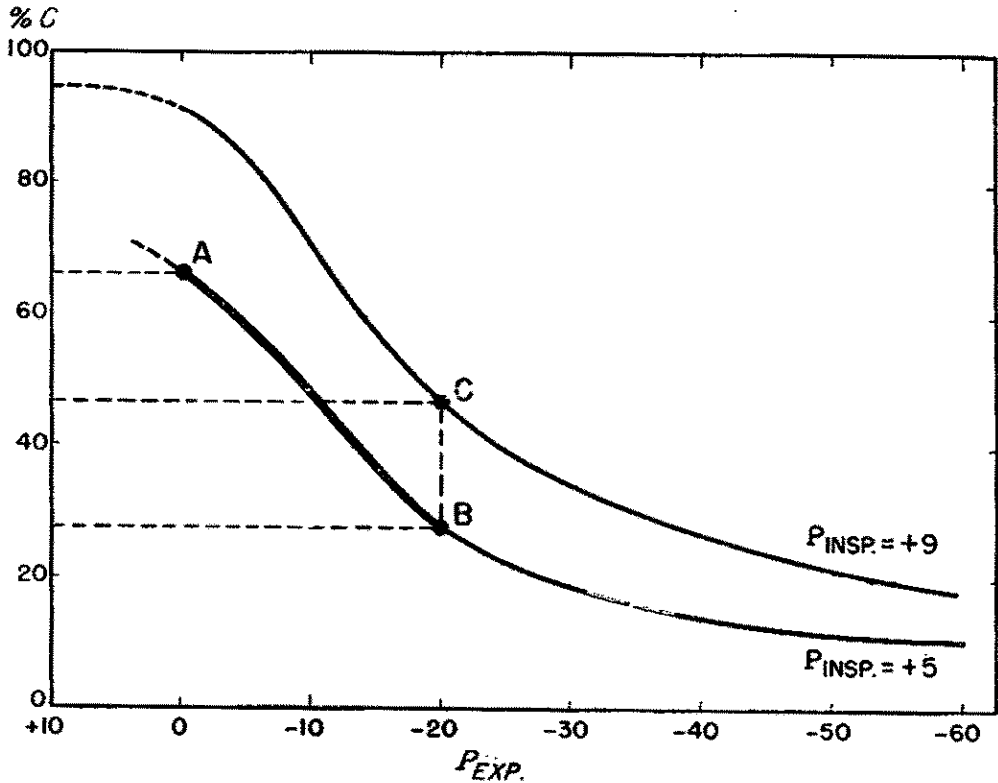


Figura 5.—Efectos de las presiones de apertura y cierre de los alveolos sobre el "compliance". A la misma presión inspiratoria de +5, un cambio en P_{EXP} de 0 a -20 resulta en una caída del "compliance" desde 65% del máximo a 28%, la diferencia representa el "compliance" de los alveolos que tienen una presión de cierre entre 0 y -20. Cuando P_{insp} se eleva a +9, el "compliance" cambia a 46%; el incremento se debe a la apertura de alveolos que deben tener, por consiguiente, una presión de apertura entre +5 y +9.

muy pequeña cantidad y solamente parte de este cambio de volumen es contribución de los alveolos cuya presión de apertura es suficientemente baja para reinflarse en cada ciclo. (b) Un error en la dirección opuesta, puede ser causado por el hecho de que los alveolos que quedan estén sobre-distendidos a un volumen tal que su *compliance* se reduce. Pero si este fuera el caso, debería esperarse que el *compliance* caiga aún más, cuando se permite que la presión al final de la espiración retorne a 0, re-expandingo así los pulmones y causando mayor sobredistensión. Esto no ocurre (véase Fig. 3 y 4).

La condición inestable descrita en "Resultados", y graficada en la Fig. 1, puede ahora ser explicada sobre la base de un cierre gradual de los alveolos. Cuando un volumen crítico es extraído de los pulmones, un cierto número de alveolos se colapsan y no se reinflan en la siguiente inspiración. En consecuencia, la siguiente succión debe extraer el volumen corriente pre-determinado de una masa alveolar reducida. Esto disminuye la presión expiratoria aún más, cerrando elementos adicionales y creando un círculo vicioso.

En suma, si se considera el *compliance* en el estricto sentido de su definición, a saber,

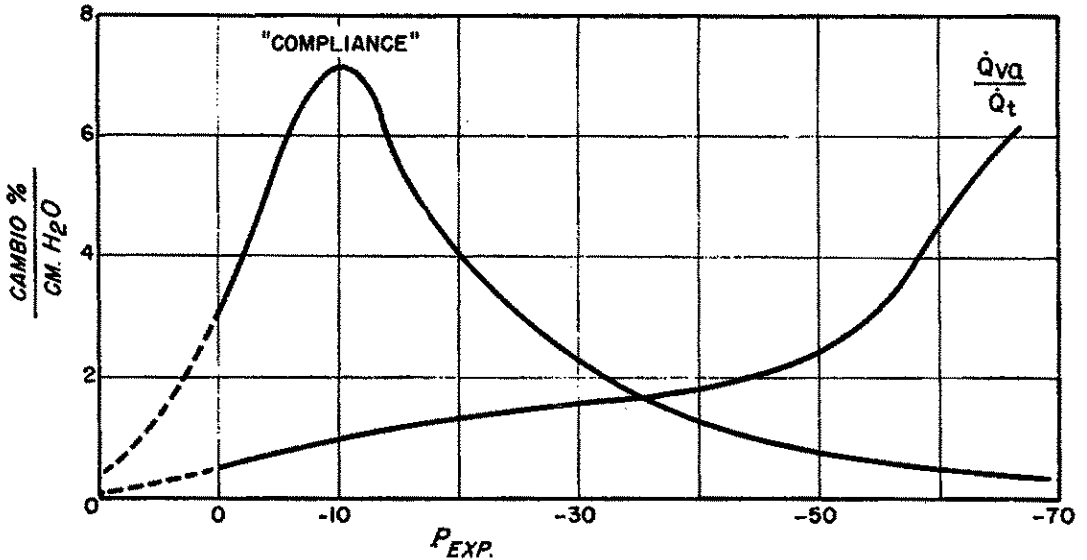


Figura 6.—Cambios del "compliance" y de la mezcla venosa con las variaciones de P. exp. a una P. insp. constante.

la relación de la cantidad de gas movido con el cambio de presión en la vía aérea, los datos experimentales presentados en la Fig. 2, describen la relación entre los tres factores. $P_{insp.}$, $P_{exp.}$ y *compliance*. Sin embargo, esta figura puede dar además, una indicación de las presiones de cierre y apertura de los alveolos, usando el siguiente razonamiento. Los cambios en *compliance* no son debidos a cambios en la pared torácica, desde que ellos están también presentes cuando la presión al final de la expiración regresa a 0, y el pulmón se reexpande a un volumen al cual el *compliance* de la caja torácica se sabe que es normal. El cambio en *compliance* del pulmón puede ser atribuido, en parte por lo menos, al colapso de los alveolos, en tal forma que la nueva relación entre los cambios de volumen y los cambios de presión mide esencialmente, el *compliance* de los alveolos que han permanecido abiertos. Si las propiedades intrínsecas de éstos no han cambiado, lo único que podría alterar su *compliance* sería la sobredistensión. Y desde que éste no parece ser el caso, (mayor expansión de los pulmones si-

guiendo a reinflación a presión atmosférica, no tiene efecto adverso en el *compliance*) el cambio en *compliance* que sigue a la disminución en la presión expiratoria, mide el *compliance* de los alveolos que tienen una presión de cierre entre la presión inicial y final expiratorias, y cuya presión de apertura es más alta que la presión inspiratoria que ha sido mantenida.

La derivación de una de las curvas de la Fig. 2, aparece en la Fig. 6 y muestra la tasa de cambio en *compliance* por unidad de cambio en la presión expiratoria. En la extensión en la cual las conclusiones del párrafo anterior son aceptables, esto también representa la distribución de las presiones de cierre de los alveolos.

Cambios en mezcla venosa durante respiración a presión negativa

Los efectos del colapso de los alveolos están descritos en la sección precedente en términos de propiedades mecánicas del pulmón. Es obvio que, a menos que este colapso se

acompañe de cierre de las vías de perfusión, él debe causar también aumento en la mezcla venosa de la circulación pulmonar. Los siguientes experimentos fueron realizados para medir la relación entre la presión negativa de las vías aéreas y la mezcla venosa.

MÉTODOS

Los diez animales usados en estos estudios fueron preparados en forma similar a la ya descrita. El oxígeno fue usado como gas inspirado en todos los casos. Además, se colocó un catéter en una de las arterias femorales y se pasó un catéter de Cournand a la arteria pulmonar bajo control fluoroscópico. Todas las mediciones fueron hechas entre 3 y 5 minutos después que la presión en la vía aérea fue restaurada a la presión atmosférica.

Los datos necesarios para el cálculo de la mezcla venosa fueron obtenidos en la siguiente forma. Muestras de aire alveolar ("end tidal") se extrajeron manualmente de una vía lateral de la cánula traqueal y analizadas por cromatografía de gas, permitiendo el cálculo de PAO_2 . La sangre arterial sistémica, extraída simultáneamente, fue analizada para contenido

de oxígeno usando un aparato manométrico de Van Slyke y para PO_2 , usando el electrodo de Clark. La sangre de la arteria pulmonar fue analizada solamente en su contenido de oxígeno. Los procedimientos y cálculos accesorios son aquellos descritos por Finley y otros (5), y el "shunt" es expresado en porcentaje del débito cardíaco. Aunque todas las mediciones fueron hechas con presión atmosférica en las vías aéreas, ellas se relacionan y discuten como una función de la presión a la cual el animal había sido previamente expuesto.

RESULTADOS

Las muestras de control se tomaron 30 a 60 minutos después que el animal había sido preparado. La mezcla venosa calculada varió entre 3% y 10%, con un promedio de 5%. La aplicación de respiración a presión positiva reducía invariablemente esta cifra a un valor mínimo, que iba de 1% a 4%; y en cada perro se obtuvo siempre el mismo valor después de subsecuentes aplicaciones de presión positiva, cualquiera que fueran los pasos intermedios. Si el animal continuaba respirando a presión atmosférica, después de que la pre-

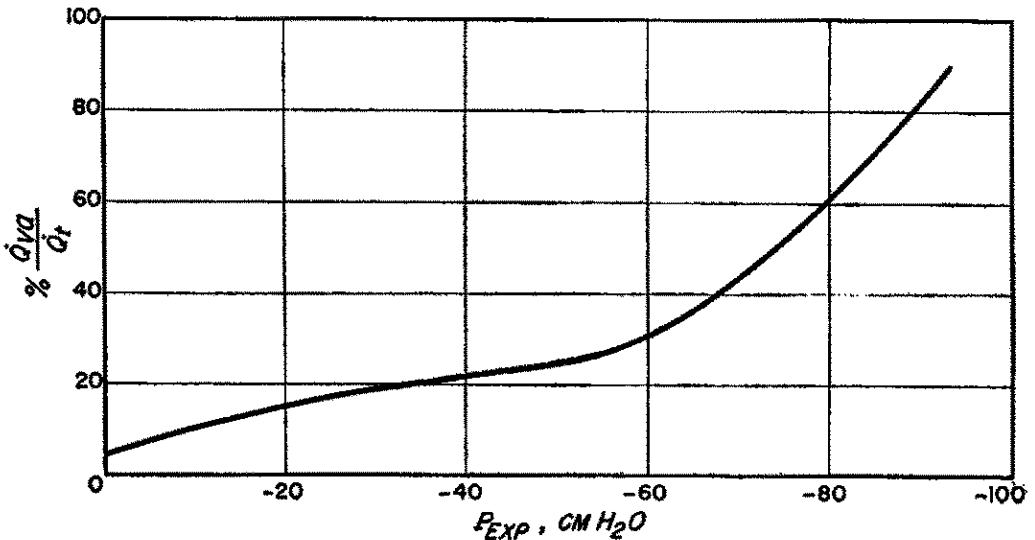


Figura 7.—Cambios de la mezcla venosa como función de la presión expiratoria. La presión inspiratoria fue mantenida a +3 cm. H₂O durante todo el experimento.

sión positiva había sido discontinuada, la mezcla venosa aumentaba continuamente, alcanzando valores cercanos al control en 30 a 90 minutos.

La respiración a presión negativa, causaba un mayor aumento en el "shunt". En repetidas mediciones en el mismo animal, era necesario aplicar respiración a presión negativa entre 30 y 45 minutos antes de que se obtuviera un valor estable y reproducible de la mezcla venosa. Después de este tiempo, en contraste con lo que pasaba después de la respiración a presión positiva, el *shunt* permanecía constante por un periodo tan largo como 45 minutos.

La mezcla venosa como función de la presión expiratoria, se muestra en la Fig. 7. Es muy fácil producir una mezcla venosa tan alta como 25%, pero se necesita una disminución considerable de la presión inspiratoria para obtener valores más altos. Sin embargo, tales presiones pueden ser aplicadas y se obtuvo 85% de mezcla venosa, haciendo respirar al animal a una presión expiratoria de 90 cm H₂O menor que la atmosférica.

DISCUSION

FINLEY y Col. (5), estudiando los cambios en la mezcla venosa que se producen respirando a presión positiva, han reportado cifras similares a las nuestras; la principal diferencia de sus experimentos con los nuestros reside en que sus animales no recibían relajantes musculares. Los datos de COLLIER Y MEAD (2), son de interés más directo. Además de los cambios espontáneos de la mezcla venosa con el tiempo, a la presión atmosférica, ellos estudiaron los efectos de una sola desinflación de los pulmones, que duraba de 10 a 15 segundos, y sus resultados son extensamente discutidos en relación a los cambios en *compliance* medido simultáneamente. Los valores del *shunt* que reportan son 8% del débito cardiaco en animales no sujetos a reinflación y 18% después de una sola exposición de los pulmones a una presión de 70 cm. H₂O menor que la atmosférica. Desde

que estos animales estuvieron respirando aire, el *shunt* incluye parte de la sangre que regresa de los alveolos que tenía o tienen una baja relación ventilación-perfusión. El hecho de que COLLIER Y MEAD obtuvieron valores de *shunt* que son difíciles de distinguir de los nuestros, sugiere que, bajo estas condiciones, no hay una significativa dispersión de la relación V_a/Q en los pulmones.

La mezcla venosa se forma por sangre que regresa al corazón izquierdo de *shunts* anatómicos tanto como de los alveolos colapsados. Como no hay razón para creer que los *shunts* anatómicos cambian en magnitud, es posible concluir que bajo cualquier condición que determina aumento de la mezcla venosa, corregido para el valor del mínimo *shunt* obtenido después de una presión positiva, (el cual probablemente represente la contribución de los *shunts* anatómicos y de la mezcla venosa del árbol bronquial), ella depende de la sangre que fluye a través de los alveolos colapsados. Hay considerables diferencias de opinión sobre si el colapso de los alveolos cambia su perfusión. Se ha sugerido por algunos autores, que este colapso resulta en una disminución del flujo sanguíneo (9), mientras que otros datos experimentales muestran que no hay cambios en la perfusión (1), ni en la resistencia vascular de estos alveolos (11). La interpretación de nuestros datos depende grandemente de qué parte de esta evidencia contradictoria, cuidadosamente discutida por COLLIER Y MEAD (2), se acepta.

RELACION VENTILACION-PERFUSION Y RESPIRACION A PRESION

Habiendo medido y descrito independientemente los cambios en *compliance* y mezcla venosa una función de la presión en las vías aéreas, es de interés comparar las variaciones de estos dos parámetros entre sí. Esto se ha hecho en la Fig. 6, en la cual los cambios en *compliance* y mezcla venosa por cada cm. de cambio en P exp., son colocados contra P exp. El *compliance* se altera en gran parte por una presión en las vías aéreas del

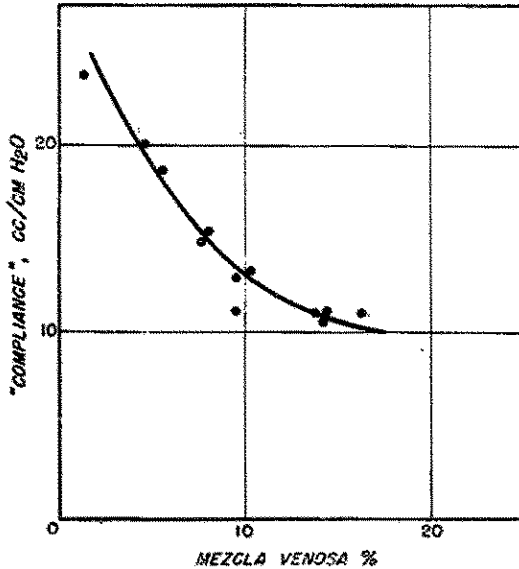


Figura 8A.—Relación entre la mezcla venosa por ciento y el "compliance". El tercer y cuarto puntos, comenzando de la parte alta, fueron obtenidos después de 30 minutos de P. exp. = 0, los puntos a la izquierda siguieron a la presión positiva y los de la derecha a la presión negativa.

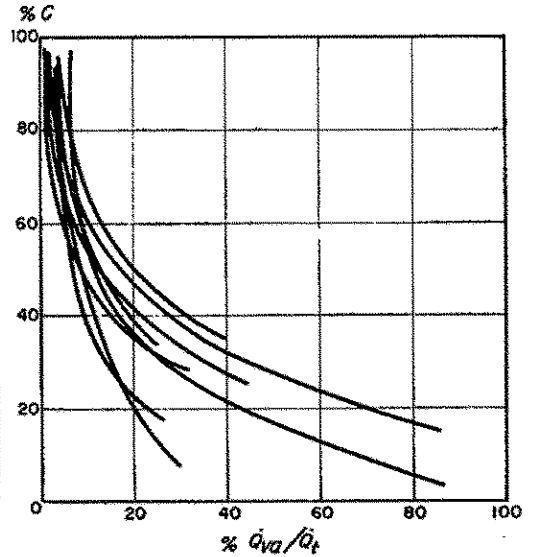


Figura 8B.—Relación entre "compliance" y mezcla venosa en 10 animales. El "compliance" es expresado como % del máximo en cada perro.

orden de -10 cm. H₂O, en el que un cambio de 1 cm. H₂O de presión expiratoria, produce un cambio de hasta 8% del valor máximo del *compliance*. El mismo cambio de presión aumentará la mezcla venosa solamente en 1%.

La relación entre los dos parámetros es demostrada directamente en la Fig. 8-A. La mezcla venosa ocupa la abscisa y el *compliance* (simultáneamente determinado), la ordenada. Los puntos individuales representan medidas sucesivas en un perro, y la línea es la mejor que pueda dibujarse uniendo estos puntos. La Fig. 8-B, muestra individualmente estas curvas de la relación de los dos parámetros en los animales estudiados. Estas figuras, tanto como la Fig. 6, son representaciones directas de nuestros datos experimentales. Una posible interpretación, para ser una descripción completa, requiere además, dos asunciones ya discutidas, a saber, que el *compliance* de los elementos no colapsados no

cambia, y que el colapso no está acompañado de redistribución del flujo sanguíneo. Otras posibilidades son discutidas en detalle por COLLIER Y MEAD (2).

La Fig. 9 muestra la línea experimental de la Fig 8-A, e indica con una flecha, el movimiento a lo largo de esa línea que sigue un punto cuando las presiones respiratorias aumentan. Hay una caída en la mezcla venosa entre 10% y 6% y un incremento en el *compliance* de 13 a 18 cm./cm.H₂O. Nuestra primera asunción presupone que la disminución del *shunt* no es debido a un cambio en la distribución del flujo sanguíneo y mide, por consiguiente, la perfusión de los alveolos que se han colapsado inicialmente (y que contribuían a la mezcla venosa en ese momento), y subsecuentemente, se han reabierto. La perfusión de estos alveolos debe ser 4% ($10 \cdot 6 = 4$) del volumen de la per-

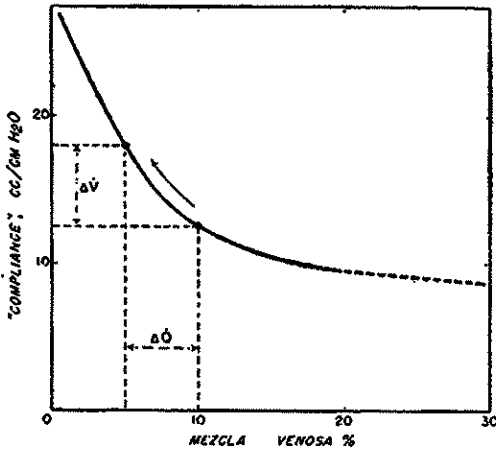


Figura 9.—Determinación de la relación ventilación-perfusión de alveolos inestables.

fusión total del pulmón, y en la figura está simbolizada por dQ .

El aumento en *compliance* representa el hecho que espacios aéreos adicionales son ahora inflados por la presión de la bomba. Desde que 1 cm./H₂O de presión distiende el pulmón 18 cc. cuando estos están abiertos, y en 13 cc. cuando están cerrados, el *compliance* de estos elementos debe ser 5 cc./1 cm. H₂O de presión.

El *compliance* máximo puede leerse en el extremo alto de la curva y es 24 cc./1 cm H₂O. Los alveolos en discusión contribuyen entonces en 5/24 o sea, 21% del *compliance* máximo total.

Desde que todos los alveolos están sujetos a la misma presión determinante, cada uno se distiende en proporción a su *compliance*. Se deduce que el porcentaje del *compliance* total determinado por un grupo de alveolos, define también el porcentaje de la ventilación que estos alveolos reciben; consecuentemente, la distancia vertical entre los dos puntos considerados en la Fig. 9, puede ser denominada dV .— Así, la relación de la distancia vertical a la distancia horizontal entre dos puntos de la línea experimental representa una función directa en la relación ven-

tilación-perfusión de los alveolos que son inestables y que se abren o colapsan cuando van de un punto al otro. Debe remarcarse que la ventilación en este caso, mide la cantidad total de gas movido, y no es igual a la "ventilación alveolar", aunque es probable que esté muy similarmente relacionada en todos los alveolos.

Cuando la distancia entre estos dos puntos se hace infinitamente pequeña, la inclinación de la línea en discusión es de la tangente de la curva. Esto se muestra en la Fig. 10, donde la Fig. 9 ha sido expandida. La abscisa se denomina ahora "perfusión %", y la ordenada "ventilación %". Una línea discontinua une los puntos que representan un pulmón completamente ventilado en que 100% de alveolos están abiertos, y solo hay 1% de perfusión a través de áreas no ventiladas (*shunts* anatómicos), y el punto que indica un pulmón completamente colapsado: O de *compliance* y 100% de *shunt*. Si todos los ele-

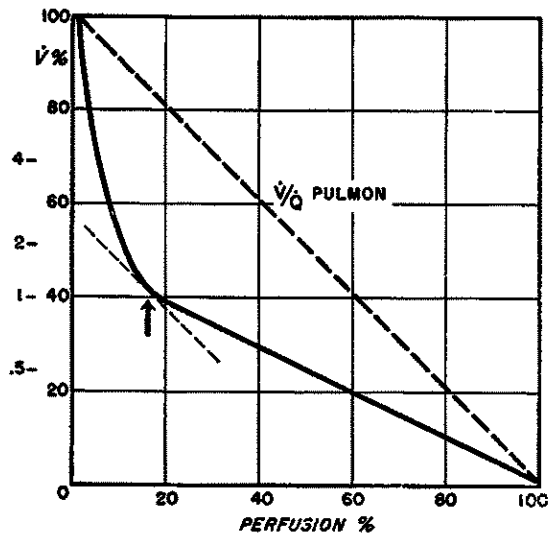


Figura 10.—Distribución de la relación ventilación-perfusión en el pulmón del perro. La inclinación de la línea punteada representa la relación de Ventilación total de Perfusión total. Las cifras de la izquierda de V% indican la relación de la inclinación de la curva en ese punto a la de la línea punteada, y por consiguiente, la relación ventilación-perfusión de los elementos inestables con la del pulmón como un todo.

mentos del pulmón estuvieran ventilados en proporción a su perfusión, los puntos experimentales deberían caer sobre esta línea discontinua. En realidad, el colapso de los alveolos determina inicialmente una muy sustancial caída del *compliance* acompañada de aumento mucho más pequeño en el flujo del *shunt*. Las cifras a la izquierda de la ventilación 100% indican relación entre la inclinación de la línea experimental y la inclinación de la línea discontinua. Como un ejemplo para aclarar los conceptos, diremos que cuando se han colapsado suficientes elementos para disminuir el *compliance* del pulmón al 70% del máximo, los alveolos inestables tienen una relación ventilación-perfusión cuatro veces más grande que el pulmón como un todo. La flecha indica el punto en el cual los elementos inestables tienen una relación V/Q igual a la del pulmón como un todo.

Esta explicación nos lleva a la descripción del pulmón del perro como un sistema hecho de dos tipos diferentes de espacios aéreos. Algunos de ellos tienen un *compliance* muy alto, y por consiguiente, reciben una gran proporción de la ventilación (60% en el caso ilustrado), pero solamente una pequeña de la perfusión (groseramente un 20% en las Figs. 9 y 10), y así tienen una relación ventilación-perfusión tres veces más alta que la del pulmón como un todo. Estos elementos son mecánicamente inestables y una gran proporción de ellos se colapsa espontáneamente en el animal en posición supina. El resto del pulmón recibe 40% de la ventilación, 80% de la perfusión y así tiene una relación ventilación-perfusión de solamente la mitad de la del pulmón total.

Esta descripción del pulmón contradice los hallazgos de HAAB y otros (6), quienes no pudieron demostrar una distribución irregular de las relaciones V/Q en este tipo de preparación. Los datos de COLLIER y MEAD (8), discutidos anteriormente, parecen no sostener la conclusión de HAAB. Sin embargo, debe recordarse que las cifras dadas en ambos trabajos se refieren a animales puestos en posi-

ción supina por extensos períodos de tiempo, condiciones bajo las cuales los alveolos sobre-ventilados se habrían colapsado y no habrían tenido participación en el intercambio gaseoso. Las cifras de COLLIER y MEAD para *shunt* fisiológico total, en el máximo del *compliance*, son mucho más altas que las nuestras, indicando que bajo estas condiciones una distribución irregular de la relación VA/Q , está ciertamente presente.

REFERENCIAS

- 1.—AVIADO, D. M. *Am. J. Physiol* 198: 349, 1960.
- 2.—COLLIER, C. R., y J. MEAD. *J. App. Physiol.* 19: 659, 1964.
- 3.—KDMUNDOWICZ, A. C., D. E. DONALD, y E. H. WOOD. *Physiologist* 5: 135, 1962.
- 4.—FARHI, L. E., A. B. OTIS, y D. F. PROCTOR. *J. App. Physiol.* 10: 15, 1957.
- 5.—FINLEY, T. N., C. LENFANT, P. HAAB, J. PIPER, y H. RAHN. *J. App. Physiol.* 15: 418, 1960.
- 6.—HAAB, P., J. PIPER, y H. RAHN. *J. App. Physiol.* 15: 240, 1960.
- 7.—MEAD, J. y C. COLLIER. *J. App. Physiol.* 14: 669, 1950.
- 8.—OTIS, A. B., C. B. MCKERROW, R. A. BARTLETT, J. MEAD, M. B. McILROY, N. J. SELVERSTONE, y E. P. RADFORD. *J. App. Physiol.* 8: 427, 1956.
- 9.—PETERS, R. M. y A. ROOS. *J. Thoracic Surg.* 24: 389, 1952.
- 10.—TURNER, J. M., *Physiologist* 5: 223, 1962.
- 11.—WHITTEMBERGER, J., M. MCGREGOR, E. BERGLUND, y H. G. BORST. *J. App. Physiol.* 15: 878, 1960.