

Prensa Médica

**ORGANO OFICIAL DEL
ATENEO DE MEDICINA DE LA PAZ**

DIRECTOR:

Dr. Roberto Suárez Morales

SUB-DIRECTOR:

Dr. Luis Gallardo Alarcón

COMITE DE REDACCION:

**Dr. Cecilio Abela Deheza
Dr. Herbert Walterspiel H.
Dr. José Valle Antelo
Dr. Carlos Alfredo Rivera
Dr. Carlos Castaños Arellano
Dr. Hugo Berrios Ledezma
Dr. Mario Michel Zamora
Dr. Fernando Patiño Villegas.
Dr. Santiago Medeiros Q.
Dr. Luis F. Hartmann**

VOLUMEN XX — Nº 4.
Julio - Agosto, 1968
LA PAZ - BOLIVIA

ACTUALIZACION

Exploración Funcional Pulmonar (*)

Dr. MARIO PAZ ZAMORA (**)

Deseo antes que nada, manifestar mi satisfacción al ocupar la prestigiosa tribuna que me brinda el Ateneo de Medicina de La Paz para exponer aunque sea suscintamente un método de estudio de la exploración funcional pulmonar de gran utilidad y actualidad dentro de los métodos auxiliares de diagnóstico clínico quirúrgico.

El aparato respiratorio está fundamentalmente constituido por una vía aérea conductora a nivel de la cual no se realizan intercambios gaseosos respiratorios y un conjunto alveolar donde grandes cantidades de oxígeno y anhídrido carbónico se intercambian rápidamente. Ahora bien, como quiera que los gases se intercambian debido a la diferencia que existe entre sus respectivas presiones parciales, la ventilación pulmonar debe aumentar la presión parcial de O₂ en los alveolos hasta un nivel superior al de la presión parcial que tiene el oxígeno en la sangre venosa de los capilares alveolares, de esta manera se obtiene el paso de O₂ hacia los tejidos. Igualmente la ventilación pulmonar debe bajar la presión parcial de CO₂ en los alveolos muy por debajo de la presión parcial de CO₂ existente en la sangre venosa, lográndose en consecuencia que el exceso de CO₂ sea expulsado al exterior. La relación que existe entre los movimientos venti-

latorios pulmonares y las fuerzas que entran en juego para asegurar desplazamientos gaseosos, es valorada a través del estudio de la:

MECANICA TORACO-PULMONAR. Las estructuras pulmonares están sometidas a fuerzas tensionales por parte del esqueleto torácico y de los músculos respiratorios, a fin de vencer las resistencias debidas a las variaciones de volumen pulmonar y del débito ventilatorio. Por otra parte, durante los movimientos respiratorios se manifiestan resistencias producidas por la corriente gaseosa en las vías aéreas y por el frote de las estructuras tisulares del pulmón al desplazarse. Hechas estas consideraciones, pasemos ahora a estudiar estas fuerzas que son de dos tipos:

A) **Fuerzas Elásticas.** — Durante el curso de un ciclo ventilatorio el débito gaseoso es nulo a cada cambio de sentido del movimiento respiratorio, es decir al fin de la inspiración y al fin de la expiración, siendo en este momento igualmente nula la presión debida a las resistencias dinámicas. En consecuencia, en estas condiciones, la presión intratorácica es la única que refleja la acción de las FUERZAS ELASTICAS que actúa debido a los diferentes volúmenes movilizados. Para caracterizar estas fuerzas elásticas es pues necesario relacionarlas a una variación unitaria del volumen pulmonar. En consecuencia diremos que la variación de la presión intraesofágica debida a una variación de volumen de los pulmones igual a un litro constituye la ELASTANCE PULMONAR que en suma es la resistencia elástica que los pulmones ofrecen a la distensión, y que se

(*) 2º Curso de Post-Graduados organizado por el Ateneo de Medicina de La Paz. Mayo 1968.

(**) Jefe Unidad Exploración Funcional Pulmonar del Inst. Nal. del TORAX, La Paz - Bolivia.

expresa en centímetros de agua por litro de gas:

Elastance = Presión/Volúmen

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

Sin embargo hoy en día tanto las escuelas americanas como las europeas caracterizan las fuerzas elásticas pulmonares con la denominación de COMPLIANCE que es la inversa de la ELASTANCE. Representa la variación de volumen debida a la variación de origen elástico de la presión intratorácica. Como decía anteriormente, no se trata ni de presiones ni de volúmenes con carácter absoluto sino, por el contrario, de variaciones de presiones en relación a variaciones de volúmenes. La COMPLIANCE se define por la ecuación $\Delta V/\Delta P$ y se expresa en litros por centímetro de agua y caracteriza la facilidad con la cual el pulmón se deja distender, fluctuando su valor normal entre 180 y 220 ml. / cm. H₂O.

B) Fuerzas Dinámicas.— A más de las resistencias elásticas que acabamos de ver, las estructuras pulmonares están así mismo sometidas a otras resistencias llamadas dinámicas, las cuales se refieren a las resistencias que presentan los tejidos pulmonares no elásticos, a la viscosidad del parenquima, al frote de los tejidos al desplazarse y a la resistencia que presentan las vías aéreas respiratorias al flujo ventilatorio. Las resistencias dinámicas son definidas como la variación de presión necesaria para producir un débito ventilatorio unitario. Para su cálculo se debe pues relacionar la variación de la presión intratorácica con el débito respiratorio correspondiente:

Variaciones de presiones dinámicas	
Débito ventilatorio	P/ \dot{V}

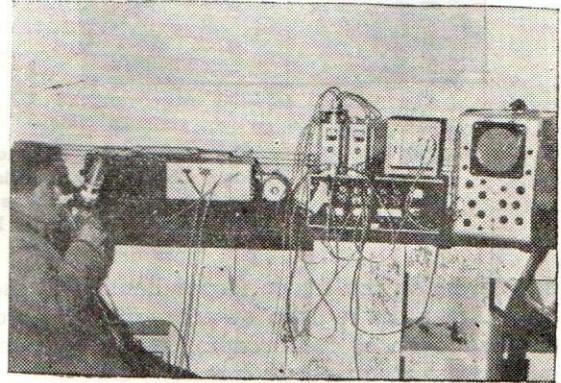
siendo su valor normal de 1,7 cm/H₂O litro seg. por un débito de 1 litro por segundo.

Métodos de examen.— Hechas las consideraciones correspondientes, sobre la fisiología de la mecánica ventilatoria, pasemos a describir la técnica que utilizamos para el estudio y medida de los diferentes parámetros que corresponden a la mecánica toracopulmonar.

El equipo con el que contamos ha sido proporcionado por el Gobierno de Francia dentro de un programa de cooperación técnica y

que consta principalmente (Fig. 1) de una cámara a rayos ultravioletas para el registro de los diferentes parámetros a estudiar, de un demodulador, de un integrador y de amplificadores electrónicos, a más de un osciloscopio que cierra la cadena y en el cual se pueden seguir los trazos respiratorios que serán luego registrados. Sobre una misma banda de papel fotográfico y simultáneamente registramos:

- a) Las variaciones de volumen pulmonar.
- b) Los débitos correspondientes y los momentos de débito ventilatorio nulo.
- c) Las variaciones de la presión intratorácica correspondiente.



Está plenamente establecido desde Buyten-dijk que la presión intraesofágica traduce fielmente la presión intratorácica. (fig. 2).

Ahora bien, para la medida de dicho parámetro utilizamos una sonda, balonada en su extremo distal, que es introducida al esófago del paciente, por vía nasal o por vía bucal, maniobra que es soportada sin ningún problema por nuestros pacientes. No debemos olvidar que existen ciertos factores anatómicos esofágicos que deben de ser cuidados en bien de un correcto registro: el balón deberá ser situado en el tercio inferior del esófago, pues en esta porción este órgano está constituido por fibras lisas que transmiten mejor las presiones. Por el contrario en los dos tercios superiores existen formaciones bronquiales que impiden una correcta traducción de variaciones de presiones intratorácicas, a más de que es en este sector en el cual el paciente tolera menos la sonda. Introducimos pues 10 ó 15 cm. de sonda al esófago y luego inyectamos 2 cm. de aire ambiente, con lo cual inflamamos el balón que se halla en el extremo de la sonda, obteniendo así un correcto contacto de las pare-

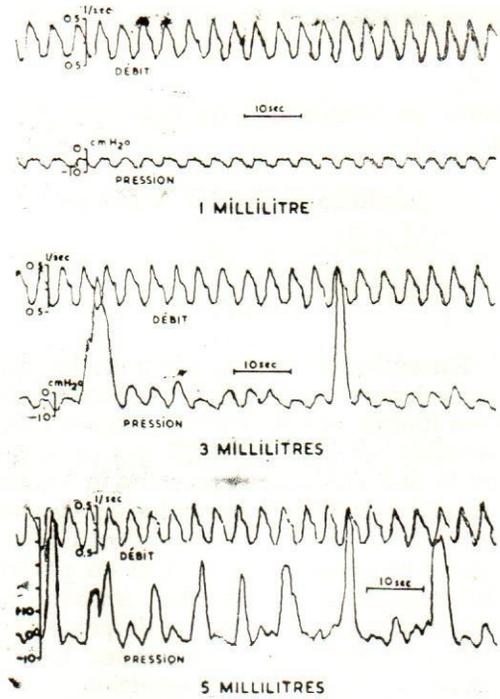
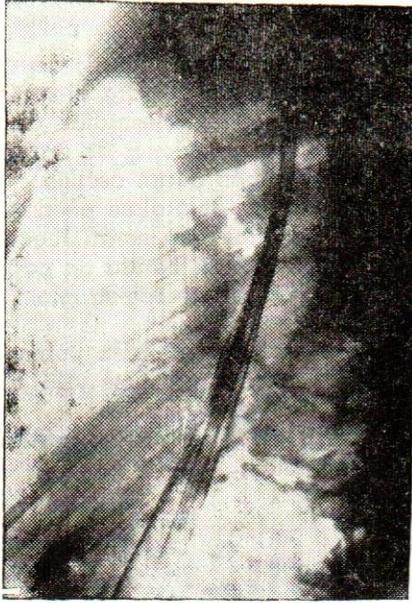


Fig. 2.— Posición correcta de la sonda balonada en esófago. Observamos el registro normal y luego la influencia de las ondas peristálticas del esófago, que varían en función de la posición del balón y de la cantidad de aire que introducimos.

des del balón con las correspondientes del esófago. Antes del registro es necesario observar el trazado en el osciloscopio, lo que nos permite registrar trazos de presión intratorácica sin influencia de trazos sobreañadidos por peristaltismo gastroesofágico o por oscilaciones cardíacas.

Existen varios métodos para el estudio de la mecánica ventilatoria, sin embargo nosotros utilizamos el método de respiración continua-

da que hemos aprendido del Profesor R. LE-FRANCOIS de la Universidad de ROUEN (Francia) y que es el que mejor observa el trabajo fisiológico respiratorio. Nuestro paciente es conectado a la cadena de registro a través de un bucal que contiene un neumotacógrafo que nos permitirá la obtención de débito nulo. La sonda intraesofágica está conectada al circuito a través de un monómetro y de esta manera obtenemos un registro simultáneo (fig. 3) de:

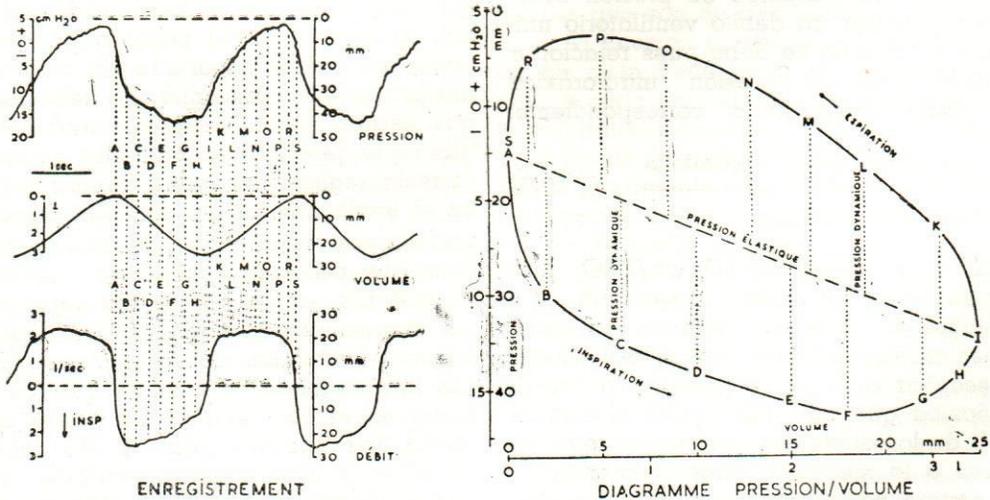


Fig. 3.— Registro simultáneo de presión intratorácica, volumen y débito ventilatorio. Diagrama presión-volumen para la medida del trabajo ventilatorio.

volumen pulmonar, débito ventilatorio y presión intratraesofágica. La cadena electrónica debe ser sometida para cada examen a un calibrado correcto y el cálculo de Compliance y resistencias inspiratorias y expiratorias lo realizaremos siguiendo las ecuaciones anteriormente citadas.

Valor clínico quirúrgico del estudio de la Mecánica Ventilatoria.— Dicho estudio es de incalculable valor dentro del pronóstico, el diagnóstico y el tratamiento de la patología pulmonar. Así observamos que en la fibrosis intersticial la Compliance está netamente disminuida. Por el contrario en el emfisema pulmonar donde los tejidos han perdido una parte de su poder retráctil siendo resistentes a la distensión la compliance está aumentada. En las obstrucciones bronquiales y en el asma ciertas regiones son menos ventiladas que otras y donde, por una variación unitaria de la presión intratorácica, la variación de volumen en los pulmones es menor, la compliance está

reducida, así como en diversos tipos de infiltraciones intersticiales.

Ahora bien, para vencer las diversas resistencias que la patología pulmonar opone a la ventilación, la musculatura respiratoria proporciona un trabajo tanto más grande cuanto más elevadas son las resistencias. En consecuencia, construyendo un diagrama presión-volumen (fig. 3) en un ciclo respiratorio, nosotros podemos calcular el trabajo mecánico ventilatorio (1). Finalmente diremos que el estudio de la mecánica ventilatoria proporciona un balance completo y detallado del estado de la función ventilatoria de un sujeto. Esto nos hace esperar un pronóstico funcional pulmonar más preciso y en consecuencia mejores indicaciones clínico-quirúrgicas.

(1) En un sujeto sano este trabajo representa alrededor de 1. kilogramómetro para ventilar 20 lts. de aire por minuto, mientras que en un sujeto que soporta una insuficiencia respiratoria este valor es cinco veces más elevado.