

UNIVERSIDAD DE VALENCIA

FACULTAD DE MEDICINA

**CATEDRA DE ANESTESIOLOGIA, REANIMACION Y TRATAMIENTO DEL DOLOR
(PROF. DR. D. VICENTE CHULIA CAMPOS)**

**"ANALISIS DE LOS METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA
VENTILATORIA DURANTE VENTILACION ARTIFICIAL: IMPLICACIONES
DEBIDAS AL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS. UN ESTUDIO
EXPERIMENTAL SOBRE MODELO FISICO DE PULMON."**

**MEMORIA PRESENTADA POR
D. JULIO LLORENS HERRERIAS
PARA LA OBTENCION DEL GRADO
DE DOCTOR.**

VALENCIA, 1988

UMI Number: U607450

All rights reserved

INFORMATION TO ALL USERS

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted.

In the unlikely event that the author did not send a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if material had to be removed, a note will indicate the deletion.



UMI U607450

Published by ProQuest LLC 2014. Copyright in the Dissertation held by the Author.
Microform Edition © ProQuest LLC.

All rights reserved. This work is protected against
unauthorized copying under Title 17, United States Code.



ProQuest LLC
789 East Eisenhower Parkway
P.O. Box 1346
Ann Arbor, MI 48106-1346

TITULO DE LA TESIS : ANALISIS DE LOS METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA: IMPLICACIONES DEBIDAS AL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS. UN ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE MODELO FISICO DE PULMON.

AUTOR: JULIO LLORENS HERRERIAS.

DIRECTORES: PROF. DR. D. VICENTE CHULIA CAMPOS.
DR. D. FRANCISCO JAVIER BELDA NACHER.

TRIBUNAL: PROF. DR. D. VICENTE LOPEZ MERINO.
PROF. DR. D. CARLOS CARBONELL CANTI.
DR. D. MANUEL BARBERA ALACREU.
DR. D. RAFAEL MONTERO BENZO.
DR. D. RICARDO BOLINCHES BOLINCHES.

FECHA DE LECTURA: 9 DE JUNIO DE 1989.

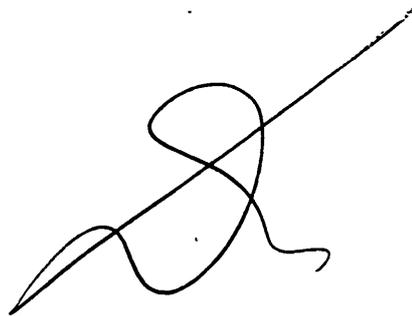
CALIFICACION: APTO CUM LAUDE

D. VICENTE CHULIA CAMPOS, Catedrático de Anestesiología, Reanimación y Tratamiento del Dolor de la Facultad de Medicina de la Universidad de Valencia, y

D. FRANCISCO JAVIER BELDA NACHER, Jefe de Sección del Servicio de Anestesiología, Reanimación y Tratamiento del Dolor del Hospital Clínico Universitario de Valencia,

CERTIFICAMOS: Que D. JULIO LLORENS HERRERIAS ha realizado, bajo nuestra dirección, en la Cátedra de Anestesiología, Reanimación y Tratamiento del Dolor de la Facultad de Medicina de la Universidad de Valencia, la tesis titulada: "ANALISIS DE LOS METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA DURANTE LA VENTILACION ARTIFICIAL: IMPLICACIONES DEBIDAS AL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS. UN ESTUDIO SOBRE MODELO FISICO DE PULMON."

Y para que conste, y a los efectos oportunos, firmamos la presente en Valencia, a 1 de Febrero de 1989.



Fdo.: Prof. Dr. D. V. Chullá Campos



Fdo.: Dr. D. F.J. Belda Nácher

AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. D. Vicente Chulió Compos, quien ha sido para mí un ejemplo de constante entrega al trabajo. Gracias a su colaboración y su labor de supervisión ha sido posible el desarrollo del presente estudio.

Al Dr. Francisco Javier Belda Nácher, quien me brindó la oportunidad de acceder al mundo de la mecánica ventilatoria y la ventilación artificial. El ha sido un ejemplo de entusiasmo por la investigación y de rigurosidad en la aplicación del método científico. Por su generosidad en cuantas enseñanzas me ha impartido y su paciencia a la hora de resolver mis dudas, quiero dejar constancia de mi reconocimiento y mi gratitud.

Al Dr. Roque Company Teuler, compañero en las horas de trabajo en el laboratorio, y cuya vitalidad y calidad humana, así como su entusiasmo por el rigor metodológico, han sido pilares básicos para llevar a buen término este trabajo.

A los compañeros del Servicio de Anestesiología y Reanimación del Hospital Clínico Universitario, que han sabido prestarme su ayuda y comprensión a lo largo de todo este tiempo.

DEDICATORIA

A Julio y Encarna

A mis padres

INDICE

	pgs.
<u>PREAMBULO</u>	1
<u>INTRODUCCION</u>	3
I.- Importancia de la monitorización de la mecánica ventilatoria durante la ventilación artificial con presión positiva intermitente (IPPV)	4
II.- Caracterización de la mecánica ventilatoria: Compliancia y Resistencia.	
II.1.- Ecuación general de la mecánica ventilatoria	5
II.2.- La mecánica ventilatoria durante IPPV	6
III.- Medición de la Compliancia: principios básicos.	
III.1.- Concepto de Compliancia	8
III.2.- Principios sobre la determinación de la Compliancia	9
IV.- Medición de la Resistencia al flujo: principios básicos.	
IV.1.- Concepto de Resistencia al flujo	12
IV.2.- Principios sobre la determinación de la Resistencia al flujo	13
V.- Una posible fuente de error en la monitorización de la mecánica ventilatoria durante IPPV: el "atrapamiento intrapulmonar de gas"(VATR).	
V.1.- Concepto	21
V.2.- Incidencia y etiología	22
V.3.- Fisiopatología. Repercusiones clínicas	23
VI.- Métodos de monitorización de la mecánica ventilatoria	25
<u>RESUMEN</u>	38

<u>HIPOTESIS DE TRABAJO</u>	43
<u>MATERIAL Y METODO</u>	
MATERIAL.....	59
METODO.....	67
<u>RESULTADOS</u>	84
<u>DISCUSION</u>	116
<u>CONCLUSIONES</u>	135
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	138
<u>APENDICE DOCUMENTAL</u>	146

PREAMBULO

En el desarrollo de una serie de experiencias relativas al estudio de la mecánica ventilatoria durante ventilación artificial y realizadas sobre un modelo físico de pulmón, se produjeron ciertos resultados que se hallaban en contradicción con los resultados previstos.

En efecto, las características del modelo de pulmón utilizado permitían asegurar valores constantes tanto de la compliancia, para volúmenes de hasta 1,2 l, como de la resistencia al flujo, para flujos de 0,1 a 1,0 l/s (32).

Sin embargo, al analizar los resultados obtenidos en las citadas experiencias, hallamos que los valores de dichos parámetros no eran constantes, variando en función de los parámetros ajustados en el respirador (frecuencia respiratoria y volumen minuto), y de los métodos utilizados en su medición.

La subsiguiente revisión bibliográfica nos permitió extraer dos consecuencias:

1) Por un lado, nos llevó a considerar el fenómeno conocido como "atrapamiento intrapulmonar de gas" como un posible factor causal de los mencionados resultados contradictorios.

2) Por otro lado, pudimos constatar la existencia de múltiples métodos de medición de la compliancia pulmonar (C) y la resistencia en vías aéreas al flujo espiratorio (RAW), ideados con el fin de monitorizar el comportamiento mecánico del sistema respiratorio durante la ventilación artificial.

Sin embargo, no encontramos ningún estudio dedicado al análisis de los resultados ofrecidos por dichos métodos en presencia de atrapamiento intrapulmonar de gas.

En consecuencia, nos propusimos llevar a cabo un estudio que tendría como **objetivo**: Analizar la influencia ejercida por el atrapamiento intrapulmonar de gas sobre los distintos métodos de monitorización de C y RAW.

Con ello se conseguiría:

- 1.- Facilitar la correcta interpretación de los resultados ofrecidos por dichos métodos, y
- 2.- Determinar cuáles de estos métodos resultan más adecuados.

La experiencia diseñada a tal fin, debía permitir, por tanto:

1º.- Reproducir condiciones de ventilación artificial en las que se produjera atrapamiento intrapulmonar de gas en cantidades diversas.

2º.- Que estas condiciones simularan, de la forma más aproximada posible, las distintas situaciones clínicas posibles durante la ventilación artificial.

Por tanto, debía posibilitar que el estudio fuese realizado con distintas combinaciones de frecuencia respiratoria y volumen minuto, así como con distintos patrones de comportamiento mecánico del sistema respiratorio (es decir, con distintas combinaciones de C y RAW).

3º.- Asimismo, debía permitir la medición de C y RAW por los diversos métodos descritos, y

4º.- La aplicación de métodos de medición de C y RAW lo suficientemente fiables como para servir de referencia para la comparación de los resultados obtenidos por los métodos anteriores.

Con este planteamiento se ha desarrollado el presente estudio, en condiciones experimentales, utilizando un modelo físico de pulmón que ha permitido cumplir los condicionamientos citados.

INTRODUCCION

I.- IMPORTANCIA DE LA MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA DURANTE LA VENTILACION ARTIFICIAL CON PRESION POSITIVA INTERMITENTE (IPPV).

"La valoración del estado funcional del sistema respiratorio, en pacientes sometidos a terapia con ventilación mecánica, debe incluir no sólo el estudio del recambio de gases, sino también la monitorización de los factores determinantes de la mecánica ventilatoria"(51).

"El examen clínico y radiológico, junto al análisis de los gases en sangre, son insuficientes para precisar las características funcionales respiratorias de cualquier enfermo sometido a ventilación mecánica" (62).

La razón de las dos afirmaciones anteriores y, por tanto, el interés de la monitorización clínica de la mecánica ventilatoria, reside en que permite:

1.-Caracterizar cuantitativamente a cada paciente por los aspectos mecánicos de su sistema respiratorio, y

2.-Seguir sus variaciones evolutivas y establecer comparaciones entre los diversos pacientes.

Con ello, y más concretamente, en todo paciente sometido a **ventilación mecánica**, se cubren los siguientes objetivos:

1.-Comprobar la adecuación de los parámetros ajustados en el respirador (63), así como los cambios efectuados sobre ellos (variaciones del volumen corriente, de la relación I/E, del nivel de PEEP...etc) (19) (61).

2.-Predecir el éxito o el fracaso del destete de la IPPV (26) (51).

3.-Comprobar los efectos de cualquier actuación terapéutica que pueda repercutir sobre el aparato respiratorio, ya sea por administración de fármacos (broncodilatadores, analgésicos, anestésicos, miorrelajantes...etc), por aplicación de maniobras propias de la terapia respiratoria (aspiración de secreciones, cambios posturales, clapping...etc) o por maniobras quirúrgicas que puedan incidir sobre la función del sistema respiratorio (28).

II.-CARACTERIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA: COMPLIANCIA Y RESISTENCIA.

II.1.- Ecuación general de la mecánica ventilatoria.

Como aproximación al estudio de los factores determinantes de la mecánica ventilatoria, ésta puede ser considerada , como un complejo de interrelaciones que se producen entre tres tipos de magnitudes: presiones, volúmenes y flujos, y entre éstas y el tiempo, a lo largo de un ciclo respiratorio.

Dichas interrelaciones pueden quedar definidas, de forma simplificada, a partir de la siguiente expresión matemática:

$$\Delta P = \dot{V}(R.SR) + \Delta V/C.SR \quad [1]$$

Donde: ΔP representa la variación de presión en un punto dado del sistema respiratorio, producido por el movimiento de un determinado volumen de gas; \dot{V} es el flujo de gas; ΔV es la variación de volumen producida en el sistema respiratorio por el movimiento del gas; $R.SR$, es la resistencia total opuesta por el sistema respiratorio al flujo de gas; y $C.SR$ es la compliancia total del sistema respiratorio .

Según esta ecuación, la variación de presión necesaria para producir un determinado flujo, el cuál generará la correspondiente variación de volumen, viene dada por dos parámetros que constituyen características inherentes a dicho sistema : la **C.SR** y la **R.SR**.

II.2.- La mecánica ventilatoria durante IPPV.

En el caso de la ventilación mecánica con presión positiva intermitente (IPPV), el conocimiento de la **C.SR** y la **R.SR** permite caracterizar el comportamiento del sistema respiratorio, tanto durante la insuflación como durante la espiración pasiva.

Así, dichos parámetros, determinan la presión de insuflación (**PINS**) requerida por el respirador para vencer los dos tipos de resistencia (La *elástica* de pulmones y pared torácica y la *no elástica* -resistencia al flujo de vías aéreas y friccional del tejido pulmonar-), que se oponen a la entrega de un determinado volumen de gas (ΔV), ya que vendrá dada por la suma de presiones necesarias para vencerlas (46):

$$PINS = \dot{V}(R_{AW} + R_{TIS}) + \Delta V/C.SR \quad [2]$$

Donde, **RAW** es la resistencia al flujo en vías aéreas y **RTIS** es la resistencia tisular friccional.

II.2.1.- La espiración pasiva. Concepto de constante de tiempo del sistema respiratorio (CT).

Durante la espiración pasiva, la fuerza impulsora del gas viene dada por la diferencia entre la presión alveolar (**PA**) y la presión barométrica (**PB**) (o, en su caso, el nivel de PEEP aplicado en el respirador), al final de la insuflación precedente.

Dicha diferencia de presiones está determinada por el retroceso elástico de los pulmones y pared torácica (*Presión de retracción elástica del sistema respiratorio -PELSR-*) (46) y

es proporcional al volumen pulmonar al inicio de la espiración, siendo el factor de proporcionalidad la C_{SR} (44). Por otro lado, esta presión se disipa en vencer la resistencia al flujo espiratorio (46):

$$P_{ELSR} = V/C_{SR}$$

Durante esta fase del ciclo respiratorio, se produce la caída de la presión alveolar (P_A), volumen (V) y flujo (\dot{V}). En esta caída, dichos parámetros se comportan como una función exponencial de incidencia negativa o de extinción (46):

$$y = y_0 \cdot e^{-kt} \quad [3],$$

En concreto, la variación de volumen durante la espiración, vendría dada por:

$$V_t = V_0 \cdot e^{-t/CT} \quad [4],$$

Donde, V_t es el volumen pulmonar al tiempo "t", V_0 es el volumen pulmonar, por encima de la capacidad residual funcional (CRF), al inicio de la espiración y CT es la constante de tiempo que define la velocidad del proceso.

En el caso del sistema respiratorio, CT viene dada, precisamente, por el producto $C_{SR} \times R_{SR}$ (47).

Pero además, la constante de tiempo del sistema respiratorio puede expresarse como la relación entre el volumen pulmonar y el flujo espiratorio presentes en cada momento de la espiración:

$$CT = C \times R,$$

$$CT = (V/P) \times (P/\dot{V}), \text{ de donde}$$

$$CT = V/\dot{V} \quad [5]$$

III.- MEDICION DE LA COMPLIANCIA. PRINCIPIOS BASICOS.

III.1.- Concepto de compliancia.

NUNN (44), explica el concepto de compliancia, apoyándose en la ley de Hooke, según la cuál, en todo sistema elástico, la tensión es proporcional a la deformación.

En el caso del sistema respiratorio, la tensión vendría dada por el gradiente de presión transmural ($P_A - P_B$) y la deformación por la variación en el volumen pulmonar, lo cuál puede expresarse como:

$$\Delta V / \Delta(P_A - P_B) = \text{cte.} \quad [6]$$

El factor de proporcionalidad de la ecuación, es decir, la constante, define el concepto de compliancia del sistema respiratorio.

Su representación gráfica se obtiene llevando a los ejes de coordenadas el ΔV frente al ΔP , y su valor viene dado por la pendiente de la gráfica obtenida.

Dentro de un intervalo normal de volúmenes pulmonares, la C_{SR} es influida sólo ligeramente por la magnitud del volumen, manteniéndose constante respecto de éste. Dicha "linealidad", sin embargo, se pierde al ampliar el intervalo de volúmenes considerado. (44). La representación gráfica muestra, entonces, una curvatura gradual cuya pendiente se reduce a medida que se incrementa el volumen [fig. 1].

Así, en los extremos de la curva, se produce una variación en los valores de la compliancia (37), y el comportamiento mecánico del sistema respiratorio no puede definirse por una sola CT, apartándose del modelo exponencial.

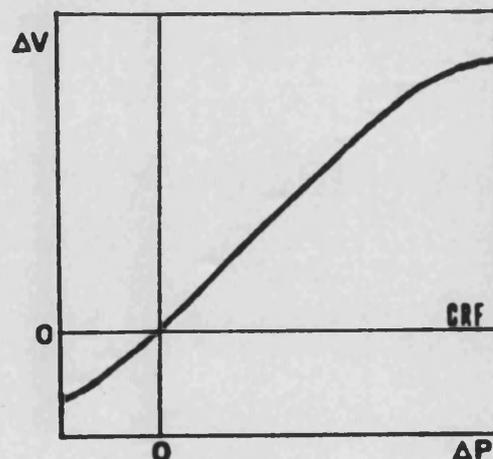


Fig.1.- Relación $\Delta V / \Delta P$ en el sistema respiratorio total (44).

III.2.- Principios sobre la determinación de la Compliancia.

El concepto de C.SR resulta sencillo y su determinación, aún en condiciones clínicas, no requiere una instrumentación complicada. No obstante, debe clarificarse que se pueden obtener distintos valores de compliancia en función de:

a/ El gradiente de presiones considerado, puesto que pueden determinarse las compliancias del sistema respiratorio total (C.SR), de la pared torácica (C.PT) o de los pulmones (C.PUL), según la variación del volumen pulmonar sea dividida, respectivamente, por las diferencias entre las presiones alveolar y barométrica, pleural (o esofágica -Pes-) y barométrica, o transmural (Pes-PA) y barométrica :

$$C.SR = \Delta V / (PA - PB); \quad [7]$$

$$C.PT = \Delta V / (PES - PB); \quad [8]$$

$$C.PUL = \Delta V / [(PES - PA) - PB]; \quad [9]$$

b/ Según se aplique el concepto de **compliancia estática** o de **compliancia dinámica**:

- La compliancia estática total del sistema respiratorio (C.ESTSR), es definida como el cambio en el volumen pulmonar por unidad de cambio en la PA (61).

Su determinación puede realizarse, en el sujeto anestesiado, hinchando los pulmones con un volumen conocido, mediante una jeringa de calibración, y midiendo la presión en las vías aéreas, después de un intervalo de tiempo que permita la equiparación entre la PA y la PAV.

Si, a la vez, se mide la Pes (como aproximación a la presión pleural) podrán deducirse las C.ESTPUL y de la pared torácica C.ESTPT (44).

En cualquier caso, se considera que los valores y cambios en la C.ESTSR reflejan, predominantemente, variaciones en la C.ESTPUL, ya que la C.ESTPT es aproximadamente constante para valores de volumen pulmonar situados entre la capacidad residual funcional (CRF) y la capacidad pulmonar total (CPT) (1)

- La compliance dinámica del sistema respiratorio total (C.DMSR), se determina, durante la ventilación artificial, midiendo la PAW en el momento en que el flujo es igual a cero, ya que cuando hay flujo de gas, las presiones dependen, en parte, de la resistencia al flujo. La medición en condiciones clínicas puede practicarse por dos métodos (44):

1/ *Trazado del bucle V/P* en un inscriptor X/Y. La C.DMSR viene dada por la pendiente de la recta que une los puntos de $\dot{V} = 0$ del bucle inscrito, en el cuál el ΔV es representado en el eje de ordenadas y el $\Delta(P_A - P_B)$ en el de abscisas [fig.2].

2/ *Registro simultáneo, por multicanal, de ΔV , $\Delta \dot{V}$ y ΔP* . La diferencia de volumen se mide en este trazado, y se divide por el gradiente de presión existente entre los puntos de $\dot{V} = 0$ (36) [fig.3].

Aunque la mayoría de autores consultados adoptan este concepto de C.DMSR, otros como SUTER (60) y CARTWRIGHT (14), con el fin de facilitar la aplicación clínica, la determinan a partir de la razón entre la variación de volumen y la diferencia entre la presión "pico" en vías aéreas y la P_B (o, en su caso, la PEEP aplicada) [fig.3].

No obstante, dicha presión pico refleja las variaciones en el flujo inspiratorio y en la resistencia al mismo en vías aéreas.

Por tanto, este concepto no coincide con el de compliance dinámica expresado inicialmente. Sin embargo, parece lógico considerar que, aún siguiendo dicho concepto, la determinación de esta compliance, durante IPPV, puede verse influida por la presencia de elementos ajenos al propio sistema respiratorio, puesto que se realiza sin interrupción de la ventilación mecánica. Así, los circuitos interno y externo del respirador sumarán un determinado volumen al propio del sistema respiratorio, y la distensibilidad o "compliance" de dichos circuitos se sumará a la C.SR. Todo ello, tendría como consecuencia que la relación $\Delta V / \Delta P$ fuera distinta a la obtenida al medir la C.EST, y que sus valores y variaciones reflejasen de forma más inexacta los cambios en las propiedades elásticas del SR.

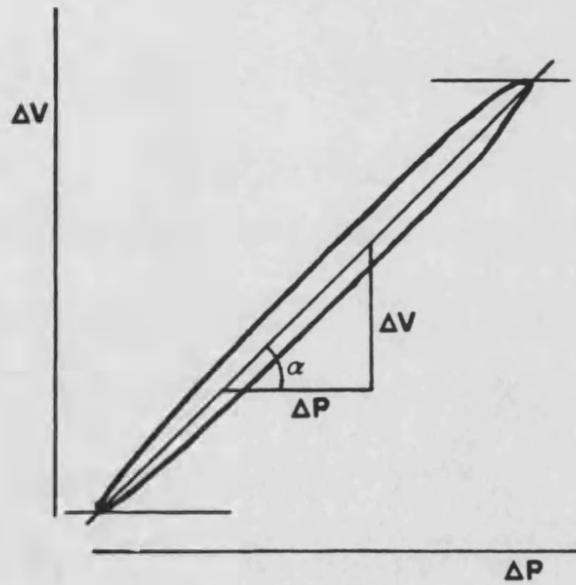
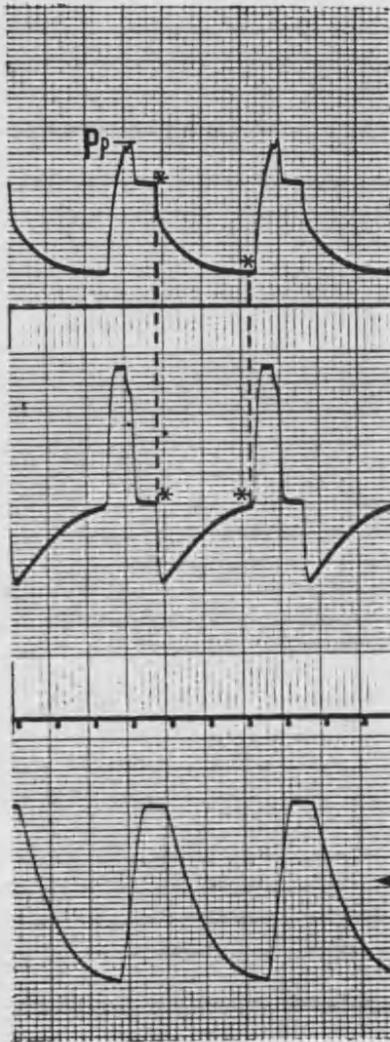


Fig.2.- Bucle $\Delta Y/\Delta P$, para la determinación de la C.DINSR.

Fig.3.- Registro simultáneo de ΔY , $\Delta \dot{Y}$ y PAW para la determinación de la C.DINSR, según los métodos $C = \Delta Y/PAW$ cuando $\dot{Y} = 0$ (*); y $C = \Delta Y/PAW$ pico (Pp).

IV.- MEDICION DE LA RESISTENCIA AL FLUJO: PRINCIPIOS BASICOS.

IV.1.- Concepto de resistencia al flujo.

"La resistencia al flujo de gas, a través de un tubo, está determinada por la velocidad del flujo de gas y el gradiente de presión entre sus extremos" (45):

$$R = \Delta P / \dot{V} \quad [10]$$

Este concepto tiene su origen en la ecuación de HAGEN-POISEUILLE, obtenida para flujos laminares y utilizando tubos rectos y sin ramificaciones. Según dicha ecuación, la relación entre el gradiente de presión entre los extremos del tubo y la velocidad del flujo circulante a través de él es constante:

$$\Delta P / \dot{V} = K = (8 \cdot l \cdot \lambda) / (\pi \cdot r^4) \quad [11],$$

siendo λ la viscosidad del gas.

Por consiguiente, en condiciones de flujo laminar, el gradiente de presión será directamente proporcional a la velocidad del flujo. La representación gráfica de la relación $\Delta P / \dot{V}$ será, en estas condiciones, una recta, cuya pendiente vendrá determinada por el factor de proporcionalidad, el cuál constituye, por definición, la resistencia al flujo.

En tales condiciones, la R_{sc} podría determinarse midiendo el ΔP producido a una sola velocidad de flujo.

No obstante, la linealidad del flujo laminar se rompe cuando su velocidad es muy alta, sobre todo cuando circula a través de tubos irregulares (por cambios en el calibre o en la dirección). El flujo turbulento que aparece en tales condiciones, establece dos

diferencias fundamentales con el laminar:

1/ El ΔP que se requiere para producir un flujo determinado es proporcional al cuadrado del flujo, y

2/ El ΔP es proporcional a la densidad y no a la viscosidad del gas.

La resistencia al flujo, en este caso, no es constante, sino que aumenta de forma proporcional a su velocidad y, por tanto, no puede atribuirse un valor único de resistencia al flujo.

Las condiciones que determinan la naturaleza del flujo, cuando el calibre del tubo es constante, vienen dadas por el NUMERO DE REYNOLDS, el cuál es directamente proporcional a la velocidad lineal media del gas, al radio del tubo y a la densidad del gas, e inversamente proporcional a la viscosidad del mismo. Se considera que, cuando es inferior a 1000 el flujo es laminar y cuando es superior a 1500 es enteramente turbulento. Entre ambos valores, coexisten ambos tipos de flujo (45).

IV.2.- Principios sobre la determinación de la resistencia al flujo durante IPPV.

La medición de la resistencia al flujo, durante IPPV, puede realizarse a través de dos vías:

IV.2.1.-De forma directa, estableciendo la relación $\Delta P/\dot{V}$.

Siguiendo esta opción, ROHRER (53) supuso que el patrón de flujo mixto podría hallarse presente comunmente en condiciones de ventilación mecánica y de anestesia, lo que le hizo estimar, en su clásico estudio sobre cadáveres, que la resistencia al flujo vendría dada por la suma de dos componentes: uno para el flujo laminar y otro para el turbulento.

Según este concepto se obtendría una ecuación que exprese el ΔP requerido para mantener el flujo, como la suma de dos términos correspondientes a cada patrón de flujo:

$$\Delta P = K_1(\dot{V}) + K_2(\dot{V}^2) \quad [12].$$

En esta ecuación, K_1 contiene todos los factores de tipo constante de la ecuación de HAGEN-POISEUILLE para el flujo laminar (viscosidad del gas, radio y longitud del tubo), mientras que K_2 incluye todos los factores constantes en la ecuación correspondiente para el flujo turbulento (densidad del gas y radio y longitud del tubo). El propio ROHRER obtuvo, en el citado estudio, la siguiente ecuación:

$$\Delta P = 0,79(\dot{V}) + 0,81(\dot{V}^2).$$

Posteriormente, dicha ecuación ha sido obtenida con diversos valores para ambas constantes, por otros autores (9), (37), (48), los cuáles practicaron sus experiencias sobre pacientes sometidos a IPPV e intubación traqueal.

En dichas condiciones, esta concepción de la relación $\Delta P/\dot{V}$ puede resultar particularmente útil. Es conocido que la resistencia opuesta por los tubos endotraqueales es proporcional y no lineal al flujo (22) y, por otro lado, se considera que, en condiciones fisiológicas, la resistencia ofrecida por las vías aéreas, con exclusión de las vías altas, es lineal respecto del flujo (12),(35), (39).

Así pues, y teniendo en cuenta que las resistencias al flujo en vías aéreas (R_{AV}) y del tubo endotraqueal son aditivas (4), K_1 podría representar la R_{AV} , de comportamiento lineal, y K_2 la resistencia del tubo endotraqueal, de comportamiento no lineal.

Dicha curvilinearidad en la relación $\Delta P/\dot{V}$ conllevaría el que el sistema respiratorio con tubo endotraqueal no pudiera ser caracterizado por un solo valor de R_{AV} ni, por tanto, por una sola CT (4).

Dentro de un determinado rango de velocidades de flujo, la ecuación de ROHRER puede condensarse en la siguiente ecuación (45):

$$\Delta P = K (\dot{V}^n) \quad [13]$$

En ella, el exponente "n" es adimensional y posee un valor de 1 para los flujos laminares puros y de 2 para los flujos turbulentos puros. Ante un flujo de características mixtas, su valor oscilará entre 1 y 2. "K", por su lado, representa una constante general que comprende los diversos constituyentes de las constantes K₁ y K₂ de ROHRER.

Este modelo ha sido utilizado por GOTTFRIED (22) y COOPER (17), quien encontró que las resistencias normales en humanos podían expresarse como:

$$\Delta P = 2,4 (\dot{V}^{1,3})$$

Los valores obtenidos aplicando esta ecuación no difirieron, en dicho estudio, en más del 10% respecto de los obtenidos con la expresión de dos términos, para flujos de 0,2 a 3,0 l/s.

Finalmente, la relación $\Delta P/\dot{V}$ puede ser expresada mediante un plano, en ejes de coordenadas, con ΔP en ordenadas y \dot{V} en abscisas (45).

El resultado de dicha expresión gráfica será una línea recta, en el caso de resistencias lineales respecto del flujo, cuya pendiente equivaldrá, como se ha dicho previamente, al valor de la resistencia medida [fig.4].

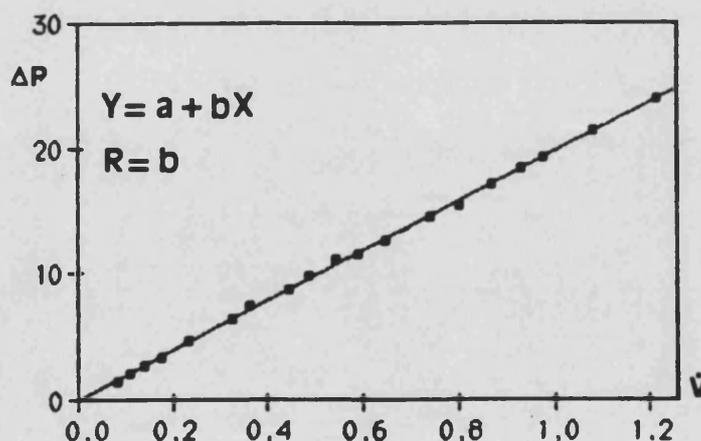


Fig. 4.- Relación $\Delta P/\dot{V}$, en el caso de un resistor de comportamiento lineal.

Este método presenta un particular interés en la descripción de algunas resistencias, como los resistores de umbral, que pueden presentar forma de "S" en la relación $\Delta P/\dot{V}$ y que, por tanto, no pueden expresarse matemáticamente de forma adecuada [fig.5] El plano puede obtenerse midiendo los ΔP producidos para una gama de flujos aplicados de forma estática, o bien mediante un registro X/Y, de forma directa, durante el ciclo respiratorio.

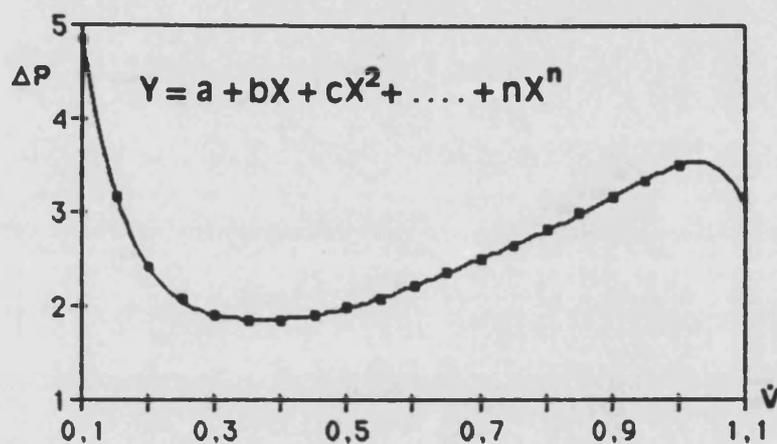


Fig.5.- Relación $\Delta P/\dot{V}$ en forma de "S", hallada al determinar la resistencia ofrecida por la válvula espiratoria de un respirador (Temel YT-3, Ergotronic).

El mismo proceso puede ser realizado sustituyendo los valores de ΔP y \dot{V} por sus respectivos logaritmos. Con ello los trazados curvilíneos pasan a líneas rectas, que presentarán una pendiente de valor 1 para el caso de flujos laminares (resistencias lineales), y de valor 2 para los flujos turbulentos (resistencias no lineales), oscilando entre ambos valores en el caso de los flujos de patrón mixto.

Dicha pendiente será, por tanto, asimilable al exponente "n" de la ecuación $\Delta P = K(\dot{V}^n)$, puesto que, al aplicar logaritmos, se obtiene:

$$\ln \Delta P = n(\ln K \dot{V}), \text{ de donde}$$

$$\ln \Delta P = \ln K + n \ln \dot{V},$$

donde " $\ln K$ " equivale a la ordenada en el origen, y "n" a la pendiente de la recta, es decir a la resistencia al flujo.

IV.2.2.- Una segunda opción en la determinación de la resistencia al flujo consiste en calcular su valor, de forma indirecta, a partir de la medición de la CT y de la CSR. Puesto que la CT del sistema respiratorio equivale al producto $C.SR \times R.SR$, se cumplirá:

$$R.SR = CT/C.SR.$$

El valor de CT, por su lado, puede ser obtenido, **a)** a partir de la relación V/V , según se ha expuesto anteriormente (47) (16), o bien **b)** a partir del espirograma pasivo (11):

a) *El cálculo de la relación V/\dot{V}* , puede obtenerse mediante el registro simultáneo de ambos parámetros, llevando sus valores a los ejes de coordenadas, con V en ordenadas y \dot{V} en abscisas. La pendiente de la gráfica equivaldrá, entonces, al valor de la CT.

Resulta, no obstante, más sencillo, practicar un registro X/Y del V y el \dot{V} durante el ciclo respiratorio. Se obtiene, así, un asa en la que la fase espiratoria queda dividida en dos fases: una anterior al flujo espiratorio pico, y otra posterior que es asimilable a la porción de la onda V/t de comportamiento exponencial, en condiciones de linealidad, y cuya pendiente se considera igual a la CT (cb 21).

b) La determinación del valor de la CT a partir del espirograma pasivo (o relación V/t), se realiza midiendo, en dicho trazado, el tiempo transcurrido desde el momento de inicio de la espiración hasta el vaciamiento del 63,2 % del volumen corriente (cb 36).

Cuando el tiempo espiratorio transcurrido es igual a la CT ($t_e = CT$), la ecuación [4]: $V_t = V_o \cdot e^{-t_e/CT}$, se transforma en:

$$V_t = V_o \cdot e^{-1} \quad \text{ó, lo que es lo mismo,}$$

$$V_t = V_o \cdot 0,368 \quad [14]$$

es decir, cuando $t_e = CT$, el volumen espirado es igual a $(1-0,368)V_o$, ó $(0,632)V_o$.

La determinación de la resistencia al flujo por esta vía indirecta plantea el problema de la posible falta de linealidad en el comportamiento mecánico del sistema respiratorio:

En primer lugar, si la relación $\Delta V/\Delta P$ o la relación $\Delta P/\dot{V}$, o ambas, presentan un comportamiento variable a lo largo de la espiración, la relación V/\dot{V} será curvilínea, no pudiendo extraerse una pendiente única, es decir, una sola CT a partir de ella.

En segundo lugar, igualmente, la relación $\Delta V/t$ no se ajustará a la ecuación exponencial simple (9) y, por tanto, la espiración pasiva no podrá ser explicada por una sola CT.

En ambos casos, obviamente, no puede hablarse de un valor único de R_{SR} y, por tanto, su determinación por estos métodos será inapropiada.

En este sentido, parece comprobado que, durante la ventilación mecánica, el comportamiento de la relación P/\dot{V} es curvilínea, tanto en gatos anestesiados y traqueostomizados (23) como en humanos sometidos a intubación endotraqueal (9),(12),(22) (37),(43),(48).

Ello podría explicar las desviaciones del espirograma pasivo, respecto del patrón exponencial, observadas por BERGMAN (9), aún en condiciones no patológicas, en pacientes intubados. Dichas desviaciones se manifestaron, fundamentalmente hacia el final de la espiración, como un ligero incremento del flujo espiratorio respecto del volumen pulmonar. Como consecuencia la CT, durante la espiración, mostró una mayor magnitud a medida que el volumen insuflado (V_0) fue mayor.

Al realizar el mismo análisis sobre pulmones patológicos, se aprecia que, representando el espirograma de forma semilogarítmica, se requieren dos líneas rectas, con distintas pendientes, para conseguir una predicción aproximativa al comportamiento del vaciamiento pulmonar. Ello exigiría, en opinión

del autor, que la resolución gráfica de la relación $\Delta V/t$, durante la espiración, fuera expresada en términos de dos componentes exponenciales:

$$Vt = V_{o_1} \cdot e^{-t/CT_1} + V_{o_2} \cdot e^{-t/CT_2} \quad [15]$$

Esta aproximación se explicaría postulando la existencia de dos grupos de unidades pulmonares, con distintas CT, que se vaciarían de forma asincrónica.

Un fenómeno similar al observado por BERGMAN en condiciones no patológicas, fue descrito por HARF et al.(24) al analizar la relación V/\dot{V} en animales traqueostomizados. Tanto antes como después de la parálisis muscular, dicha relación mostró una desviación de la linealidad progresivamente mayor hacia el final de la fase espiratoria, cuando el volumen pulmonar se halla próximo a la CRF.

No obstante, no todos los autores aceptan la curvilinearidad de la relación V/\dot{V} espiratoria, durante intubación traqueal. ZIN et al. (66) encuentra, utilizando el método "single breath" de monitorización de la mecánica ventilatoria, en gatos anestesiados, intubados y en ventilación espontánea, que dicha relación se mantiene lineal a lo largo de toda la espiración. En su opinión la discrepancia con los estudios previamente comentados, sería debida, fundamentalmente, a la utilización de flujos considerablemente inferiores y a la ventilación con regímenes ventilatorios más bajos, evitando el aumento del tono broncomotor por descenso de la presión arterial de anhídrido carbónico.

De forma similar, PEREZ FONTAN et al. (50), en un estudio realizado sobre conejos anestesiados, intubados y sometidos a IPPV, encontró que la relación V/\dot{V} se manifestaba de forma curvilínea en su primera fase, pero que se mantenía constante a lo largo de la segunda.

En conclusión, por tanto, parece admisible considerar que el sistema respiratorio no patológico presenta una relación $\Delta V/\Delta P$ que, dentro de los rangos de volumen pulmonar habituales en clínica, muestra un comportamiento lineal, con una C_{SR} constante respecto a las variaciones de volumen.

El mismo comportamiento cabría esperar para la relación $\Delta P/\dot{V}$, en condiciones fisiológicas y excluidas las vías aéreas altas. Por tanto, en dichas condiciones, la relación V/\dot{V} se mantendría constante a lo largo de la espiración y ésta podría ser explicada con una sola CT.

Sin embargo, en condiciones de ventilación mecánica, la unión del sistema respiratorio al equipamiento correspondiente (tubo endotraqueal, conectores, tubo corrugado, circuito del respirador y válvula espiratoria), podrá condicionar el comportamiento no lineal de la relación $\Delta P/\dot{V}$. La resistencia al flujo será variable en función de éste y, por tanto, el comportamiento mecánico del sistema respiratorio durante la espiración no se ajustará al modelo exponencial, ni podrá ser expresado por una sola CT.

V.-UNA POSIBLE FUENTE DE ERROR EN LA MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA DURANTE IPPV: EL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS [VATR].

V.1.- Concepto.

Inmediatamente después del inicio de la IPPV en pacientes con CT prolongada, el flujo espiratorio puede ser demasiado lento, respecto del tiempo espiratorio, para permitir el vaciamiento de todo el volumen corriente previamente insuflado.

Como resultado, el volumen pulmonar y la PA al final de la espiración tenderán a aumentar con cada ciclo.

A volúmenes pulmonares más elevados, la retracción elástica incrementada tenderá a aumentar la fuerza impulsora del flujo espiratorio y, en opinión de algunos autores (40), a mantener abiertas las vías aéreas, reduciendo la resistencia al flujo y, por tanto la CT (3). Así, al cabo de varios ciclos, el volumen pulmonar se estabiliza en un *nuevo estado de equilibrio* que permite vaciar el volumen corriente por completo (8), puesto que la forma característica de la curva $\Delta V/\Delta P$, permitirá disponer de un mayor gradiente de presión transtorácica. Tal mecanismo de compensación se produce, no obstante, a costa de un *incremento en la FA telespiratoria* (49) [fig.6], el cuál puede pasar desapercibido ya que no existe tiempo suficiente para que dicha presión se transmita a la vía aérea y sea reflejada por el manómetro del respirador.

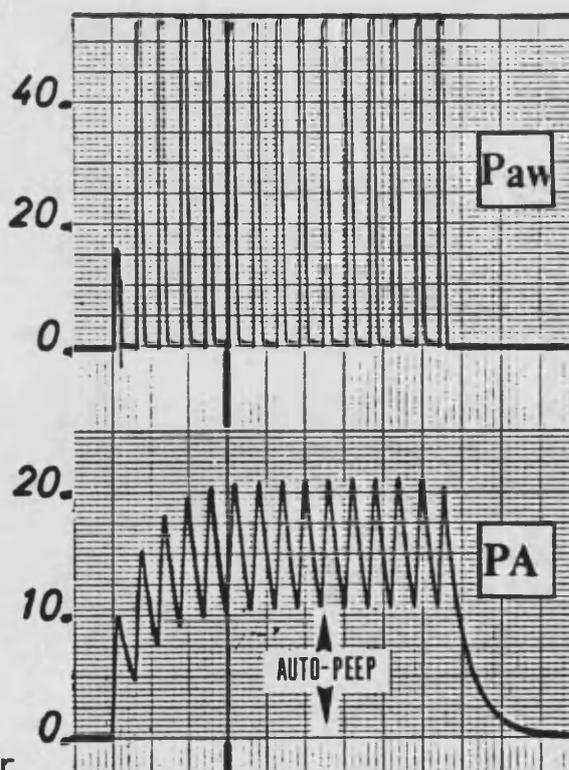


Fig.6.- Registro de PA durante IPPV con producción de VATR.

V.2.- Incidencia y etiología.

El fenómeno descrito ha recibido diversas denominaciones: PEEP oculta (49), PEEP inadvertida (59), Atrapamiento de gas (8), o Auto-PEEP (57) y ha sido observado, tanto durante la ventilación mecánica convencional con IPPV (8),(13),(15),(31),(49),(57), (58), como con la ventilación con "jet" a alta frecuencia (HFJV) (7),(55),(56), con una elevada incidencia (8), sobretodo en las unidades de Reanimación y Cuidados Intensivos (54).

Asimismo, la magnitud del VATR se halla directamente relacionada con los incrementos de la compliancia total del conjunto sistema respiratorio-respirador, ya sea por patología pulmonar (caso del enfisema pulmonar) (58) o por utilización de circuitos con elevada compresibilidad (57).

El mismo efecto puede ser observado por incremento de la resistencia al flujo espiratorio, como en los pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) (13) y, de forma particular, en aquellos que requieren elevados volúmenes-minuto (VM) (13).

Asimismo, el calibre de los tubos endotraqueales presenta una correlación inversa con el grado de VATR (58).

Ambas observaciones resultan coherentes al considerar que los incrementos en la C_{sr} y/o en la R_{sr}, conllevan una prolongación en la CT del sistema y, por tanto, la necesidad de un mayor tiempo espiratorio para permitir el vaciamiento total del volumen corriente.

De hecho, el nivel de VATR, se incrementa de forma logaritmica a medida que el número de CT disponibles durante el tiempo espiratorio se va reduciendo (8).

En un estudio realizado por nuestro equipo sobre un modelo estándar de pulmón experimental (6), se obtuvo que el VATR, en condiciones de IPPV, se correlaciona fundamentalmente con la CT del

sistema ($r = 0,960$) y, en menor grado, con la relación t_e/CT ($r = 0,786$), con la C_{SR} ($r = 0,665$) y con la R_{SR} ($r = 0,662$).

Dichos coeficientes de correlación indican que estos dos últimos parámetros (C_{SR} y R_{SR}) ejercen, considerados por separado, un mismo grado de influencia sobre la producción de VATR, pero no alcanzan un nivel de significación suficiente como para que sus medidas aisladas, den una referencia válida del comportamiento del sistema respiratorio respecto a la presentación de dicho fenómeno.

V.3.- Fisiopatología del VATR. Repercusiones clínicas.

La importancia del fenómeno de atrapamiento, estriba en que, junto a su elevada incidencia, presenta una notable capacidad de producción de efectos secundarios.

En su estudio sobre la incidencia y repercusiones clínicas del VATR, BROWN et al.(cb 16) encontró que los niveles observados de "Auto-PEEP" eran superiores a 5 cmH₂O en el 99% de los casos. Esta cifra es considerada como suficiente para producir *compromiso hemodinámico* en determinados pacientes (25) (52).

Así, se ha documentado que el VATR, a semejanza de la PEEP aplicada como medida terapéutica en el respirador, puede reducir la presión de llenado ventricular, con la consiguiente caída del gasto cardiaco (33),(57), afectar las lecturas de las presiones vasculares centrales (20),(50) y generar incrementos de la presión intracraneal, por reducción del retorno venoso (57).

La presentación de tales efectos, por otro lado, no se limita a los pacientes con una elevada C_{SR} , aunque en ellos es más evidente, sino que puede darse en cualquiera de las situaciones en que se produzca VATR(49).

Por lo que se refiere a los efectos del VATR sobre la *mecánica ventilatoria*, se ha documentado que, cuando se presenta, puede producir una reducción, tanto de la C_{PUL} , como de la C_{PT} (14),(50).

Este efecto se ha explicado como debido a la producción de un incremento en la CRF, que situaría el volumen pulmonar en la porción más alta de la curva $\Delta V/\Delta P$, donde la pendiente es menor y se pierde la linealidad de la compliancia respecto del volumen pulmonar (14).

Asimismo, el VATR puede conllevar una reducción de la resistencia espiratoria media (50), aunque, en condiciones de no linealidad, la reducción producida en la C_{SR}, podría incrementar la resistencia al flujo espiratorio, ya que condicionaría un aumento en la PA y, por tanto, en el gradiente PA-P_B, generando una mayor velocidad en dicho flujo (5).

Clinicamente, los efectos del VATR sobre la mecánica ventilatoria se traducen por un incremento del trabajo respiratorio durante la ventilación espontánea (34), dificultando el destete de la ventilación mecánica (14), y por una facilitación del barotrauma, sobretodo en pulmones de elevada compliancia, como son los de los niños (3).

VI.-METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA.

La necesidad de caracterizar la mecánica ventilatoria , sobre todo en pacientes sometidos a ventilación artificial, ha llevado a los diversos investigadores a idear una serie de métodos que permitan la determinación de los valores de C.SR, R.SR y CT en condiciones clínicas.

Dichos métodos deberían, idealmente, reunir una serie de propiedades, tales como:

1) Fácil aplicación, sin interrupción de la ventilación mecánica ni instrumentación compleja.

2) Permitir la determinación de los parámetros citados de forma rápida y continua para poder conocer, inmediatamente después de que se produzca, cualquier variación en sus valores, sea por cambios introducidos en los parámetros ajustables en el respirador, por maniobras sobre el aparato respiratorio o consecuencia del curso evolutivo de la propia patología pulmonar; y,

3) Ofrecer datos fiables, que permitan llevar a cabo los cambios pertinentes en la pauta de ventilación mecánica, obviando las posibles fuentes de error.

En este sentido, la revisión de la literatura ha permitido hallar los siguientes métodos utilizados hasta la actualidad:

VI.1.- Registro continuo de P_{AV} , V y \dot{V} .

Consiste en obtener simultáneamente los trazados de la P_{AV} , del \dot{V} mediante un neumotacógrafo adaptado al tubo endotraqueal y del V por integración del \dot{V} .

La utilización de este registro permite dos tipos de análisis:

VI.1.1.- Análisis por la técnica de NEERGARD-WIRTZ (42)

Consiste en identificar, durante el ciclo respiratorio, el punto en que el $\dot{V}=0,5$ l/s y obtener los valores de P_{AW} y V en dicho punto.

Previamente, se determina la C_{DINSR} , dividiendo el volumen corriente (corregido a BTPS) por el gradiente de presión en vías aéreas cuando $\dot{V}=0$, es decir, por la presión de "plateau" en vías aéreas (P_{EL}).

La posterior división del V , cuando $\dot{V}=0,5$ l/s, por la C_{DINSR} proporciona una medida de la P_{ELSR} .

Al restar a la P_{AW} total en ese punto la P_{ELSR} , se obtiene la presión requerida para proporcionar el \dot{V} de 0,5 l/s, y la división entre ambos da el valor de R_{AW} .

VI.1.2.- Análisis por técnica isovolumétrica (36)

Como el método anterior, tiene como objetivo determinar la R_{SR} a partir de la P_{ELSR} .

Consiste en seleccionar, sobre la curva de V , dos puntos de igual valor, a ambos lados del volumen máximo, y medir la variación en P_{AW} y \dot{V} que se produce entre ellos. Como el V es igual en ambos puntos, la P_{ELSR} será la misma y, por tanto, la diferencia de P_{AW} hallada será debida exclusivamente a la R_{AW} , que se calculará como $\Delta P_{AW}/\Delta V$.

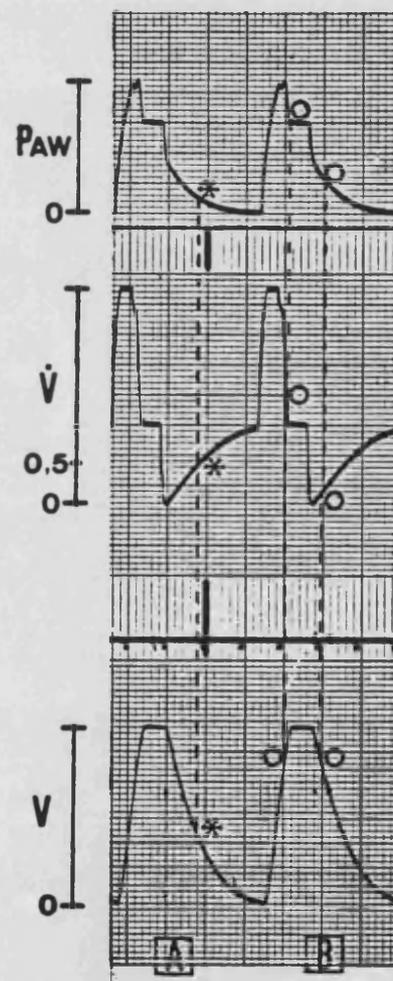


Fig. 7.- Identificación de los puntos de $\dot{V}=0,5$ en los registros de P_{AW} y V (ciclo A). Desarrollo de la técnica isovolumétrica (ciclo B).

Ambos métodos, aunque son fácilmente aplicables, presentan posibles fuentes de error. El primero determina la R_{AW} para un solo \dot{V} , por lo cuál sólo puede ser válido en los casos en que el comportamiento de dichas resistencias sea lineal respecto del flujo.

De igual forma, en el segundo caso, si el comportamiento de la R_{AW} no es lineal, su valor dependerá de los puntos isovolumétricos seleccionados.

VI.2.- Método del espirograma pasivo (10).

Consiste en insuflar el sistema respiratorio, con un volumen conocido de gas, mientras la rama espiratoria permanece ocluida. Tras la insuflación, la oclusión se mantiene durante 2 a 3 segundos, permitiendo posteriormente la exhalación pasiva a través de un espirógrafo. A la vez que se obtiene el registro espirográfico, se registran la P_{AW} y el flujo espiratorio a través de sendos transductores.

Como en el caso anterior, los registros obtenidos permiten dos tipos de análisis:

VI.2.1.- Técnica de COMROE-NISELL-NIMS (16).

Se calcula la C_{ESTSR} por división del volumen total espirado (convertido a BTPS) por la P_{AW} medida inmediatamente antes del inicio la espiración.

Se identifica el punto en que el flujo espiratorio es igual a 0,5 l/s, midiéndose el volumen de gas remanente en el sistema respiratorio en ese instante. La división de dicho volumen por la compliancia calculada, proporciona el valor de la presión requerida para mantener el citado flujo. El cociente entre estos dos últimos valores da el de la R_{AW} .

Se trata, por tanto, de un método equiparable al de NEERGARD-WIRTZ y que, como éste, sólo puede ser válido en los casos de comportamiento lineal de la resistencia respecto del flujo.

VI.2.2.- Técnica de la constante de tiempo (11).

Se basa en la obtención de la CT mediante la determinación, en el espirograma, del tiempo transcurrido desde que se inicia la espiración hasta que se produce el vaciamiento del 63,2% del volumen insuflado. Puesto que, como se ha dicho, la CT equivale al producto $C_{SR} \times R_{SR}$, la división de su valor, expresado en segundos, por el de la C_{SR} , expresado en l/cmH₂O, proporciona el valor de la R_{SR} al flujo espiratorio.

Como los métodos anteriores, éste requiere de un comportamiento lineal del sistema respiratorio, durante la espiración, que permita su descripción en términos de una sola CT. La falta de linealidad en las relaciones $\Delta V/\Delta P$ y/o $\Delta P/\dot{V}$, por tanto, restará precisión a los resultados obtenidos.

VI.3.- Método de la oscilación forzada (18).

Inicialmente descrito por DUBOIS et al. (18), fue posteriormente reintroducido por GOLDMAN et al. (21) quienes utilizaron un sistema de análisis similar al descrito en la técnica de NEERGARD-WIRTZ.

El sistema respiratorio es sometido a oscilaciones sinusoidales con el volumen pulmonar en situación de reposo telespiratorio. La amplitud de estas oscilaciones suele ser de 50 ml, y su frecuencia de 3 a 4 ciclos/s (10).

Se miden la P_{AW} (en relación a la P_B) y el flujo, identificándose los puntos de máximo flujo inspiratorio y espiratorio y la correspondiente diferencia de P_{AW} entre ellos.

En esas circunstancias, el volumen pulmonar es idéntico, dada la escasa amplitud de las oscilaciones y, por tanto, dicha diferencia de P_{AW} será debida íntegramente a la resistencia al flujo.

Posteriormente, este método ha sido perfeccionado gracias a la inclusión de un equipamiento más sofisticado. Este equipamiento incluye, junto a un neumotacógrafo y un transductor de presión ajustados a la cánula o tubo endotraqueal, un sistema que, durante 16 segundos, libera una señal acústica que contiene todos los armónicos entre 2 y 26 Hz. El análisis espectral pseudorandomizado (30) o randomizado (38) de las señales de P_{AW} y \dot{V} , proporciona los valores de R_{AW} y reactancia para cada frecuencia, junto con un análisis de coherencia que refleja la validez de cada medida.

Los valores de R_{AW} obtenidos con este método, han mostrado una buena coherencia con los obtenidos por otros métodos (30), (41). Sin embargo, en los casos de marcada alinearidad, puede dar valores erróneos ya que su función de coherencia no es capaz de reconocer este comportamiento, permaneciendo elevada a pesar de ello (24).

VI.4.- Una vía distinta para la determinación de C_{SR} y R_{SR} , fue proporcionada por McILROY et al.(35), quienes sugirieron que dicho parámetros pueden ser obtenidos, sin medición directa de la C_{SR} , a partir de los cambios experimentados por la CT tras la adición de resistores de valores conocidos, añadidos externamente.

Esta posibilidad se basa en la siguiente argumentación: si se añade una resistencia lineal (ΔR) al sistema, la ecuación $CT=C_{SR} \times R_{SR}$ se transformará en:

$$\begin{aligned} CT^1 &= C_{SR}(R_{SR} + \Delta R), \text{ de donde} \\ CT^1 &= (C_{SR} \times R_{SR}) + (C_{SR} \times \Delta R), \text{ ó} \\ CT^1 &= CT + (C_{SR} \times \Delta R) \quad [16] \end{aligned}$$

Por tanto, midiendo CT y CT^1 en los bucles V/\dot{V} correspondientes, se podrá obtener el valor de C_{SR} , bien como la relación $(CT^1 - CT)/\Delta R$, o bien considerando que la ecuación [16] es una función lineal del tipo $y=a + bx$, en la que la CT del SR viene representada por el punto de intersección con el eje de las "y", y la C_{SR} por la pendiente de la gráfica.

VI.5.- H. WAKAKURI y E.M. CAMPORESI (65) han diseñado un método basado en la monitorización del flujo espiratorio máximo (\dot{V}_E Máx) durante la espiración pasiva.

Según los autores, dicho flujo varía como una función del volumen espirado, de la C_{SR} y de la R_{SR} .

Así, durante IPPV, con un volumen corriente fijo, se cumpliría:

$$\dot{V}_E \text{ Máx} = V_T / (C_{SR} \times R_{SR}) \quad [17]$$

y, puesto que la C_{SR} puede ser fácilmente medida, \dot{V}_E Máx representaría un buen índice de la R_{SR} .

La argumentación seguida para llegar a esta hipótesis, es la siguiente: la relación entre \dot{V}_E Máx y R_{SR} puede ser derivada de la ecuación exponencial de la espiración pasiva para flujos laminares [4]. Puesto que el volumen del gas espirado (V_{ES}) a un tiempo "t" será:

$$\begin{aligned} V_{ES} &= V_0 - V_t, \text{ ó} \\ V_{ES} &= V_0(1 - e^{-t/CT}), \end{aligned}$$

la velocidad de cambio de V_{ES} , es decir, el flujo espirado (\dot{V}_{ES}) se obtendrá por la derivada de la expresión anterior:

$$\dot{V}_{ES} = (V_0/CT) \times e^{-t/CT},$$

de donde, cuando "t" tiende a cero:

$$\dot{V}_{ES} = V_0 / (R.SR \times C.SR)$$

Durante IPPV, V_t equivale a V_0 , y durante la espiración pasiva el \dot{V}_{ES} aumenta instantáneamente al principio hasta alcanzarse el \dot{V}_E Máx. Por tanto, se cumplirá la ecuación [18], de donde:

$$R.SR = V_t / (\dot{V}_E \text{ Máx} \times C.SR) \quad [18]$$

Los propios autores encuentran, en su experiencia, una buena correlación entre el \dot{V}_E Máx y la relación $V_0 / (C.SR \times R.SR)$, así como entre la $R.SR$ obtenida por este método y la hallada según la técnica de la constante de tiempo descrita anteriormente. A la vez, no obstante, puntualizan que la validez de los resultados se halla sujeta al comportamiento lineal del sistema respiratorio durante la espiración.

VI.6.- Método de la respiración única ("single breath")(66).

Consiste en practicar una insuflación pulmonar con un volumen conocido de gas, mientras la rama espiratoria permanece ocluida. Dicha oclusión se mantiene durante un periodo de 3 a 5 segundos, tras completar la insuflación, para permitir la equiparación entre P_{AW} y P_A . Al final de dicho periodo se mide la P_{AW} y se libera la rama espiratoria, permitiendo la espiración pasiva y trazando el bucle V/\dot{V} correspondiente mediante un registrador X-Y. El volumen exhalado durante la espiración dividido por la P_{AW} medida proporciona el valor de la C_{ESTSR} .

La pendiente de la segunda fase de la espiración en el bucle V/\dot{V} determina el valor de la CT, que dividido por la C.SR da el valor de la RAW al flujo espiratorio.

Como se ha dicho, cuando dicha pendiente es lineal la espiración puede ser explicada por una sola CT [fig 8(A)], pudiendo aceptarse como válido el valor único de RSR obtenido. En tales condiciones se cumpliría:

$$1^{\circ}) \dot{V} = \Delta P / R_{AW}, \text{ y } 2^{\circ}) \Delta V = C.SR \times \Delta P, \text{ por tanto}$$

$$CT = \Delta V / \dot{V} = (C.SR \times \Delta P) / (\Delta P / R_{AW}), \text{ de donde}$$

$$CT = C.SR \times R.SR ;$$

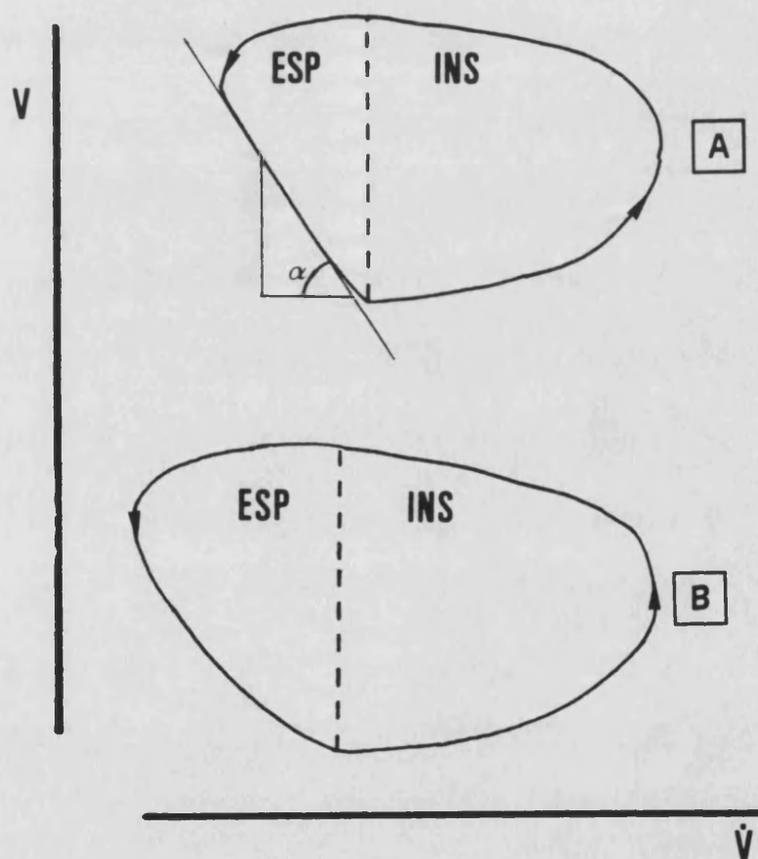


Fig.8.- Determinación de la CT como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle V/\dot{V} : **(A)** relación V/\dot{V} lineal, y **(B)** relación V/\dot{V} no lineal.

Cuando la pendiente es curvilínea [fig.8(B)], la relación V/\dot{V} es asumida como aplicable a la ecuación de ROHRER anteriormente descrita: $\Delta P = K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$.

Por otro lado, durante la espiración pasiva, la caída de presión (ΔP) es igual a la presión de retracción elástica del sistema, que es proporcional al volumen pulmonar:

$$\Delta P = V/C.SR.$$

Así, la curvilinearidad de la relación V/\dot{V} puede ser descrita según la ecuación:

$$\begin{aligned} V &= (C.SR \times K_1 \dot{V}) + (C.SR \times K_2 \dot{V}^2), \text{ de donde} \\ V/\dot{V} &= CT = (C.SR \times K_1) + (C.SR \times K_2 \dot{V}), \text{ y} \\ CT/C.SR &= R.SR = K_1 + K_2 \dot{V} \quad [19] \end{aligned}$$

Para obtener K_1 y K_2 basta con realizar una recta de regresión entre V/\dot{V} y \dot{V} . En dicha recta, el punto donde se intercepta el eje de las "y", representará $C.SR K_1$ y la pendiente $C.SR K_2$.

Así determinada, la $R.SR$ sólo podrá expresarse como una gama de valores, con una variación entre un máximo y un mínimo cuya magnitud será función de la amplitud de variación del flujo espiratorio.

VI.7.- Basándose en principios similares, JP MORTOLA et al. (39) describieron, a través de una experiencia realizada en niños con ventilación espontánea, un método consistente en obtener medidas de P_{AW} y \dot{V} por oclusión de las vías aéreas, durante la espiración pasiva.

Los datos así obtenidos permiten trazar un gráfico, con la P_{AW} en abscisas y el \dot{V} en ordenadas, cuya pendiente proporciona el

valor de la C_{ESTSR} , mientras que el punto de intercepción con el eje de las "y" representa la diferencia entre el volumen del sistema respiratorio al final de la espiración y el de la posición de reposo pasivo (CRF).

A la vez se traza el bucle V/\dot{V} para obtener el valor de la CT que, al ser dividido por la C_{ESTSR} proporciona el valor de la R_{SR} durante la espiración.

VI.8.- Técnica del "interruptor" (23).

Se obtiene por la aplicación de los mismos principios que los utilizados en los dos últimos métodos.

Las vías aéreas son ocluidas al final de la inspiración, manteniéndose dicha oclusión hasta que se produce la relajación de la musculatura respiratoria, lo cuál viene indicado por la presencia de un "plateau" en el trazado de P_{AW} . El valor de dicho plateau es equivalente al de la P_{ELSR} .

Posteriormente, se libera la vía aérea practicándose una serie de rápidas y breves oclusiones durante la subsiguiente espiración pasiva, a la vez que se obtienen los registros de P_{AW} , P_{ES} , V y \dot{V} . Ello permite obtener las relaciones $\Delta V/\Delta P$ del SR total y de la pared torácica y los pulmones por separado, según se expresa en las ecuaciones [8], [9] y [10].

Por otro lado, y asumiendo que, bajo condiciones de relajación de la musculatura respiratoria, P_{ELSR} es la fuente de

presión útil para superar la resistencia del SR al flujo espiratorio, se obtienen las correspondientes relaciones $\Delta P/\dot{V}$:

$$\begin{aligned} R_{SR} &= \Delta P_{AW}/\dot{V}, \\ R_{PUL} &= \Delta(P_{AW} - P_{ES})/\dot{V}, \text{ y} \\ R_{PT} &= \Delta P_{ES}/\dot{V}, \end{aligned}$$

donde, R_{PUL} y R_{PT} representan las resistencias al flujo de los pulmones y de la pared torácica, por separado.

VI.9.- Finalmente, J PEREZ FONTAN et al (50), en un estudio realizado sobre conejos sometidos a traqueostomía e intubación endotraqueal, calculan C_{SR} y R_{SR} a partir de la ecuación [1], según la cuál:

$$\Delta P = \dot{V}(R_{SR}) + \Delta V/C_{SR},$$

de donde, considerando la curvilinearidad de la resistencia al flujo debida al tubo endotraqueal:

$$\Delta P = (K_1\dot{V} + K_2\dot{V}^2) + \Delta V/C_{SR}$$

Los valores de C_{SR} , K_1 y K_2 son calculados por regresión múltiple de ΔP , V y \dot{V} .

A partir de aquí, los autores determinan la R_{SR} media (\bar{R}) inspiratoria y espiratoria como:

$$R = K_1\bar{V} + K_2\bar{V}$$

donde \bar{V} es el flujo medio inspiratorio y espiratorio.

VI.10.- Monitorización del VATR.

Respecto del atrapamiento de gas, su capacidad para inducir efectos deletéreos a nivel hemodinámico por un lado, y las dificultades para su objetivación durante la ventilación mecánica por otro, han llevado a diversos autores a desarrollar métodos que permitan su detección y cuantificación en condiciones clínicas.

VI.10.1.- PE PEPE y JJ MARINI (49) diseñaron un método consistente en ocluir la rama espiratoria al final de la espiración a la vez que se interrumpe el ciclado del respirador (pasando la frecuencia respiratoria a cero). Con el flujo espiratorio bloqueado, la presión en el tubo endotraqueal se equilibrará con la alveolar, permitiendo la medida de la PA telespiratoria (auto-PEEP) en el manómetro del respirador.

Este mismo método ha sido mejorado posteriormente, al obtenerse la oclusión y el retraso en la insuflación siguiente de forma automática mediante una válvula operada neumáticamente (13),(54).

Otros autores, han desarrollado formulaciones teóricas tendentes a predecir la presencia y magnitud del volumen de gas atrapado durante IPPV:

VI.10.2.- Así, NA BERGMAN describió, en su estudio sobre atrapamiento de gas (8), una ecuación que permitiría predecir el volumen de gas atrapado que se produciría cuando, en ausencia de

cambios compensatorios, se pasa de una frecuencia respiratoria baja (10 rpm) a otra más alta (22 rpm).

En dicha ecuación, el cálculo del V_{ATR} se realiza en función del volumen espirado durante la ventilación con la frecuencia baja (V_E), de la R_{SR} , de la C_{SR} , de la duración de la espiración durante la ventilación con la frecuencia alta (E) y del número de ciclos respiratorios producidos a dicha frecuencia hasta el momento de la medición (N):

$$V_{ATR} = N[V_E - V_E \times e^{-1/(C_{SR} \times R_{SR} \times E)}]$$

VI.10.3.-En un estudio más reciente FJ BELDA et al. (6) obtienen una ecuación derivada de aplicar la ecuación exponencial de la espiración pasiva, a la fase de compensación en que el V_{ATR} produce una elevación de la PA suficiente como para que, la consiguiente aceleración del flujo espiratorio, permita la espiración completa del volumen corriente.

En este estado de equilibrio, después de transcurrido un tiempo espiratorio "t" igual al tiempo espiratorio total "te", el volumen espirado será igual al V_T ; el volumen que quede en el pulmón será el V_{ATR} , y el volumen inicial (V_0), será la suma de ambos. Por tanto, a partir de:

$$V_t = V_0 \times e^{-t/CT}, \text{ se obtiene:}$$

$$V_{ATR} = (V_T + V_{ATR}) \times e^{-te/CT}, \text{ de donde}$$

$$V_{ATR} = V_T [(e^{-te/CT}) / (1 - e^{-te/CT})]$$

Esta última ecuación mostró una buena capacidad predictiva, en el estudio realizado por los autores sobre un modelo estándar de pulmón experimental, ya que los valores por ella predichos no mostraron diferencias estadísticamente significativas con los medidos a partir de los trazados de presión y volumen alveolares practicados durante la experiencia.

RESUMEN

De lo expuesto a lo largo de este capítulo, cabe extraer la siguiente síntesis:

1.- La monitorización de los factores determinantes de la mecánica ventilatoria durante IPPV, adquiere una importancia fundamental cuando se plantea uno de los siguientes objetivos:

1.1.- Adecuar los parámetros ajustados en el respirador al estado funcional del sistema respiratorio, ó

1.2.- Conocer los cambios sufridos en la mecánica ventilatoria como consecuencia de las maniobras terapéuticas aplicadas sobre él o por la propia evolución del proceso patológico.

2.- Los factores que determinan el comportamiento mecánico del sistema respiratorio son la Compliancia y la Resistencia al flujo, las cuáles se relacionan entre sí por la llamada Constante de Tiempo, según: $CT = C \times R$.

Por tanto, la monitorización de la mecánica ventilatoria viene dada por la determinación de estos tres parámetros.

3.- Se han ideado múltiples sistemas para monitorizar la mecánica ventilatoria durante IPPV. Idealmente, dichos sistemas deberían cumplir los siguientes objetivos:

3.1.- Ser fácilmente aplicables en clínica, no requiriendo de instrumentación compleja.

3.2.- Permitir la determinación continua de C y R sin necesidad de interrumpir la ventilación artificial.

3.3.- Ofrecer valores fiables y de fácil interpretación.

Asimismo, en los últimos años se han venido comercializando una serie de monitores de la mecánica ventilatoria que, bien en forma de módulos adaptables al respirador, o bien integrados en éste, ofrecen los valores de C y R de forma continua y sin necesidad de practicar maniobras que interrumpan la ventilación artificial.

4.- El fenómeno de atrapamiento intrapulmonar de gas, ha venido despertando el interés de los investigadores a causa de:

4.1.- Su elevada incidencia en clínica, tanto en pacientes especialmente susceptibles por sus características mecánicas respiratorias, como en aquellos con elevados requerimientos ventilatorios, e incluso en los que son sometidos a IPPV por causas no relacionadas directamente con la patología respiratoria (anestesia quirúrgica).

4.2.- Sus efectos hemodinámicos, comparables a los producidos por la PEEP aplicada como medida terapéutica.

4.3.- Sus repercusiones sobre el comportamiento mecánico del sistema respiratorio.

5.- La monitorización de la compliancia es practicada, en todos los métodos descritos en el capítulo de Introducción, a través de dos técnicas:

5.1.- Determinando la relación $\Delta V/\Delta P$, en condiciones estáticas [(16), (23), (39), (66)].

5.2.- Determinando el cociente V_T/P_{PL} , en condiciones dinámicas (42). Este es el caso de la mayoría de los monitores automáticos citados anteriormente (5).

No obstante, en el laboratorio, puede aplicarse una tercera técnica consistente en el cálculo, en condiciones dinámicas, de la pendiente de la recta que une los puntos de inflexión en el bucle $\Delta V_A/\Delta P_A$ (44).(Fig. 2).

Se ha documentado que el V_{ATR} puede condicionar una reducción de la compliancia pulmonar debido a un incremento en la CRF que situaría el volumen pulmonar en la porción más alta de la curva $\Delta V/\Delta P$, donde la pendiente es menor y se pierde la linealidad de dicha relación [(14), (50)].

Sin embargo, no hemos hallado estudios referidos a las posibles diferencias entre los valores de compliancia cuando éstos son obtenidos, por métodos distintos, en presencia de V_{ATR} .

En efecto, dichas diferencias podrían producirse, según se expone en el siguiente capítulo -Hipótesis de Trabajo-, aún cuando el V_{ATR} no presentara la suficiente magnitud como para situar el volumen pulmonar en la zona de la curva $\Delta V/\Delta P$, en que dicha relación pierde su carácter lineal.

Según esta hipótesis, por tanto, sería necesario conocer en qué grado podría el V_{ATR} provocar dichas diferencias y, asimismo, qué interpretación debería darse a los valores obtenidos por cada método.

6.- Por su lado, la medida de la resistencia al flujo es practicada, en todos los métodos de monitorización estudiados, durante la fase espiratoria. Ello, aunque más difícil, es más razonable que la medición durante la inspiración, puesto que, durante IPPV, la espiración es pasiva y, por tanto, su comportamiento depende exclusivamente de las características mecánicas del sistema respiratorio.

Por el contrario, la fase inspiratoria, al tratarse de una insuflación mecánica, muestra un comportamiento que depende, no sólo de la C y la R del sistema respiratorio, sino también del tipo de flujo generado por el respirador (el cuál, a su vez, depende de la FR, el VM, la P_{ms} y la morfología de la onda de flujo (5)).

Básicamente, las técnicas utilizadas por estos métodos en la medida de la Resistencia al flujo son dos:

6.1.- Determinación de la R de forma indirecta, según la relación CT/C [(11), (35), (39), (65), (66)].

6.2.- Determinación de la R de forma directa, según la relación $\Delta P_{AW}/\Delta \dot{V}$ [(16), (18), (23), (36), (42)].

En el primer caso, resulta obvio que, si el V_{ATR} puede modificar el valor de la C según el método utilizado en su determinación, el valor de R obtenido será distinto según el método de medición de la C utilizado.

En el segundo caso, son varios los métodos que calculan la R para un flujo espiratorio determinado de 0,5 l/s [(16), (42)]. Para ello, y según se ha detallado anteriormente, se define la R como:

$$R = [P_{AW}(0,5) - P_{ELSR}] / 0,5$$

donde $P_{AW}(0,5)$ es la presión en vías aéreas cuando el flujo espiratorio es igual a 0,5 l/s y P_{ELSR} se determina como el cociente entre el volumen pulmonar en ese mismo momento y la compliancia previamente determinada:

$$P_{ELSR} = V/C$$

En consecuencia, en presencia de V_{ATR} , los valores de la P_{ELSR} y, por tanto los de R, podrían diferir según la C fuera medida en condiciones estáticas (46) o como la relación V_T/P_{PL} (42).

Por todo ello, sería necesario conocer que método de medida de la compliancia resulta adecuado para determinar el valor de la R a partir del cociente CT/C .

7.- Se ha comentado que, durante IPPV, la relación $\Delta P/\Delta\dot{V}$ podría ser no lineal, por la presencia de elementos tales como el tubo endotraqueal, el tubo corrugado, los conectores y la válvula espiratoria del respirador. En tal caso, la R al flujo espiratorio sólo podría ser descrita como una gama de valores y no como un valor único.

Esta posibilidad, sin embargo, sólo es considerada por uno de los métodos de monitorización descritos (Single Breath (66)). El resto de dichos métodos, se basan en la suposición de un comportamiento lineal en las relaciones $\Delta P/\Delta\dot{V}$ y $\Delta V/\Delta\dot{V}$, puesto que ofrecen un solo valor de R.

A pesar de ello, no hemos encontrado estudios referidos a la superponibilidad de los valores únicos de R ofrecidos por dichos métodos, respecto de las gamas de valores de R que se producirían en caso de comportamiento no lineal en dichas relaciones.

Por todo lo referido, se planteó el presente estudio con los objetivos referidos anteriormente y que pueden resumirse como sigue:

1.- Determinar si el V_{ATR} podría condicionar diferencias en los valores de la Compliancia en función del método utilizado en su determinación y, en este caso, qué interpretación debería aplicarse a los distintos valores obtenidos.

2.- Determinar que método de medición de la compliancia debería aplicarse en la medición de la resistencia según el método $R=CT/C$ y en presencia de V_{ATR} .

3.- Determinar el grado de superponibilidad de los valores únicos de R ofrecidos por los distintos métodos de determinación de ésta habitualmente aplicados en clínica, respecto de las gamas de valores que se producirían en caso de comportamiento no lineal de la relación $\Delta P/\Delta\dot{V}$.

HIPOTESIS DE TRABAJO

Como se ha expuesto en el capítulo de introducción, la ventilación artificial con presión positiva intermitente puede acompañarse de atrapamiento intrapulmonar de gas (V_{ATR}), el cuál, a su vez, genera una presión alveolar residual telespiratoria o auto-PEEP (P_{ATR}).

Dicha P_{ATR} se sumaría, a lo largo de cada ciclo respiratorio, a la P_A generada por el V_T (ΔP_A), determinando un incremento en la P_A total.

Ello podría inducir variaciones en el comportamiento mecánico del sistema respiratorio, que afectarían tanto a la Compliancia (C) como a la Resistencia al flujo (R_{AW}), de tal forma que los valores de estos parámetros podrían diferir sensiblemente en función del método utilizado en su determinación.

El objetivo del presente estudio es analizar la influencia que ejerce el V_{ATR} sobre los valores obtenidos con los distintos métodos de monitorización de la C y de la R_{AW} .

De esta forma se pretende:

1.- Facilitar la correcta interpretación de los resultados ofrecidos por los distintos métodos de monitorización de la C y la R_{AW} durante IPPV y, como consecuencia,

2.- Deducir cuáles de estos métodos resultan más adecuados.

En base a tales objetivos, el estudio se encauza a través de los siguientes planteamientos e hipótesis:

A/ RESPECTO DE LA MONITORIZACION DE LA COMPLIANCIA DEL SISTEMA RESPIRATORIO.(C)

1.- La monitorización de la C se practica, habitualmente, a través de alguno de los tres métodos expuestos a lo largo del capítulo de introducción, y que a continuación se resumen:

1.1.- En condiciones estáticas (C.EST), mediante la insuflación pulmonar con volúmenes de gas conocidos y progresivamente mayores y la determinación simultánea de los cambios de presión generados por dichos volúmenes:

$$C.EST = \Delta V_A / \Delta P_A$$

1.2.- En condiciones dinámicas, en el laboratorio, como la pendiente de la recta que une los puntos de inflexión I/E en el bucle $\Delta V_A / \Delta P_A$ (C.DIN1):

$$C.DIN1 = \operatorname{tg} \alpha = \Delta V_A / \Delta P_A$$

1.3.- En condiciones dinámicas, en clínica, como el cociente V_T / P_{PL} (C.DIN2).

$$C.DIN2 = V_T / P_{PL}$$

Puesto que, en IPPV: $V_T = \Delta V_A$ y $P_{PL} = P_A$ total en la fase tele-inspiratoria, los tres métodos deben ofrecer valores semejantes de compliancia.

2.- Ahora bien, el V_{ATR} produce una P_{ATR} que se suma al ΔP_A generado por el V_T , por tanto, la P_A total, en cada momento del ciclo respiratorio, responderá a la siguiente igualdad:

$$P_A \text{ total} = \Delta P_A + P_{ATR} \quad [20]$$

3.- No obstante, la presencia de V_{ATR} no debería afectar las propiedades elásticas del sistema respiratorio. Así, la relación $\Delta V_A/\Delta P_A$ en condiciones estáticas (C_{EST}) debería ser constante, salvo en aquellos casos en que la magnitud del V_{ATR} fuera lo suficientemente elevada como para situar el volumen pulmonar en la zona de la curva V/P en que esta relación pierde su linealidad.

Es decir, siempre que la relación $\Delta V_A/\Delta P_A$ se mantuviera constante, la C_{EST} no se vería modificada por la presencia de V_{ATR} .

4.- La determinación de la compliancia en condiciones dinámicas a través del método designado como C_{DIN1} , ofrecería valores que, asimismo, permanecerían constantes a pesar de la presencia de V_{ATR} [Fig 9]:

$$C_{DIN1} = \operatorname{tg}\alpha = \Delta V_A/\Delta P_A$$

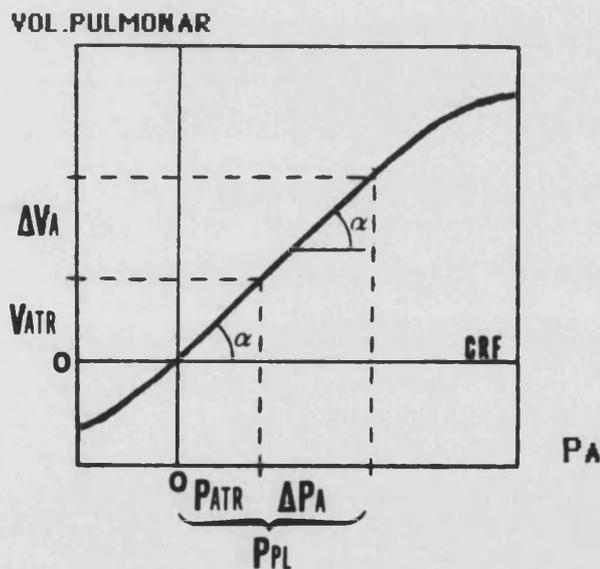


Fig. 9. - Curva V/P . Relaciones de ΔV_A y V_{ATR} con ΔP_A y P_{ATR} .

Por tanto, cabría deducir que este método de determinación de C en condiciones dinámicas, debe ofrecer valores similares a los medidos en condiciones estáticas, aún en presencia de V_{ATR} .

5.- Sin embargo, cuando la compliancia fuera determinada en condiciones dinámicas como el cociente entre el volumen corriente y la presión de plateau en vías aéreas (C_{DIN2}), el valor obtenido resultaría menor cuanto mayor fuera el V_{ATR} :

$$C_{DIN2} = V_T / P_{PL} \quad , \quad \text{y puesto que } P_{PL} = \Delta P_A + P_{ATR}$$

$$C_{DIN2} = V_T / (\Delta P_A + P_{ATR}) \quad [21]$$

Por tanto, cuanto mayor fuera el V_{ATR} , mayores serían la P_{ATR} y la P_{PL} , y menor la C_{DIN2}

6.- Así pues, C_{DIN2} , relaciona la variación de volumen alveolar debida sólo al V_T (ΔV_A), con la presión alveolar total, suma de la variación debida al V_T (ΔP_A) y la debida al V_{ATR} (P_{ATR}).

Cabría deducir, por tanto, que para que los valores de C_{DIN2} se mantuvieran constantes, a pesar de la presencia de V_{ATR} , a semejanza de los de C_{EST} y C_{DIN1} , será necesario sumar el V_{ATR} al V_T .

Quedaría así definida una nueva compliancia (C_{DIN2} Corregida), caracterizada por relacionar las presiones alveolares totales (ΔP_A y P_{ATR}) con los volúmenes generadores de ambas presiones (V_T y V_{ATR}):

$$C_{DIN2Cor} = (V_T + V_{ATR}) / (\Delta P_A + P_{ATR}) \quad [22] ,$$

de donde, como puede apreciarse en el figura [9]:

$$C_{DIN2Cor} = \text{tg } \alpha = C_{DIN1}$$

Por tanto, según lo expuesto, los valores ofrecidos por $C_{DIN2Cor}$ no deberían diferir de los obtenidos con C_{DIN1} y C_{ESTSR} .

7.- El factor, a través del cuál, el VATR determina la diferencia entre C_{DIN1} y C_{DIN2} , podría establecerse a partir del siguiente desarrollo:

$$\text{Si } C_{DIN1} = C_{DIN2Cor},$$

$$C_{DIN2}/C_{DIN1} = (V_T / PPL) / [(V_T + V_{ATR})/PPL], \text{ de donde}$$

$$C_{DIN2}/C_{DIN1} = V_T / (V_T + V_{ATR}) \quad [23]$$

A partir de estas premisas, quedan concretadas las siguientes hipótesis:

A.1.- La determinación de la C durante IPPV con presencia de VATR según el método C_{DIN1} , ofrecería valores similares a los obtenidos mediante la determinación de la relación $\Delta V/\Delta P$ en condiciones estáticas y que, por tanto, no se verían influidos por la presencia de VATR.

A.2.- La determinación de la C según el método C_{DIN2} , ofrecería valores condicionados por la presencia de auto-PEEP y que, por tanto, serían menores cuanto mayor fuera el VATR, según cabría deducir de la expresión [23].

A.3.- Para que el valor de C obtenido con C_{DIN2} fuera similar al obtenido por C_{DIN1} o C_{EST} , sería necesario sumar el VATR al V_T , lo que definiría el método designado como $C_{DIN2Cor}$.

Así, y según las hipótesis enunciadas, durante IPPV con presencia de VATR, se cumpliría:

$$1.- C_{EST} = C_{DIN1} = C_{DIN2Cor} > C_{DIN2}$$

$$2.- C_{DIN2}/C_{DIN1} = V_T / (V_T + V_{ATR}).$$

Para llevar a cabo el estudio sobre las hipótesis precitadas, se someterá un modelo estándar de pulmón experimental a IPPV con distintas combinaciones de frecuencia respiratoria (f_R) y volumen minuto (V_M). Dicho pulmón experimental posibilita la combinación de distintos patrones de C y R_{AW} de valores previamente conocidos (CL y RL, respectivamente).

Se diseñarán así, una serie de combinaciones de f_R , V_M , CL y RL que permitan abarcar gran parte de las combinaciones posibles en clínica.

Sobre cada una de estas combinaciones, serán determinados cada uno de los parámetros relacionados con las hipótesis precedentes (C_{EST} , C_{DIN1} , C_{DIN2} y $C_{DIN2Cor}$), lo cuál permitirá realizar las comparaciones y establecer las correlaciones pertinentes a cada una de ellas.

B.- RESPECTO DE LA MONITORIZACION DE LA RAW AL FLUJO ESPIRATORIO.

1.- Todos los métodos de monitorización de la RAW de uso en clínica y que han sido expuestos en el capítulo de introducción, utilizan una de las siguientes vías para determinar dicho parámetro:

1.1.- De forma directa: mediante la obtención de la relación entre la presión diferencial alveolo-vías aéreas (P_D) y el flujo espiratorio (\dot{V}):

$$RAW = P_D / \dot{V} \quad [24]$$

1.2.- De forma indirecta: a través de la determinación de la CT del sistema respiratorio y posterior división de dicha CT por la C:

$$RAW = CT / C \quad [25]$$

A su vez, la CT puede ser determinada como la relación V/\dot{V} , o bien como el tiempo invertido en producirse el vaciamiento del 63,2% del V_T . Ambos métodos deben proporcionar valores de CT similares, según se ha expuesto en la introducción.

2.- Sin embargo, durante IPPV y en presencia de V_{ATR} , pueden obtenerse, como hemos visto, valores de C distintos según el método utilizado. Por tanto, en caso de medir RAW de modo indirecto (CT/C), podrían obtenerse diferentes valores según el método utilizado en la medida de C.

3.- Por otro lado, el valor de RAW puede no ser único en condiciones de ventilación mecánica. En efecto, la presencia de elementos tales como el tubo endotraqueal, el tubo corrugado, los conectores y la propia válvula espiratoria del respirador, pueden suponer un comportamiento no lineal de la RAW respecto al flujo espiratorio.

Es decir, los valores de R_{AW} dependerían del flujo, siendo mayores cuanto mayor fuera éste.

Este comportamiento podría expresarse en términos de la ecuación de ROHRER (53):

$$P = K + K_1\dot{V} + K_2\dot{V}^2$$

Por tanto, en tales circunstancias, no podría hablarse de un sólo valor de R_{AW} , sino de un rango de valores, cuya amplitud dependería del valor de K_2 .

4.- Puesto que la velocidad del flujo, en cada momento de la espiración, se halla condicionada por la diferencia de presión diferencial, cuanto mayor sea la P_A mayor será el flujo espiratorio.

Por tanto, la presencia de V_{ATR} , al generar un aumento de la P_A , consecuencia de la P_{ATR} , podría incidir sobre la R_{AW} incrementando su valor al aumentar la velocidad del flujo espiratorio.

El valor de la R_{AW} , en cada momento de la espiración, vendría dado, en tal caso, por:

$$R_{AW} = \Delta P_D / \Delta \dot{V}$$

$$R_{AW} = \Delta[(P_A + P_{ATR}) - P_{AW}] / \Delta \dot{V}$$

y, puesto que P_{ATR} es constante, a partir del momento en que se alcanza el equilibrio, según hemos visto en el capítulo de introducción:

$$R_{AW} = [(\Delta P_A + P_{ATR}) - P_{AW}] / \Delta \dot{V} \quad [26]$$

Cuando no se aplica PEEP en el respirador, la presión en vías aéreas es igual a la atmosférica, por tanto: $P_{AW} = 0$, y la igualdad [29] podría expresarse como:

$$R_{AW} = (\Delta P_A + P_{ATR}) / \Delta \dot{V} \quad [27]$$

Por tanto, en condiciones de IPPV con V_{ATR} , la R_{AW} , en cada momento de la espiración, vendría determinada por la relación entre la PA total (suma de ΔPA y P_{ATR}) y el flujo generado por ésta.

5.- Como hemos visto, la vía indirecta de determinación de la R_{AW} , supone relacionar la CT del sistema con su compliancia (CT/C).

La CT viene dada, por definición, por la relación entre la variación de volumen y la de flujo a lo largo del ciclo respiratorio:

$$CT = \Delta V_A / \Delta \dot{V}$$

Por tanto, en función del método de medida de C utilizado para determinar la R_{AW} , obtendríamos:

a) Si la C es medida como C_{EST} , la R_{AW} obtenida ($R_{C,EST}$) vendría dada por:

$$R_{C,EST} = CT / C_{EST}, \text{ y puesto que } C_{EST} = \Delta V_A / \Delta P_A,$$

$$R_{C,EST} = (\Delta V_A / \Delta \dot{V}) / (\Delta V_A / \Delta P_A), \text{ de donde,}$$

$$R_{C,EST} = \Delta P_A / \Delta \dot{V}$$

Este método de determinación de R_{AW} , por tanto, relaciona ΔP_A , sin tener en cuenta la P_{ATR} , con $\Delta \dot{V}$ que, según hemos visto, vendría determinada por la suma de ambas presiones.

Como consecuencia, los valores de $R_{C,EST}$, resultarían tanto menores cuanto mayor fuera el V_{ATR} .

b) Si, por el contrario, la C es medida como C.DIN2, la RAW obtenida (Rc.DIN2), vendría dada por:

$$Rc.DIN2 = CT/C.DIN2,$$

y según las definiciones de CT ($\Delta V_A/\Delta \dot{V}$) y C.DIN2 (V_T/P_{PL}),

$$Rc.DIN2 = (\Delta V_A/\Delta \dot{V})/(V_T/P_{PL})$$

Como se ha dicho, en IPPV, $V_T = \Delta V_A$ y $P_{PL} = \Delta P_A + P_{ATR}$ al final de la inspiración, por tanto:

$$Rc.DIN2 = (\Delta V_A/\Delta \dot{V})/[\Delta V_A/(\Delta P_A + P_{ATR})], \text{ de donde}$$

$$Rc.DIN2 = (\Delta P_A + P_{ATR})/\Delta \dot{V}$$

Así pues, este método de determinación de RAW, respondería a la definición de Resistencia al flujo espiratorio en condiciones de IPPV y presencia de V_{ATR} , tal y como se ha señalado en la expresión [27].

6.- Para comprobar la veracidad de los planteamientos precedentes, se hace imprescindible disponer de un método de medida de RAW que, por su fiabilidad, permita ser utilizado como referencia para realizar las comparaciones de los valores obtenidos por los demás métodos.

Con este objetivo, y utilizando el modelo de pulmón citado anteriormente, se ha diseñado el siguiente método:

1.- Se determinará la ecuación de regresión que define la relación P_b/\dot{V} , ofrecida por el conjunto de resistores presentes en la experiencia a realizar y que, como se detalla en el capítulo siguiente, se corresponden con los habitualmente presentes en clínica.

Dicha ecuación será obtenida por aplicación, a los resistores citados, de una amplia gama de flujos constantes y de valor conocido, y medición simultánea de la P_b producida en cada uno de ellos, según método que se detalla en el capítulo siguiente.

2.- Durante la experiencia, se obtendrán las ondas de flujo respecto del tiempo (\dot{V}/t), para cada una de las combinaciones de FR, VM, CL y RL precitadas.

Sobre estas ondas, se determinarán los valores de flujo a intervalos predeterminados ($\dot{V}t$).

3.-La gama de $\dot{V}t$ así obtenida, para cada una de las combinaciones, será entonces aplicada a la ecuación de regresión Pb/\dot{V} citada, lo que determinará una gama de valores de RAW para cada una de estas combinaciones.

Los valores de RAW obtenidos por este método ($R(P/\dot{V})$), dependen exclusivamente de las características de los resistores aplicados y del flujo, por lo que pueden ser considerados como válidos en su función de servir de referencia, respecto de la cuál comparar los valores ofrecidos por los demás métodos.

A partir de estas premisas, se formulan, en relación a la monitorización de la RAW al flujo espiratorio, las siguientes **hipótesis**:

B.1.- El método de determinación de la RAW al flujo espiratorio designado como $Rc.DIN2$ ($CT/C.DIN2$) ofrecería valores de dicho parámetro superponibles a los obtenidos por el método de referencia $R(P/\dot{V})$.

B.2.- La determinación de RAW según el método $Rc.ES1$ ($CT/C.ES1$), ofrecería valores inferiores a los obtenidos por $R(P/\dot{V})$ y tanto menores cuanto mayor fuera el V_{ATR} .

B.3.- Finalmente, los métodos de uso clínico ofrecen valores únicos de RAW. Sin embargo, durante IPPV, la presencia de los anteriormente citados resistores no lineales conllevaría que dicha RAW sólo pudiera expresarse como un rango de valores.

En la revisión bibliográfica realizada con motivo del presente estudio, no se han hallado experiencias que permitan deducir el grado de fiabilidad que ofrecen los citados métodos.

Por otro lado, como puede apreciarse a lo largo de la Introducción, los diferentes autores utilizan indistintamente los valores de C_{EST} o de C_{DIN2} cuando determinan la RAW de forma indirecta (CT/C).

Por ello, es también objetivo de este estudio valorar la superponibilidad de los valores únicos de RAW , proporcionados por los distintos métodos clínicos, respecto de las gamas de valores obtenidas con $R(P/\dot{V})$.

Con este fin, se analizará, en primer lugar, el tipo de comportamiento -"lineal" o "no lineal"- mostrado por la RAW al ser medida por el método $R(P/\dot{V})$.

Asimismo, se determinarán los valores de RAW ofrecidos por los siguientes métodos:

1.- Determinación de RAW como: CT/C_{DIN2} (**R1**); considerando la CT como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle V/\dot{V} (**CT 1**).

2.- Determinación de RAW como: $CT 1 / C_{EST}$ (**R1'**).

3.- Determinación de RAW como: CT/C_{DIN2} (**R2**); considerando la CT como el tiempo invertido en el vaciamiento del 63,2% del V_t (**CT 2**).

4.- Determinación de RAW como: $CT 2 / C_{ESTSR}$ (**R2'**).

5.- Determinación de RAW como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle P_D/\dot{V} (**R3**).

6.- Determinación de R_{AW} como el cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucles V/P_D y V/\dot{V} (**R4**).

Este método ha sido ideado por nuestro equipo y su fundamento se halla en que, puesto que el área determinada en cada uno de estos bucles equivale a los productos $(V \times P_D)$ y $(V \times \dot{V})$, respectivamente, el cociente entre ambas áreas equivaldría al cociente P_D/\dot{V} :

$$R4 = (V \times P_D)/(V \times \dot{V}), \text{ de donde}$$

$$R4 = P_D/\dot{V}.$$

Como en los casos anteriores, la valoración de estos métodos, se realizará obteniendo los valores ofrecidos por cada uno de ellos, durante la experiencia realizada sobre el modelo de pulmón experimental, para cada una de las combinaciones de F_R , V_M , CL y RL precisadas y que se detallan en el capítulo siguiente.

MATERIAL Y METODO

El presente estudio ha sido realizado en el laboratorio de análisis funcional de respiradores del Servicio de Anestesiología y Reanimación del Hospital Clínico Universitario [Prof. Dr. D. V. Chuliá].

MATERIAL

I.- Modelo del pulmón.

La experiencia se ha desarrollado sobre un modelo de pulmón experimental, diseñado y construido por nuestro equipo (32), según las normas de la International Standards Organization (ISO) (27) y de la Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR) (2)

Dicho modelo [fig. 10] está ideado para reproducir las distintas impedancias que pueden encontrarse en el pulmón humano. Estas impedancias son simuladas por distintas combinaciones de Compliancias (CL) y Resistencias (RL), las cuáles reúnen las siguientes características:

I.1.- COMPLIANCIAS.

En el modelo de pulmón, están constituidas por dos recipientes construidos en material plástico (PVC), de forma cilíndrica, rígidos y con una capacidad de 25,0 litros cada uno [fig. 11].

Ambas cámaras pueden comunicarse entre sí mediante una pieza en "Y", en cuyo interior se aloja una válvula [fig. 12] que permite aislarlas o intercomunicarlas, de forma que se obtiene un modelo mono o bialveolar con una relación V/P constante para una gama de volúmenes de 0 a 2 l, y con valores de 0,025 y 0,050 l/cmH₂O (CL25 y CL50) respectivamente.

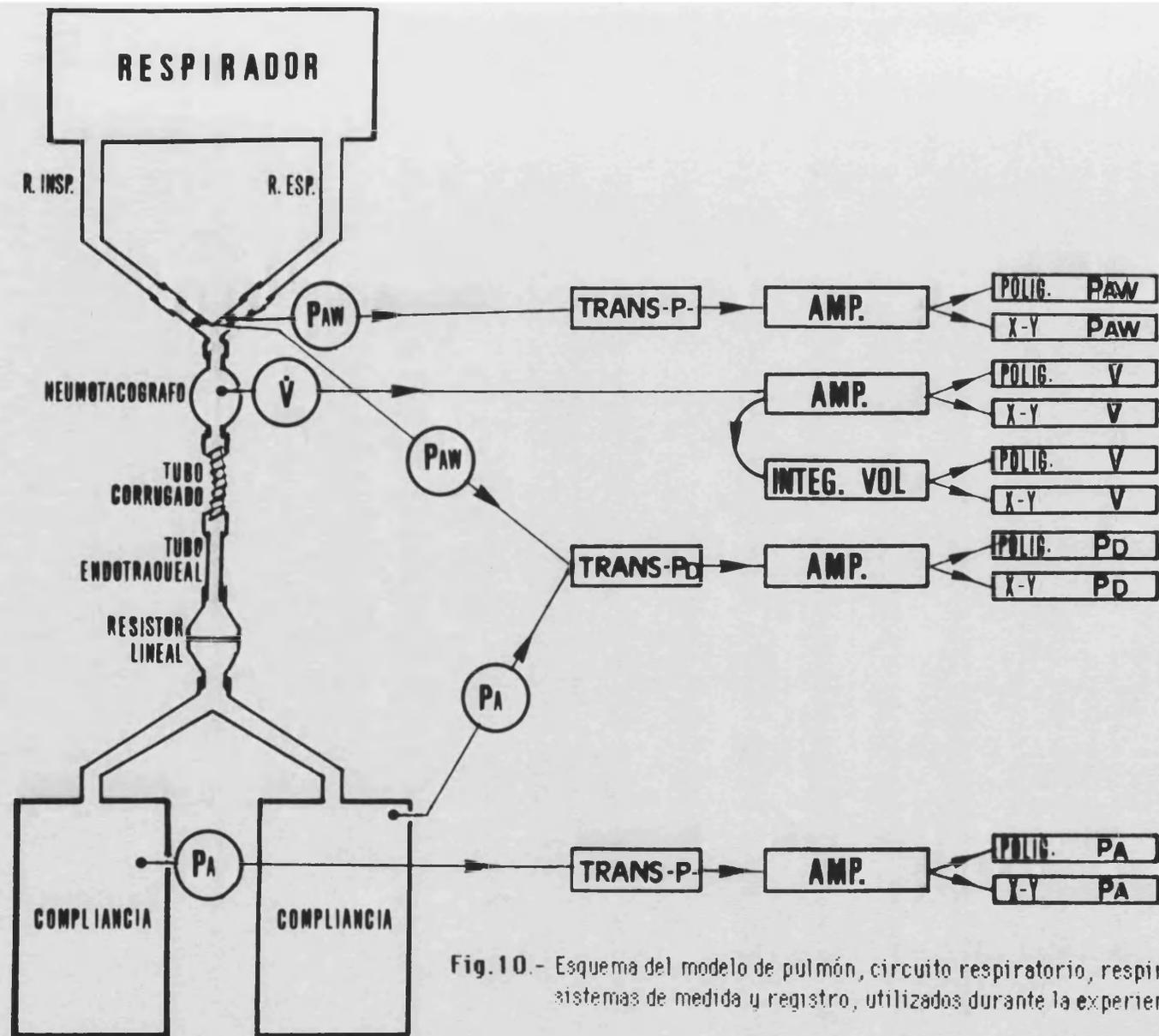
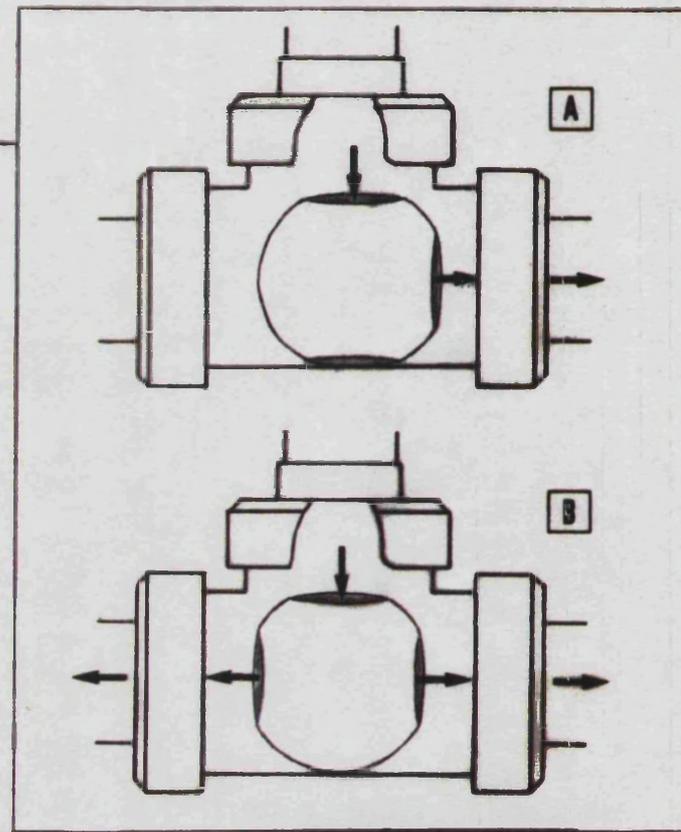
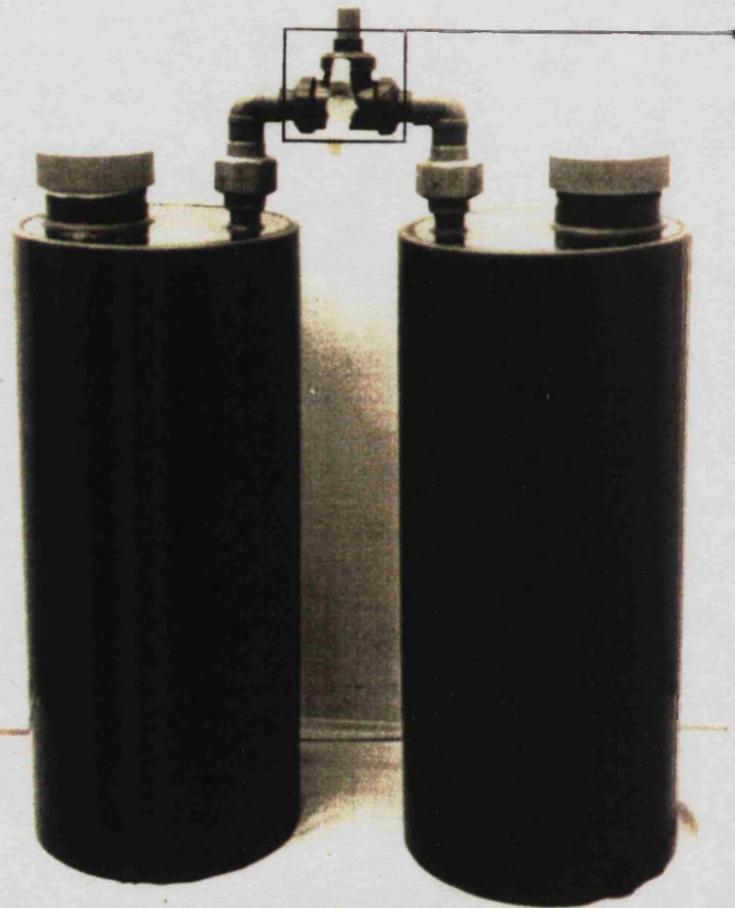


Fig.10.- Esquema del modelo de pulmón, circuito respiratorio, respirador y sistemas de medida y registro, utilizados durante la experiencia.



Figs. 11 y 12 - Modelo de pulmón. Recipientes utilizados para simular las compliancias y esquema de la válvula de intercomunicación entre ambos recipientes: (A) modelo monoalveolar, compliancia 0,025, y (B) modelo bialveolar, compliancia 0,050

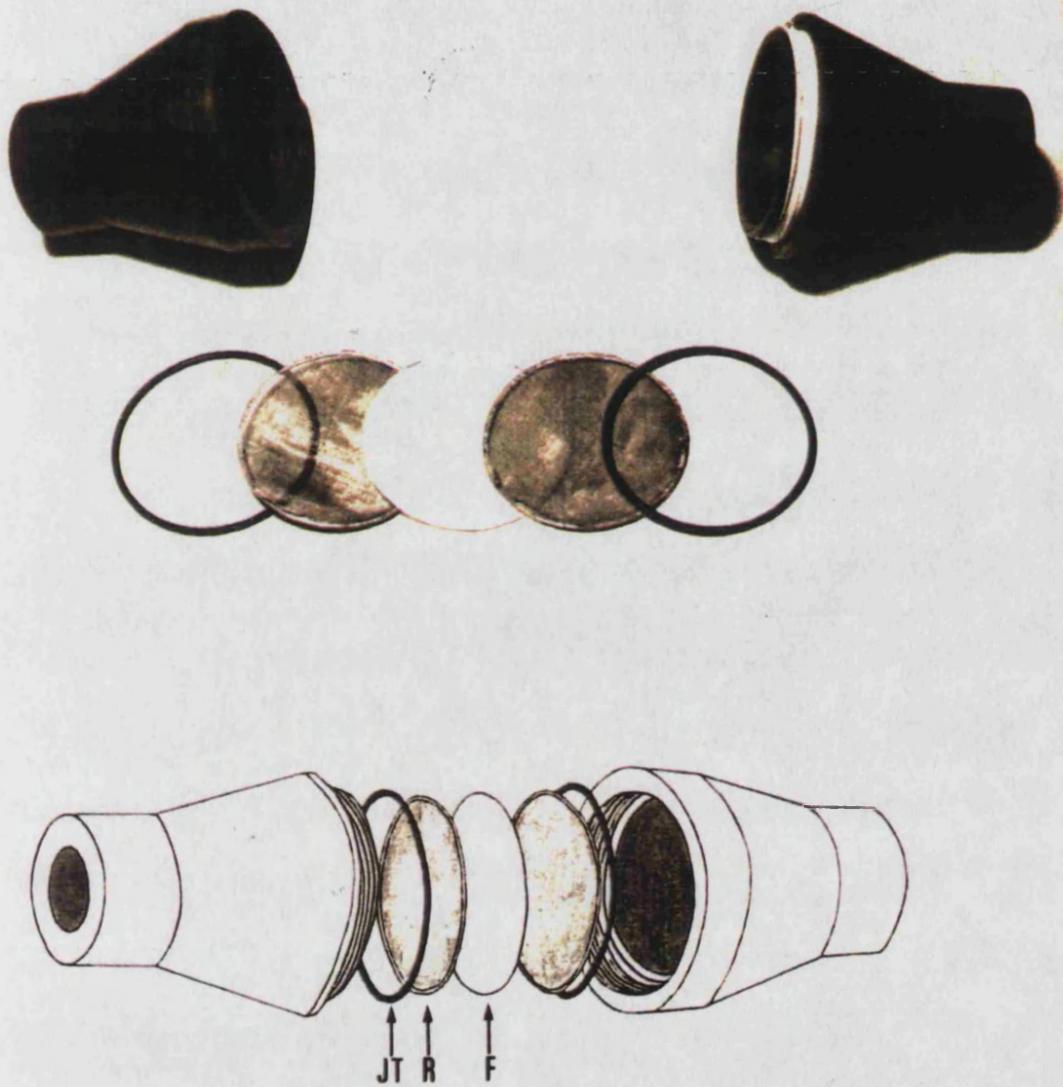
Estas compliancias presentan, por otro lado, un comportamiento isotérmico respecto de los cambios de presión y volumen que se producen en su interior en cada ciclo respiratorio (32). Ello se consigue mediante el relleno, con cintas de latón obtenidas a partir de un producto comercial (Lamifol[®]), que ofrecen una amplia superficie para el intercambio de calor, junto con un elevado calor específico (0,093 cal/g/°C) y ocupan un volumen reducido (215,6 ml en cada recipiente).

1.2.- RESISTENCIAS.

Las resistencias del modelo de pulmón se simulan mediante el empleo de dos resistores diseñados con el fin de que ofrezcan valores de resistencia al flujo próximos a 5 y 20 cmH₂O/l/s, respectivamente (RL5 y RL20).

Ambos resistores están constituidos por sendas carcassas formadas, cada una de ellas, por dos conos huecos y rígidos, construidos en PVC y adaptables entre sí por sus bases mediante una rosca que proporciona un cierre hermético [fig.13].

El diseño utilizado [fig.14], permite encajar, en el centro de la carcasa, un "emparedado" formado por dos rejillas metálicas que sirven de sostén a la lámina de material filtrante que constituye el resistor propiamente dicho. Las rejillas están formadas por un entramado de hilos de acero de 100 μ de diámetro y que se distribuyen a razón de 50 hilos por cm². Se ha comprobado que dichas rejillas ofrecen una resistencia nula para cualesquiera de los flujos utilizados en la experiencia. El sellado, en el interior de cada carcasa se ha obtenido utilizando una junta tórica de goma de 2 mm de grosor.



Figs. 13 y 14.- Modelo de pulmón. Conos de PVC utilizados en la construcción de los resistores, y esquema expresivo de la distribución de los elementos constituyentes de los mismos. (JT- juntas tóricas; R- rejillas de sujeción; F: filtro determinante de la resistencia al flujo).

Finalmente, los filtros utilizados en cada resistor han sido los siguientes:

RL5.- Dos capas de tela (algodón 100%), con un entramado de 120 μ de diámetro y una distribución de 58 x 130 hilos/cm².

RL20.-Una lámina de filtro "Pall Ultipor"(Ref.:BB2215).

II.- Respirador y circuito.

Para desarrollar la experiencia, el modelo de pulmón ha sido sometido a IPPV, según se describe más adelante, utilizando un respirador (TEMEL VT-3 Ergotronic) de comportamiento volumétrico, generador de flujo, ciclado por tiempo y con una relación I:E constante (1:2).

Se ha utilizado un circuito respiratorio estándar, de un solo uso, (Intersurgical 2000, mod. 2002) sin humidificador ni atrapadores de agua, y con una longitud y diámetro interno, en cada rama, de 75 cm y 22 mm, respectivamente. Dicho circuito incluye una pieza en "Y" con una salida para toma de PAW en cada una de sus ramas [fig.10], así como un tubo corrugado con el conector para el tubo endotraqueal.

Se ha utilizado un tubo endotraqueal (Portex®) de 7,0 mm de diámetro interno, cuya curvatura ha sido mantenido durante la experiencia para simular, de la forma más aproximada posible, las condiciones clínicas.

III.- Material de medición.

El aparataje utilizado para medir las presiones, flujos y volúmenes generados en las distintas condiciones experimentales durante IPPV, ha sido el siguiente:

III.1.- TRANSDUCTORES DE PRESION

III.1.1.- Un transductor de presión diferencial aneroide (HP mod.270), para determinar la presión diferencial alveolo-vías aéreas (P_D), cuyas ramas fueron conectadas al interior de una de las compliancias y a una de las salidas de la pieza en "Y" del circuito (P_A y P_{AW} , respectivamente) [fig.10].

III.1.2.- Dos transductores de presión tipo Statham (HP mod. 1280), para las medidas de P_A y P_{AW} , por separado, conectados a una de las compliancias y a una de las salidas de la pieza en "Y", respectivamente [fig.10].

III.1.3.- Un manómetro de columna de agua para calibrar cada uno de los transductores de presión descritos.

III.2.- NEUMOTACOGRAFO E INTEGRADOR RESPIRATORIO.

Para la medición del flujo se ha utilizado un neumotacógrafo tipo Fleisch (HP mod. 43704 A), ubicado entre la pieza en "Y" del circuito y el tubo corrugado.

A partir del neumotacógrafo, y por integración eléctrica de la señal de flujo (Integrador respiratorio HP mod. 8816 A), se obtuvieron las medidas de volumen.

III.3.- Asimismo, se utilizó un VOLUMOGRAFO DE CAMPANA Mijnhardt (Volutest[®]), para calibrar el neumotacógrafo.

IV.- Sistemas de registro.

El registro de los parámetros considerados en la experiencia se realizó utilizando los siguientes instrumentos:

IV.1.- Un polígrafo termosensible multicanal (HP mod 7758 A) que permitió el registro simultáneo de las ondas de P_A , P_{AW} , P_D , \dot{V} y V , a partir de las señales provenientes de los transductores de presión, del neumotacógrafo y del integrador respiratorio, y una vez ampliadas por los correspondientes amplificadores de presión (HP 8805 A), bioeléctrico para el volumen (HP 8811 A) y de flujo (HP 8816 A), respectivamente.

IV.2.- Un registrador X-Y (HP mod. 7025 B), que permitió el registro de los bucles P_D/\dot{V} , P_D/V , V/P_A y V/\dot{V} , a partir de las señales correspondientes, provenientes de los amplificadores citados.

METODO

I.- Calibraciones

Todos los sistemas de medición y de registro fueron calibrados, previamente a la realización de la experiencia, según la sistemática siguiente:

I.1.- CALIBRACION DE PRESIONES.

Las distintas señales de presión registradas en el polígrafo a partir de los respectivos transductores, fueron calibradas, una a una, con ayuda del manómetro de agua. Este permitió aplicar una señal de presión conocida sobre los transductores, la cuál fue posteriormente calibrada, sobre los registros del polígrafo y del registrador X-Y, mediante el ajuste de los fondos de escala. A partir de este ajuste quedó establecida la relación cmH₂O/cm lineal para ambos registros.

I.2.- CALIBRACION DE FLUJO Y VOLUMEN.

Para calibrar estos parámetros se obtuvo, en primer lugar un flujo constante de 0,5 l/s, medido en el espirógrafo de campana como la pendiente del registro de volumen (relación volumen/tiempo) obtenido en éste.

Previamente, fué comprobada la velocidad de registro del volumógrafo mediante un cronómetro.

Este flujo, de valor conocido, fue entonces aplicado sobre el neumatocógrafo, y los correspondientes registros obtenidos en el polígrafo y en el registrador X-Y, fueron ajustados a un determinado fondo de escala, lo cuál permitió conocer las relaciones (l/s)/cm lineal para cada uno de estos registros.

La calibración del volumen se produjo de forma simultánea a la del flujo, dado que su registro se obtuvo por integración eléctrica de éste. Dicho registro de volumen fue posteriormente ajustado a un fondo de escala conocido, para obtener la relación ml/cm lineal de los registros del polígrafo y del registrador X-Y.

II.- Determinación de las características del modelo de pulmón.

Previamente a la experiencia, fueron determinados los valores de compliancia y resistencia al flujo ofrecidos, respectivamente, por los recipientes y los resistores del modelo de pulmón.

II.1.- DETERMINACION DE LAS COMPLIANCIAS.

Los valores de las compliancias fueron medidos, en condiciones estáticas insuflando, mediante una superjeringa de calibración, volúmenes progresivamente crecientes, en un rango de 100 a 1200 ml.

Simultáneamente fueron determinadas las presiones generadas por dichos volúmenes en los recipientes (PA), obteniéndose las relaciones V/P para uno solo de ellos (C_{EST}-CL25) y para ambos (C_{EST}-CL50).

Las rectas de regresión obtenidas a partir de dichas relaciones V/P, se presentan en la figura 15 (A y B) junto a las ecuaciones de regresión que las definen y los coeficientes de correlación correspondientes (r). Como se puede apreciar en dichas figuras, la relación V/P fue constante para toda la gama de volúmenes estudiada.

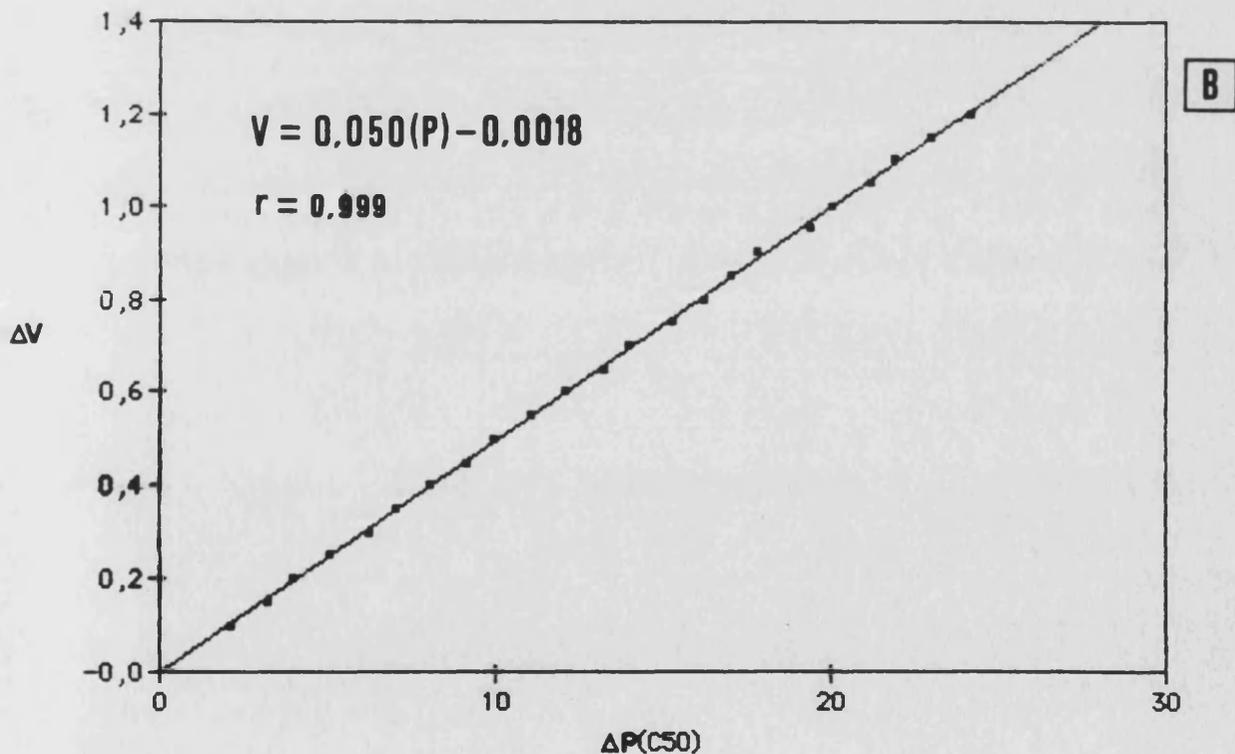
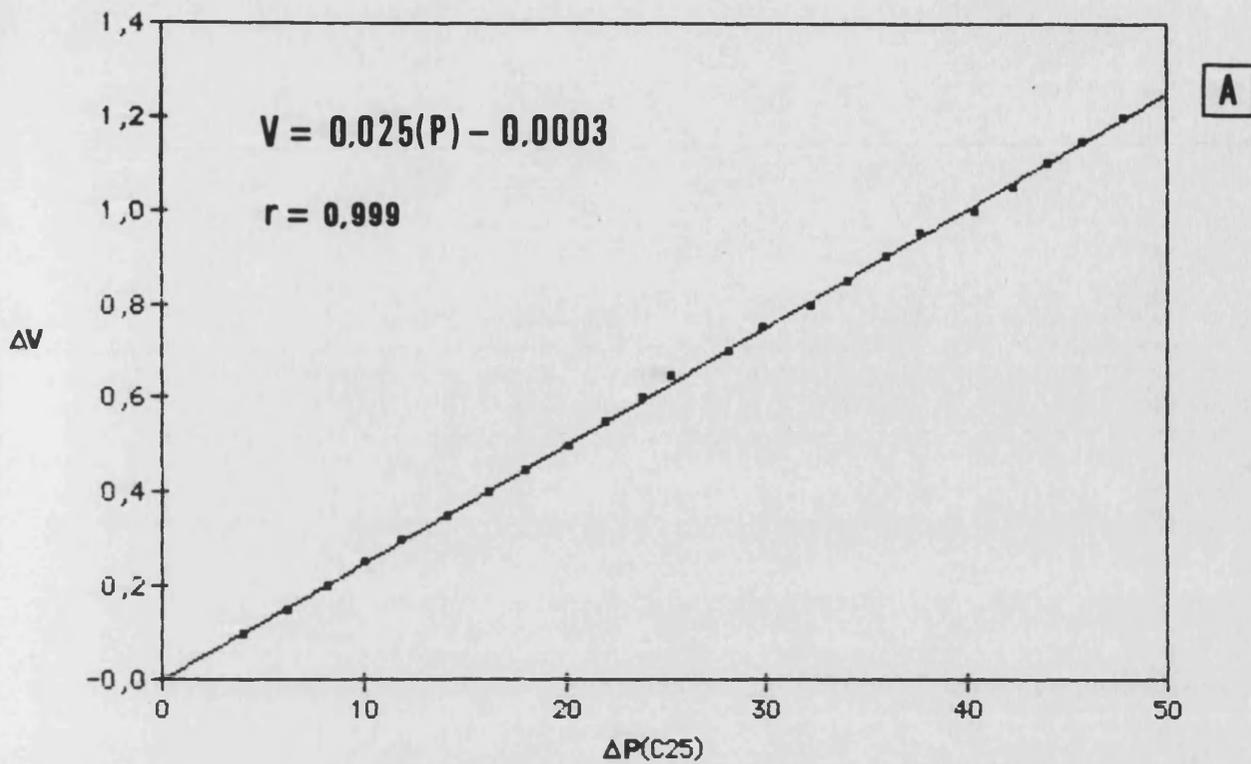


Fig.15.- Rectas y ecuaciones de regresión $\Delta V/\Delta P$, obtenidas al insuflar uno de los recipientes (A), o ambos (B), con una serie de volúmenes conocidos, y medir simultáneamente los cambios de presión generados en su interior.

De dichas ecuaciones se obtiene que los valores de compliancia del modelo de pulmón fueron los siguientes:

$$C_{ESTSR-CL25} = 0,025 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

$$C_{ESTSR-CL50} = 0,050 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

Asimismo, se determinó el valor de la compliancia del circuito respiratorio aislado, mediante la insuflación de 20 ml de aire y determinación de la presión generada. El valor de compliancia obtenido ($C_{ESTCirc}$) fue de 0,001 l/cmH₂O.

Por tanto, al sumar las compliancias estáticas del modelo de pulmón a la del circuito, se obtuvieron las siguientes compliancias estáticas totales (C_{ESTT}):

$$C_{ESTT-CL25} = 0,026 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

$$C_{ESTT-CL50} = 0,051 \text{ l/cmH}_2\text{O}$$

II.2.- DETERMINACION DE LAS RESISTENCIAS.

Se obtuvieron las relaciones P/\dot{V} presentadas por los resistores del modelo de pulmón (RL5 y RL20), aislados del circuito y en condiciones estáticas, midiendo las presiones producidas en el segmento inmediatamente anterior al resistor, por flujos comprendidos entre 0,1 y 1,0 l/s, a intervalos aproximados de 0,1 l/s. Los flujos estáticos fueron medidos mediante el espirógrafo de campana.

Las relaciones así obtenidas, para cada resistor, se muestran en la figura 16 (A y B), junto a las ecuaciones de regresión que las definen y su coeficiente de correlación (r).

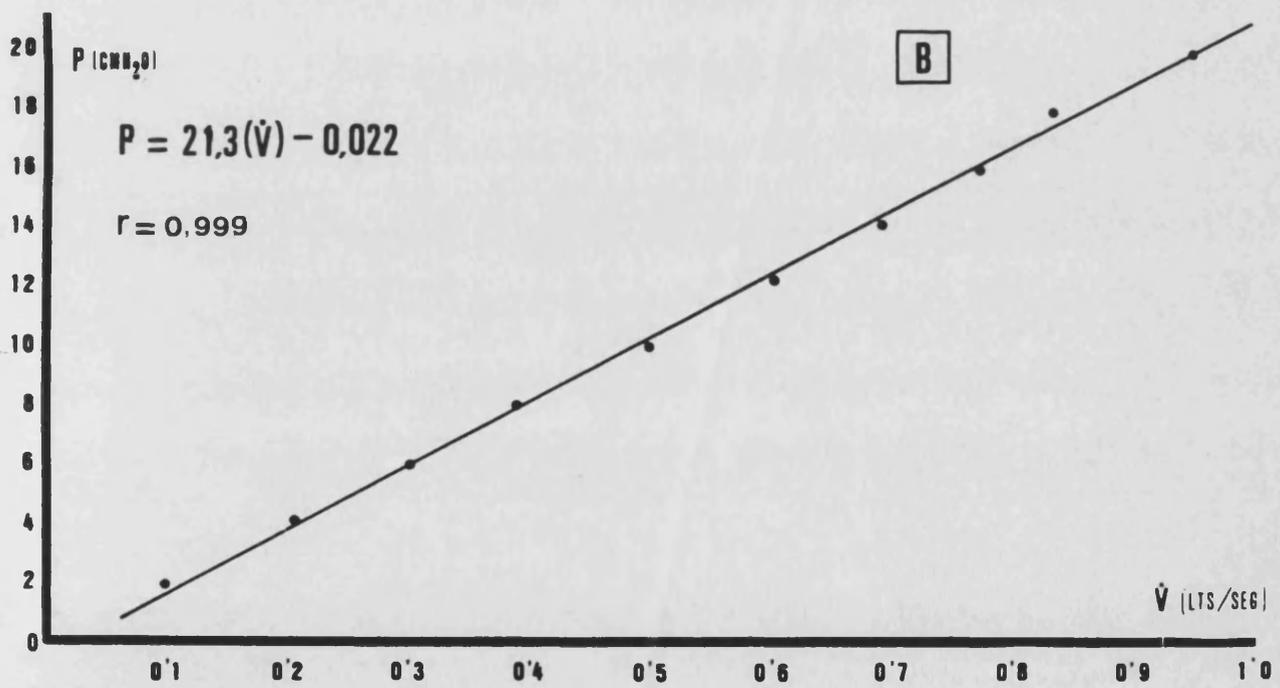
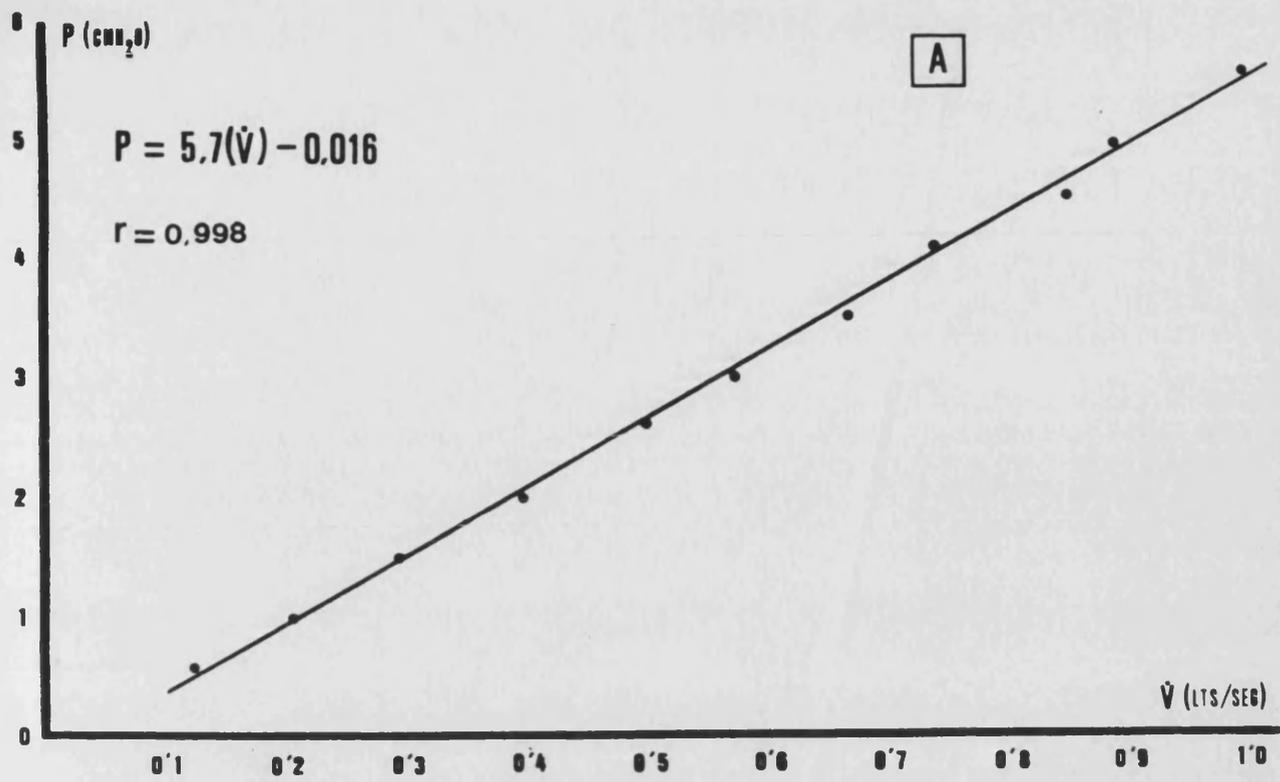


Fig.16.- Rectas y ecuaciones de regresión P/\dot{V} presentadas por los resistores del modelo de pulmón, para una gama de flujos constantes: (A) RL5; (B) RL20.

Es de significar el comportamiento lineal que muestran dichas resistencias respecto del flujo, para la gama de flujos estudiados, lo que determina, según las ecuaciones de regresión, unos valores de resistencia constante de:

$$RL5 = 5,7 \text{ cmH}_2\text{O/l/s} , \text{ y}$$

$$RL20 = 21,3 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}.$$

Asimismo, se obtuvieron las relaciones P/\dot{V} presentadas por el conjunto de elementos capaces de ofrecer resistencia al flujo espiratorio, utilizados en la experiencia y habitualmente presentes en clínica.

Dichos elementos: tubo endotraqueal, conector, tubo corrugado y válvula espiratoria del respirador, fueron dispuestos en serie, incluyendo la rama espiratoria del circuito entre el tubo corrugado y la válvula espiratoria y uno de los resistores (RL5 o RL20) delante del tubo endotraqueal.

Se repitió, entonces, la experiencia anteriormente descrita, obteniéndose los valores de presión diferencial producidos entre la presión en el segmento inmediatamente anterior a la serie de resistores (que representaría la P_A) y la presión en la rama en "Y" del circuito (representativa de la P_{Aw}).

Igualmente, se utilizó una gama de flujos, previamente medidos en el espirógrafo de campana, comprendidos entre 0,09 y 0,9 l/s a intervalos de 0,05 l/s.

Las relaciones P/\dot{V} obtenidas, se muestran en la figura 17 (A y B) junto con las ecuaciones de regresión y los coeficientes de correlación correspondientes. Dichas ecuaciones muestran una relación P/\dot{V} no lineal y asimilable a la ecuación de ROHRER (45):

$$P = K + K_1 \dot{V} + K_2 \dot{V}^2$$

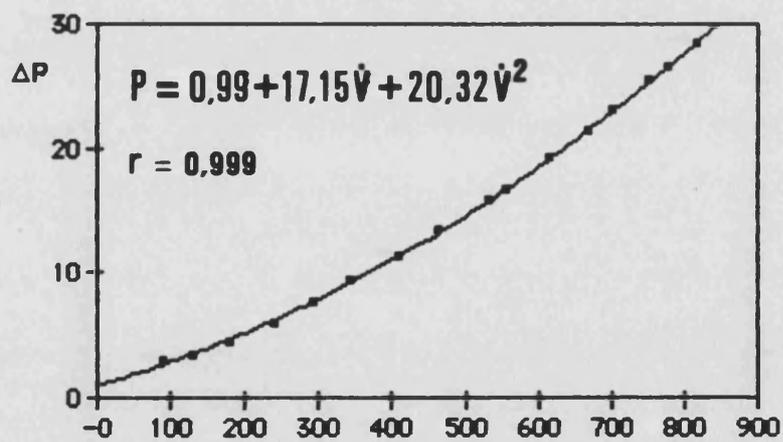
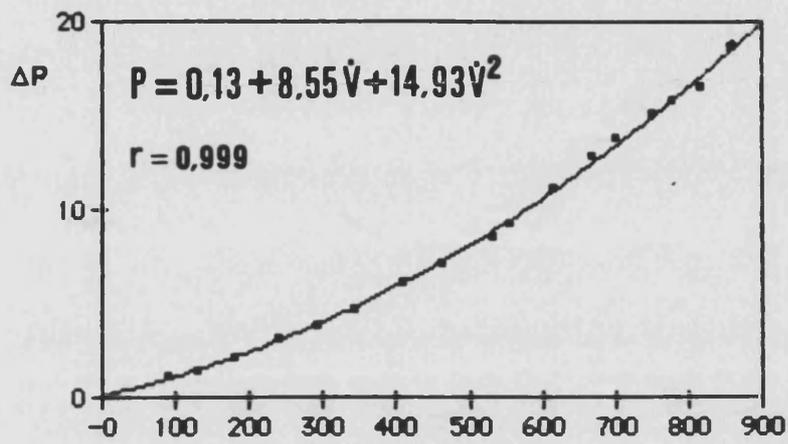


Fig. 17. - Ecuaciones de regresión P/\dot{V} obtenidas, para una gama de flujos constantes, sobre el conjunto de resistores utilizados en la experiencia: (A) Resistores no lineales más RL5; (B) Resistores no lineales más RL20.

III.- Diseño experimental.

Con las distintas combinaciones de CL y RL, se obtienen cuatro patrones pulmonares de distinta impedancia y constante de tiempo :

- CL25-RL5,
- CL25-RL20,
- CL50-RL5, y
- CL50-RL20

Cada uno de estos patrones pulmonares fue sometido a IPPV con distintas combinaciones de FR y VM, manteniendo una presión de insuflación (P_{ins}) constante (110 cmH₂O) y una relación I:E fija 1:2.

De esta forma resultaron 32 circunstancias experimentales diferentes [Tabla I] que abarcan gran parte de las circunstancias posibles en clínica, en pacientes adultos sometidos a IPPV.

III.1.- PARAMETROS REGISTRADOS.

En cada una de las 32 condiciones se obtuvieron los registros de los siguientes parámetros:

- En el polígrafo: ondas simultáneas de P_A , P_{AW} , P_D , \dot{V} y V [figuras I del apéndice documental].
- En el registrador X-Y:
 - Bucles V/P_A , P_D/\dot{V} , V/\dot{V} y V/P_D , [figuras II (a), (b), (c) y (d), respectivamente, del apéndice documental].
 - Ondas de V y \dot{V} respecto del tiempo (V/t y \dot{V}/t respectivamente). Dichas ondas, idénticas a las registradas en el polígrafo, se registraron en el X-Y para aprovechar la posibilidad de ampliarlas, siendo trazadas a una velocidad sobre el papel de 10 cm/s [figuras II(e) del ap. documental].

CONDICION	FR (Cicl/min)	YM (l)	CL (l/cmH20)	RL (cmH20/l/s)
A1	15	7	25	5
A2	15	7	25	20
A3	15	7	50	5
A4	15	7	50	20
B1	20	7	25	5
B2	20	7	25	20
B3	20	7	50	5
B4	20	7	50	20
C1	15	10	25	5
C2	15	10	25	20
C3	15	10	50	5
C4	15	10	50	20
D1	20	10	25	5
D2	20	10	25	20
D3	20	10	50	5
D4	20	10	50	20
E1	25	10	25	5
E2	25	10	25	20
E3	25	10	50	5
E4	25	10	50	20
F1	20	15	25	5
F2	20	15	25	20
F3	20	15	50	5
F4	20	15	50	20
G1	25	15	25	5
G2	25	15	25	20
G3	25	15	50	5
G4	25	15	50	20
H1	25	20	25	5
H2	25	20	25	20
H3	25	20	50	5
H4	25	20	50	20

TABLA I.- Combinaciones de FR y YM utilizados durante la experiencia al someter a IPPV los cuatro tipos de patrón pulmonar (combinaciones de CL y RL) establecidos en el modelo estándar de pulmón.

III.2.- OBTENCION DE RESULTADOS.

A partir de los registros antedichos, y con el objeto de estudiar las hipótesis citadas en el capítulo anterior, se determinaron los valores de las variables que se enumeran a continuación.

En cada una de las 32 condiciones, dichas determinaciones fueron practicadas después de un mínimo de 10 ciclos respiratorios para permitir que, en los casos en que se produjera V_{ATR}, se alcanzara la estabilización del volumen pulmonar en el estado de equilibrio que permite el vaciamiento completo del V_T.

Las variables determinadas, y la sistemática seguida en su determinación, fueron las siguientes:

III.2.1.- ΔPA . Variación de PA generada por el V_T. Se determinó midiendo, en la onda de PA, la variación entre sus valores máximo y al final de la espiración.

III.2.2.- PPL. Presión de meseta o "plateau" en vías aéreas. Se determinó como la diferencia entre la meseta y el final de la espiración en la onda de P_{AW}.

III.2.3.- P_{ATR}. PA residual o auto-PEEP debida al V_{ATR}. Se determinó, sobre el registro de PA, como la diferencia entre el final de la espiración y la línea basal (Línea de "0" en el registro)[fig.6].

III.2.4.- V_T. Volumen corriente. Fué determinado como el cambio de volumen alveolar (ΔV_A), en el registro de volumen, entre sus valores máximo y al final de la espiración.

III.2.5.- C_{DIM1}. Compliancia determinada como la pendiente de la recta que une los puntos de inflexión I/E en los bucles $\Delta V_A/\Delta PA$ [fig.7].

III.2.6.- C_{DIM2}. Compliancia determinada como el cociente V_T/PPL.

III.2.7.- V_{ATR(SR)}.- Volumen de gas atrapado en el sistema respiratorio (representado por los recipientes o compliancias del modelo de pulmón). Se determinó como el producto PATR x C_{ESTSR}.

III.2.8.- V_{ATR(Circ)}.- Volumen de gas atrapado en los tubos del circuito respiratorio como consecuencia de la compresibilidad de los mismos (volumen compresible). Fué calculado como el producto PATR x C_{ESTCirc}.

III.2.9.- V_{ATR(Total)}.- Volumen total de gas atrapado en el SR y los circuitos. Se determinó como la suma de V_{ATR(SR)} y V_{ATR(Circ)}.

III.2.10.- C_{DIN2Cor}.- Compliancia medida como en el método C_{DIN2} (V_T/P_{PL}), tras haber sumado el V_{ATR} al V_T:

$$C_{DIN2Cor} = (V_T + V_{ATR})/P_{PL}$$

III.2.11.- CT(V/F).- Constante de tiempo del sistema, determinada como la relación entre los valores de volumen y flujo (V/ \dot{V}) producidos a lo largo de la espiración, en cada una de las 32 condiciones.

Para determinar dicha relación, se dividieron las ondas V/t y \dot{V} /t ampliadas de cada condición [figuras II del apéndice documental], en 16 intervalos determinados como fracciones del tiempo espiratorio (t_e), y que fueron los siguientes: 0.01t_e, 0.025t_e, 0.05t_e, 0.075t_e, 0.1t_e, 0.15t_e, 0.2t_e, 0.25t_e, 0.3t_e, 0.4t_e, 0.5t_e, 0.6t_e, 0.7t_e, 0.8t_e, 0.9t_e y 1.0t_e.

Se obtuvieron así 16 valores de volumen y 16 de flujo, para cada condición (V_t y \dot{V}_t , respectivamente) que, por corresponderse a momentos idénticos de la espiración, permitieron establecer las ecuaciones de regresión V_t/ \dot{V}_t para cada una de las 32 condiciones, según el modelo:

$$V_t = K + K_1 \dot{V}_t + K_2 \dot{V}_t^2$$

A partir de estas ecuaciones, se obtuvo el valor de CT_{VF} , para cada condición, según la expresión:

$$CT(V/F) = V_t/\dot{V}_t = K_1 + K_2\dot{V}_t + K/\dot{V}_t \quad [28]$$

En todos los casos, se desestimaron aquellos valores de V_t y \dot{V}_t producidos en los intervalos en que \dot{V}_t fue inferior a 0.1 l/s, por ser valores de flujo inferiores a los considerados en las calibraciones.

La aplicación de esta expresión en cada una de las condiciones, se tradujo en la obtención de una gama de valores de $CT(V/F)$ para cada una de ellas.

Dado que los valores de V_t y \dot{V}_t considerados, fueron medidos directamente en las ondas trazadas durante la experiencia, se consideró a los valores de $CT(V/F)$ como expresivos de la CT capaz de explicar el comportamiento real del sistema durante la espiración, en cada condición.

III.2.12.- $R_{C.DIN2}$. Se trata del valor de R_{AW} al flujo espiratorio, calculado como el cociente $CT(V/F)/C_{DIN2}$, para cada condición.

III.2.13.- $R_{C.EST}$. Bajo este epígrafe, se designan los valores de R_{AW} , determinados como $CT(V/F)/C_{ESTSR}$.

III.2.14.- $R(P/\dot{V})$. Se trata de los valores de R_{AW} al flujo espiratorio, calculadas a partir de las ecuaciones P/\dot{V} obtenidas para flujos estáticos con el conjunto de resistores (lineales y no lineales) y expresadas en la figura 16 (A y B).

Dichos valores de R_{AW} se obtuvieron al sustituir los \dot{V} de dichas ecuaciones por los valores de \dot{V}_t medidos en las ondas \dot{V}/t correspondientes.

De esta forma se dispuso de unos valores de R_{AW} al flujo espiratorio, en cada condición, lo suficientemente fiables, dado el método utilizado, como para servir de referencia respecto de la cuál poder comparar los valores de R_{AW} obtenidos por los demás métodos.

Como en los casos anteriores, se desestimaron los \dot{V}_t inferiores a 0,1 l/s.

Finalmente, y para evaluar la aplicabilidad de los métodos de uso clínico para la determinación de la R_{AW} , considerados en la hipótesis B. , se han practicado las siguientes determinaciones, en cada una de las condiciones:

III.2.17.- CT-1. Constante de tiempo obtenida como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en los bucles V/\dot{V} .

En los casos en que dicha pendiente presentó una morfología curvilínea, la determinación se practicó sobre el segmento central de la misma, una vez dividida en cinco segmentos de igual longitud .

III.2.18. CT-2. Constante de tiempo obtenida por aplicación de la ecuación de la espiración a las ondas V/t ampliadas [fig. 18]

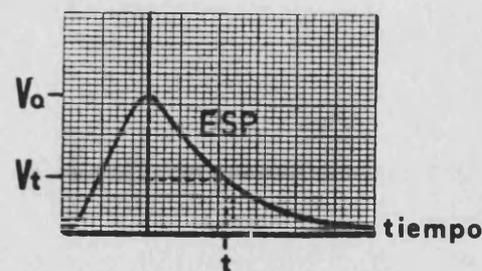
Según dicha ecuación, cuando el tiempo espiratorio (t_e) es igual a la CT del sistema, se cumple:

$$V_t = V_o \times e^{-t_e/CT} \text{ , de donde, cuando } t_e = CT$$

$$V_t = V_o \times e^{-1} \text{ ,}$$

$$V_t = V_o \times 0.368$$

Por tanto, la CT fué determinada como el tiempo invertido por el sistema respiratorio en el vaciamiento de 0.632 V_o (es decir 1-0.368 V_o).



$$V_t = V_o \cdot e^{-t/CT}$$

Si $t = CT \rightarrow V_t = V_o \cdot 0.368$

Fig. 18.- Determinación de la CT como el tiempo espiratorio invertido en el vaciamiento de 0,632 V_o

III.2.19.- R1. Con estas siglas se designa la resistencia calculada como el cociente $CT-1/C_{DIN2}$.

III.2.20.- R-1'. Es la resistencia calculada como el cociente $CT-1/C_{ESTTotal}$.

III.2.21.- R-2. Es la resistencia calculada como el cociente $CT-2/C_{DIN2}$.

III.2.22.- R-2'. Determina la resistencia calculada como $CT-2/C_{ESTTotal}$.

III.2.23.- R-3. Dicho valor de resistencia se ha determinado como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle P_D/\dot{V} [fig.19].

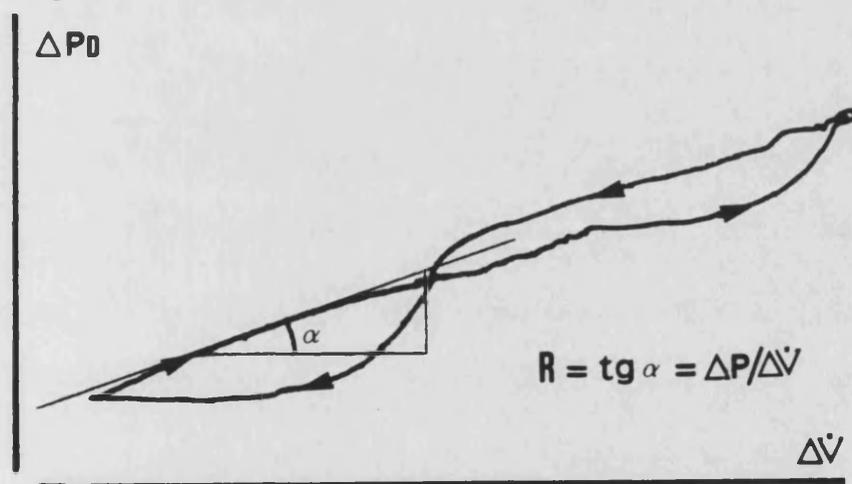


Fig. 19.- Determinación de la RAW como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle P_D/\dot{V} .

III.2.24.- R-4. Es el valor de resistencia determinado como el cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucles P_D/\dot{V} y \dot{V}/\dot{V} [fig.20].

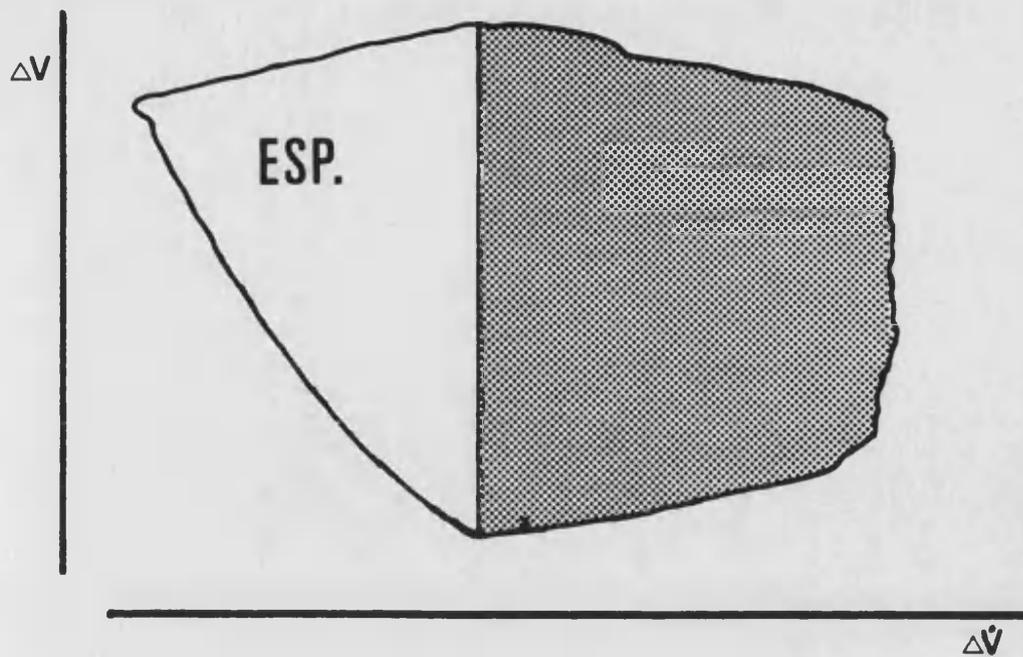
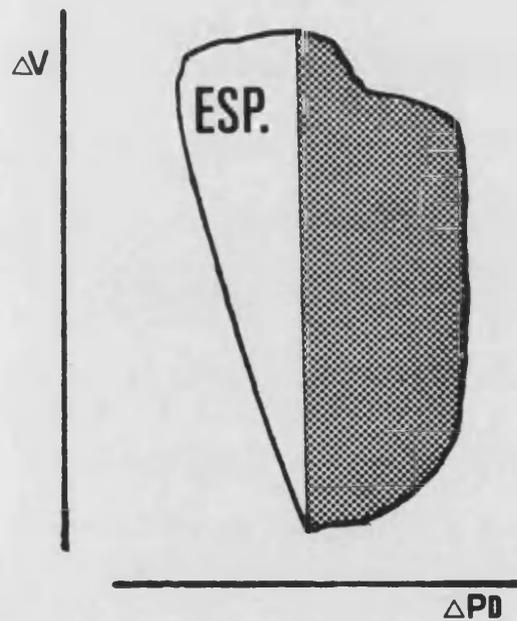


Fig. 20. - Bucles $\Delta V/\Delta \dot{V}$ y $P_D/\Delta V$.

El cociente entre las respectivas áreas de la fase espiratoria, constituye el método de medición de RAW designado como R4.



Dicho método ha sido ideado por nuestro equipo, y responde a la formulación siguiente: puesto que la medición del área de cada bucle equivale al producto entre los dos parámetros que lo determinan, se obtendría:

$$\text{Area espiratoria del bucle } P_D/\Delta V = P_D \times \Delta V,$$

$$\text{Area espiratoria del bucle } \Delta V/\Delta \dot{V} = \Delta V \times \Delta \dot{V}.$$

Por tanto, el cociente entre ambas áreas equivaldría a la relación P_D/\dot{V} y, por afectar exclusivamente a la espiración, sería asimilable a la resistencia al flujo espiratorio.

III.3.- PROCESO DE DATOS Y METODO ESTADISTICO.

En función de las hipótesis planteadas, los datos obtenidos han sido analizados según el siguiente proceso y método estadístico:

III.3.1.- En orden a comprobar las hipótesis referentes a la monitorización de las compliancias, se han comparado los valores de C_{DIN1} , C_{DIN2} y $C_{DIN2Cor}$ con los de $C_{ESTTotal}$, mediante el test de Student para valores apareados y se ha obtenido la ecuación de regresión correspondiente a la expresión [23]:

$$(C_{DIN2}/C_{DIN1}) = V_T / (V_T + V_{ATR})$$

III.3.2.- Asimismo, y para comprobar las hipótesis referidas a la monitorización de la R_{AW} al flujo espiratorio:

a) Se han determinado los valores de la media y desviación estándar de $R(P/\dot{V})$, junto a sus coeficientes de variación (CV), para valorar el grado de linealidad de la R_{AW} al flujo espiratorio, en cada condición.

b) Se han comparado las gamas de valores de $R_{C_{DIN2}}$, y $R_{C_{EST}}$ con las de $R(P/\dot{V})$, para cada una de las condiciones.

Para realizar esta comparación, se ha utilizado el test de Student para valores no apareados. Ello se ha debido a que los valores de $R(P/\dot{V})$ son obtenidos por aplicación de los \dot{V}_T de cada condición a una

misma ecuación P/ψ para todas las condiciones.

Por contra, los valores de $R_{c.DIN2}$, y $R_{c.EST}$ se obtienen por aplicación de dichos ψ_t a una ecuación de regresión V/ψ distinta para cada condición.

Por ello, no cabe esperar que las gamas de valores de R_{EST} ofrezcan una distribución lo suficientemente pareja a las de $R_{c.DIN2}$ y $R_{c.EST}$ en cada condición como para aplicar el test de Student para valores apareados.

Al aplicar dicho test para valores no apareados, por el contrario, se consigue una comparación válida, en términos de valorar la similitud de magnitudes entre los distintos métodos de determinación de la RAW .

c) Finalmente, se han comparado, mediante el test de Student para valores apareados, los valores únicos de RAW ofrecidos, para cada condición, por los métodos de uso clínico (R_1 , R_1' , R_2 , R_2' , R_3 y $R-4$), con las medias de los valores de $R(P/\psi)$ obtenidos en cada una de dichas condiciones.

Todas las poblaciones de datos comparadas mediante el test de Student, fueron sometidas previamente al test de normalidad, con objeto de comprobar el carácter normal de su distribución.

En todos los casos, se consideró que las diferencias fueron estadísticamente significativas cuando el valor de "p" fué inferior a 0.05, tal y como se admite en medicina y biología (29).

Los estudios estadísticos fueron realizados mediante el programa de estadística Stat Works[®], para ordenadores McIntosh (Apple[®]).

RESULTADOS

Los trazados de P_D , P_{AW} , P_A , \dot{V} y V obtenidos en el polígrafo, se muestran en las Figuras I del Apéndice Documental. En las Figuras II de dicho apéndice, se hallan los bucles $\Delta V/\Delta P_A$ (IIa), $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$ (IIb), $\Delta V/\Delta \dot{V}$ (IIc), y $\Delta V/\Delta P_D$ (II d), junto a las ondas V/t y \dot{V}/t (IIe), obtenidos en el registrador X-Y.

Finalmente, en las Figuras III, se muestran los gráficos correspondientes a las ecuaciones de regresión V_t/\dot{V}_t , obtenidas para la determinación de $CT(v/f)$.

En la Tabla A del Apéndice Documental, se muestra el listado de los valores obtenidos, en las 32 condiciones, para los siguientes parámetros: ΔP_A , P_{PL} , P_{ATR} , V_t , $V_{ATR}(SR)$, $V_{ATR}(Circ)$, $V_{ATR}(Total)$, C_{DIN1} , C_{DIN2} , $C_{DIN2Cor}$, $CT-1$, $CT-2$, R_1 , R_1' , R_2 , R_2' , R_3 y R_4 .

Asimismo, en las tablas B, C, D, E, F y G, de dicho apéndice se muestran los listados de las gamas de valores obtenidos, para cada condición, al determinar V_t , \dot{V}_t , $CT(v/f)$, $R(P/V)$, $R_{C_{DIN2}}$ y R_{CEST} , respectivamente.

Los resultados obtenidos a partir del proceso y análisis estadístico de dichos valores, se describen a continuación, según el orden planteado en la hipótesis de trabajo.

I.-RESPECTO DE LOS VALORES DE C_{DIN1} , C_{DIN2} y $C_{DIN2Cor}$.

En las Tablas II y III, se muestran los valores de dichas compliancias, agrupados según CL25 (Tabla II) y CL50 (Tabla III), junto a los valores de sus medias y error estándar ($\bar{x} \pm EE$) y el grado de significación estadística obtenido al comparar C_{DIN2} y $C_{DIN2Cor}$ con C_{DIN1} , mediante el test de Student para valores apareados.

En las figuras 21(a) y 21(b), se muestran las mismas comparaciones, de forma gráfica.

De los resultados obtenidos mediante el proceso de dichos datos, se infiere:

1.1.- Los valores de la $\bar{x} \pm EE$ de CDIN 1 ($26,3 \pm 0,04$ para CL25 y $51,4 \pm 0,12$ para CL50) muestran un comportamiento lineal en la relación V/P obtenida por este método, para la gama de V_T utilizada en la experiencia.

- C25 -

	C DIN 1 [ml/cmH ₂ O]	C DIN 2 [ml/cmH ₂ O]	C DIN 2 Corr [ml/cmH ₂ O]	YATR(Tot) [ml]
A1	26,5	26,3	27,3	18,3
A2	26,2	24,5	26,2	31,9
B1	26,5	24,0	26,3	15,0
B2	26,3	23,5	26,7	35,6
C1	26,3	24,7	26,2	26,9
C2	26,3	23,0	25,6	47,7
D1	25,9	24,8	25,9	21,5
D2	26,0	23,2	25,8	53,5
E1	26,5	25,5	26,5	16,4
E2	26,3	21,4	25,9	68,9
F1	26,1	23,8	26,1	37,6
F2	26,4	21,9	26,5	94,6
G1	26,3	23,8	25,7	33,2
G2	26,4	20,7	25,5	103,4
H1	26,2	24,4	25,8	42,0
H2	26,5	20,0	26,0	154,7
$\bar{X} \pm EE$	$26,3 \pm 0,04$	$23,5 \pm 0,4$	$26,1 \pm 0,2$	
SIGNIF.		$p < 0,001$	N.S.	

TABLA II. - Valores de C DIN 1, CDIN 2, C DIN 2 Cor y YATR(Total) obtenidos para cada una de las condiciones con C25. Media y error estándar, y significación estadística obtenida al comparar C DIN 2 y C DIN 2 Cor con C DIN 1. (N.S.: No significativa).

- C50 -

	C DIN 1 [ml/cmH2O]	C DIN 2 [ml/cmH2O]	C DIN 2 Cor [ml/cmH2O]	YATR(Tot) [ml]
A3	51,7	51,5	52,7	10,0
A4	51,8	42,0	51,2	97,2
B3	51,3	46,5	51,0	7,8
B4	52,0	37,0	52,3	117,7
C3	52,0	49,0	51,7	13,6
C4	51,4	40,9	50,7	153,7
D3	51,3	46,0	51,4	34,1
D4	52,5	36,7	52,4	206,1
E3	51,3	42,0	51,5	58,6
E4	51,2	34,0	53,8	232,4
F3	51,7	43,9	51,0	82,3
F4	51,1	35,0	51,9	320,0
G3	50,4	41,2	51,5	108,7
G4	51,1	29,7	52,2	372,4
H3	51,3	41,2	51,1	177,1
H4	51,1	31,8	53,2	445,5
$\bar{X} \pm EE$	51,4 \pm 0,1	40,6 \pm 1,5	51,9 \pm 0,2	
SIGNIF.		p<0,001	N.S.	

TABLA III - Valores de C DIN 1, C DIN 2, C DIN 2 Cor y YATR(Total) obtenidos para cada una de las condiciones con C50. Media y error estándar, y significación estadística obtenida al comparar C DIN 2 y C DIN 2 Cor con C DIN 1.

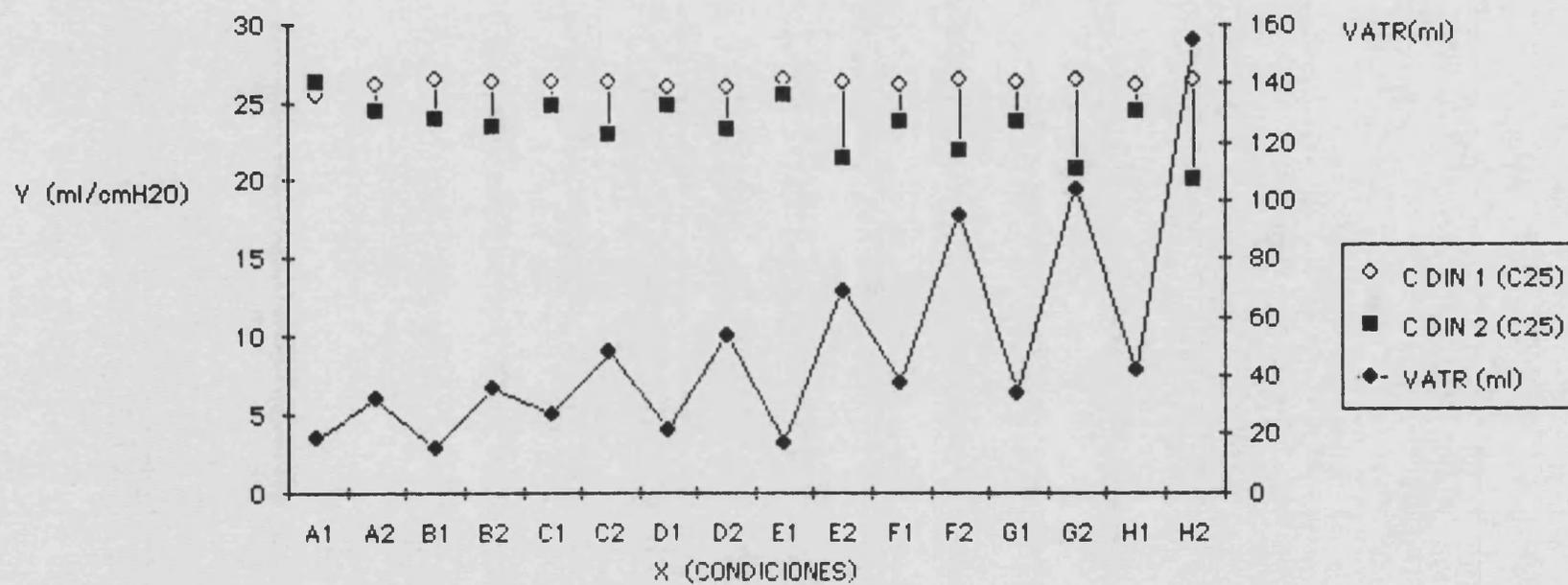


Fig. 21 (a).- Comparación de los valores de C DIN 1 y C DIN 2 para condiciones de C25 y su relación con el volumen de gas atrapado (VATR).

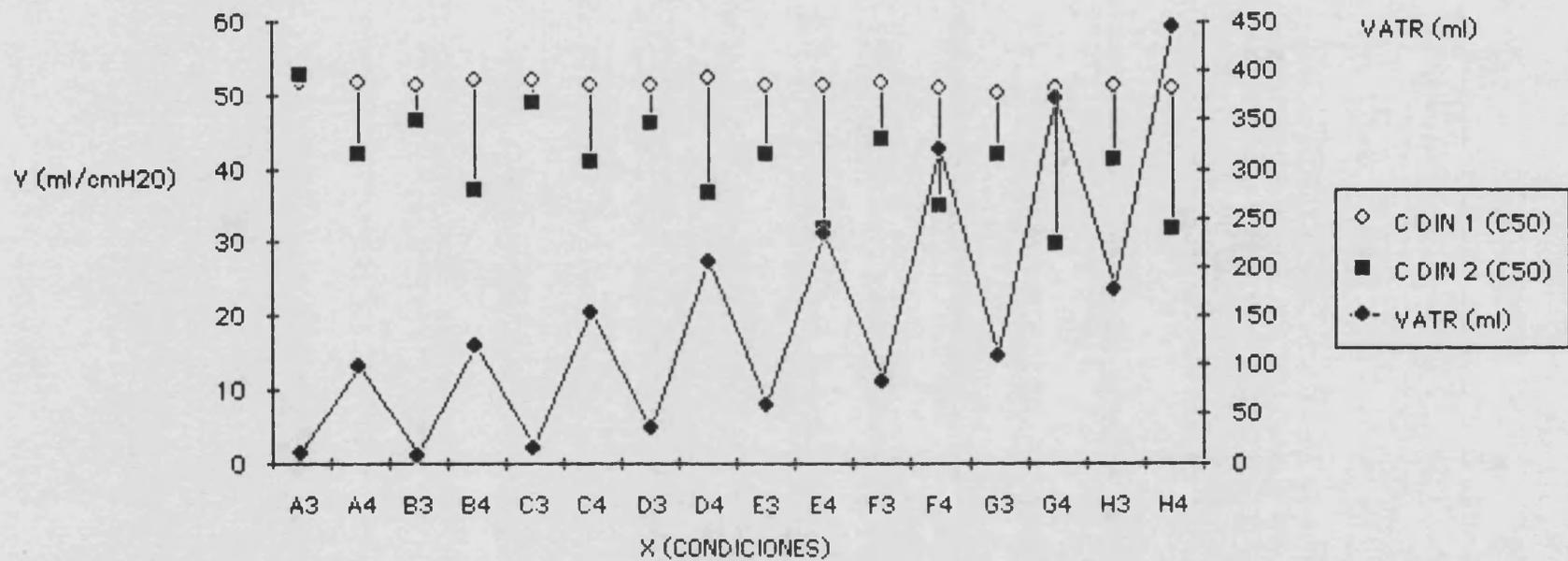


Fig. 21 (b).- Comparación de los valores C DIN 1 y C DIN 2 para condiciones de CL50 y su relación con el volumen de gas atrapado (VATR).

1.2.- Por otro lado, dichos valores resultan muy similares a los de $C_{EST}(Total)$ (26,0 y 51,0 para CL25 y CL50, respectivamente), lo que permitiría asumir la igualdad:

$$C_{DIN1} = C_{EST}(Total)$$

1.3.- C_{DIN2} presenta valores inferiores a los de C_{DIN1} , tanto para CL25, como para CL50, con una diferencia estadísticamente significativa para ambos casos ($p < 0,001$).

1.4.- La relación entre C_{DIN2}/C_{DIN1} , se correlaciona de forma lineal con el cociente $V_T/(V_T+V_{ATR})$ ($r = 0,985$) [fig. 22]. Ello evidenciaría una relación inversamente proporcional de la variación presentada por C_{DIN2} respecto de C_{DIN1} y, por tanto de $C_{EST}(Total)$, con la magnitud del V_{ATR} .

Por tanto, cabría deducir que a mayor V_{ATR} , mayor diferencia de C_{DIN2} respecto de $C_{EST}(Total)$

C_{DIN2}/C_{DIN1}

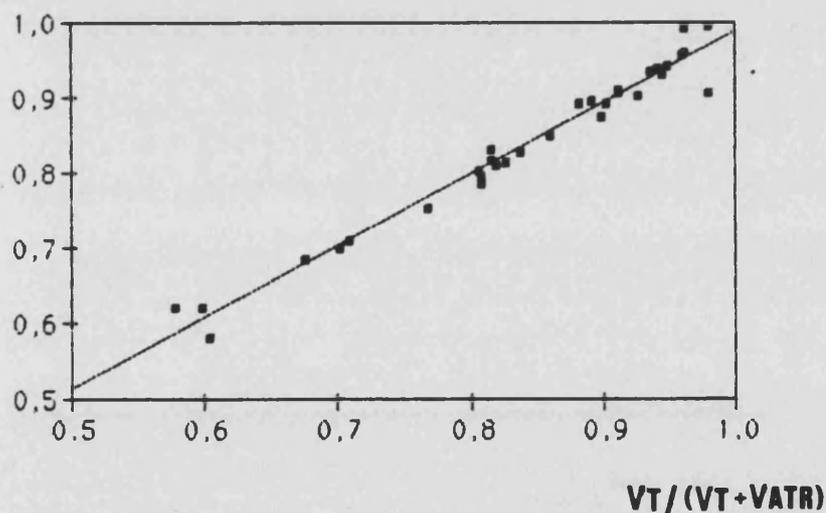


Fig.22.- Recta de regresión entre los cocientes C_{DIN2}/C_{DIN1} y $V_T/(V_T+V_{ATR})$. La variación de C_{DIN2} respecto de C_{DIN1} , se muestra inversamente proporcional a la magnitud del V_{ATR} .

1.5.-No existen diferencias estadísticamente significativas entre los valores de $C_{DIN2Cor}$ y C_{DIN1} . Por tanto, cabría asumir la igualdad:

$$\Delta V_A / \Delta P_A = (V_T + V_{ATR}) / P_{PL}, 0$$

$$\Delta V_A / \Delta P_A = (V_T + V_{ATR}) / (\Delta P_A + P_{ATR}) [29]$$

Teniendo en cuenta que, en las condiciones de la experiencia, ΔV_A es igual a V_T , la expresión [29] permitiría deducir que, en condiciones de relación $\Delta V / \Delta P$ constante, la presencia de V_{ATR} no modificaría dicha relación. Su efecto, por tanto, se limitaría al incremento, en términos absolutos, de la P_A por adición de la P_{ATR} a ΔP_A .

2.- RESPECTO DE LOS VALORES DE $R_{c.DIN2}$ Y $R.(P/\psi)$.

Los listados con las gamas de valores de $R.(P/\psi)$ y $R_{c.DIN2}$, obtenidas en cada condición, se muestra en las Tablas (E) y (F), respectivamente, del apéndice documental.

En la tabla (E), junto a las gamas de valores de $R.(P/\psi)$, se incluyen sus medias y desviación estándar, así como los coeficientes de variación (CV) presentados por dichas gamas de valores en cada condición.

Como puede apreciarse, en dicha tabla, los CV son mayores (17,0 a 24,0%) en las condiciones A1, B1, C1, D1, E1, F1, G1 y H1, en las que se combina el RL5 con CL25, y en las condiciones A3, B3, C3, D3, E3, F3, G3 y H3 (11,2 a 18,7%), en las que se combina RL5 con CL50.

Sin embargo, en aquellas condiciones en las que se combina RL20 con CL25 (A2, B2, C2, D2, E2, F2, G2, y H2) y, sobretodo, RL20 con

CL50 (A4, B4, C4, D4, E4, F4, G4 y H4), dicho parámetro de dispersión muestra valores muy inferiores (3,2 a 11,6% y 0,8 a 6,9%, respectivamente).

Por tanto, a partir de estos resultados, cabría inferir que la relación $\Delta P_D / \Delta \dot{V}$, muestra un comportamiento tanto más próximo a la linealidad cuanto mayor es la CT presentada por el modelo de pulmón.

Los valores de las medias y desviación estándar ($\bar{x} \pm DS$) de $R_{C.DIN2}$ y $R(P/\dot{V})$ se muestran en la Tabla IV, distribuidos según RL5 y RL20, junto con los niveles de significación estadística hallados al compararlos, en cada una de las 32 condiciones, mediante el test de Student para valores no apareados.

Las figuras 23(a) y 23(b), muestran la comparación de las medias de $R_{C.DIN2}$ frente a las medias y rango de $R(P/\dot{V})$, para RL5 y RL20, respectivamente.

Como se puede apreciar en dichas comparaciones, no se producen diferencias estadísticamente significativas entre estos parámetros excepto en dos de las condiciones (G4 y H4).

Ello permitiría asumir un alto grado de similitud entre ambos métodos de determinación de las R_{AW} al flujo espiratorio y, por tanto, que $R_{C.DIN2}$ constituye un método correcto de medida de dichas resistencias.

- R(5) -			- R(20) -				
R.(P/V) [cmH2O/l/s]	RC.DIN2 [cmH2O/l/s]	SIGNIF.	R.(P/V) [cmH2O/l/s]	R.C.DIN2 [cmH2O/l/s]	SIGNIF.		
A1	15,7±3,1	16,0±3,4	N.S.	A2	27,9±1,5	27,1±2,6	N.S.
A3	14,2±1,8	15,2±0,4	N.S.	A4	26,5±0,4	25,5±1,7	N.S.
B1	14,6±2,5	12,7±3,5	N.S.	B2	27,1±0,8	25,5±2,8	N.S.
B3	13,9±1,2	13,0±2,4	N.S.	B4	26,3±0,2	24,0±3,5	N.S.
C1	17,3±4,2	17,0±4,4	N.S.	C2	29,5±2,6	27,4±4,1	N.S.
C3	16,0±1,8	15,1±2,4	N.S.	C4	27,7±1,0	26,1±3,1	N.S.
D1	16,4±3,2	16,3±4,1	N.S.	D2	28,2±1,7	27,6±3,6	N.S.
D3	15,1±1,5	13,5±2,9	N.S.	D4	27,1±0,6	24,2±4,8	N.S.
E1	16,4±2,3	15,0±3,2	N.S.	E2	27,7±1,2	26,2±3,5	N.S.
E3	14,5±1,3	13,2±3,0	N.S.	E4	26,8±0,6	25,3±3,0	N.S.
F1	18,2±4,3	18,3±4,7	N.S.	F2	30,6±3,4	28,6±3,5	N.S.
F3	15,7±2,9	15,9±3,9	N.S.	F4	28,6±1,6	27,0±3,2	N.S.
G1	16,9±3,8	16,5±4,7	N.S.	G2	29,7±2,8	27,2±3,6	N.S.
G3	15,0±2,6	15,2±2,7	N.S.	G4	28,7±1,7	24,9±4,6	p<0,05
H1	18,3±4,3	17,9±4,5	N.S.	H2	30,2±3,5	28,1±6,8	N.S.
H3	16,5±2,9	16,9±3,5	N.S.	H4	29,0±2,0	26,2±4,0	p<0,05

TABLA IV. - Valores de la media y desviación estándar de R.(P/V). y R.C.DIN2, y significación estadística obtenida al compararlos entre si.

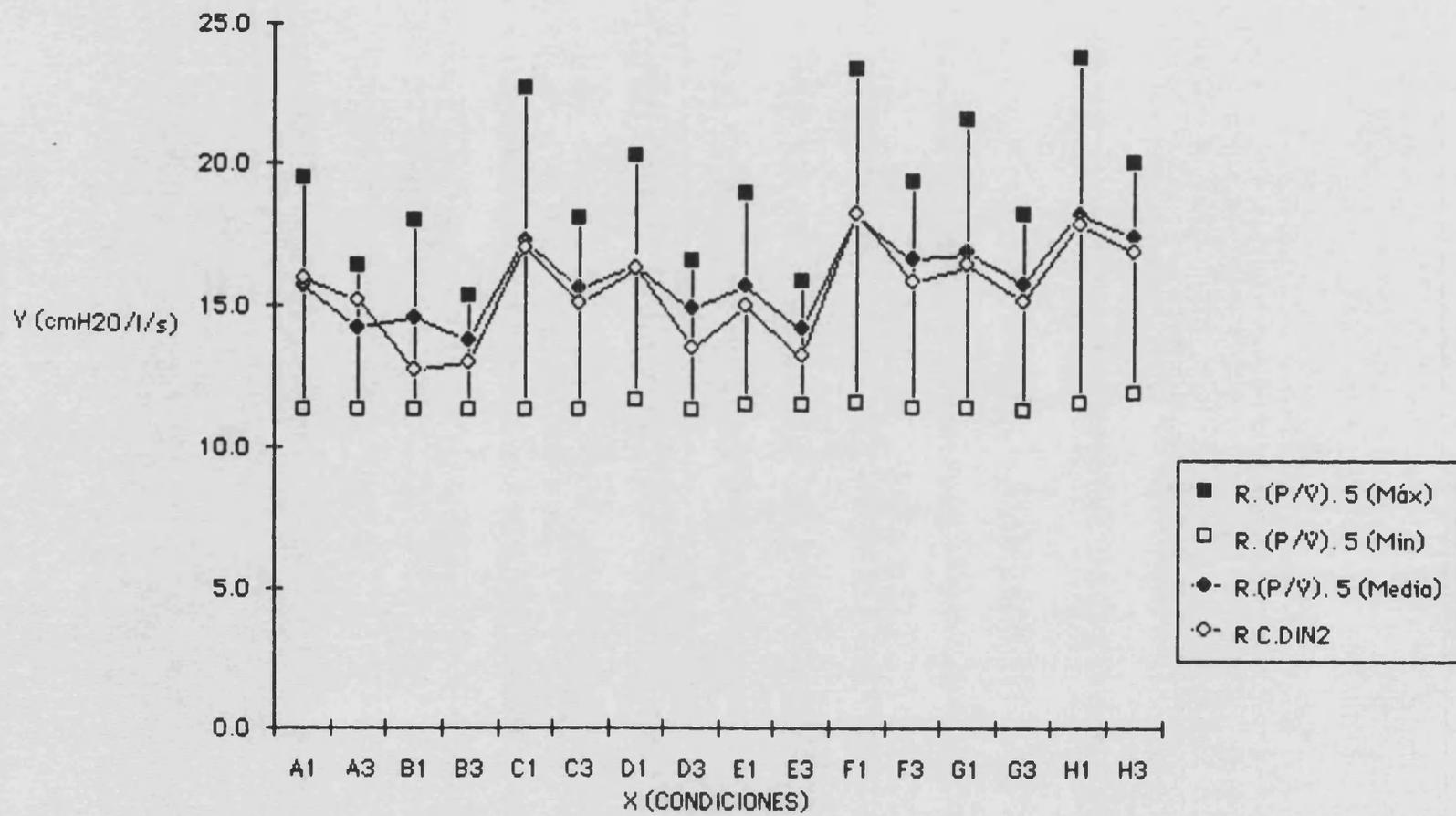


Fig. 23(a).- Valores de la media de RC.DIN2 con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/V). 5.

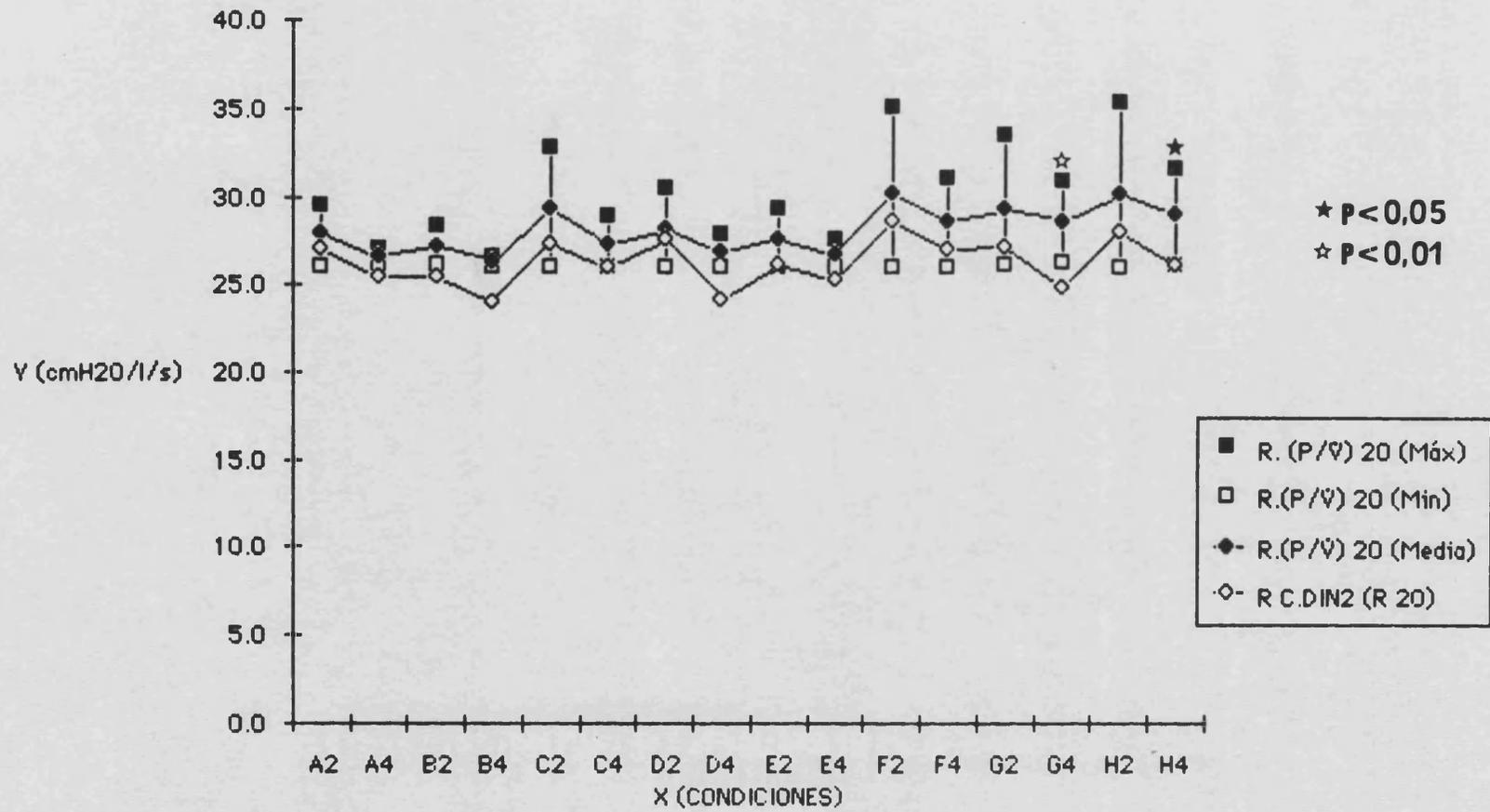


Fig. 23(b).- Valores de la media de RC.DIN2 con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R.(P/Ψ) 20.

3.- RESPECTO DE LOS VALORES DE R_C.EST.

El listado de las gamas de valores de R_C.EST, obtenida para cada condición, se encuentra en la Tabla (G) del apéndice documental.

Los valores de la $\bar{x} \pm DS$ de cada una de estas gamas de valores, se encuentran, distribuidos según RL5 y RL20, en la Tabla V, junto a los niveles de significación estadística producidos al compararlos con las $\bar{x} \pm DS$ de R(P/V).

En las figuras 34(a) y 34(b), se encuentran comparados, gráficamente los valores de las medias de R_C.EST" con los de las medias y rango de R(P/V).

Como se puede apreciar, R_C.EST muestra valores inferiores a R(P/V), con diferencias estadísticamente significativas, en todas las condiciones en que se produce VATR, con excepción de las condiciones F1, G1 y H1 en las que, por otro lado, la cantidad de VATR fué muy escasa (7, 7 y 12 ml, respectivamente).

Por otro lado, no se presentan diferencias estadísticamente significativas en los casos en que no se produce VATR, a excepción de las condiciones B1 y B3.

Estos resultados serían indicativos de que las RAW calculadas como el cociente CT/C.ESTSR (siendo la CT calculada como la relación V/V), tienden a ofrecer valores inferiores a los reales cuando se producen cantidades significativas de VATR.

- R(5) -			- R(20) -				
R.(P/Ψ) [cmH ₂ O/l/s]	RC.DIN2 [cmH ₂ O/l/s]	SIGNIF.	R.(P/Ψ) [cmH ₂ O/l/s]	RC.DIN2 [cmH ₂ O/l/s]	SIGNIF.		
A1	15,7±3,1	16,2±3,4	N.S.	A2	27,9±1,5	25,5±2,4	p<0,01
A3	14,2±1,8	15,3±0,4	N.S.	A4	26,5±0,4	20,7±1,7	p<0,01
B1	14,6±2,5	11,7±3,3	p<0,01	B2	27,1±0,8	22,1±2,8	p<0,01
B3	13,9±1,2	11,6±2,2	p<0,05	B4	26,3±0,2	15,1±4,5	p<0,01
C1	17,3±4,2	16,2±4,2	N.S.	C2	29,5±2,6	27,1±4,1	p<0,01
C3	16,0±1,8	14,5±2,3	N.S.	C4	27,7±1,0	20,9±2,5	p<0,01
D1	16,4±3,2	16,2±3,5	N.S.	D2	28,2±1,7	24,1±3,4	p<0,01
D3	15,1±1,5	12,6±2,5	p<0,01	D4	27,1±0,6	16,4±4,0	p<0,01
E1	16,4±2,3	14,7±3,2	N.S.	E2	27,7±1,2	22,0±2,7	p<0,01
E3	14,5±1,3	10,2±2,7	p<0,01	E4	26,8±0,6	14,9±2,2	p<0,01
F1	18,2±4,3	16,1±4,6	N.S.	F2	30,6±3,5	20,2±6,1	p<0,01
F3	15,7±2,9	13,8±2,9	p<0,01	F4	28,6±1,6	17,2±3,6	p<0,01
G1	16,9±3,8	15,3±4,0	N.S.	G2	29,7±2,8	20,1±4,4	p<0,01
G3	15,0±2,6	12,5±2,2	p<0,01	G4	28,7±1,7	14,0±3,0	p<0,01
H1	18,3±4,3	16,8±4,2	N.S.	H2	30,2±3,5	20,1±6,0	p<0,01
H3	16,5±2,9	14,2±2,2	p<0,01	H4	29,0±2,0	16,3±2,5	p<0,01

TABLA Y. - Valores de la media y desviación estándar de R.(P/Ψ), y RC.DIN2, y significación estadística obtenida al compararlos entre sí.

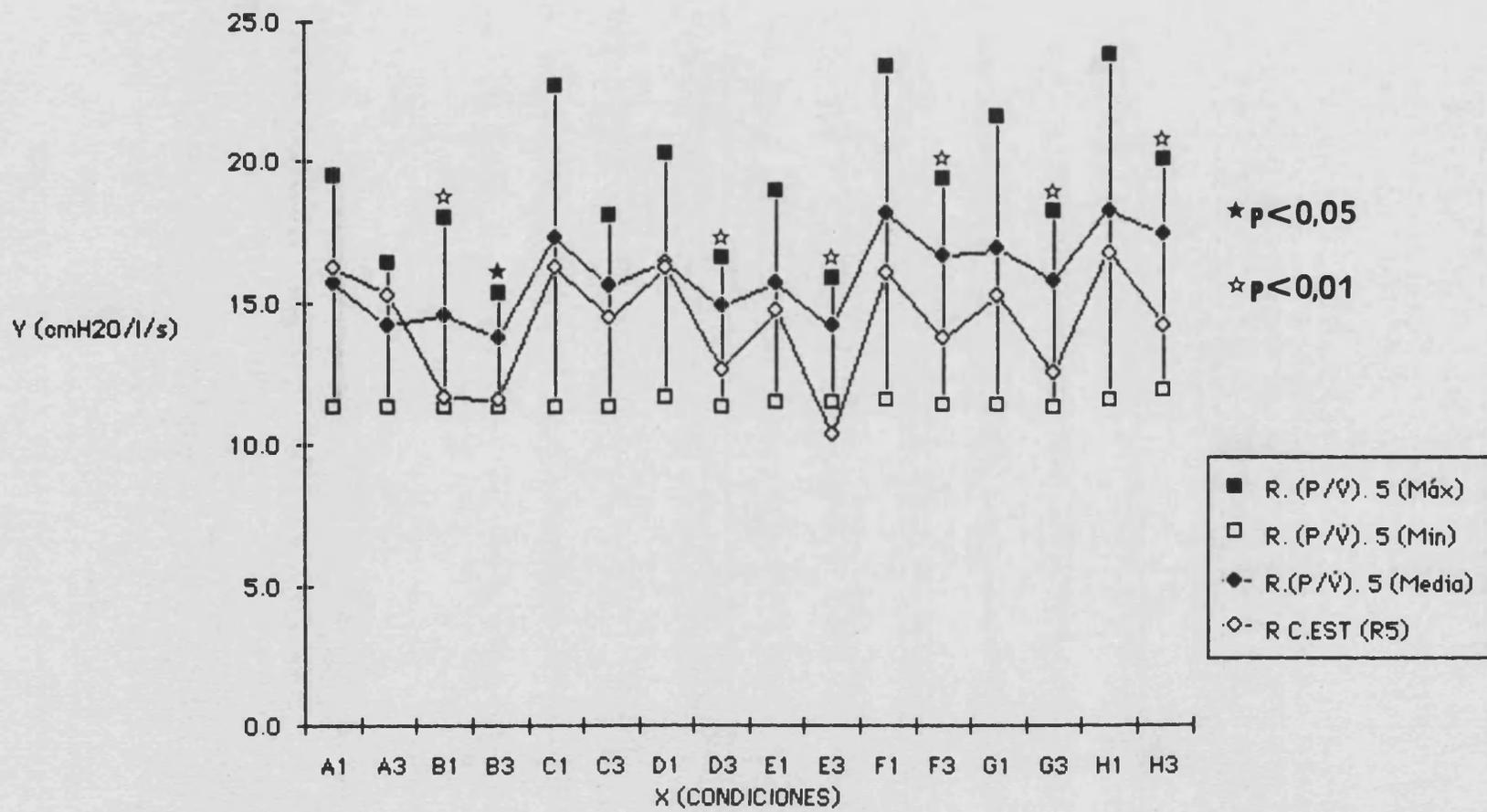


Fig. 24(a).- Valores de la media de RC.EST con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/ψ). 5.

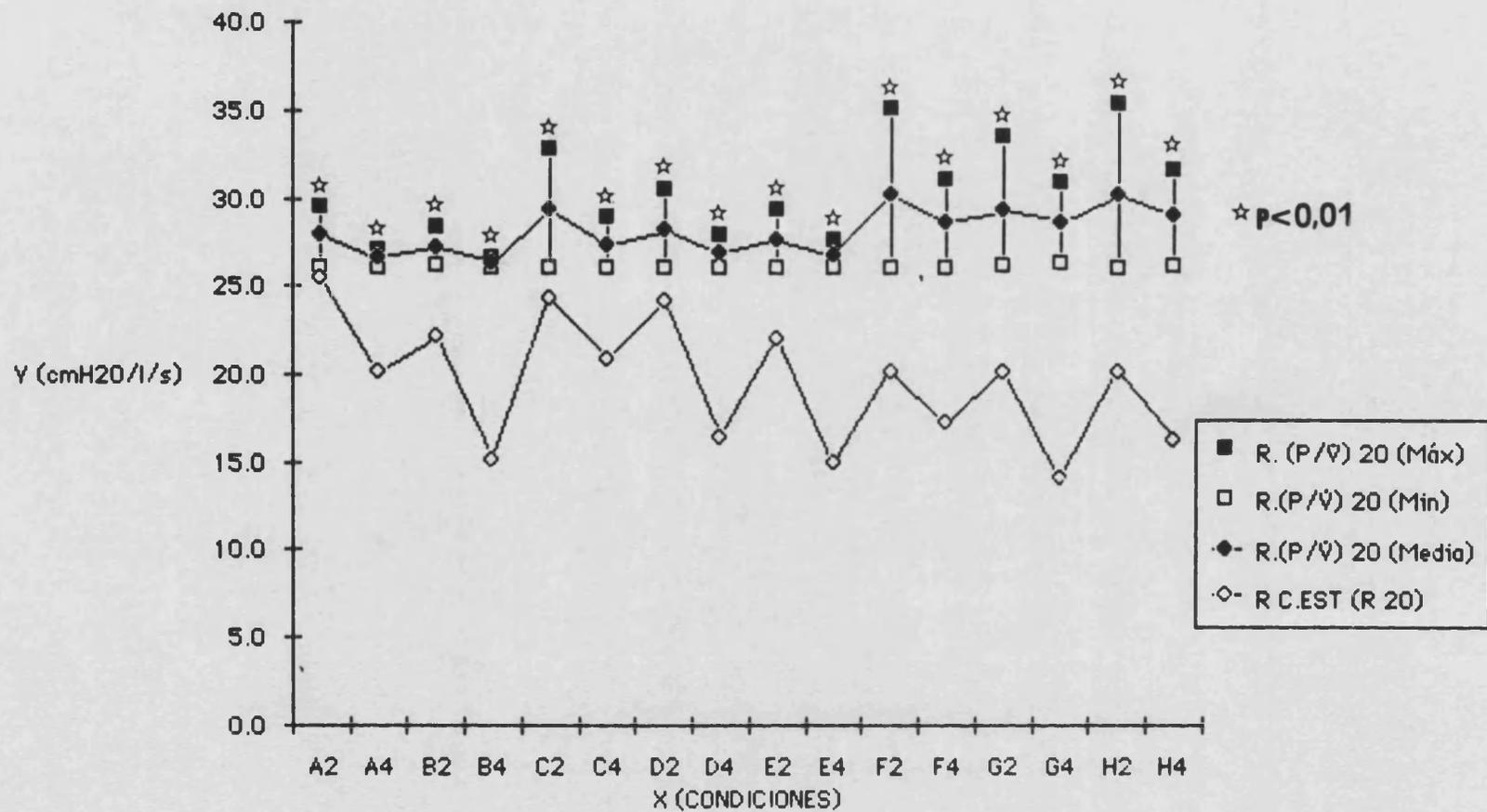


Fig. 24(b).- Valores de la media de RC.EST con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R.(P/Ψ) 20.

4.-RESPECTO DE LOS VALORES DE LAS RESISTENCIAS DETERMINADAS POR LOS METODOS DE USO CLINICO.

Los valores de R_{AW} al flujo espiratorio obtenidas por los métodos designados según las siglas R_1 , R_1' , R_2 , R_2' , R_3 , y R_4 , para cada una de las condiciones, se encuentran en la Tabla A del apéndice documental.

Como se ha comentado, dichos métodos ofrecen un valor único de R_{AW} para cada condición, lo que dificulta la comparación objetiva con las gamas de valores obtenidas para $R(P/V)$ en cada una de las condiciones.

Como método de comparación aproximativa se ha procedido a la tabulación de los valores únicos de dichas resistencias, junto a los de las medias y desviación estándar de las gamas de $R(P/V)$, obtenidos en cada condición, y distribuidos según $RL5$ y $RL20$ (Tablas IX y X, respectivamente). Asimismo, dichos valores han sido comparados mediante el test de Student para valores apareados. El nivel de significación estadística obtenido, en cada caso, se expone en las mismas tablas.

En las figuras 25 a 30, se muestran, de forma gráfica, las comparaciones de los valores ofrecidos por estas resistencias, respecto de las medias y rango de $R(P/V)$.

A partir de estas comparaciones, y con las reservas mencionadas respecto al método de comparación, cabría señalar:

a) Los valores obtenidos mediante el método R_1 muestran un comportamiento similar al anterior, manteniendo un comportamiento paralelo al de las medias de $R(P/V)$, aunque con cifras siempre superiores a éstas. Las diferencias, asimismo, son netamente significativas, tanto para $RL5$ como para $RL20$ [figs 25(a) y 25(b), respectivamente].

b) Los valores de R_{AW} obtenidos con R_1' , muestran un comportamiento similar al anterior en las condiciones de $RL5$ [fig.26(a)]. Sin embargo, en las condiciones de $RL20$ [fig. (b)], muestra

valores dentro del rango de las $R(P/Q)$ en las condiciones de CL25, y muy inferiores a éstos en las condiciones de CL-50.

La comparación, mediante el test de Student, muestra diferencias significativas, tanto para RL5 como para RL20.

c) El método **R2**, ofrece valores para las condiciones RL5 similares a los de los casos anteriores, es decir siguiendo un cierto grado de paralelismo con los de las medias de $R(P/Q)$, pero con cifras superiores a las de éstas [fig.27(a)], con una diferencia estadísticamente significativa.

Sin embargo, en las condiciones de RL20, la mayor parte de sus valores se hallan dentro del rango de las $R(P/Q)$, lo que permite que la diferencia con las medias de ésta carezca de significación estadística [fig. 27(b)].

d) En el caso de **R2'**, los valores ofrecidos en las condiciones de RL5 [fig. 28(a)] se hallan, todos ellos, dentro del rango de las $R(P/Q)$ y, aunque muestran un comportamiento dispar, según CL sea 25 o 50, respecto de su media, no presentan diferencias estadísticamente significativas respecto de ella.

Por el contrario, en las condiciones de RL20, la mayor parte de sus valores se hallan fuera del rango de las $R(P/Q)$, siendo siempre inferiores a la media de ésta, con una diferencia altamente significativa [fig. 28(b)].

e) Los valores de R_{AW} determinados según el método **R3** se muestran, en todas las condiciones, muy superiores a los de las medias de $R(P/Q)$, si bien guardan un elevado paralelismo con ellos, sobre todo en las condiciones con RL5 [figs. 29(a) y 29 (b)].

La comparación de sus valores con los de las medias de $R(P/Q)$, muestra una diferencia claramente significativa, tanto para RL5 como para RL20.

f) Los valores obtenidos con **R4** se hallan próximos a los de las medias de $R(P/Q)$, tanto para RL5 [fig. 30(a)] como para RL20 [fig. 30(b)], con diferencias no significativas en ambos casos.

Estudiados condición a condición, se aprecia que muestran un elevado grado de paralelismo con las medias de $R(P/Q)$, encontrándose siempre dentro del rango de ésta, con excepción de las condiciones B2, C2, D2 y D4 (todas ellas con RL20).

- RL5 -
[cmH₂O/l/s]

	R1	R1'	R2	R2'	R3	R4	R (P/V) ($\bar{X} \pm DS$)
A1	19,0	19,2	19,0	19,2	18,9	14,9	15,7 \pm 3,1
A3	15,9	16,3	14,0	14,3	16,5	13,3	14,2 \pm 1,8
B1	18,7	17,3	17,9	16,5	18,7	16,8	14,6 \pm 2,5
B3	15,9	14,9	15,5	14,5	15,0	13,5	13,9 \pm 1,2
C1	23,1	22,1	21,9	20,9	20,5	18,0	17,3 \pm 4,2
C3	19,0	18,4	16,3	15,8	18,6	16,4	16,0 \pm 1,8
D1	21,0	20,5	20,2	19,7	19,1	17,3	16,4 \pm 3,2
D3	17,6	16,3	15,9	14,7	17,3	14,2	15,1 \pm 1,5
E1	19,6	19,2	16,5	16,2	18,7	16,4	16,4 \pm 2,3
E3	17,6	14,9	15,5	13,1	17,2	12,8	14,5 \pm 1,3
F1	25,2	23,4	22,3	20,7	21,7	18,6	18,2 \pm 4,3
F3	20,7	18,1	18,4	16,1	20,8	16,9	15,7 \pm 2,9
G1	23,9	22,1	21,8	20,2	20,9	18,2	16,9 \pm 3,8
G3	19,3	16,6	16,4	14,1	20,0	16,5	15,0 \pm 2,6
H1	22,5	21,4	21,7	20,6	22,8	23,3	18,3 \pm 4,3
H3	21,6	17,9	17,5	14,5	23,8	17,9	16,5 \pm 2,9
$\bar{X} \pm DS$	20,0 \pm 2,7	18,7 \pm 2,6	18,2 \pm 2,7	16,9 \pm 2,8	19,4 \pm 2,3	16,6 \pm 2,6	16,3 \pm 1,6
SIGNIF.	p<0,01	p<0,01	p<0,01	N.S.	p<0,01	N.S.	

TABLA VI. - Valores de resistencia obtenidos por los métodos R1, R1', R2, R2', R3, y R4, junto con sus medias y desviación estándar, y grado de significación estadística obtenida al compararlos con las medias de R(P/V), para cada una de las condiciones con RL5.

- RL20 -
[cmH₂O/l/s]

	R1	R1'	R2	R2'	R3	R4	R (P/V) ($\bar{X} \pm DS$)
A2	29,0	27,6	29,0	27,6	31,8	28,3	27,9±1,5
A4	25,7	21,5	24,0	20,1	31,0	28,0	26,5±0,4
B2	28,9	26,4	28,9	26,4	31,6	31,3	29,5±2,6
B4	28,1	20,6	24,0	17,6	31,8	27,2	26,3±0,2
C2	32,6	29,1	30,0	26,7	34,7	33,8	29,5±2,6
C4	29,8	24,4	26,9	22,0	32,8	26,6	27,7±1,0
D2	32,3	29,4	30,2	27,5	34,8	35,1	28,2±1,7
D4	29,1	21,0	24,8	17,8	35,5	30,8	27,1±0,6
E2	32,7	27,1	29,4	24,4	33,5	30,1	27,7±1,2
E4	29,5	18,9	25,7	16,5	34,5	28,7	26,8±0,6
F2	37,4	31,7	30,6	25,9	36,2	32,8	30,6±3,4
F4	33,1	23,4	26,3	18,5	38,5	27,3	28,6±1,6
G2	34,6	27,8	29,0	23,2	35,2	31,0	29,7±2,8
G4	34,3	20,6	26,9	16,1	39,6	28,3	28,7±1,7
H2	33,0	25,4	32,5	25,0	36,2	29,0	30,2±3,5
H4	30,8	19,8	25,2	16,1	40,6	27,7	29,0±2,0
$\bar{X} \pm DS$	31,3±3,0	24,7±4,0	27,7±2,6	16,9±2,8	34,9±2,9	29,8±2,5	28,5±1,5
SIGNIF.	p<0,01	p<0,01	N.S.	p<0,01	p<0,01	N.S.	

TABLA VII. - Valores de resistencia obtenidos por los métodos R1, R1', R2, R2', R3, y R4, junto con sus medias y desviación estándar, y grado de significación estadística obtenida al compararlos con las medias de R (P/V), para cada una de las condiciones con RL20.

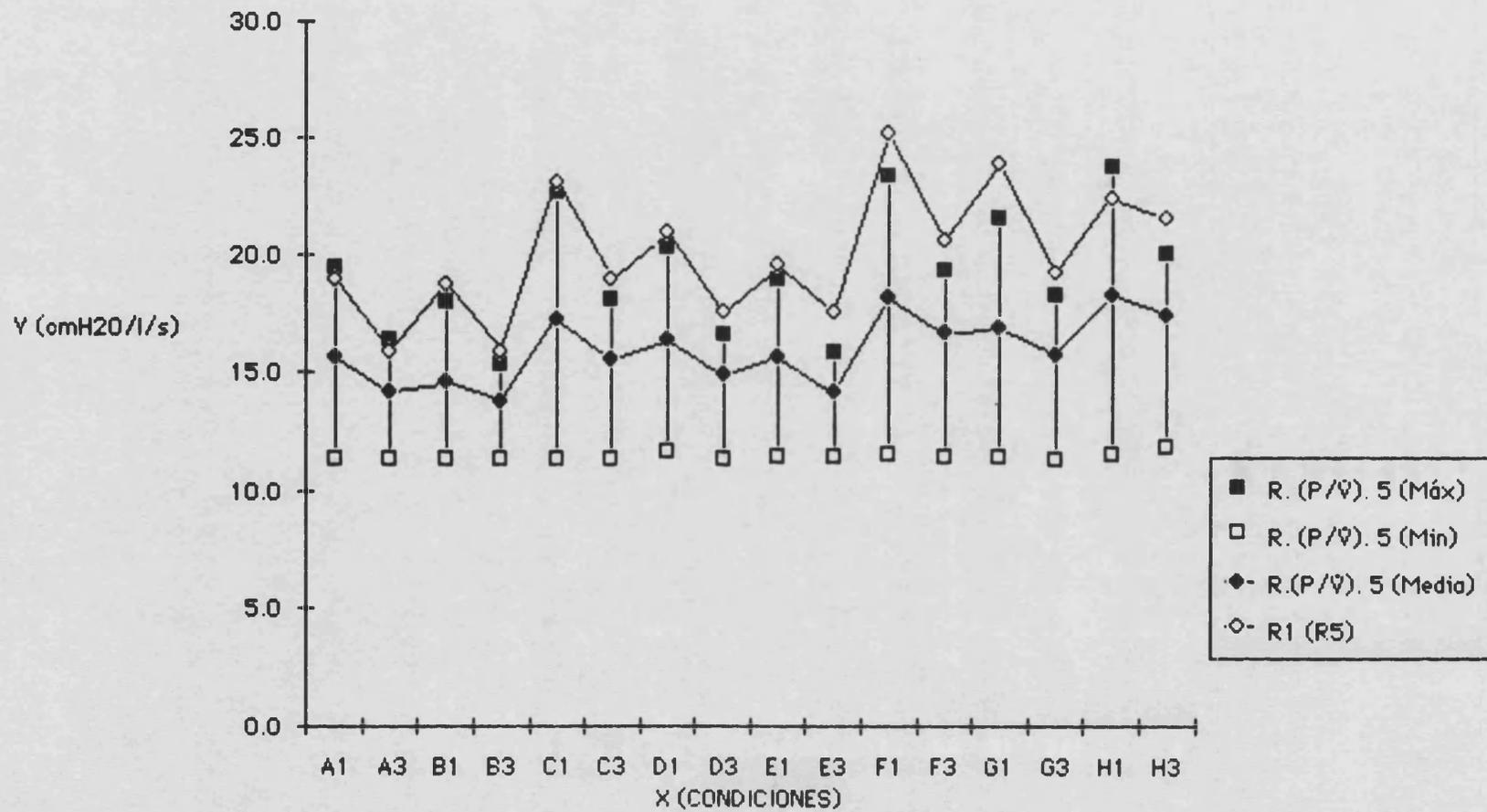


Fig. 25(a).- Valores de la media de R1 con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/V). 5.

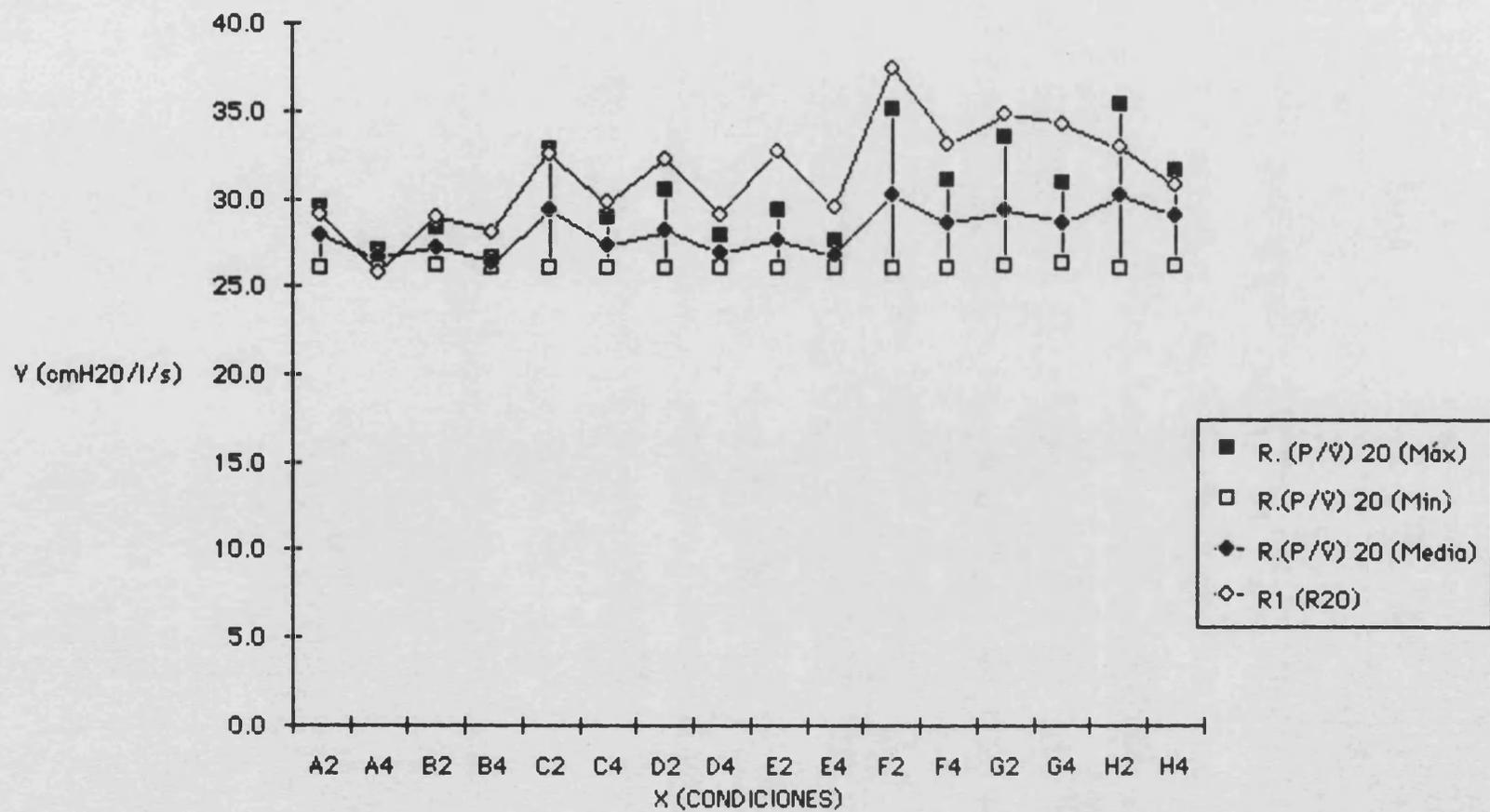


Fig. 25(b).- Valores de la media de R1 con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R. (P/Ψ) 20.

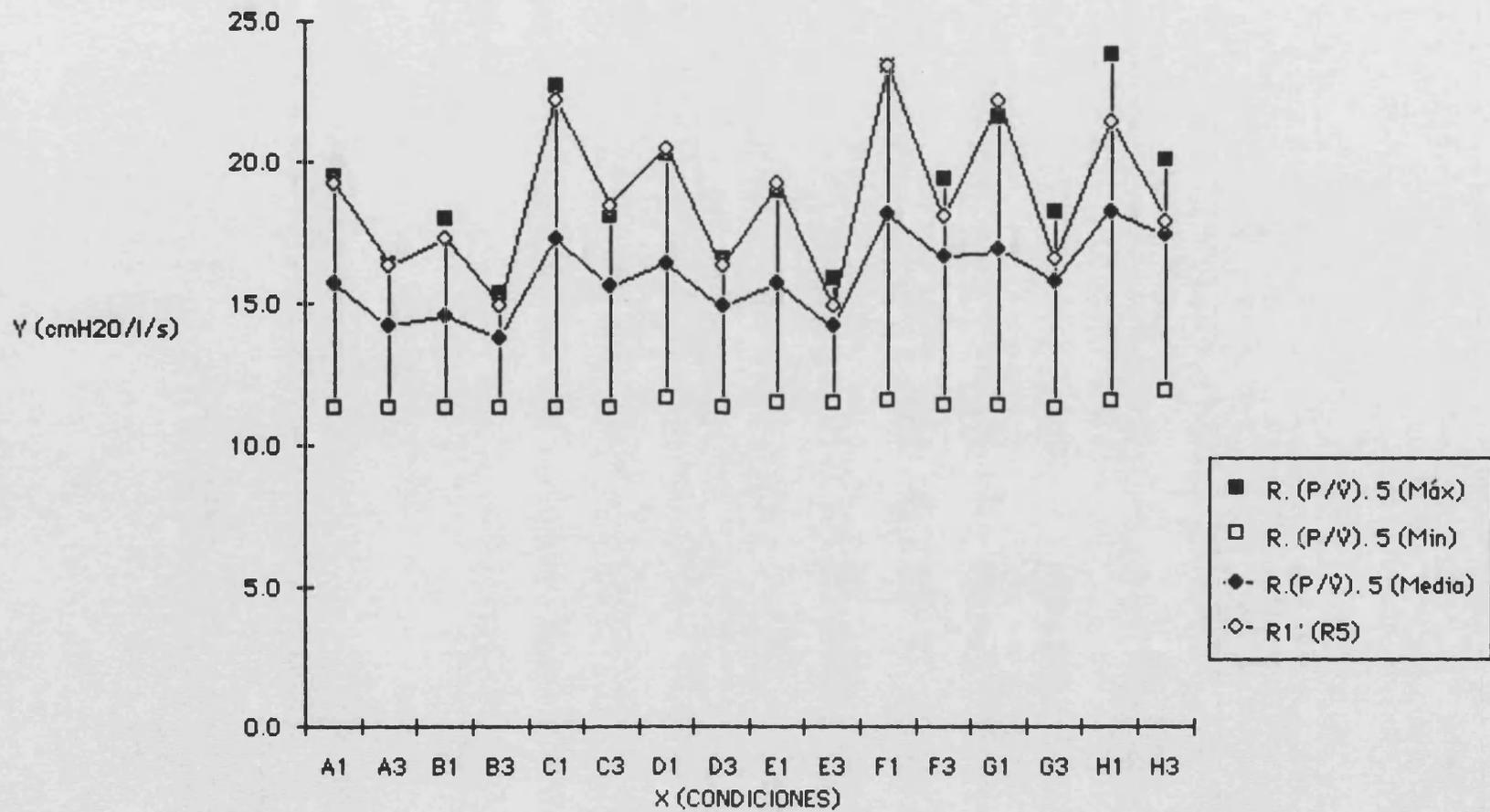


Fig. 26(a).- Valores de la media de R1' con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/V). 5.

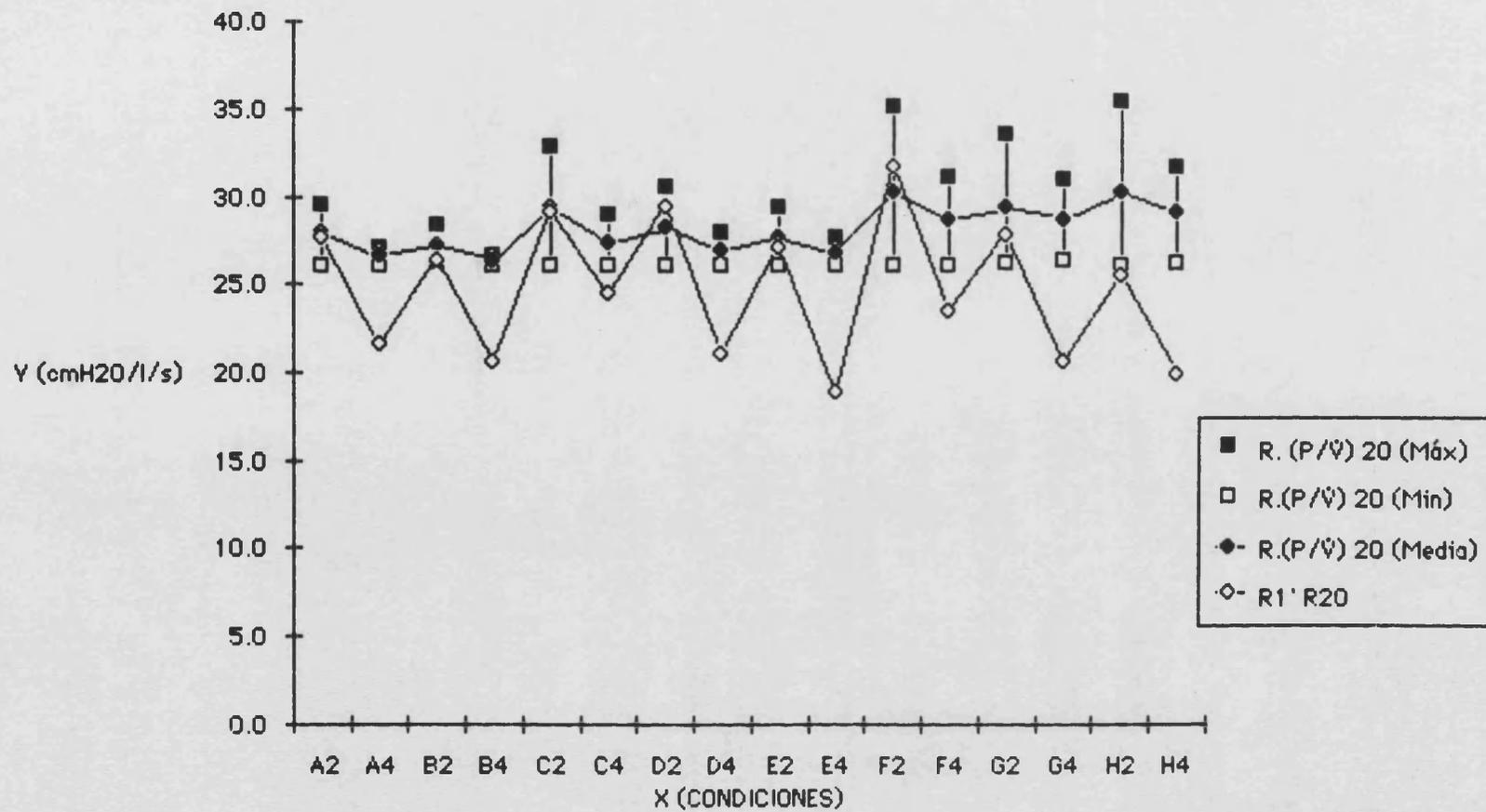


Fig. 26(b).- Valores de la media de R1' con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R.(P/Ψ) 20.

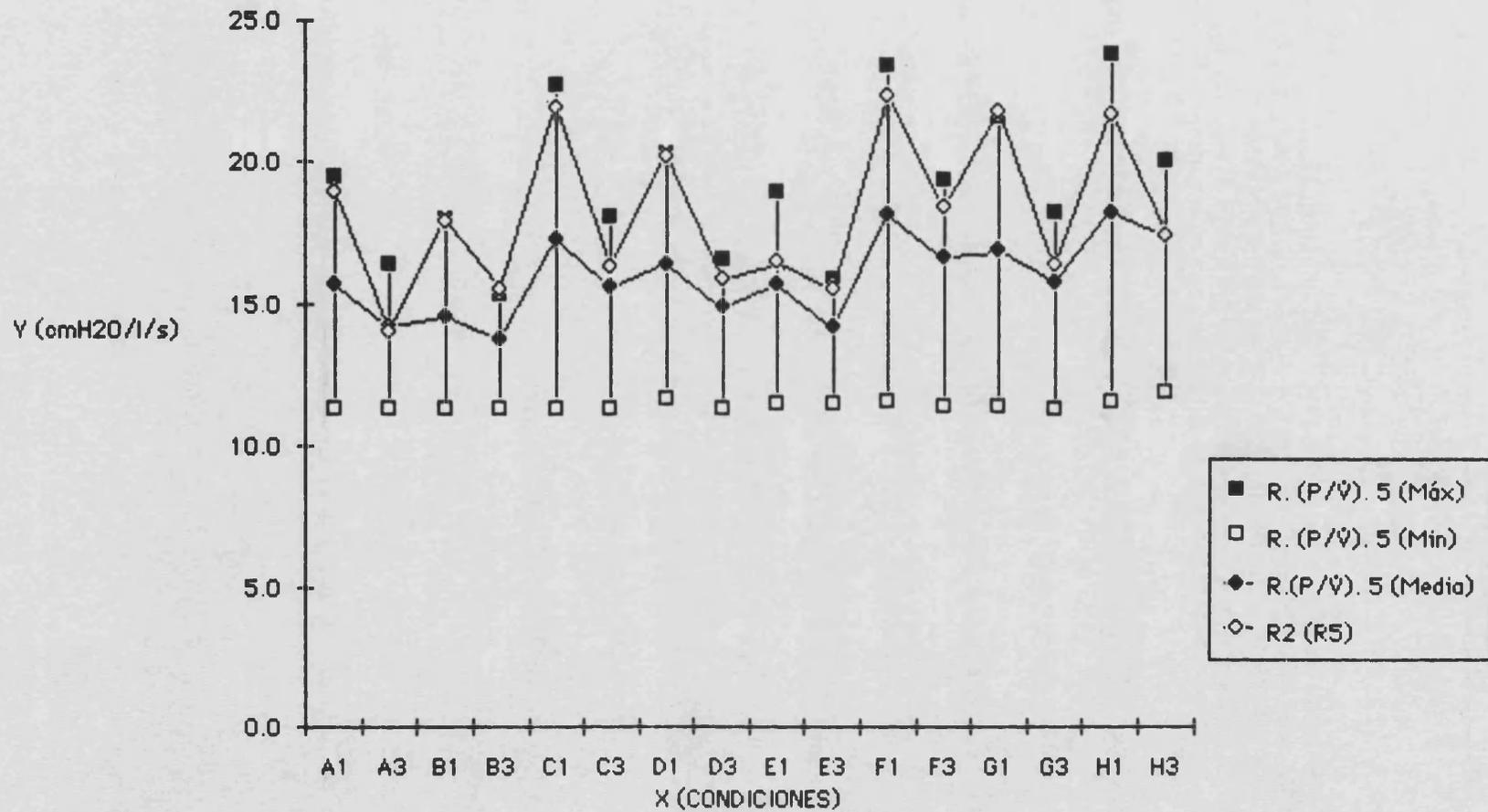


Fig. 27(a).- Valores de la media de R2 con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/Ψ) 5.

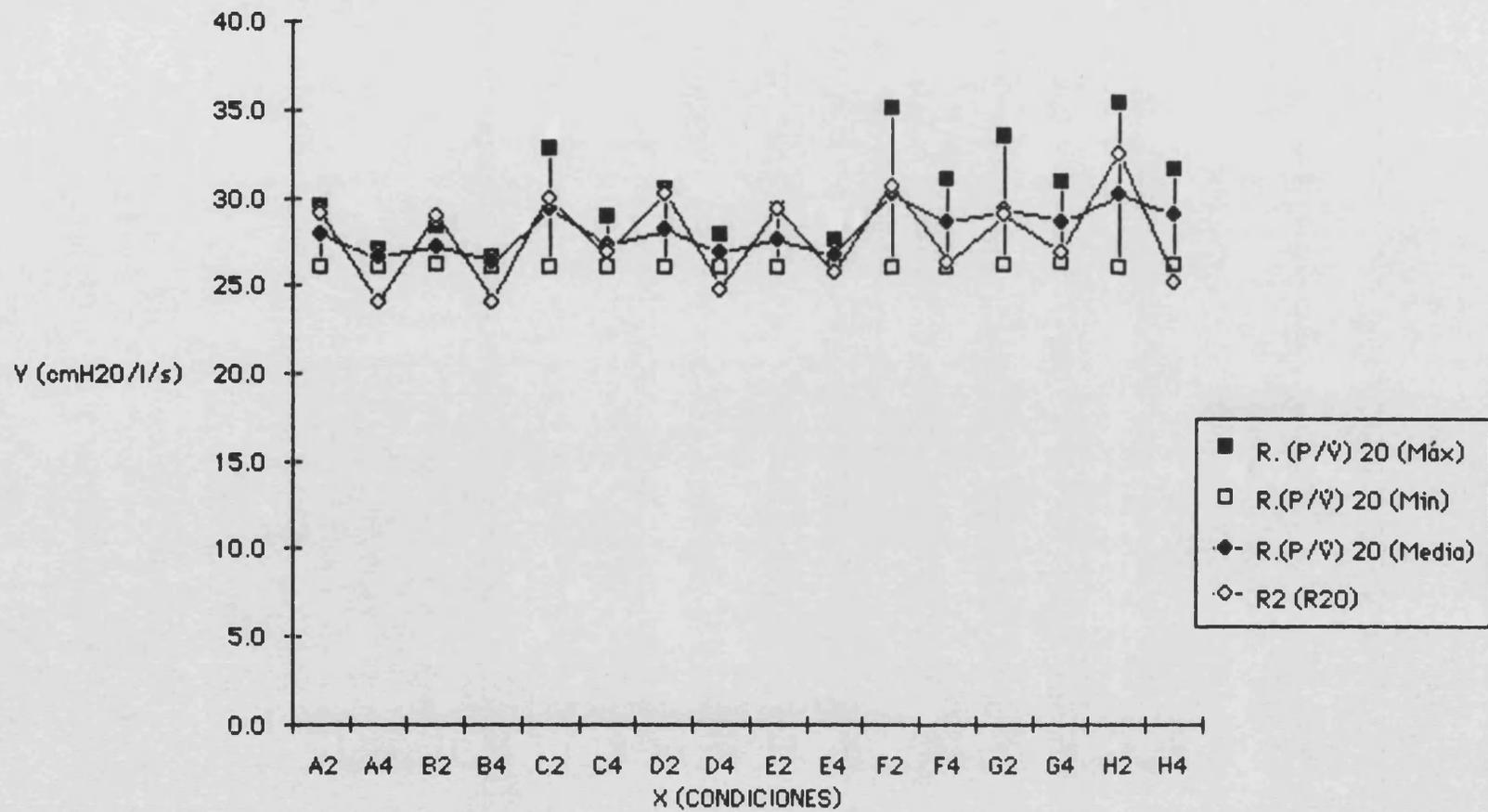


Fig. 27(b).- Valores de la media de R2 con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R. (P/Ψ) 20

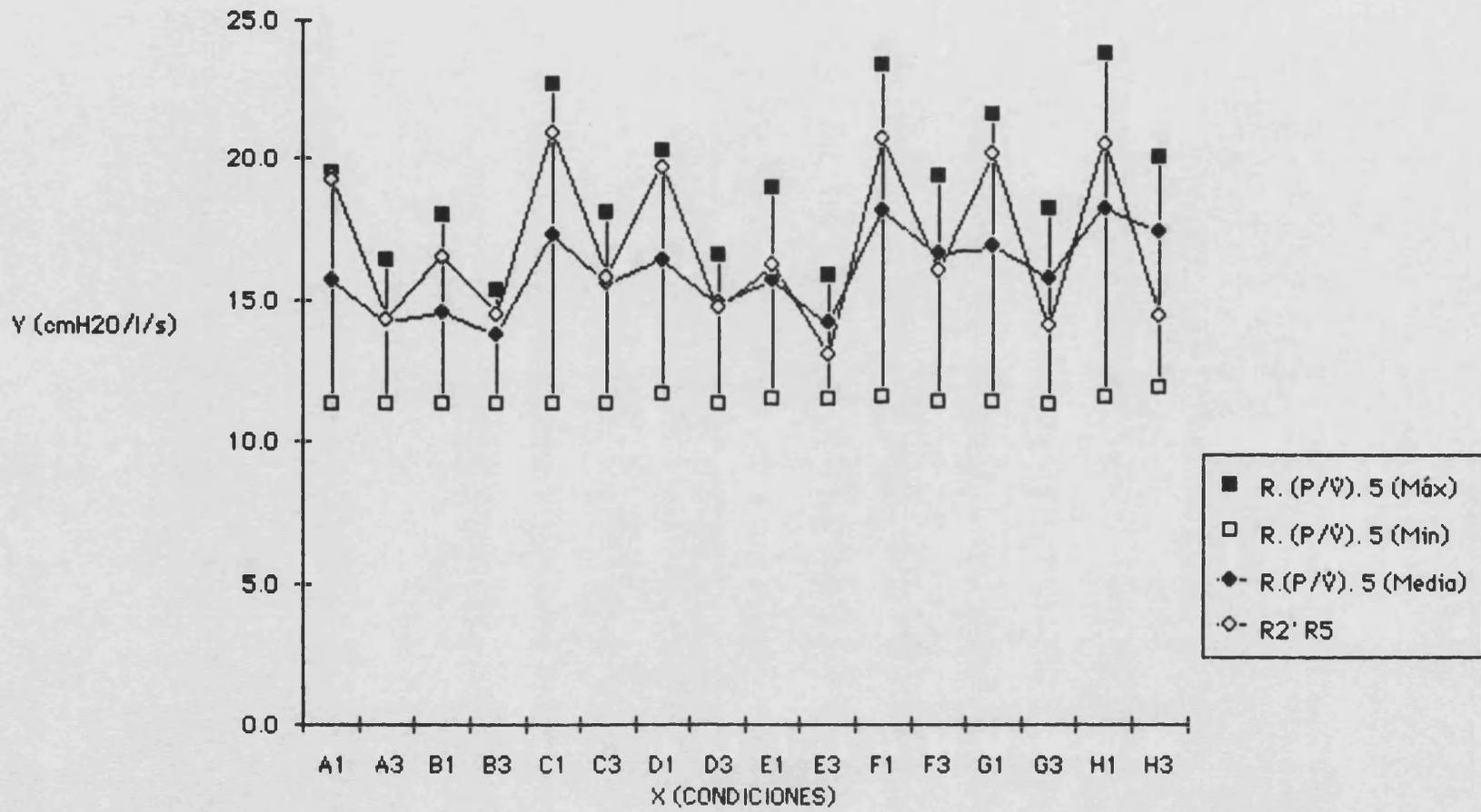


Fig. 28(a).- Valores de la media de R2' con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/ψ) 5.

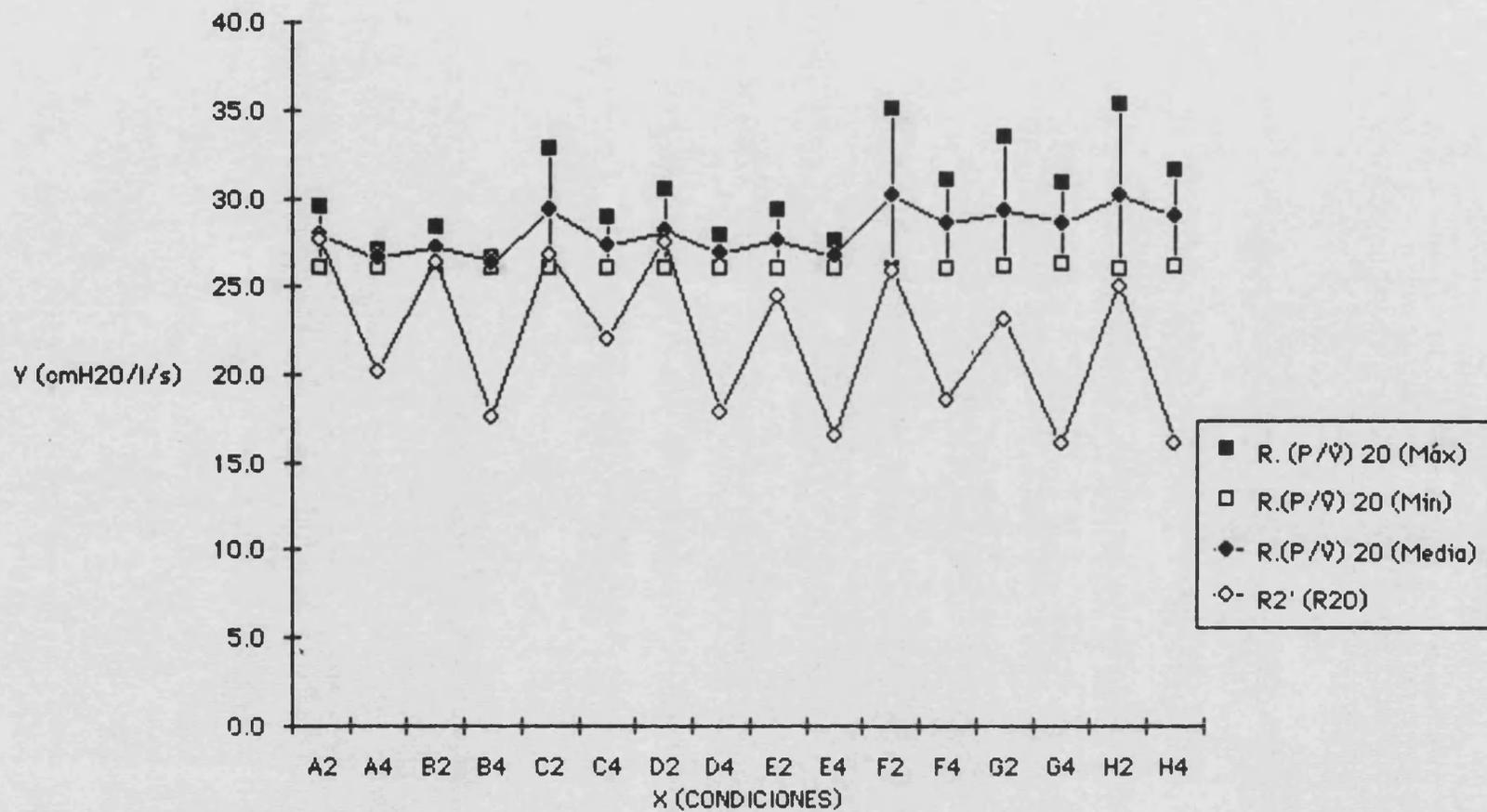


Fig. 28(b).- Valores de la media de R2' con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R.(P/Ψ) 20.

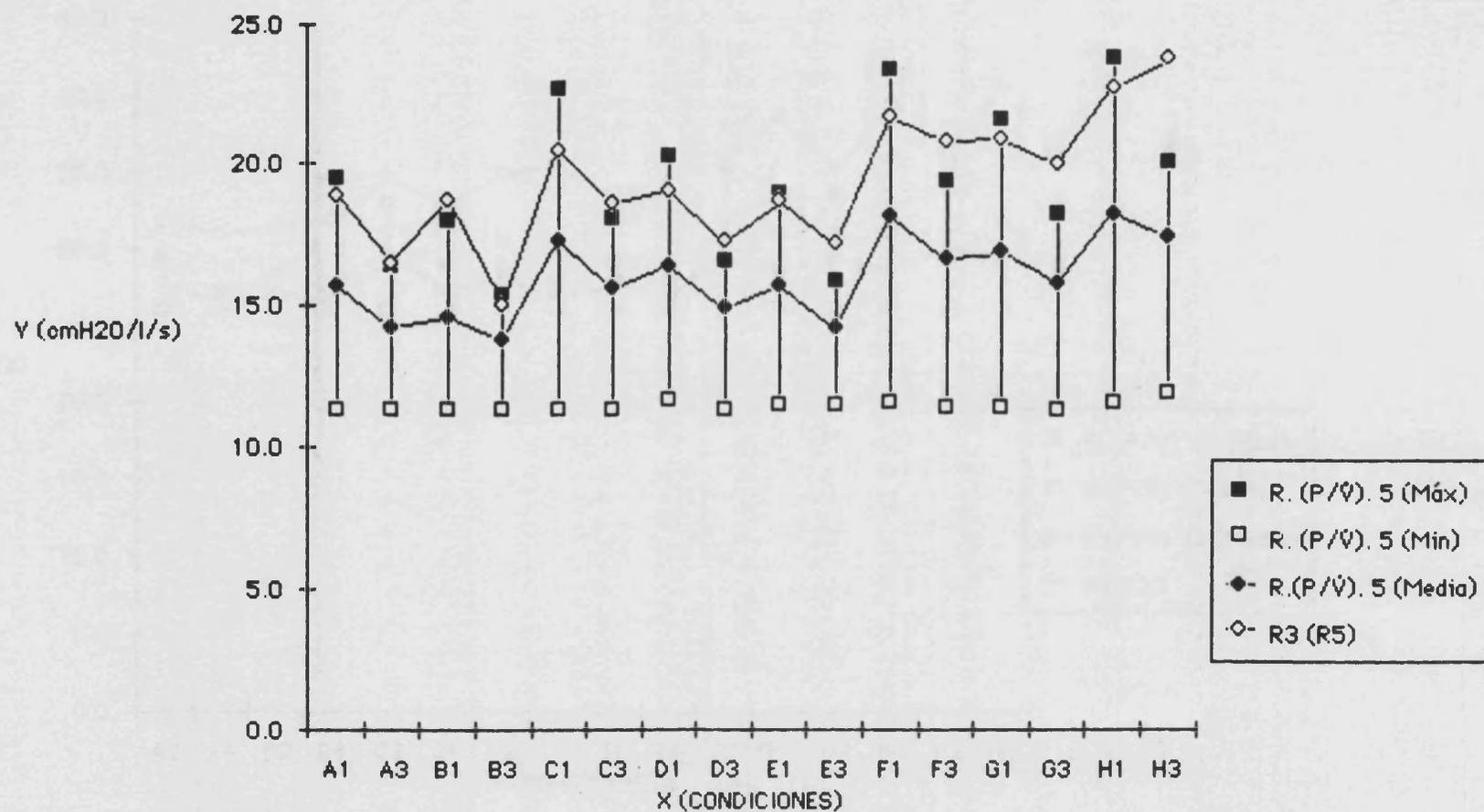


Fig. 29(a).- Valores de la media de R3 con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/ψ) 5.

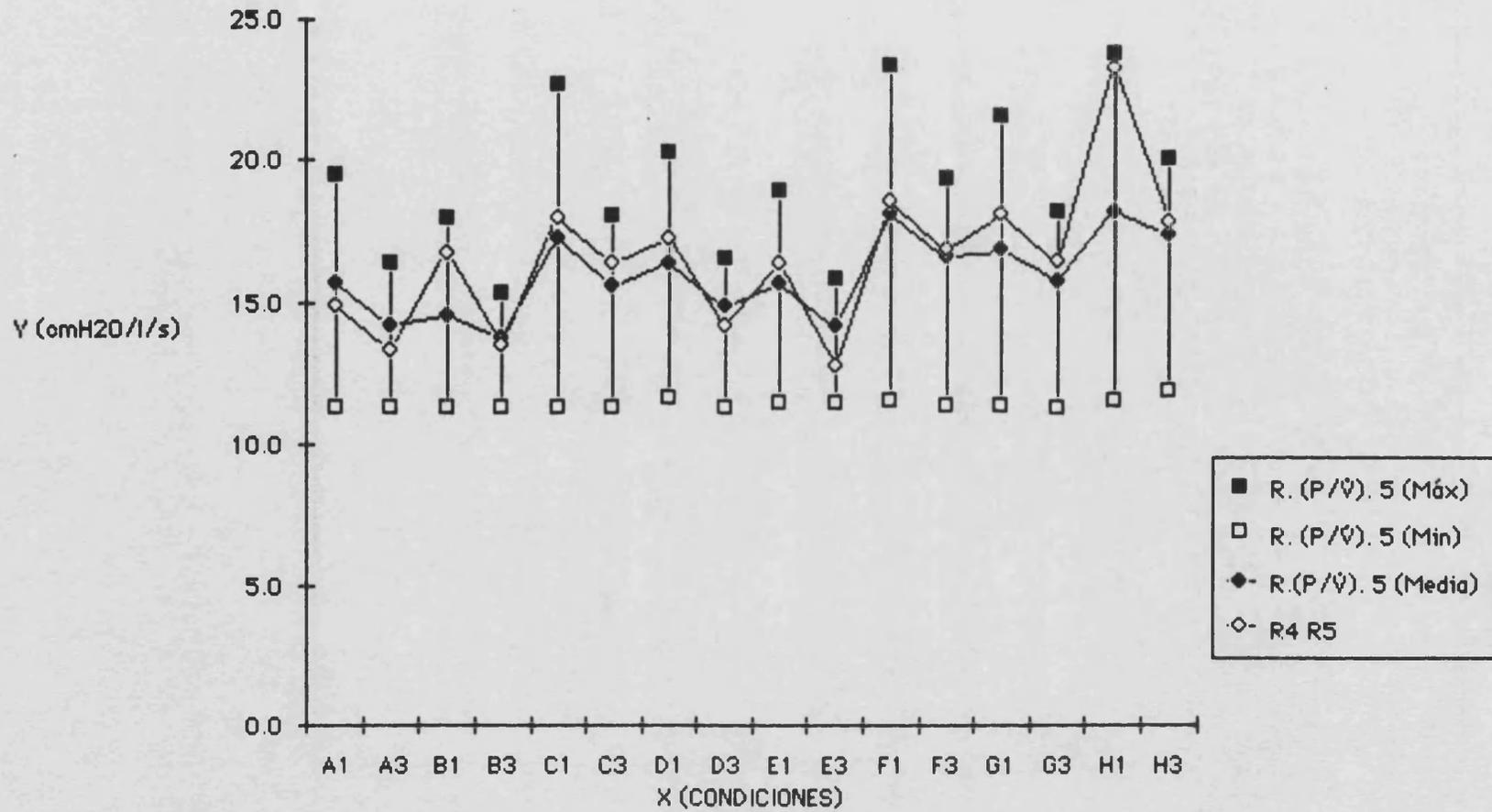


Fig. 30(a).- Valores de la media de R4 con resistor lineal de valor 5 (RL5) comparados con la media y rango de valores de R.(P/ψ) 5.

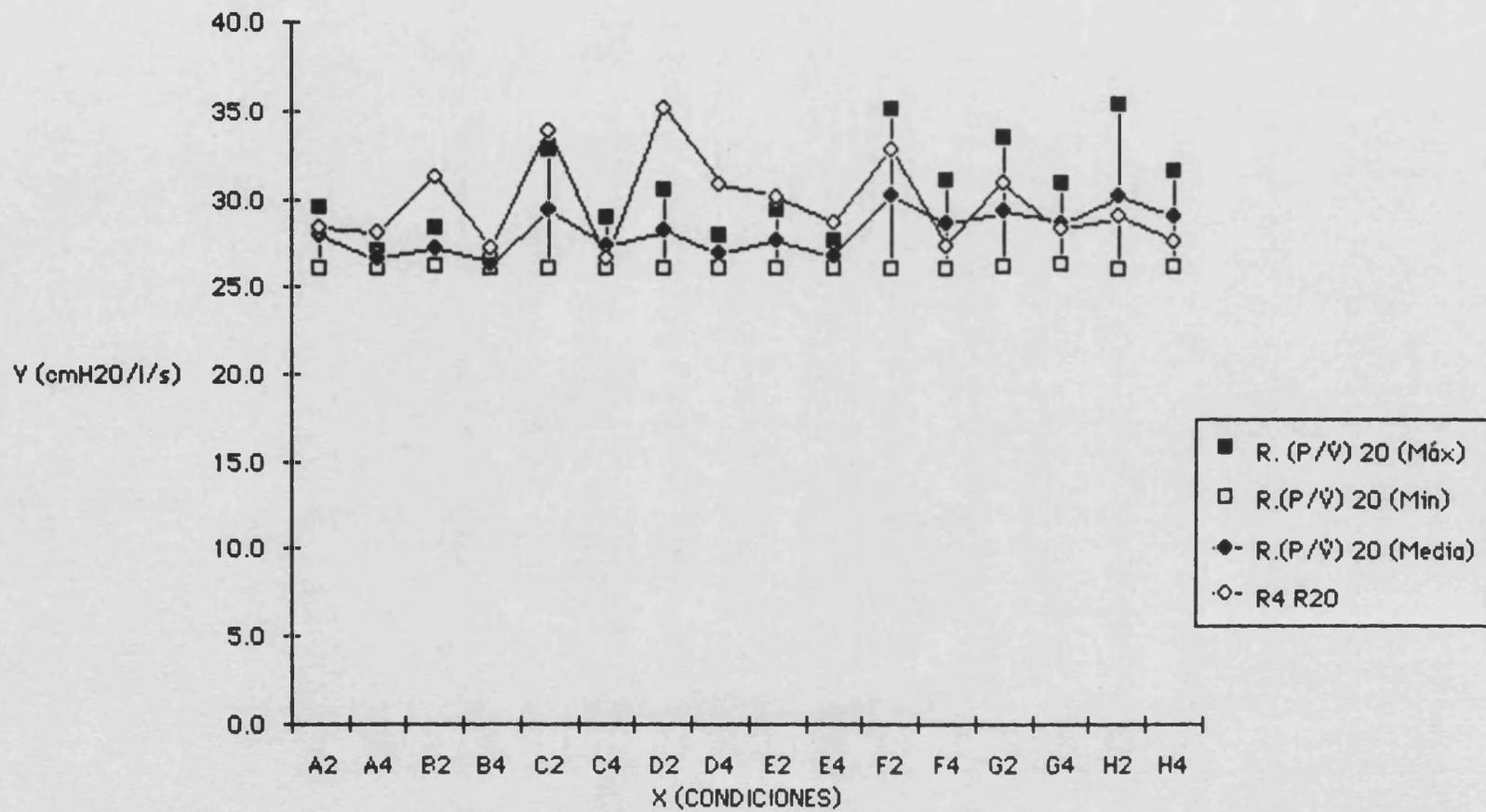


Fig. 30(b).- Valores de la media de R4 con resistor lineal de valor 20 (R20) comparados con la media y rango de valores de R. (P/Ψ)20

DISCUSSION

I.- COMENTARIOS RESPECTO DEL MATERIAL Y METODO.

I.1.- El modelo físico de pulmón.

Como se ha comentado, el presente estudio ha sido realizado sobre un modelo estándar de pulmón experimental.

La utilización de dicho modelo ha permitido satisfacer una serie de requisitos imprescindibles para el desarrollo del presente trabajo, y que no hubieran podido cumplirse en experimentación clínica ni con otros tipos de pulmón experimental, que suelen presentar un comportamiento adiabático y valores de compliancia y resistencia variables en función del V y del \dot{V} , respectivamente.

Así, las ventajas ofrecidas por este modelo de pulmón han sido las siguientes:

1.- En primer lugar, ha posibilitado:

a) La medición, de forma directa, de la PA y , en consecuencia, de ΔPA y PATR por separado. En condiciones clínicas, dichos parámetros sólo pueden medirse de forma aproximada como presión esofágica o presión intrapleural, y

b) El trazado de los bucles $\Delta VA/\Delta PA$, $\Delta Pd/\Delta \dot{V}$, y $\Delta VA/\Delta Pd$.

2.- Por otro lado, ha permitido disponer de un valor conocido y de comportamiento constante de la compliancia estática, lo cuál ha facilitado las comparaciones con las compliancias dinámicas y las interpretaciones subsiguientes.

3.- Asimismo, ha facilitado la obtención, a través del cálculo de $R(F/\dot{V})$, de un valor conocido y fiable de la resistencia al flujo espiratorio, a partir del cuál ha sido posible realizar las comparaciones con el resto de los valores de R_{AW} .

1.1.1.- Simulación de Compliancias.

Los recipientes utilizados para simular las compliancias presentan, frente a las ventajas mencionadas, el inconveniente de constituir una simplificación del aparato respiratorio que excluye la posibilidad de determinar las compliancias pulmonar y de la pared torácica por separado.

No obstante, ello no supone una consideración de importancia en ventilación mecánica, donde la compliancia de la pared torácica es constante y, por tanto, las variaciones de la compliancia total son asimilables a las variaciones en la compliancia pulmonar (1).

Por otro lado, los valores de compliancia estática de dichos recipientes son similares a los de compliancia total del sistema respiratorio habitualmente encontrados en clínica, más que a los valores de compliancia pulmonar o de la pared torácica (44).

Es por ello, que la medición de la compliancia dinámica según el método C_{DIN1} ($\Delta V_A/\Delta P_A$), se ha realizado utilizando el gradiente de presiones aplicado en la definición de compliancia total del sistema respiratorio, que se expone en la ecuación [7] (capítulo de Introducción):

$$C_{SR} = \Delta V_A / \Delta(P_A - P_B)$$

Por otro lado, debe tenerse en cuenta el carácter lineal de la

relación $\Delta V/\Delta P$ ofrecida por dichos recipientes, para los volúmenes corrientes utilizados en la experiencia.

Esta condición debe ser considerada al interpretar los resultados de este estudio, ya que no se simulan aquellas situaciones en las que el volumen pulmonar se sitúa en la zona de la curva $\Delta V/\Delta P$, en la que dicha relación pierde su linealidad.

1.1.2.- Simulación de Resistencias al flujo espiratorio.

Para simular las resistencias al flujo espiratorio de la forma más aproximada posible a las condiciones clínicas, se incluyeron en el circuito ventilatorio todos los elementos con capacidad resistiva que, habitualmente, se hallan presentes en dichas condiciones:

- Los resistores de comportamiento lineal respecto al flujo (RL), permiten simular la resistencia en vías aéreas (excluyendo las vías altas) propia de pacientes sanos (RL5), o con una obstrucción moderada al flujo (RL20).

- El resto de los resistores, incluidos en la rama espiratoria del circuito respiratorio, son los habitualmente presentes en clínica: tubo endotraqueal, tubo corrugado, conectores y la propia válvula espiratoria del respirador, distribuidos en este orden.

De este modo, los resultados obtenidos respecto a la medida de la resistencia al flujo espiratorio, deben ser aplicables a las condiciones clínicas de ventilación mecánica.

1.2.- El diseño experimental.

Por otro lado, este modelo de pulmón ha permitido establecer un diseño experimental con cuatro combinaciones de Compliancia (CL) y Resistencia (RL), de valores previamente conocidos.

Los cuatro patrones de comportamiento pulmonar resultantes, abarcan una gran parte de los distintos casos posibles en clínica:

- 1.- CL25-RL5.- Compliancia reducida con resistencia normal, asimilable a un patrón fibroso puro, con baja CT.
- 2.- CL25-RL20.- Compliancia reducida y resistencia elevada, propio de un patrón mixto, con CT ligeramente elevada.
- 3.- CL50-RL5.- Compliancia y resistencia normales.
- 4.- CL50-RL20.- Compliancia normal con resistencia elevada, asimilable a un patrón obstructivo puro, con CT elevada.

Por su lado, las ocho combinaciones de FR y VM utilizadas al someter el modelo de pulmón a IPPV, permiten cubrir los dos objetivos para los cuáles fueron establecidas:

19.- Abarcar la mayor parte de los regímenes ventilatorios posibles en clínica, y

20.- Reproducir situaciones de ventilación mecánica con producción de V_{ATR} en cantidades muy diversas. Por ello, se incluyeron algunas situaciones de hiperventilación extrema, como son las condiciones G4 (FR:25 y VM:15 l) y H4 (FR:25 y VM:20 l).

Así las 32 condiciones resultantes de combinar los cuatro patrones de comportamiento pulmonar con las ocho combinaciones de FR y VM, han constituido una gama muy amplia de posibles situaciones clínicas, a la vez que han permitido crear situaciones con presencia de V_{ATR} de muy distinta magnitud (de 0 a 445 mls -Tabla A del apéndice documental-).

1.3.- Respecto de la determinación de CT(v/f).

Para llevar a cabo el estudio planteado en la Hipótesis B, respecto del cálculo indirecto de la resistencia (según $R=CT/C$), fué necesario disponer de unos valores plenamente fiables de la constante de tiempo.

La CT medida como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle $\Delta V/\Delta \dot{V}$, podía no resultar factible, o depender de apreciaciones subjetivas, dado que la presencia de resistores no lineales podía condicionar una morfología curvilínea de dicho trazado.

Un error similar hubiera podido producirse al determinar la CT a partir del espirograma pasivo (onda V/t), puesto que, en caso de comportamiento no lineal de la resistencia respecto al flujo, dicho espirograma no se ajustaría al modelo exponencial.

Por ello, fué necesario diseñar el método de determinación de la CT designado como CT(v/f).

Dicho método permitió definir la CT, para cada condición, como una ecuación de regresión del tipo:

$$CT = V_t/\dot{V}_t = K_1 + K_2\dot{V}_t + K/\dot{V}_t$$

Por tanto, al aplicar los \dot{V}_t medidos directamente en las ondas \dot{V}_t/t de cada una de las 32 condiciones, a las 32 ecuaciones correspondientes, se obtuvo la gama de valores de CT ofrecida durante la espiración, en cada una de estas condiciones.

Dado que tanto los V_t como los \dot{V}_t utilizados fueron medidos directamente en las ondas V_t/t y \dot{V}_t/t correspondientes, se consideró a los valores de CT(v/f), así obtenidos, como representativos del comportamiento mecánico real del sistema respiratorio durante la espiración.

A la vez, este método permitió obviar el problema de la posible falta de linealidad en la relación $\Delta V/\Delta \dot{V}$, al quedar definida la CT, no como un valor único, sino como una gama de valores correspondientes a los 16 intervalos en que fueron divididas las ondas V/t y \dot{V}/t para la medición de los \dot{V}_t y \dot{V}_t .

1.4.- Respecto de la determinación de $R(P/\dot{V})$.

De igual forma, el método de medida de la RAW, designado como $R(P/\dot{V})$, fue diseñado con el objetivo de disponer de unos valores de RAW lo suficientemente fiables como para servir de referencia respecto de la cuál comparar los valores ofrecidos por los demás métodos de medición de la resistencia.

Dicho método permitió expresar la relación $\Delta P_D/\dot{V}$, ofrecida por el conjunto de resistores, como una ecuación de regresión según el modelo:

$$RAW = \Delta P_D/\Delta \dot{V} = K_1 + K_2 \dot{V} + K/\dot{V}$$

Por tanto, al aplicar en dicha ecuación las gamas de valores de \dot{V}_t obtenidas en cada condición, se dispuso del valor de la RAW en cada momento de la espiración, lo que, además, permitió discernir el tipo de comportamiento, lineal o no lineal, presentado por la RAW a lo largo de la fase espiratoria.

Como en el caso de $CT(V/F)$, la propiedad más importante de este método de medición de la RAW, consiste en su fiabilidad, puesto que:

1.- Las dos ecuaciones de regresión $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$ (una para RL5 y otra para RL20), fueron obtenidas con una gama amplia de flujos

constantes y midiendo directamente tanto la P_b como la velocidad de flujo, y

2.- La gama de \dot{V}_t aplicados a dichas ecuaciones fue medida directamente en las ondas \dot{V}_t correspondientes a cada una de las 32 condiciones.

II.- COMENTARIOS RESPECTO DE LOS RESULTADOS.

II.1.- **Respecto de la monitorización de la compliancia.**

Los resultados obtenidos parecen confirmar las hipótesis planteadas en el capítulo de Hipótesis de Trabajo (Hipótesis A1, A2 y A3).

En efecto, los resultados obtenidos al determinar la compliancia según el método C.DIN1 (pendiente de la recta que une los puntos de inflexión en el bucle $\Delta V_A/\Delta P_A$), permitirían afirmar que este método ofrece valores equiparables a los que se obtienen al determinar la compliancia a volúmenes estáticos.

En consecuencia, este método podría suponer una ventaja considerable al permitir la medida de la compliancia estática sin requerir la interrupción de la ventilación mecánica.

Sin embargo, en condiciones clínicas, no resulta factible medir de forma directa la ΔP_A , lo que impediría la aplicación de dicho método.

Una posible solución sería sustituir el bucle $\Delta V_A/\Delta P_A$, por el bucle $\Delta V_A/\Delta P_{AW}$, el cuál puede obtenerse fácilmente en clínica, sin interrumpir la ventilación mecánica (ya que $\Delta V_A=V_T$ y P_{AW} se puede medir sin dificultad)

En dicho bucle, resulta factible trazar una recta que una los puntos de $\dot{V}=0$ (en el origen del bucle, donde ΔV_A y P_{AW} son iguales a 0, y al final de la inspiración, donde ΔV_A es máximo y P_{AW} se halla en la fase de meseta $-P_{FL}$). Como en el caso del bucle $\Delta V_A/\Delta P_A$, la pendiente de dicha recta es igual a la compliancia (5).

No obstante, esta posible solución asume la igualdad $P_{FL}=\Delta P_A$, la cuál, como se ha comentado, no se cumple en presencia de V_{ATR} , ya que en este caso: $P_{FL}=\Delta P_A + P_{ATR}$.

Por tanto, este método de medición de la compliancia en condiciones dinámicas ofrecería valores tanto menores cuanto mayor fuera el V_{ATR} , a diferencia del comportamiento evidenciado por C_{DIN1} .

Del mismo modo, los valores ofrecidos por el otro método de medición de la compliancia en condiciones dinámicas, es decir C_{DIN2} (V_T/P_{FL}), resultan tanto inferiores a los de C_{DIN1} (y, por tanto, a los de la compliancia estática), cuanto mayor es el V_{ATR} .

La equiparación de los valores de C_{DIN2} con los valores de la compliancia estática se podría conseguir:

a) Sumando el V_{ATR} al V_T , como lo demuestra la superponibilidad de los valores de $C_{DIN2Cor} = (V_T+V_{ATR})/\Delta P_A+P_{ATR}$ con C_{DIN1} , o bien

b) A partir de la determinación de ΔPA como la diferencia PPL-PATR. Ya se ha comentado, en el capítulo de Introducción, el método descrito por PE PEPE y JJ MARINI (49), para la medición de la PATR. Utilizando dicho método, podría determinarse la compliancia como:

$$C = V_T / (P_{PL} - P_{ATR})$$

Por otro lado, y con el objeto de conocer su utilidad en la monitorización clínica, sería necesario determinar qué interpretación debe darse a los valores de compliancia cuando es determinada a volúmenes estáticos y cuando es determinada en condiciones dinámicas como C_{DIN2} , puesto que dichos valores muestran diferencias cuando se produce V_{ATR} .

Como se ha señalado, durante la ventilación mecánica, la presencia de V_{ATR} genera una presión intrapulmonar (PATR) que se suma a la ΔPA debida al V_T . Como consecuencia, la PA total ($\Delta PA + PATR$) se halla aumentada en cada ciclo.

En tales circunstancias la relación $\Delta V / \Delta P$, presente en cada ciclo respiratorio, vendría dada por $\Delta V_A / (\Delta PA + PATR)$ y no por $\Delta V_A / \Delta PA$.

Dicho fenómeno, obviamente, no sería reflejado por la medida de la compliancia estática. Pero sí por la compliancia medida por el método C_{DIN2} (V_T / P_{PL}), dado que la PPL refleja la presencia del V_{ATR} ($P_{PL} = \Delta PA + PATR$).

En consecuencia, cabría inferir que, en presencia de V_{ATR} , los resultados obtenidos al medir la compliancia por ambos métodos,

podrían ser interpretados de forma distinta:

- Así, la compliancia estática determinaría la relación $\Delta V/\Delta P$ característica de las propiedades de elasticidad del sistema respiratorio y, por tanto, su monitorización permitiría apreciar los cambios producidos en dichas propiedades como consecuencia de la evolución de los procesos patológicos.

Sin embargo, su determinación periódica no permitiría conocer las relaciones $\Delta V/\Delta P$ presentes durante la ventilación mecánica, en el caso de producirse VATR.

- Por el contrario, dichas relaciones vendrían dadas, según lo expuesto anteriormente, por el valor de la compliancia dinámica medida como V_T/P_{PL} .

Por tanto, la monitorización de este método de medición de la compliancia dinámica, permitiría conocer la relación $\Delta V/\Delta P$ determinante del comportamiento mecánico del sistema respiratorio, aún en presencia de VATR.

11.2.- Respecto de la monitorización de la Resistencia al flujo.

11.2.1.- Rc.DIN2 vs Rc.EST.

Las comparaciones realizadas entre los valores ofrecidos por estos dos métodos de medida de la resistencia y los del método de referencia ($R(F/V)$), parecen apoyar las hipótesis planteadas al respecto (Hipótesis B1 y B2).

En efecto, $Rc.DIN2$ no muestra diferencias estadísticamente significativas con $R(F/V)$, salvo en dos de las treinta y dos condiciones (G4 y H4), en las que sus valores fueron discretamente inferiores.

Por su lado, la medición de la RAW mediante el método designado como $Rc.EST$, muestra valores inferiores a los de $R(F/V)$, con diferencias estadísticamente significativas, en todas aquellas condiciones en las que hay V_{ATR} , con las excepciones de F1, G1 y H1 en las que, por otro lado, la magnitud de éste fué muy escasa (7, 7 y 12 ml, respectivamente).

Ello restaría validez a los resultados obtenidos por aquellos métodos de medición de la RAW que utilizan el cociente CT/C_{EST} -(16), (39), (66)-, en los casos de IPPV con V_{ATR} .

Por otro lado, y teniendo en cuenta las definiciones de $Rc.DIN2$ y $Rc.EST$:

$$Rc.DIN2 = CT(V/F)/C.DIN2$$

$$Rc.EST = CT(V/F)/C.EST,$$

es evidente que la diferencia de resultados ofrecidos por ambos métodos viene determinada por el método utilizado en la medida de la Compliancia.

Ello plantea una aparente paradoja, puesto que, según estos resultados, la utilización del método C.DIN2, cuyos valores no se ajustan a la compliancia real al depender del V_{ATR} , proporciona unos valores de RAW similares a los obtenidos por el método de referencia ($R(F/v)$).

Sin embargo, cuando, en presencia de V_{ATR} , se utilizan los valores de Compliancia obtenidos para volúmenes estáticos (C.EST)-ó, lo que es lo mismo, C.DIN1-, se obtienen valores de RAW inferiores a los obtenidos por el citado método de referencia.

La explicación a dicha paradoja podría obtenerse según el siguiente desarrollo:

1.- En el apartado 4 de la Hipótesis de trabajo B, se plantea que, en presencia de V_{ATR} , la RAW vendría dada por la ecuación [27], según la cuál:

$$RAW = (\Delta PA + PATR) / \Delta \dot{V}$$

2.- Posteriormente, en el apartado 5(b) de dicha hipótesis, se argumenta que la definición de $R_{C.DIN2}$ se correspondería, igualmente, con la formulación:

$$R_{C.DIN2} = (\Delta PA + PATR) / \Delta \dot{V}$$

3.- Los resultados obtenidos permiten asumir que $R_{C.DIN2}$ es superponible a $R(F/v)$, y que, por tanto, representan una buena aproximación a los valores reales de RAW .

Por tanto, dichos resultados apoyarían la formulación expresada en la citada ecuación [27] y, por tanto, en presencia de V_{ATR} , la RAW vendría determinada por el cociente $(\Delta PA + PATR) / \Delta \dot{V}$

4.- Sin embargo, $R_{c.EST}$ es definida, según se desarrolla en el apartado 5(a) de la citada Hipótesis E, por el cociente $\Delta PA/\Delta \dot{V}$.

Por tanto, al no considerar la P_{ATR} , presentaría valores tanto inferiores a los reales cuanto mayor fuera el V_{ATR} .

Por otro lado, de la definición de $R_{c.DIN2}$, se obtiene que $CT(V/F)$ vendría dada por:

$$CT(V/F) = C_{DIN2} \times R_{c.DIN2}$$

de donde, asumiendo que $R_{c.DIN2}$ proporciona una buena aproximación a los valores de R_{AW} , se desprende que C_{DIN2} expresaría la relación V/P que, junto a la R_{AW} , caracterizaría el comportamiento del sistema respiratorio durante la espiración, aún en presencia de V_{ATR} .

En síntesis, y a partir de lo expuesto, cabe inferir que la presencia de V_{ATR} repercutiría sobre las relaciones $V-P-\dot{V}$ determinantes del comportamiento mecánico del sistema respiratorio durante la espiración, condicionando dos tipos de consecuencias:

1º.- La relación P/\dot{V} determinante de la R_{AW} al flujo espiratorio, vendría dada por: $(\Delta PA + P_{ATR})/\Delta \dot{V}$, y no por $\Delta PA/\Delta \dot{V}$.

2º.- La relación V/P que, junto a la R_{AW} , determina la CT y, por tanto, el comportamiento del sistema respiratorio durante la espiración, vendría dada por: $\Delta V_A/(\Delta PA + P_{ATR}) - C_{DIN2}$, y no por $\Delta V_A/\Delta PA - C_{DIN1}$ o C_{EST} .

Es decir, el V_{ATR} no modifica la compliancia medida en condiciones estáticas, pero sí en condiciones dinámicas.

Por otro lado, el V_{ATR} no modifica las características de resistencia al flujo del sistema. Pero cuando el comportamiento de dicha resistencia es no lineal, condiciona un aumento en sus valores al incrementar la velocidad del flujo.

Los nuevos valores de C y RAW así producidos constituyen los factores mecánicos determinantes del vaciamiento pulmonar durante la espiración, y su producto determina la CT que caracteriza dicho comportamiento.

III.2.2.- Respecto de la linealidad en la relación $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$.

Los resultados obtenidos al calcular los CV de las gamas de valores de $R(P/\dot{V})$ en cada condición, parecen indicar que cuanto mayor es la CT , menor es el grado de dispersión de dichos valores respecto de la media y, por tanto, mayor es su nivel de aproximación al comportamiento lineal.

Esta apreciación, por otra parte, parece verse confirmada por la morfología tanto de los gráficos obtenidos al determinar las ecuaciones de regresión V_t/\dot{V}_t para el cálculo de $CT(v/f)$ (Figs. III del apéndice documental), como de la segunda parte de la espiración en los bucles $\Delta V/\Delta \dot{V}$ (Figs. II del apéndice documental).

Dichos resultados se hallarían en consonancia con los obtenidos por otros autores como WA ZIN et al.(66) y JJ PEREZ FONTAN et al (50), quienes encontraron un comportamiento lineal en las relaciones V/\dot{V} producidas, respectivamente, en gatos y conejos anestesiados, intubados y sometidos a IPPV.

El propio ZIN, justificó las diferencias entre sus resultados y los obtenidos por otros autores, que habían encontrado un comportamiento curvilíneo en la relación V/\dot{V} [(9), (12), (22), (23), (24), (37), (43), (48)], aduciendo la utilización en su experiencia de regímenes ventilatorios más bajos con flujos espiratorios menores, lo que, por un lado debió conllevar patrones de flujo menos turbulentos y, por otro, debió evitar el aumento del tono broncomotor subsiguiente a la hipocapnia.

En nuestra experiencia, obviamente, no pudo presentarse el segundo fenómeno aducido por este autor. Pero, resulta evidente una asociación del grado de linealidad en la relación $\Delta P_b/\Delta \dot{V}$, con la velocidad del flujo espiratorio.

En efecto, para una misma combinación de FR y VM, los flujos más elevados se dan en las condiciones con menor CT (CL25-RL5), coincidiendo con los mayores CV de $R(P/\dot{V})$, y los flujos más bajos se producen en las condiciones con mayores CT (CL50-RL20) coincidiendo con CV menores.

Por tanto, cabría asumir que, en las condiciones de nuestra experiencia, el grado de linealidad presentado por la R_{AW} y, por tanto, la validez de los métodos que determinan este parámetro como un valor único, vendrían dados por la magnitud del flujo espiratorio, la cuál, a su vez, se hallaría en relación inversa al valor de la CT.

III.2.3.- Respecto de los métodos de medida de R_{AW} de uso habitual en clínica.

La comparación de los valores de R_{AW} obtenidos por cada uno de los métodos de uso habitual en clínica, con las medias de las gamas de valores de $R(P/\dot{V})$, permite analizar estos resultados según varios tipos de comportamiento:

a) Los métodos designados como R1, R2 y R3 (CT-1/C.DIN2, CT-2/C.DIN2 y pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle

$\Delta P_D/\Delta \dot{V}$, respectivamente), muestran valores superiores a los de las medias de $R(P/\dot{V})$, aunque mantienen con éstas un cierto paralelismo, que no se ve influido por la magnitud del V_{ATR} .

Las diferencias de $R1$ y $R2$ con las medias de $R(P/\dot{V})$ podrían ser debidas a la dificultad en la determinación de $CT-1$ y $CT-2$, cuando la relación V/\dot{V} presenta un comportamiento curvilíneo, tal como ocurre en las combinaciones $CL25-RL5$, $CL50-RL5$ y, en menor grado, $CL25-RL20$.

La morfología curvilínea de la 2ª fase de la espiración en el bucle V/\dot{V} condiciona que la pendiente medida dependa de apreciaciones subjetivas.

En la presente experiencia, se intentó resolver este problema, dividiendo el citado trazado en tres segmentos iguales y determinando la pendiente del segmento central.

En nuestra opinión, es probable que los resultados obtenidos sean imputables a dicha estimación y que quizá algún otro método de aproximación al valor de la CT , como podría ser el utilizado en algunos monitores ya comercializados y que consiste en calcular la media de las pendientes de estos tres segmentos (5), hubiera podido proporcionar valores de R_{AW} más próximos a las medias de $R(P/\dot{V})$.

De igual forma, el citado comportamiento curvilíneo condicionó un alejamiento del modelo exponencial en las curvas V/t y, por tanto, un error en la determinación de $CT-2$, lo que podría justificar los resultados obtenidos con $R2$.

Un fenómeno similar podría explicar las diferencias de $R3$ con las medias de $R(P/\dot{V})$, ya que la morfología curvilínea de la 2ª fase de la espiración en los bucles $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$ condicionó que su pendiente fuera determinada como una estimación aproximada.

b) Por su lado, los métodos $R1'$ y $R2'$ ($CT-1/C_{EST}$ y $CT-2/C_{EST}$), muestran un comportamiento similar al de los anteriores en aquellas condiciones en las que se utilizó el resistor lineal $RL5$.

Sin embargo, en las condiciones en las que se utilizó RL20, sus valores fueron muy inferiores a los de las medias de $R(P/\dot{V})$.

Dicho comportamiento podría ser explicado por el efecto, ya comentado, del V_{ATR} sobre C_{DIN2} y C_{EST} .

En efecto, así como en los casos de $R1$ y $R2$ las diferencias con las medias de $R(P/\dot{V})$ no parecen depender de la magnitud del V_{ATR} , en los casos de $R1'$ y $R2'$ dichas diferencias son tanto más acusadas cuanto mayor es éste.

Por tanto, estos resultados vendrían a apoyar los comentarios realizados anteriormente en referencia a las hipótesis $B1$ y $B2$. Es decir, en presencia de V_{ATR} , la determinación de la RAW como el cociente CT/C_{EST} condicionaría la obtención de valores inferiores a los reales.

Por el contrario, al determinar la RAW como CT/C_{DIN2} , las posibles diferencias con los valores reales de RAW (representados en nuestra experiencia por $R(P/\dot{V})$), serían independientes de la magnitud del V_{ATR} y, por tanto, imputables a otras causas tales como las ya comentadas dificultades en la determinación de la CT .

c) Finalmente, el método $R4$ (cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucles $\Delta V/\Delta P_D$ y $\Delta V/\Delta \dot{V}$) presenta valores superponibles a los de las medias de $R(P/\dot{V})$ en todas las condiciones y que, por tanto, no se ven influidos por la magnitud del V_{ATR} .

Este método fué ideado por nuestro equipo como una posible solución al problema de la estimación aproximada de la RAW mediante un valor único, cuando su comportamiento no es lineal.

Obviamente, la medición de superficies evitaría el carácter subjetivo de la selección de pendientes en trazados curvilíneos, y en nuestra opinión, ello podría justificar el que los valores obtenidos por este método mostraran un mayor grado de aproximación a los de las medias del método de referencia.

Como inconveniente, este método resultaría de difícil aplicación clínica dado que, al requerir de la medición de las áreas citadas resulta lento y laborioso.

No obstante, podría proponerse como un método adecuado para la medición de la Raw en condiciones experimentales, ya que es el único de los estudiados que ofrece una buena aproximación a los valores medios de resistencia obtenidos por el método de referencia.

CONCLUSIONES

1.- Durante la ventilación mecánica con presión positiva intermitente, la presencia de atrapamiento intrapulmonar de gas condiciona una reducción en los valores de la Compliancia cuando ésta es medida como el cociente entre el volumen corriente y la presión de plateau (C.DIN2).

Dicha reducción es directamente proporcional al volumen de gas atrapado.

2.- En las condiciones de nuestra experiencia, este efecto no se produce cuando la Compliancia es determinada como la pendiente de la recta que une los puntos de inflexión en el bucle volumen-presión alveolar (C.DIN1).

Los valores obtenidos por este método son similares a los de la Compliancia medida a volúmenes estáticos, independientemente de la magnitud del volumen de gas atrapado.

3.- Durante la ventilación con presión positiva intermitente y con presión telespiratoria igual a la atmosférica:

a) La presencia de atrapamiento intrapulmonar de gas condiciona que la R_{AW} al flujo espiratorio sea determinada por el cociente $(\Delta P_A + P_{ATR}) / \Delta \dot{V}$ y no por la relación $\Delta P_A / \Delta \dot{V}$.

b) Los valores de R_{AW} al flujo espiratorio obtenidos a partir del cociente CT/C , resultan inferiores a los del método de referencia ($R(P/\dot{V})$), cuando la Compliancia considerada es medida en condiciones estáticas o a partir del bucle $\Delta V_A / \Delta P_A$.

c) Este efecto no se presenta cuando la Compliancia considerada es la obtenida a partir del cociente V_T / P_{PL} .

Los valores de R_{AW} obtenidos por este método son superponibles a los calculados mediante el método de referencia.

4.- La determinación de la R_{AW} por los métodos de uso habitual en clínica y que se caracterizan por ofrecer un solo valor de dicho parámetro, debe ser realizada atendiendo a las siguientes consideraciones:

4.1.- Cuando la R_{AW} es determinada como el cociente CT/C ($R1$, $R1'$, $R2$ y $R2'$)

a) Los resultados obtenidos pueden inducir a error por la dificultad que conlleva la determinación de la CT en caso de comportamiento no lineal en la relación $\Delta V/\Delta \dot{V}$.

b) En presencia de atrapamiento intrapulmonar de gas, los valores de Compliancia considerados deben ser los obtenidos a partir del cociente V_T/P_{PL} y no los medidos a volúmenes estáticos, ya que en este último caso, cuanto mayor fuera la magnitud del volumen atrapado, menor sería el valor de R_{AW} obtenido.

4.2.- La determinación de la R_{AW} como la pendiente de la 2ª fase de la espiración en el bucle $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$ ($R3$), puede inducir a error por depender de la apreciación subjetiva de dicha pendiente, cuando este trazado es curvilíneo.

4.3.- La determinación de la R_{AW} como el cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucles $\Delta V_A/\Delta P_D$ y $\Delta V_A/\Delta \dot{V}$ ($R4$), ofrece, en las condiciones de nuestra experiencia, valores superponibles a las medias de los valores de R_{AW} obtenidos por el método de referencia.

Ello permite considerarlo como el único método adecuado para la cuantificación de este parámetro en términos de un solo valor, aún cuando la R_{AW} muestre un comportamiento no lineal respecto del flujo.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- AGOSTONI E, MEAD J. Statics of the respiratory system. En Fenn WO, Rahn H (eds): Handbook of Physiology: Respiration [Sec. 3, vol. 2]. Washington DC, American Physiology Society; 1965, pp 387-409.
- 2.- Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR). Norma UNE 110.005;1986.
- 3.- BANCALARI E. Inadvertent positive end-expiratory pressure during mechanical ventilation. J. Pediatr 1986; 108 (4) :567-569 [Editor's column].
- 4.- BEHRAKIS PK, HIGGS BD, BAYOUR A, ZIN WA, MILIC-EMILI J. Respiratory mechanics during halothane anesthesia and anesthesia-paralysis in humans. J. Appl. Physiol 1983; 55(4):1085-1092.
- 5.- BELDA FJ, LLORENS J, COMPANY R, BARBERA M, CHULIA V. Monitorización de la mecánica ventilatoria en ventilación artificial. Análisis funcional del monitor EXA10. Rev Esp Anestesiol Rean 1988; 35(4):205-209.
- 6.- BELDA FJ, COMPANY R, LLORENS J, BARBERA M, CHULIA V. Atrapamiento intrapulmonar de gas durante la ventilación con presión positiva intermitente. Estudio experimental de los factores condicionantes. Rev Esp Anestesiol Rean 1988; 35(5):255-259.
- 7.- BELDA FL, MORTIMER AJ, SYKES MK. Presión positiva alveolar durante la ventilación con jet a alta frecuencia [HFJV]. Rev Esp Anestesiol Rean 1987; 34(6):319-323.
- 8.- BERGMAN NA. Intrapulmonary gas trapping during mechanical ventilation at rapid frequencies. Anesthesiology 1972; 37(6):626-633.
- 9.- BERGMAN NA. Properties of passive exhalations in anesthetized subjects. Anesthesiology 1969; 30(4):378-387.
- 10.- BERGMAN NA, WALTEMATH CHL. A comparison of some methods for measuring total respiratory resistance. J Appl Physiol 1974; 36(1):131-134.

- 11.- BERGMAN NA. Measurement of respiratory resistance in anesthetized subjects. *J Appl Physiol* 1966; 21:1913-1917.
- 12.- BRODY AW. Mechanical compliance and resistance of the lung-thorax calculated from the flow recorded during passive exhalation. *Am J Physiol* 1954; 178:189.
- 13.- BROWN DG, PIERSON DJ. Auto-PEEP is common in mechanically ventilated patients: A study of incidence, severity and detection. *Resp Care* 1986; 31(11):1069-1074.
- 14.- CARTWRIGHT DW, WILLIS MM, GREGORY GA. Functional residual capacity and lung mechanics at different levels of mechanical ventilation. *Crit Care Med* 1984; 12(5):422-427.
- 15.- CAVIEDES T, BENITO S, MANCEBO J, NET A. Effect of intrinsic positive end-expiratory pressure on respiratory compliance. *Crit Care Med* 1986; 14:947-949.
- 16.- COMROE JH, NISELL OI, NIMS RG. A simple method for concurrent measurement of compliance and resistance to breathing in anesthetized animals and man. *J Appl Physiol* 1954; 7:225-228.
- 17.- COOPER EA. Behaviour of respiratory apparatus. *Med Res Memo natn. Coal Bd med Serv*, 2; 1961.
- 18.- DUBOIS AB, BRODY AW, LEWIS DH, BURGESS BF Jr. Oscillation mechanics of the lungs and chest in man. *J Appl Physiol* 1956; 8:587-594.
- 19.- FAIRLEY HB. Monitoring respiratory mechanics. *Res Care* 1985; 30:406-412.
- 20.- GILSANZ FJ. Alteraciones cardíocirculatorias de la ventilación pulmonar artificial. En: Chullá V, Belda FJ eds. *Ventilación pulmonar artificial. Fisiopatología y técnicas*. Madrid: Asturasa 1987. pp 157-188.

- 21.- GOLDMAN M, KNUDSON RJ, MEAD J, PETERSON N, SCHWABER JR, WOHL ME. A simplified measurement of respiratory resistance by forced oscillation. *J Appl Physiol* 1970; 28:113-116.
- 22.- GOTTFRIED SB, ROSSI A, HIGGS BD, CALVERLEY PMA, ZOCCHI L, BOZIC C, MILIC-EMILI J. Noninvasive determination of respiratory system mechanics during mechanical ventilation for acute respiratory failure. *Am Rev Respir Dis* 1985; 131:414-420.
- 23.- GOTTFRIED SB, ROSSI A, CALVERLEY PMA, ZOCCHI L, MILIC-EMILI J. Interruptor technic for measurement of respiratory mechanics in anesthetized cats. *J Appl Physiol* 1984; 56(3):681-690.
- 24.- HARF A, DECRAMER M, ZIN W, MILIC-EMILI J, CHANG HK. Respiratory resistance in dogs by the single-breath and the forced oscillation methods. *J Appl Physiol* 1985; 59(1):262-265.
- 25.- HARKEN AH, BRENNAN MF, SMITH B, BARSAMIAN EM. The hemodynamic response to positive end-expiratory ventilation in hypovolemic patients. *Surgery* 1974; 76:786-793.
- 26.- HILBERMAN M, KAMM B, CAMY M, DIETRICH HP, MARTZ K, OSBORN JJ. An analysis of potential physiological predictors of respiratory adequacy following cardiac surgery. *J Thoracic Cardiovasc Surg* 1976; 71:711-720.
- 27.- International Organization for Standardization. ISO/DIS 5369. Breathing machines for medical use, 1983.
- 28.- JONES JG. Efectos de la anestesia y la cirugía sobre la mecánica pulmonar y el intercambio gaseoso. *Clínica anestesiológica* 9/2. Barcelona, Salvat 1986.
- 29.- LAMOTTE. Estadística biológica. Principios fundamentales. 1ª ed. [en español], Toray, Barcelona 1971.
- 30.- LANDSER FJ, NAGELS J, DEMEDIS M, BILLIET L, VAN DE WOESTIJNE KP. A new method to determine frequency characteristics of the respiratory system. *J Appl Physiol* 1976; 41:101-106.

- 31.- LE SOEUF PN, ENGLAND SJ, BRYAN A CH. Total resistance of the respiratory system in preterm infants with and without an endotracheal tube. *J Pediatric* 1984; 104(1):108-111.
- 32.- LLORENS J, BELDA FJ, COMPANY R, SARRION J, BARBERA M, CHULIA V. La construcción de un modelo de pulmón para el análisis funcional de respiradores. *Rev Esp Anestesiol Rean* 1987; 34(3):187-91.
- 33.- MACKENZIE CF, SHIN B, FRIEDMAN S, WAI M. Eluation of total lung/thorax vs. static lung compliance. *Anesthesiology* 1979; 51(3): S 381.
- 34.- MACKLEM PT. Hyperinflation [Editorial]. *Am Rev Respir Dis* 1984; 129:1-2.
- 35.- MCILROY MB, TIERNEY DF, NADEL JA. A new method for measurement of compliance and resistance of lungs and thorax. *J Appl Physiol* 1963; 17:424.
- 36.- MARSHALL R. Objective tests of respiratory mechanics. En: Handbook of physiology. Respiration. Washington DC.: Am Physiol Soc 1965, sect 3, vol II, chapt. 55, pp. 1404-1405.
- 37.- MEAD J, AGOSTONI E. Dynamics of breathing. En: Handbook of physiology. Respiration. Washington DC.: Am Physiol Soc 1964, sect 3, vol I, chapt 14, pp. 411-427.
- 38.- MICHAELSON B, GRASSMAN ED, PETERS WR. Pulmonary mechanisms by spectral analysis of forced random noise. *J Clin Invest* 1975; 56:1210-1230.
- 39.- MORTOLA JP, FISHER JT, SMITH B, FOX G, WEEKS S. Dynamics of breathing in infants. *J Appl Physiol* 1982; 52(5):1209-1215.
- 40.- MURRAY JF. The normal lung. Philadelphia: J Saunders Co 1976:98-104.

- 41.- NAGELS J, LANDSER FJ, VAN DER LINDEN L, CLEMENT J, VAN DE WOESTIJNE KP. Mechanical properties of lung and chest wall during spontaneous breathing. *J Appl Physiol* 1980; 49:408-415.
- 42.- NEERGAARD KV, WIRTZ K. Die Messung der Strömungswiderstände in der Atemwege des Menschen, insbesondere bei Asthma und Emphysem. *Z Klin Med* 1927; 105:51.
- 43.- NISELL OI, DUBOIS AB. Relationship between compliance and FRC of the lungs in cats, and measurement of resistance to breathing. *Am J Physiol* 1954; 178:206-210.
- 44.- NUNN JF. Resistencia elástica a la ventilación. En: Nunn JF, ed. *Fisiología respiratoria aplicada*. Barcelona, Salvat, 1980; 57-83.
- 45.- NUNN JF. Resistencia al flujo gaseoso. En: Nunn JF, ed. *Fisiología respiratoria aplicada*. Barcelona, Salvat, 1980; 85-124.
- 46.- NUNN JF. Mecanismos de la ventilación pulmonar. En: Nunn JF, ed. *Fisiología respiratoria aplicada*. Barcelona, Salvat, 1980; 125-160.
- 47.- NUNN JF. La función exponencial. En: Nunn JF, ed. *Fisiología respiratoria aplicada*. Barcelona, Salvat, 1980; 409-417.
- 48.- OTIS AB, FENN WO, RAHN H. Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol* 1950; 2:592-607.
- 49.- PEPE PE, MARINI JJ. Occult positive end-expiratory pressure in mechanically ventilated patients with airflow obstruction. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126:166-170.
- 50.- PEREZ FONTAN JJ, HELDT GP, TARGETT RC, WILLIS MM, GREGORY GA. Dynamics of expiration and gas trapping in rabbits during mechanical ventilation at rapid rates. *Crit Care Med* 1986; 14(1):39-47.

- 51.- PILBEAM S. Patient management.
En: Pilbeam S. Mechanical ventilation. Physiological and clinical applications. St. Louis, CV Mosby, 1986; pp 163-212.
- 52.- RALPH DD, ROBERTSON HT, WEAVER LJ, HLASTALA MD, CARRICO CJ, HUDSON LD. Distribution of ventilation and perfusion during positive end-expiratory pressure in the adult respiratory distress syndrome. *Am Rev Respir Dis* 1985; 131:54-60.
- 53.- ROHRER F. Der strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen. *Pflügers Arch ges Physiol* 1915; 162:225.
- 54.- ROSSI A, GOTTFRIED SB, ZOCCHI L, HIGGS BD, LENNOX S, CALVERLEY PMA, BEGIN P, GRASSINO A, MILIC-EMILI J. Measurement of static compliance of the total respiratory system in patients with acute respiratory failure during mechanical ventilation. The effect of intrinsic positive end-expiratory pressure. *Am Rev Respir Dis* 1985; 131:672-677.
- 55.- ROUBY JJ, SIMONEAU G, BENHAMOU D, et al. Factors influencing pulmonary volumes and CO₂ elimination during high-frequency jet ventilation. *Anesthesiology* 1985; 63:473-482.
- 56.- SAARI AF, ROSSING MH, SOLWAY J, DRAZEN JM. Lung inflation during high-frequency jet ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1984; 129:333-336.
- 57.- SCOTT LR, BENSON MS, PIERSON DJ. Effect of inspiratory flowrate and circuit compressible volume on Auto-PEEP during mechanical ventilation. *Respir Care* 1986; 31(11):1075-1079.
- 58.- SCOTT LR, BENSON MS, BISHOP MJ. Relationship of endotracheal tube size to Auto-PEEP at high-minute ventilation. *Respir Care* 1986; 31(11):1080-1082.
- 59.- SIMBRUNER G. Inadvertent positive end-expiratory pressure during mechanical ventilation. *J Pediatr* 1986; 108(4):567-569.

- 60.- SUTER PM, FAIRLEY HB, ISENBERG MD. Effect of tidal volume and positive end-expiratory pressure on compliance during mechanical ventilation. *Chest* 1978; 73:158-162.
- 61.- SUTER PM, FAIRLEY HB, ISENBERG MD. Optimum end-expiratory airway pressure in patients with acute pulmonary failure. *N Eng J Med* 1975; 292:284-289.
- 62.- THOMAS L, ROBERT D, PERRIN F. Exploration fonctionnelle respiratoire sous ventilation artificielle. Application au choix des réglages. *Nouv Presse méd* 1978; 7:719-724.
- 63.- TISI GM. The physiologic basis of ventilator use: An overview. En: Burton GG, Gee GN, Hodgkin JE. *Respiratory Care. A guided to clinical practice*. Philadelphia, Lippincott, 1977; 539-545.
- 64.- VINEGAR A, SINNET EE, LEITH DE. Dynamics mechanisms determine functional residual capacity in mice, "Mus musculus". *J Appl Physiol* 1979; 46:867.
- 65.- WAKAKURI H, CAMPORESI EM. Peak expiratory flow during a passive exhalation: An index of expiratory resistance during anesthesia. *Anaesth scand* 1979; 23:207-210.
- 66.- ZIN WA, PENGELLY LD, MILIC-EMILI J. Single-breath method for measurement of respiratory mechanics in anesthetized animals. *J Appl Physiol* 1982; 52(5):1266-1271.

APENDICE DOCUMENTAL

TABLA A.- Listado de los valores, obtenidos en las 32 condiciones, de:

- ΔPA , P_{ATR} y P_{PL} , expresados en cmH_2O ;
- $V_{ATR}(SR)$, $V_{ATR}(Circ)$, $V_{ATR}(Total)$ y V_T , en ml ;
- $C_{DIN 1}$, $C_{DIN 2}$ y $C_{DIN2Cor}$, en ml/cmH_2O ;
- $CT-1$ y $CT-2$, en segundos; y
- R_1 , R_1' , R_2 , R_2' , R_3 y R_4 , en $cmH_2O/l/s$.

	Condiciones	ΔPA	P ATR	Ppl	VT	V ATR (SR)	V ATR (circ)	V ATR (Total)
1	A1	17,0	0,7	17,5	461	0	18,3	18,3
2	A2	17,8	1,3	19,1	468	12	19,9	31,9
3	A3	9,0	0,2	9,3	480	0	10,0	10,0
4	A4	9,0	1,9	10,9	458	86	11,2	97,2
5	B1	14,1	0,6	14,7	353	0	15,0	15,0
6	B2	12,9	1,4	14,3	336	20	15,6	35,6
7	B3	7,5	0,2	7,8	365	0	7,8	7,8
8	B4	6,8	2,3	9,1	337	108	9,7	117,7
9	C1	24,9	1,1	25,9	640	0	26,9	26,9
10	C2	24,7	1,9	26,6	612	20	27,7	47,7
11	C3	12,5	0,3	12,9	632	0	13,6	13,6
12	C4	12,5	3,1	15,8	646	137	16,7	153,7
13	D1	19,7	0,9	20,6	512	0	21,5	21,5
14	D2	18,7	2,1	20,7	481	32	21,5	53,5
15	D3	9,8	0,7	10,5	482	23	11,1	34,1
16	D4	9,1	4,1	13,2	486	192	14,1	206,1
17	E1	15,4	0,7	16,1	410	0	16,4	16,4
18	E2	15,4	2,7	18,0	385	50	18,9	68,9
19	E3	7,9	1,2	9,1	382	49	9,6	58,6
20	E4	7,2	4,6	11,7	363	220	12,4	232,4
21	F1	27,9	1,5	29,4	700	7	30,6	37,6
22	F2	28,1	3,8	32,0	702	62	32,6	94,6
23	F3	14,9	1,6	16,4	720	65	17,3	82,3
24	F4	14,3	6,4	20,7	727	298	22,0	320,0
25	G1	23,8	1,3	25,2	600	7	26,2	33,2
26	G2	23,0	4,1	27,1	560	75	28,4	103,4
27	G3	11,6	2,2	13,9	584	94	14,7	108,7
28	G4	12,6	7,4	20,0	595	352	20,4	372,4
29	H1	27,5	1,7	29,4	717	12	30,0	42,0
30	H2	27,0	6,2	33,2	664	120	34,7	154,7
31	H3	14,5	3,5	18,0	742	158	19,1	177,1
32	H4	12,7	8,9	21,5	684	423	22,5	445,5

	Condiciones	C DIN 1	C DIN 2	C DIN 2 Cor
1	A1	26,5	26,3	27,3
2	A2	26,2	24,5	26,2
3	A3	51,7	51,5	52,7
4	A4	51,8	42,0	51,2
5	B1	26,5	24,0	26,3
6	B2	26,3	23,5	26,7
7	B3	51,3	46,5	51,0
8	B4	52,0	37,0	52,3
9	C1	26,3	24,7	26,2
10	C2	26,3	23,0	25,6
11	C3	52,0	49,0	51,7
12	C4	51,4	40,9	50,7
13	D1	25,9	24,8	25,9
14	D2	26,0	23,2	25,8
15	D3	51,3	46,0	51,4
16	D4	52,5	36,7	52,4
17	E1	26,5	25,5	26,5
18	E2	26,3	21,4	25,9
19	E3	51,3	42,0	51,5
20	E4	51,2	31,9	53,8
21	F1	26,1	23,8	26,1
22	F2	26,4	21,9	26,5
23	F3	51,7	43,9	51,0
24	F4	51,1	35,0	51,9
25	G1	26,3	23,8	25,7
26	G2	26,4	20,7	25,5
27	G3	50,4	42,0	51,5
28	G4	51,1	29,7	52,2
29	H1	26,2	24,4	25,8
30	H2	26,5	20,0	26,0
31	H3	51,3	41,2	51,1
32	H4	51,1	31,8	53,2

	Condiciones	CT-1	CT-2	R1	R1'	R2	R2'	R3	R4
1	A1	0.50	0.50	19,0	19,2	19,0	19,2	18,9	14,9
2	A2	0.71	0.71	29,0	27,6	29,0	27,6	31,8	28,3
3	A3	0.82	0.72	15,9	16,3	14,0	14,3	16,5	13,3
4	A4	1.08	1.01	25,7	21,5	24,0	20,1	31,0	28,0
5	B1	0.45	0.43	18,7	17,3	17,9	16,5	18,7	16,8
6	B2	0.68	0.68	28,9	26,4	28,9	26,4	31,6	31,3
7	B3	0.74	0.72	15,9	14,9	15,5	14,5	15,0	13,5
8	B4	1.04	0.89	28,1	20,6	24,0	17,6	31,8	27,2
9	C1	0.57	0.54	23,1	22,1	21,9	20,9	20,5	18,0
10	C2	0.75	0.69	32,6	29,1	30,0	26,7	34,7	33,8
11	C3	0.93	0.80	19,0	18,4	16,3	15,8	18,6	16,4
12	C4	1.22	1.10	29,8	24,4	26,9	22,0	32,8	26,6
13	D1	0.52	0.50	21,0	20,5	20,2	19,7	19,1	17,3
14	D2	0.75	0.70	32,3	29,4	30,2	27,5	34,8	35,1
15	D3	0.81	0.73	17,6	16,3	15,9	14,7	17,3	14,2
16	D4	1.07	0.91	29,1	21,0	24,8	17,8	35,5	30,8
17	E1	0.50	0.42	19,6	19,2	16,5	16,2	18,7	16,4
18	E2	0.70	0.63	32,7	27,1	29,4	24,4	33,5	30,1
19	E3	0.74	0.65	17,6	14,9	15,5	13,1	17,2	12,8
20	E4	0.94	0.82	29,5	18,9	25,7	16,5	34,5	28,7
21	F1	0.60	0.53	25,2	23,4	22,3	20,7	21,7	18,6
22	F2	0.82	0.67	37,4	31,7	30,6	25,9	36,2	32,8
23	F3	0.91	0.81	20,7	18,1	18,4	16,1	20,8	16,9
24	F4	1.16	0.92	33,1	23,4	26,3	18,5	38,5	27,3
25	G1	0.57	0.52	23,9	22,1	21,8	20,2	20,9	18,2
26	G2	0.72	0.60	34,8	27,8	29,0	23,2	35,2	31,0
27	G3	0.81	0.69	19,3	16,6	16,4	14,1	20,0	16,5
28	G4	1.02	0.80	34,3	20,6	26,9	16,1	39,6	28,3
29	H1	0.55	0.53	22,5	21,4	21,7	20,6	22,8	23,3
30	H2	0.66	0.65	33,0	25,4	32,5	25,0	36,2	29,0
31	H3	0.89	0.72	21,6	17,9	17,5	14,5	23,8	17,9
32	H4	0.98	0.80	30,8	19,8	25,2	16,1	40,6	27,7

TABLA B: Listado de las gamas de valores de V_t , expresados en ml, obtenidas en las 32 condiciones.

	fr. te	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
1	0,010	469	444	481	444	340	344	365	337
2	0,025	437	419	456	425	325	331	356	331
3	0,050	387	390	425	406	290	306	337	316
4	0,075	344	356	387	381	256	287	319	300
5	0,100	300	319	356	360	231	266	294	287
6	0,150	225	265	300	319	175	231	256	256
7	0,200	162	215	245	277	137	195	219	231
8	0,250	112	175	204	240	100	171	181	206
9	0,300	81	140	162	212	69	144	152	185
10	0,400	37	81	106	152	31	104	106	144
11	0,500	16	52	62	112	12	71	69	109
12	0,600	6	26	37	75		50	44	77
13	0,700		12	22	44		34	22	50
14	0,800			10	19		21	.12	31
15	0,900						15	6	12
16	1,000						7		

	fr. te	E1	E2	E3	E4	F1	F2	F3	F4
1	0,010	400	381	377	385	675	702	712	727
2	0,025	387	369	369	377	656	681	700	712
3	0,050	362	350	352	365	606	644	662	687
4	0,075	337	327	331	347	556	606	631	656
5	0,100	312	312	315	332	506	565	594	625
6	0,150	262	275	277	304	419	494	525	569
7	0,200	215	244	250	277	344	431	462	515
8	0,250	175	215	219	252	281	369	408	465
9	0,300	136	187	190	225	219	319	350	415
10	0,400	84	140	140	182	131	231	260	325
11	0,500	56	106	98	141	69	162	181	250
12	0,600	37	75	69	102	31	106	112	181
13	0,700	21	50	44	75	10	65	71	119
14	0,800	9	26	22	45		35	37	66
15	0,900		12	6	20		12	9	21
16	1,000				6				

TABLA C: Listado de las gamas de valores de \dot{V}_t , expresados en ml/s, obtenidas en las 32 condiciones.

	te (fracción)	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
1	0,010	250	250	250	212	175	175	150	150
2	0,025	712	487	475	337	325	367	325	262
3	0,050	725	512	512	350	605	437	425	305
4	0,075	675	487	492	337	617	425	437	300
5	0,100	625	462	456	314	587	412	425	290
6	0,150	512	400	384	287	512	375	388	270
7	0,200	412	335	320	262	425	332	348	255
8	0,250	312	275	266	237	350	300	321	237
9	0,300	225	227	204	206	280	262	287	217
10	0,400	95	150	137	162	175	200	228	190
11	0,500	30	87	87	125	92	150	175	162
12	0,600	7	37	46	92	35	104	120	140
13	0,700		12	17	60	16	72	80	120
14	0,800				37		48	62	100
15	0,900				16		28	50	87
16	1,000						8	38	75

	te (fracción)	C1	C2	C3	C4	D1	D2	D3	D4
1	0,010	325	325	337	275	187	175	187	200
2	0,025	862	662	562	437	625	475	400	362
3	0,050	937	700	625	475	775	575	525	412
4	0,075	887	675	612	462	762	562	525	407
5	0,100	825	637	587	450	725	537	517	393
6	0,150	700	550	532	425	637	487	487	375
7	0,200	575	475	475	390	559	437	450	355
8	0,250	462	402	420	357	475	387	405	337
9	0,300	356	336	367	325	400	337	362	312
10	0,400	187	225	266	275	262	262	292	275
11	0,500	87	150	188	225	155	200	237	242
12	0,600	31	87	125	187	75	144	181	212
13	0,700	6	37	81	150	40	95	137	182
14	0,800		8	52	115	18	54	105	157
15	0,900			25	92	9	25	87	137
16	1,000			12	74			72	119

	te (fracción)	E1	E2	E3	E4	F1	F2	F3	F4
1	0,010	200	175	150	150	225	250	212	175
2	0,025	462	362	312	275	675	562	550	490
3	0,050	675	500	450	380	980	800	700	600
4	0,075	687	500	475	387	987	825	712	605
5	0,100	675	486	470	380	937	805	699	595
6	0,150	612	462	445	365	837	755	662	565
7	0,200	550	425	416	348	762	695	612	542
8	0,250	487	385	387	330	670	632	562	512
9	0,300	415	350	355	312	587	562	518	487
10	0,400	305	275	295	276	412	462	437	437
11	0,500	212	220	245	246	262	362	350	390
12	0,600	137	169	190	217	150	275	280	342
13	0,700	75	130	150	192	62	205	217	300
14	0,800	40	96	117	169	25	150	162	262
15	0,900	20	62	87	150		100	112	232
16	1,000		38	64	132		53	76	208

	te (fracción)	G1	G2	G3	G4	H1	H2	H3	H4
1	0,010	125	150	125	150	237	275	250	262
2	0,025	500	487	375	425	625	650	625	537
3	0,050	830	725	600	585	1012	812	737	625
4	0,075	862	737	637	600	1012	840	762	637
5	0,100	850	725	637	595	975	812	750	625
6	0,150	787	687	612	580	900	762	718	600
7	0,200	712	625	580	555	812	712	687	575
8	0,250	637	587	545	537	724	655	645	550
9	0,300	575	537	505	514	654	606	607	530
10	0,400	437	458	437	475	512	512	542	487
11	0,500	312	375	367	430	387	430	475	446
12	0,600	212	305	306	400	271	359	405	400
13	0,700	125	250	250	362	150	293	340	365
14	0,800	67	200	200	330	62	237	279	325
15	0,900	30	162	150	300	12	187	225	290
16	1,000		130	100	274		142	180	244

TABLA D: Listado de las gamas de valores de $CT(v/f)$, expresadas en segundos obtenidas en las 32 condiciones.

TABLA E: Listado de las gamas de valores de $R(P/V)$, expresados en $\text{cmH}_2\text{O}/\text{l}/\text{s}$, obtenidas para las 32 condiciones, junto con sus medias (\bar{x}), desviaciones estándar (DS) y coeficientes de variación (CV).

	te (fracción)	A1	A2	A3	A4	B1	B2	B3	B4
1	0,010	12,8	26,2	12,8	26,1	11,9	26,3	11,6	26,8
2	0,025	19,4	29,1	15,9	26,9	13,8	27,3	13,8	26,2
3	0,050	19,5	29,5	16,4	27,1	17,8	28,3	15,2	26,6
4	0,075	18,8	29,1	16,2	26,9	18,0	28,1	15,4	26,5
5	0,100	18,1	28,7	15,6	26,7	17,5	27,9	15,2	26,4
6	0,150	16,4	27,7	14,6	26,4	16,4	27,4	14,7	26,3
7	0,200	15,0	26,9	13,7	26,2	15,2	26,9	14,1	26,2
8	0,250	13,6	26,3	13,0	26,1	14,1	26,5	13,7	26,1
9	0,300	12,5	26,1	12,2	26,1	13,2	26,2	13,3	26,1
10	0,400	11,3	26,8	11,5	26,5	11,9	26,1	12,5	26,2
11	0,500		30,3	11,3	27,6	11,3	26,8	11,9	26,5
12	0,600				29,7		28,8	11,4	27,0
13	0,700							11,3	27,8
14	0,800								29,1
15	0,900								30,3
16	1,000								
	$\bar{X} \pm DS$	15,7±3,1	27,9±1,5	14,2±1,8	26,5±0,4	14,6±2,5	27,1±0,8	13,9±1,2	26,3±0,2
	CV	19,7	5,4	13,6	1,7	17,0	3,2	11,2	0,8

	te (fracción)	C1	C2	C3	C4	D1	D2	D3	D4
1	0,010	13,8	26,8	14,0	26,3	12,032	26,3	12,0	26,1
2	0,025	21,6	32,1	17,2	28,3	18,089	28,9	14,8	27,2
3	0,050	22,7	32,8	18,1	28,9	20,289	30,5	16,6	27,9
4	0,075	21,9	32,3	17,9	28,7	20,098	30,3	16,6	27,8
5	0,100	21,0	31,6	17,5	28,5	19,554	29,9	16,5	27,6
6	0,150	19,2	30,1	16,7	28,1	18,265	29,1	16,1	27,4
7	0,200	17,4	28,9	15,9	27,6	17,129	28,3	15,5	27,1
8	0,250	15,7	27,8	15,1	27,2	15,915	27,6	14,9	26,9
9	0,300	14,2	26,9	14,4	26,8	14,845	26,9	14,3	26,6
10	0,400	12,0	26,1	13,0	26,3	12,954	26,2	13,3	26,3
11	0,500	11,3	26,8	12,0	26,1	11,697	26,1	12,6	26,1
12	0,600		30,3	11,4	26,2		26,9	12,0	26,1
13	0,700			11,3	26,8		29,5	11,5	26,3
14	0,800				28,1			11,3	26,6
15	0,900								27,1
16	1,000								27,9
	$\bar{X} \pm DS$	17,3±4,2	29,5±2,6	16,0±1,8	27,7±1,0	16,4±3,2	28,2±1,7	15,1±1,5	27,1±1,0
	CV	24,0	8,4	16,5	3,6	19,3	5,7	14,1	2,4

	te (fracción)	E1	E2	E3	E4	F1	F2	F3	F4
1	0,010	12,2	26,3	11,6	26,8	12,5	26,2	12,3	26,3
2	0,025	15,7	27,2	13,6	26,3	18,8	30,3	17,0	29,1
3	0,050	18,8	29,3	15,5	27,5	23,3	34,6	19,2	31,0
4	0,075	19,0	29,3	15,9	27,6	23,4	35,1	19,4	31,1
5	0,100	18,8	29,1	15,8	27,5	22,7	34,7	19,2	30,9
6	0,150	17,9	28,7	15,5	27,3	21,2	33,8	18,6	30,4
7	0,200	17,0	28,1	15,1	27,1	20,1	32,7	17,9	30,0
8	0,250	16,1	27,5	14,7	26,8	18,7	31,5	17,2	29,5
9	0,300	15,0	27,1	14,2	26,6	17,5	30,3	16,5	29,1
10	0,400	13,5	26,3	13,4	26,3	15,0	28,7	15,4	28,3
11	0,500	12,3	26,1	12,7	26,2	12,9	27,2	14,1	27,6
12	0,600	11,5	26,4	12,1	26,1	11,6	26,3	13,2	27,0
13	0,700		27,4	11,6	26,2		26,1	12,4	26,5
14	0,800		29,4	11,4	26,4		26,8	11,8	26,2
15	0,900			11,3	26,8		29,0	11,4	26,1
16	1,000			11,5	27,3				26,1
	$\bar{X} \pm DS$	16,4±2,3	27,7±1,2	14,5±1,3	26,8±0,6	18,2±4,3	30,6±3,4	15,7±2,9	28,6±1,6
	CV	17,6	4,4	13,0	1,9	23,5	11,1	18,7	6,7

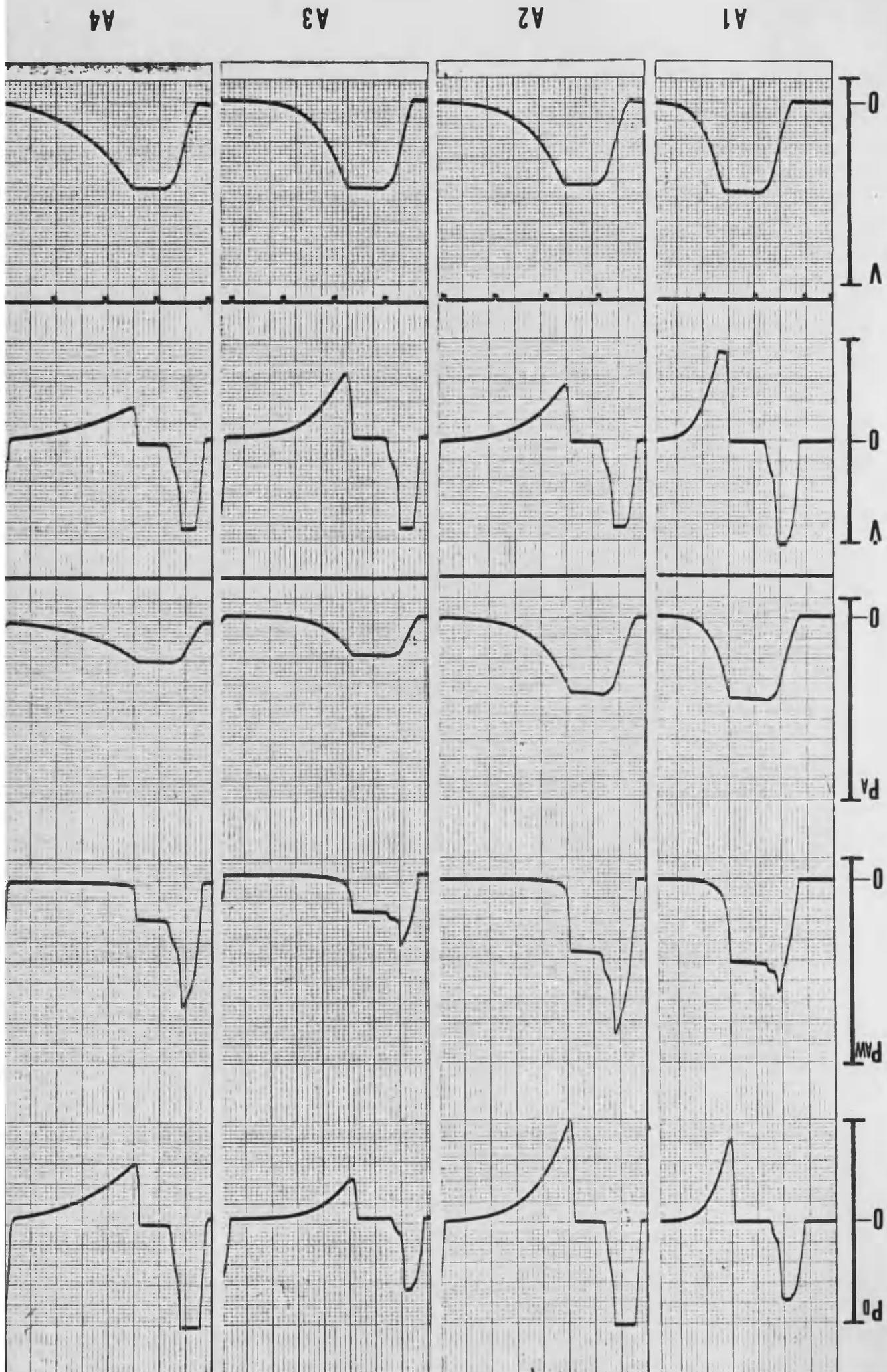
	te (fracción)	G1	G2	G3	G4	H1	H2	H3	H4
1	0,010	11,4	26,8	11,4	26,8	12,6	26,3	12,8	26,2
2	0,025	16,3	29,1	14,5	28,1	18,1	31,9	18,1	29,9
3	0,050	21,1	33,2	17,7	30,7	23,8	34,9	19,7	31,4
4	0,075	21,6	33,5	18,3	31,0	23,8	35,4	20,1	31,6
5	0,100	21,4	33,2	18,3	30,9	23,2	34,9	19,9	31,4
6	0,150	20,5	32,5	17,9	30,6	22,1	33,9	19,4	31,01
7	0,200	19,4	31,4	17,4	30,2	20,8	33,0	19,0	30,5
8	0,250	18,3	30,8	16,9	29,9	19,5	32,0	18,4	30,1
9	0,300	17,4	29,9	16,3	29,5	18,5	31,1	17,8	29,8
10	0,400	15,4	28,6	15,4	28,9	16,4	29,5	16,9	29,1
11	0,500	13,6	27,4	14,4	28,2	14,7	28,2	15,9	28,4
12	0,600	12,3	26,6	13,5	27,7	13,1	27,2	14,9	27,7
13	0,700	11,4	26,2	12,8	27,2	11,6	26,5	14,0	27,3
14	0,800		26,1	12,2	26,8		26,1	13,2	26,8
15	0,900		26,5	11,6	26,5		26,2	12,5	26,4
16	1,000		27,4	11,3	26,3		27,0	11,9	26,1
	$\bar{X} \pm DS$	16,9 \pm 3,8	29,7 \pm 2,8	15,0 \pm 2,6	28,7 \pm 1,7	18,3 \pm 4,3	30,2 \pm 3,5	16,5 \pm 2,9	29,0 \pm 2,0
	CV	22,5	9,4	17,3	5,9	23,7	11,6	17,7	6,9

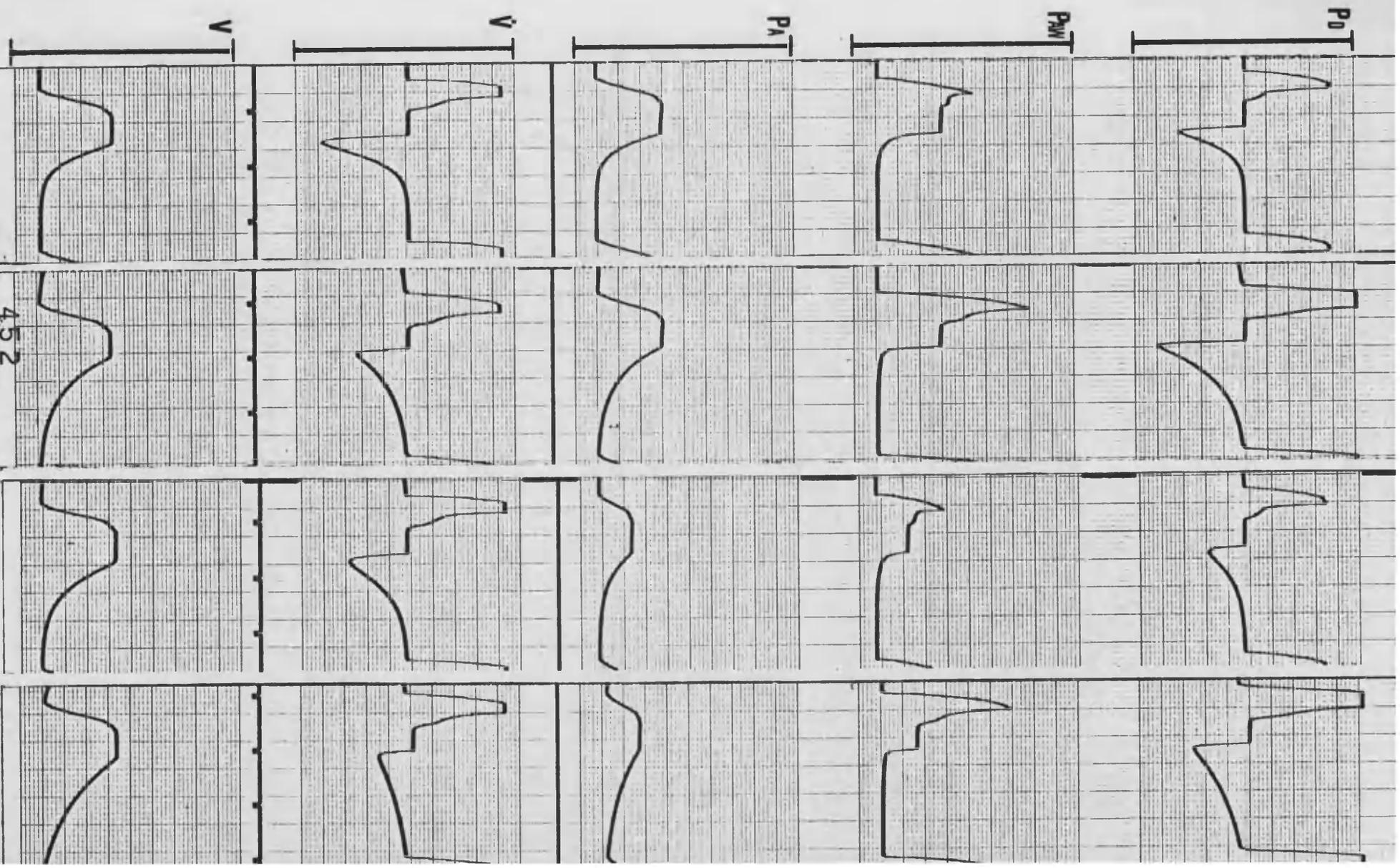
TABLA F: Listado de las gamas de valores de R_{COIN2} , expresados en $\text{cmH}_2\text{O/l/s}$, obtenidas en las 32 condiciones.

TABLA 6: Listado de las gamas de valores de $R_{c,EST}$, expresados en $cmH_2O/l/s$, obtenidas en las 32 condiciones.

FIGURAS I: Trazados simultáneos de presión diferencial (P_D), presión en vías aéreas (P_{AW}), presión alveolar (P_A), flujo (\dot{V}) y volumen (V), obtenidos en el polígrafo para las 32 condiciones, según las siguientes calibraciones:

- P_D , P_{AW} y P_A : 1 mm lineal = 1 CmH₂O.
- V : 1 mm lineal = 0,025 l.
- \dot{V} : 1 mm lineal = 0,050 l/s.





B1

B2

B3

B4

P0

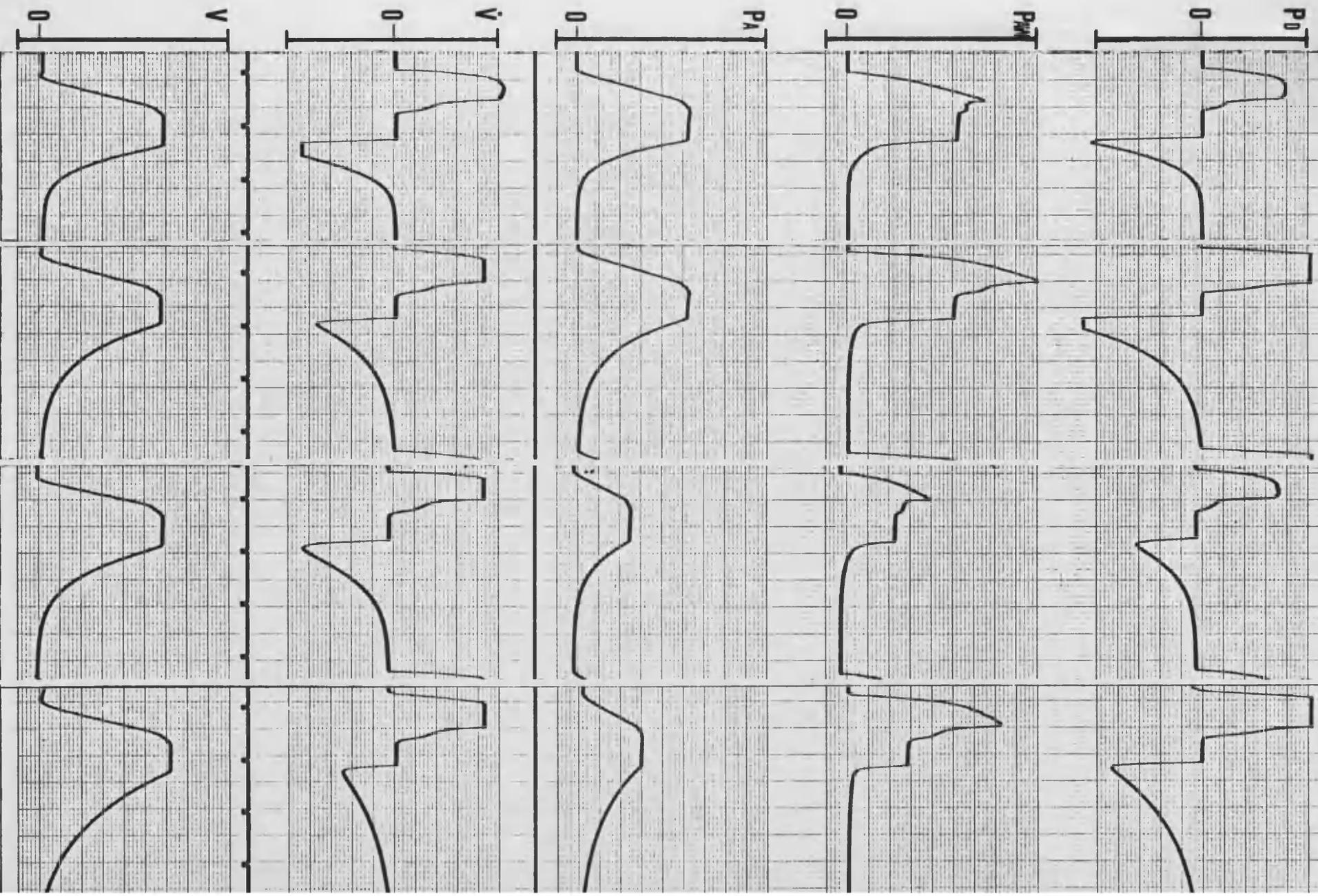
PAW

PA

V

V

4.52

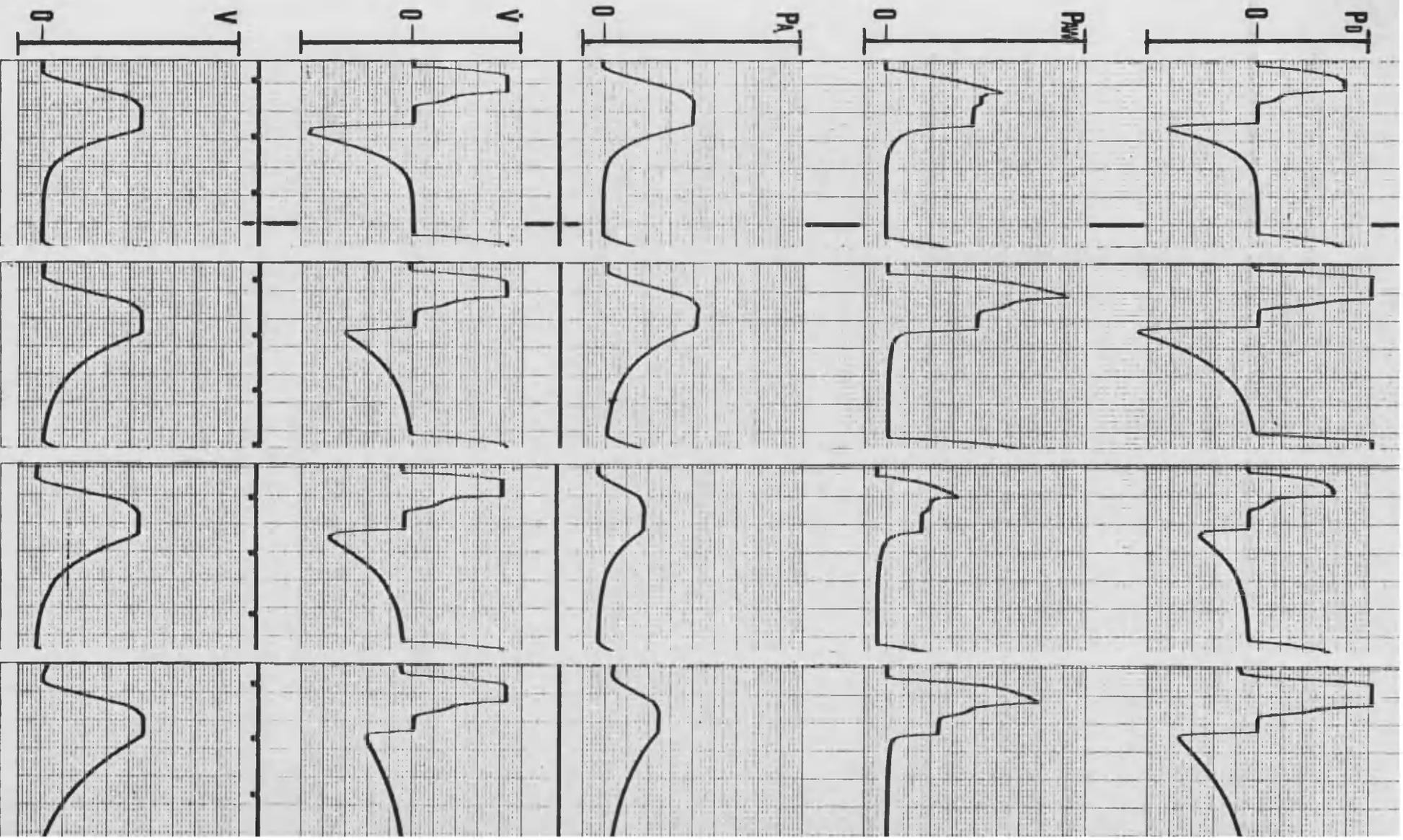


C1

C2

C3

C4

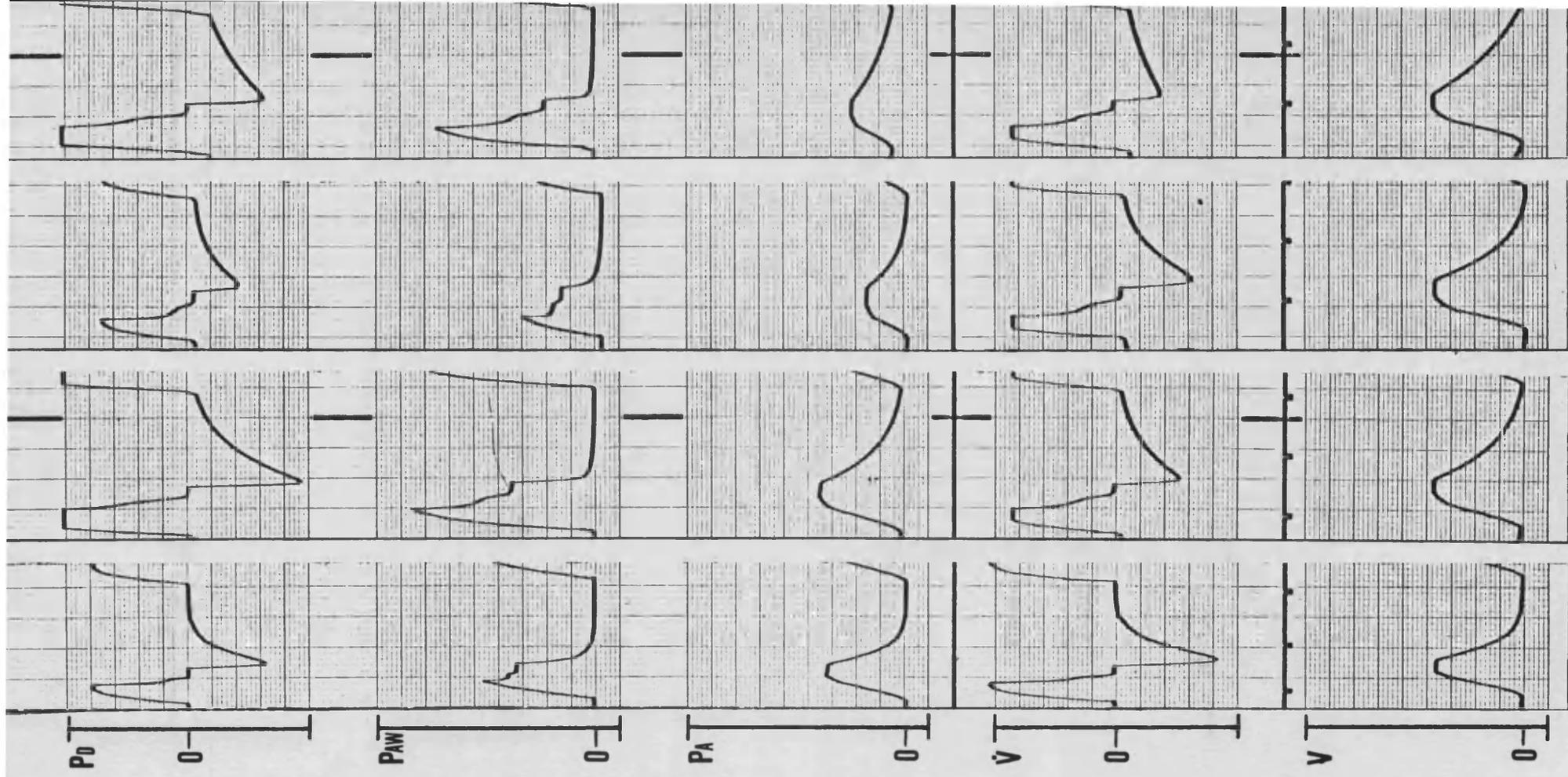


D1

D2

D3

D4

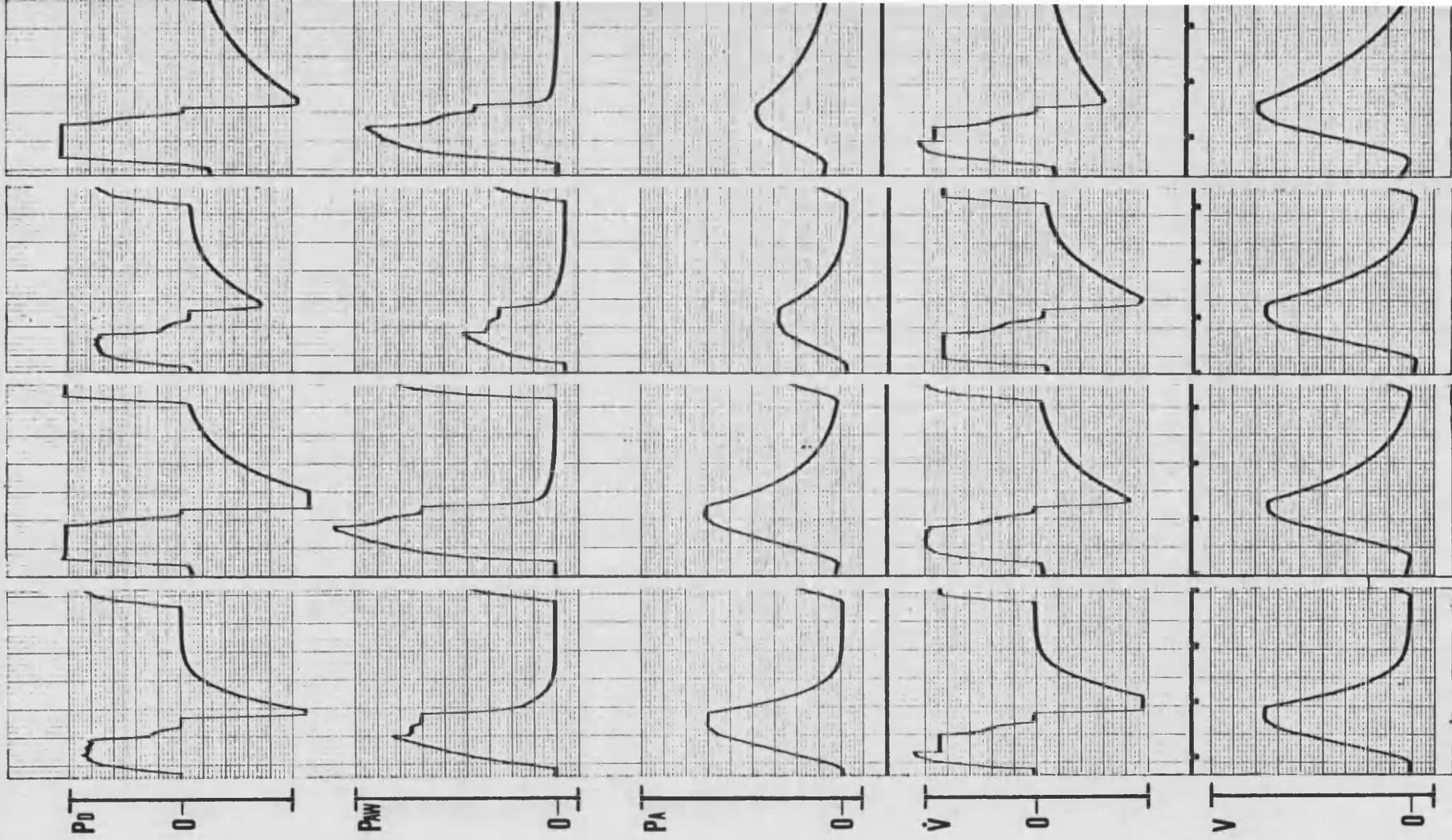


E4

E3

E2

E1



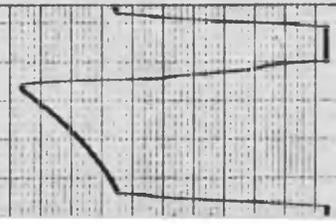
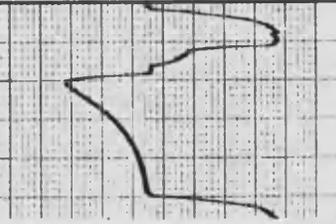
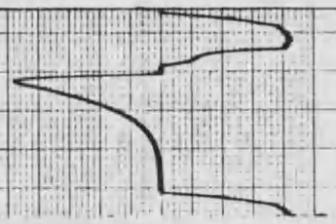
F4

F3

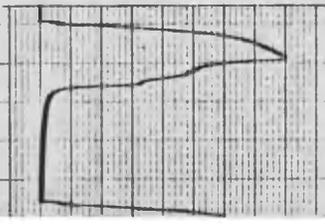
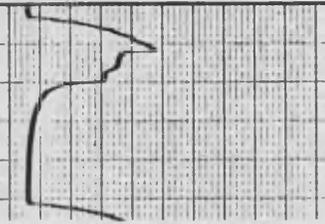
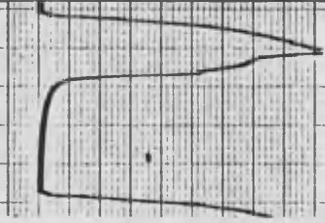
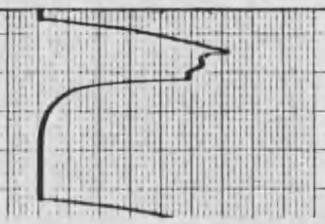
F2

F1

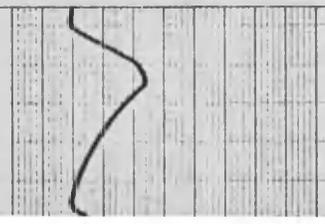
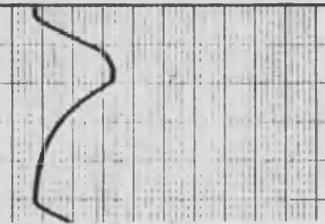
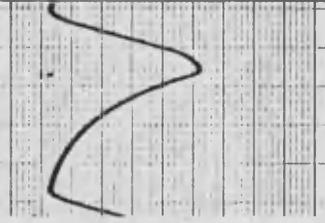
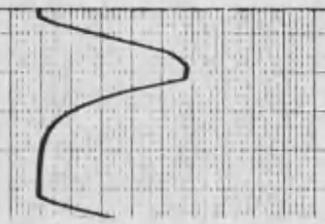
P₀
0



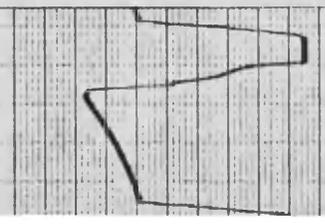
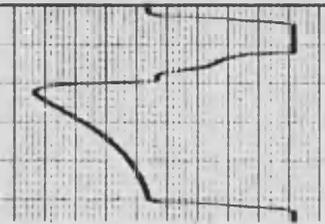
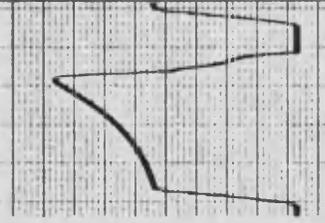
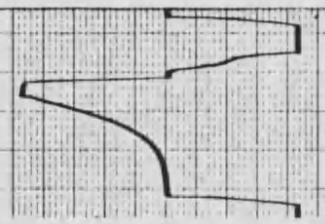
P_{MW}
0



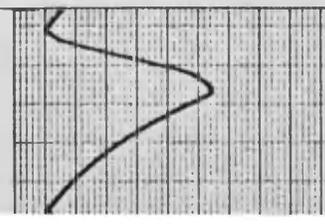
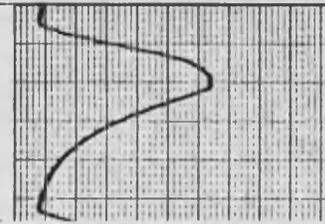
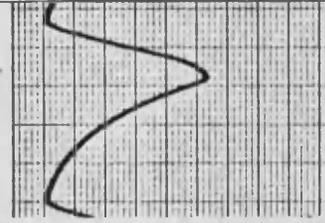
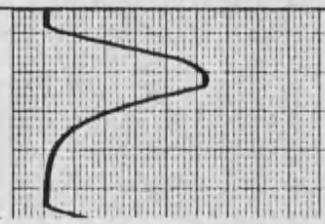
P_A
0



V
0



V
0

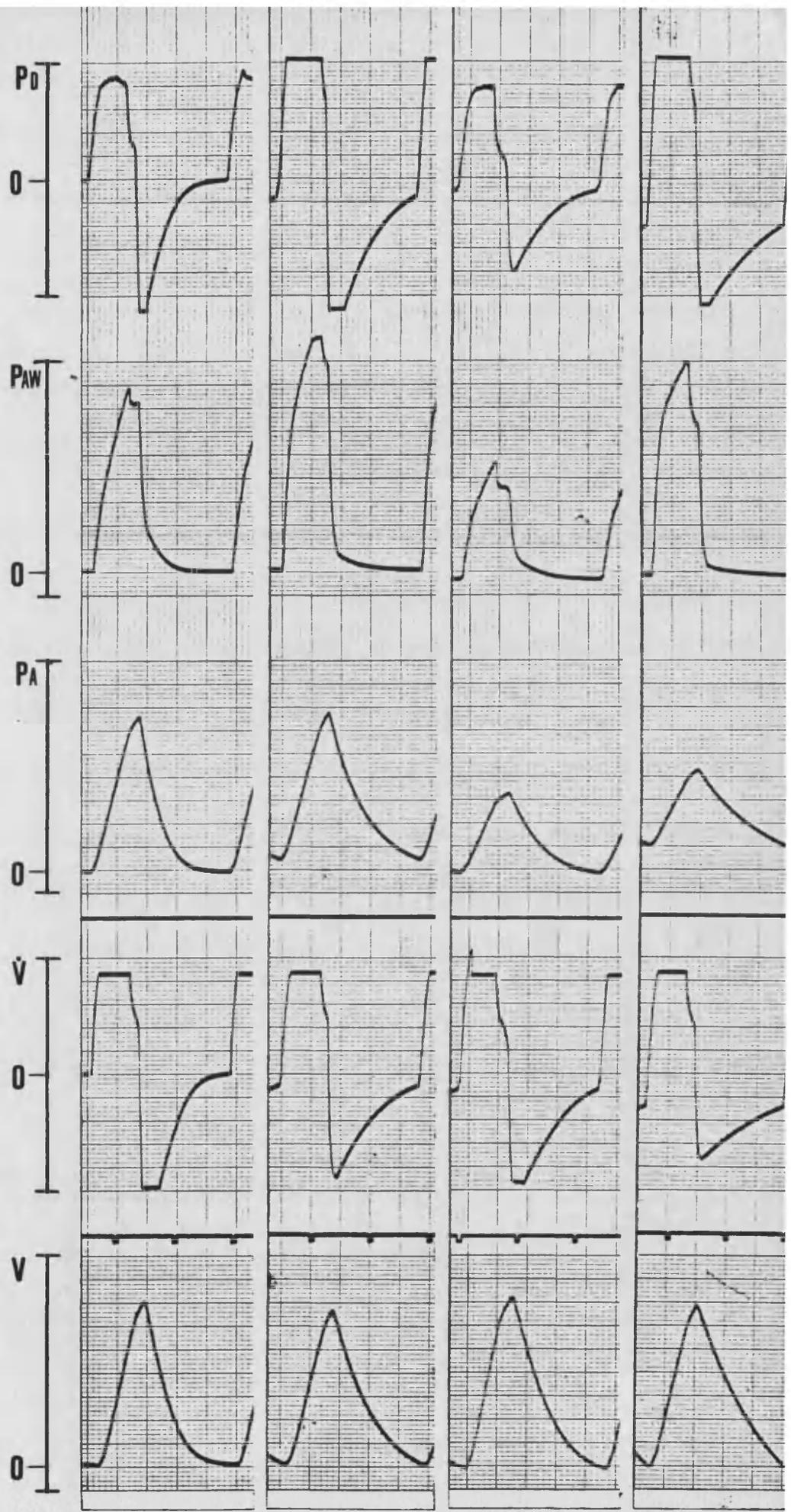


G1

G2

G3

G4



H1

H2

H3

H4

FIGURAS II: Bucles $\Delta V_A/\Delta P_A$ (IIa), $\Delta P_D/\Delta \dot{V}$ (IIb), $\Delta V/\Delta \dot{V}$ (IIc) y $\Delta V/\Delta P_D$ (II d) y ondas V/t y \dot{V}/t (IIe), obtenidos en el registrador X-Y, según las calibraciones siguientes:

- P_A : 1 mm lineal = 0,50 cmH₂O

- P_D : 1mm lineal = 0,49 cmH₂O

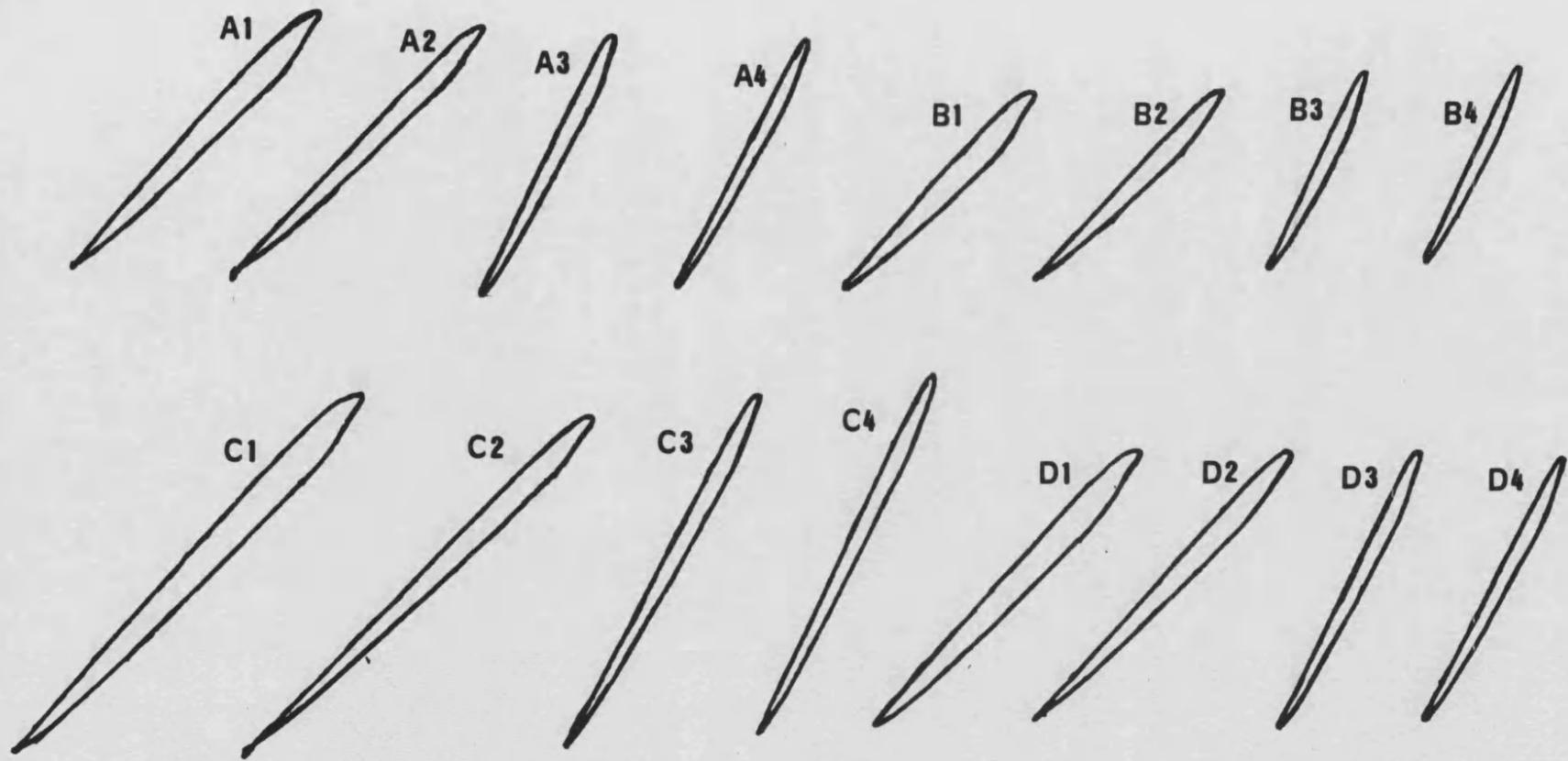
- \dot{V} (Horizontal) : 1 mm lineal = 0,0253 l/s

- \dot{V} (Vertical) : 1 mm lineal = 0,0250 l/s

- V : 1 mm lineal = 0,0125 l

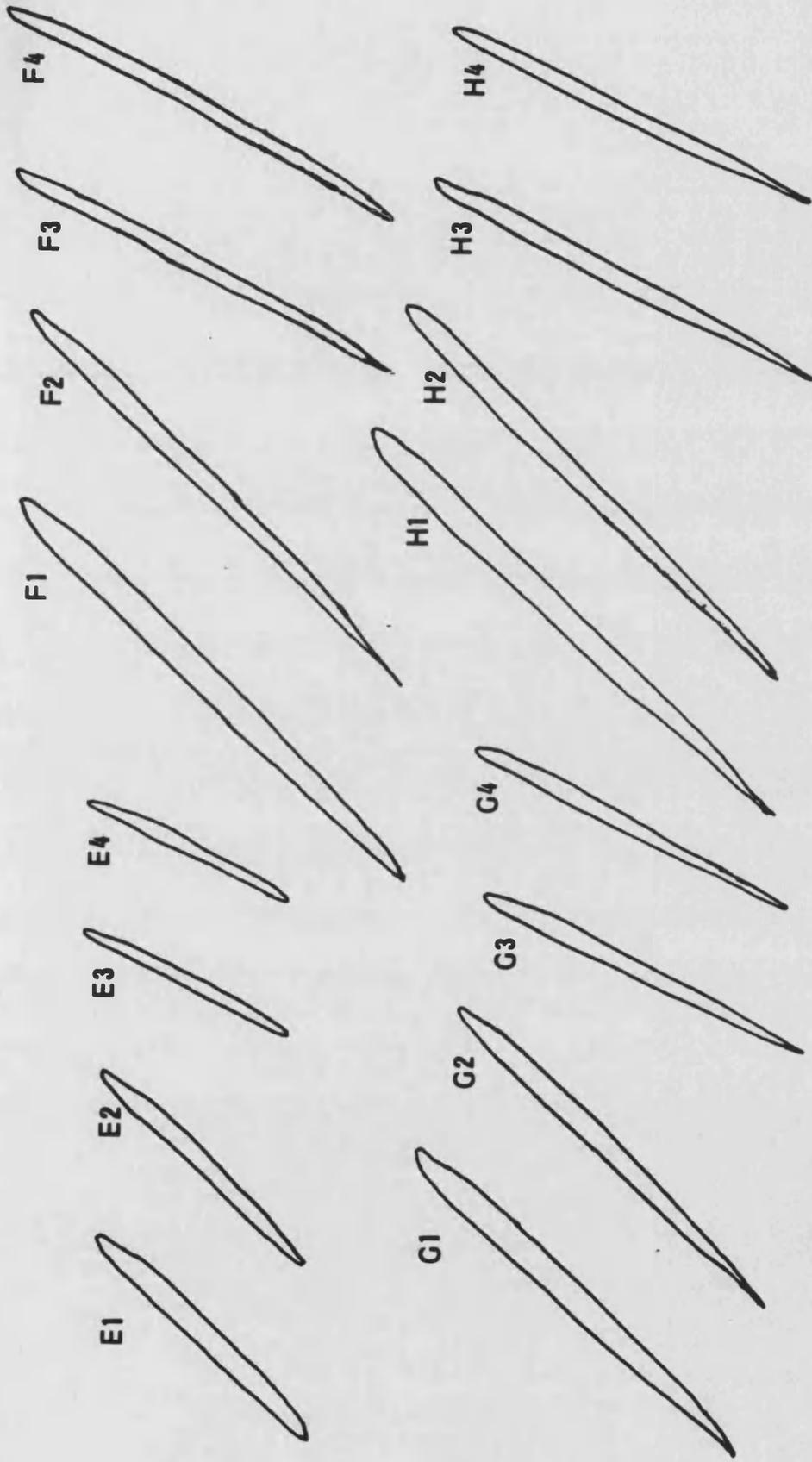
Figuras II(a) : Bucles $\Delta V_A/\Delta P_A$

ΔV



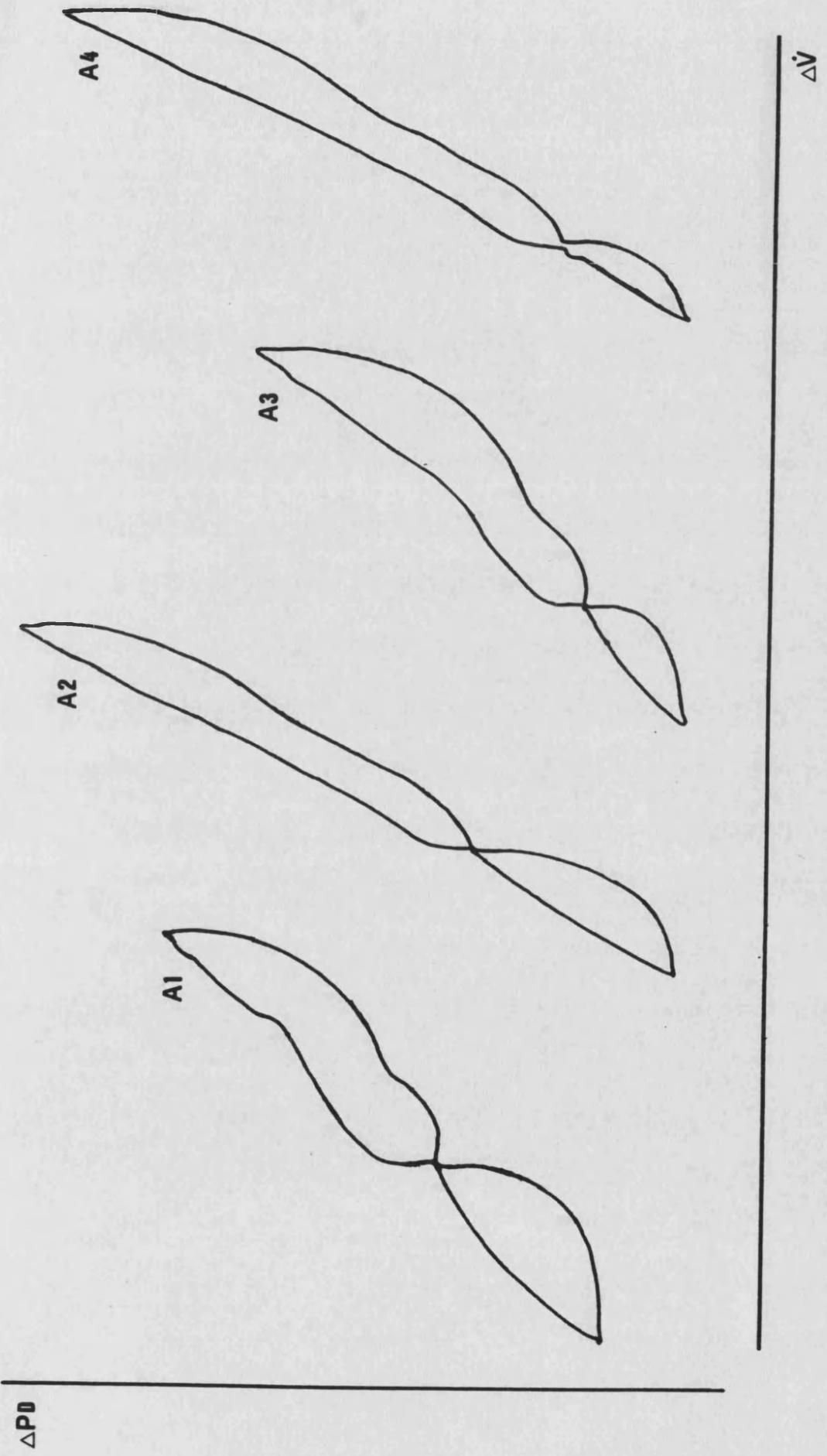
ΔPA

ΔV

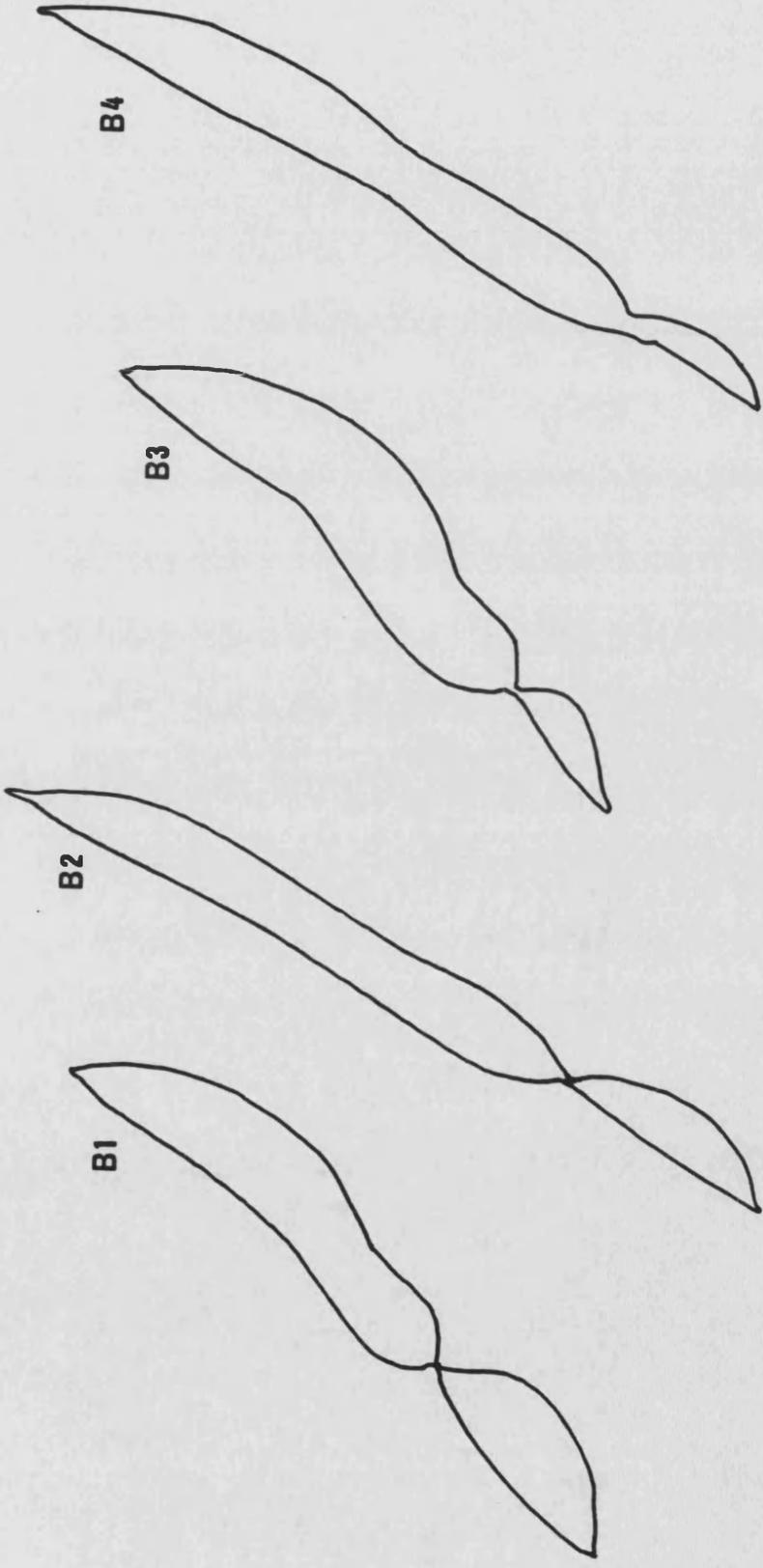


ΔPA

Figuras II(b): Bucles $\Delta P_D/\Delta V$

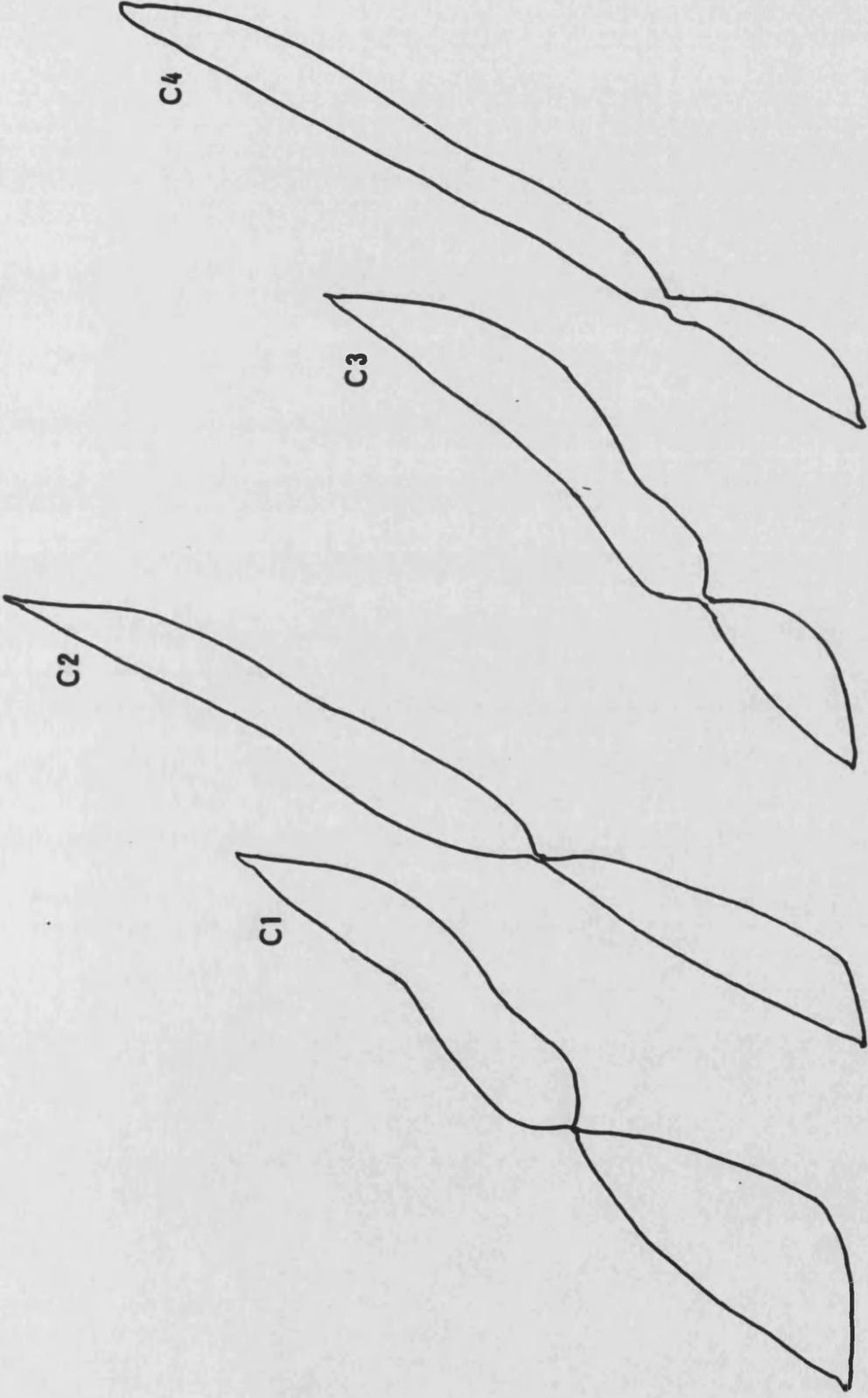


ΔPD



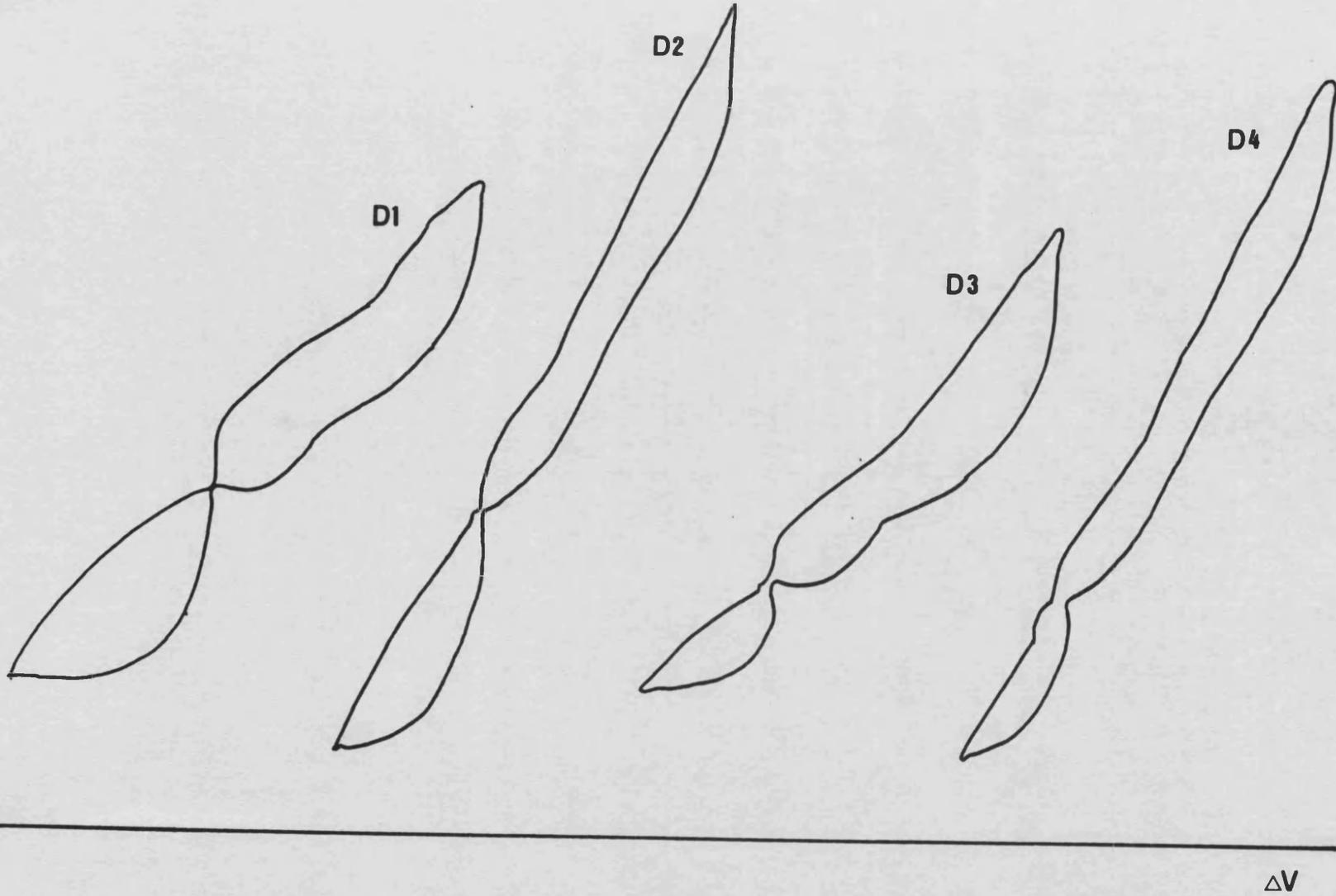
ΔV

ΔPD



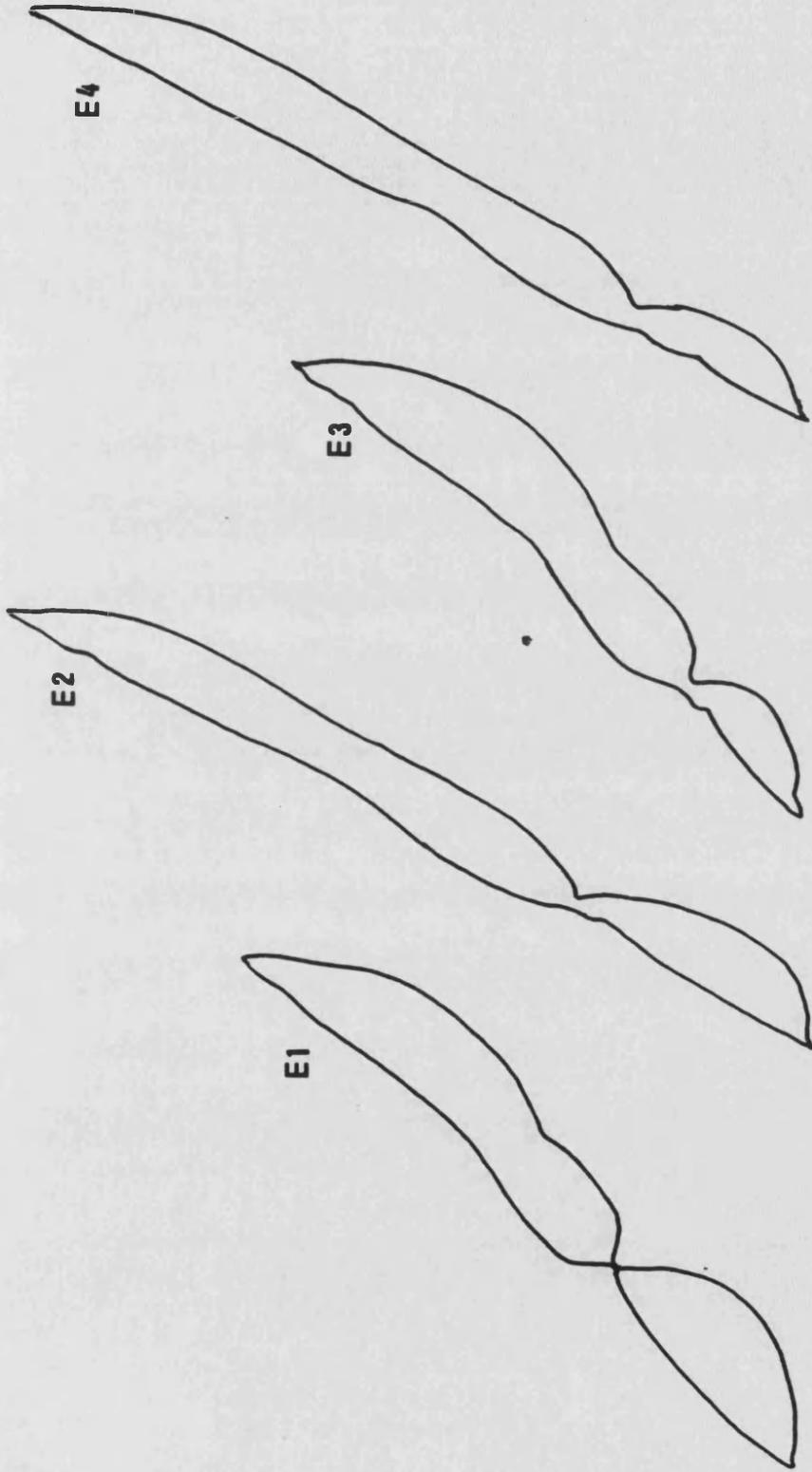
ΔV

ΔP_0



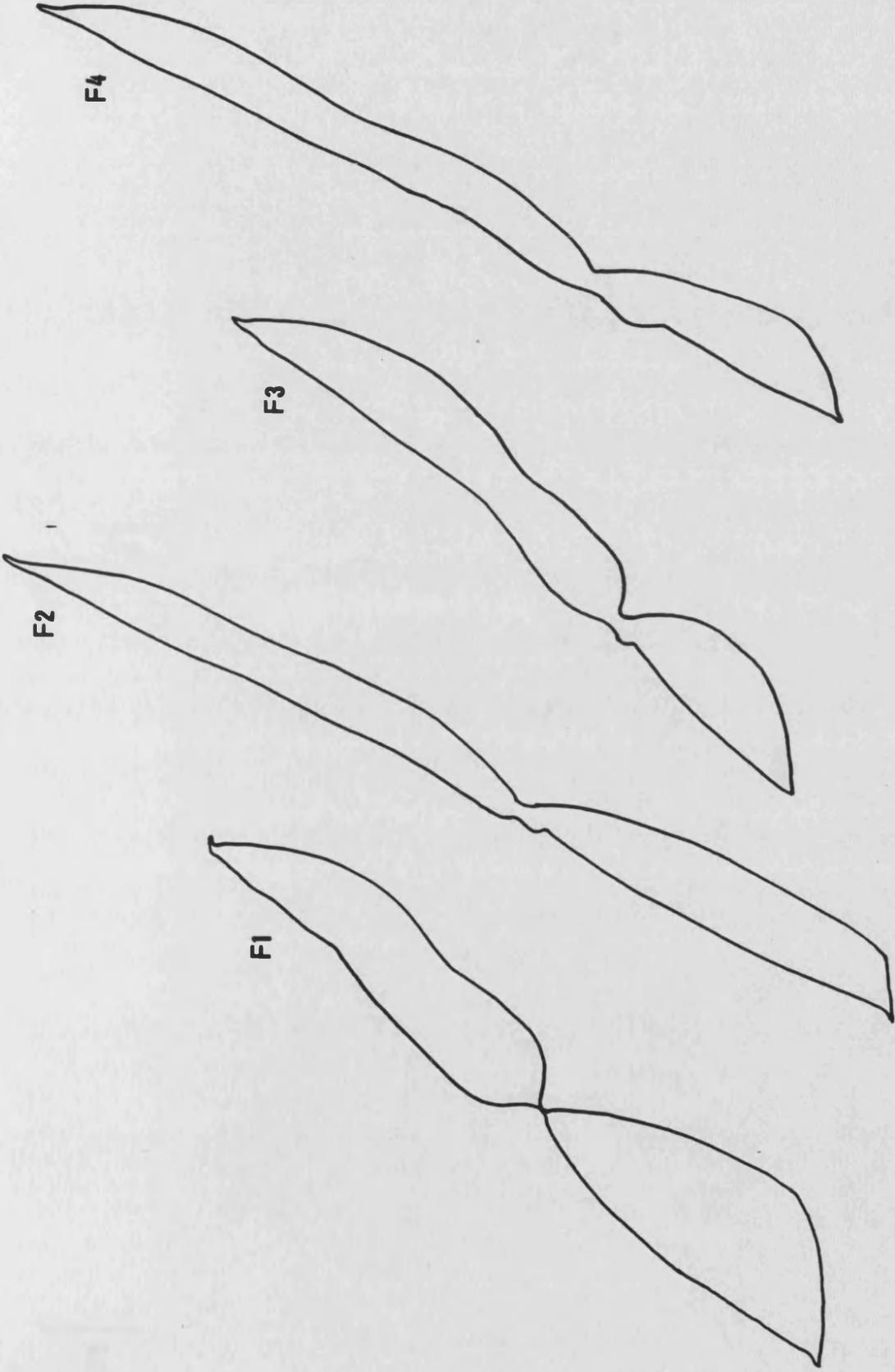
ΔV

ΔPD



ΔW

ΔPD



F4

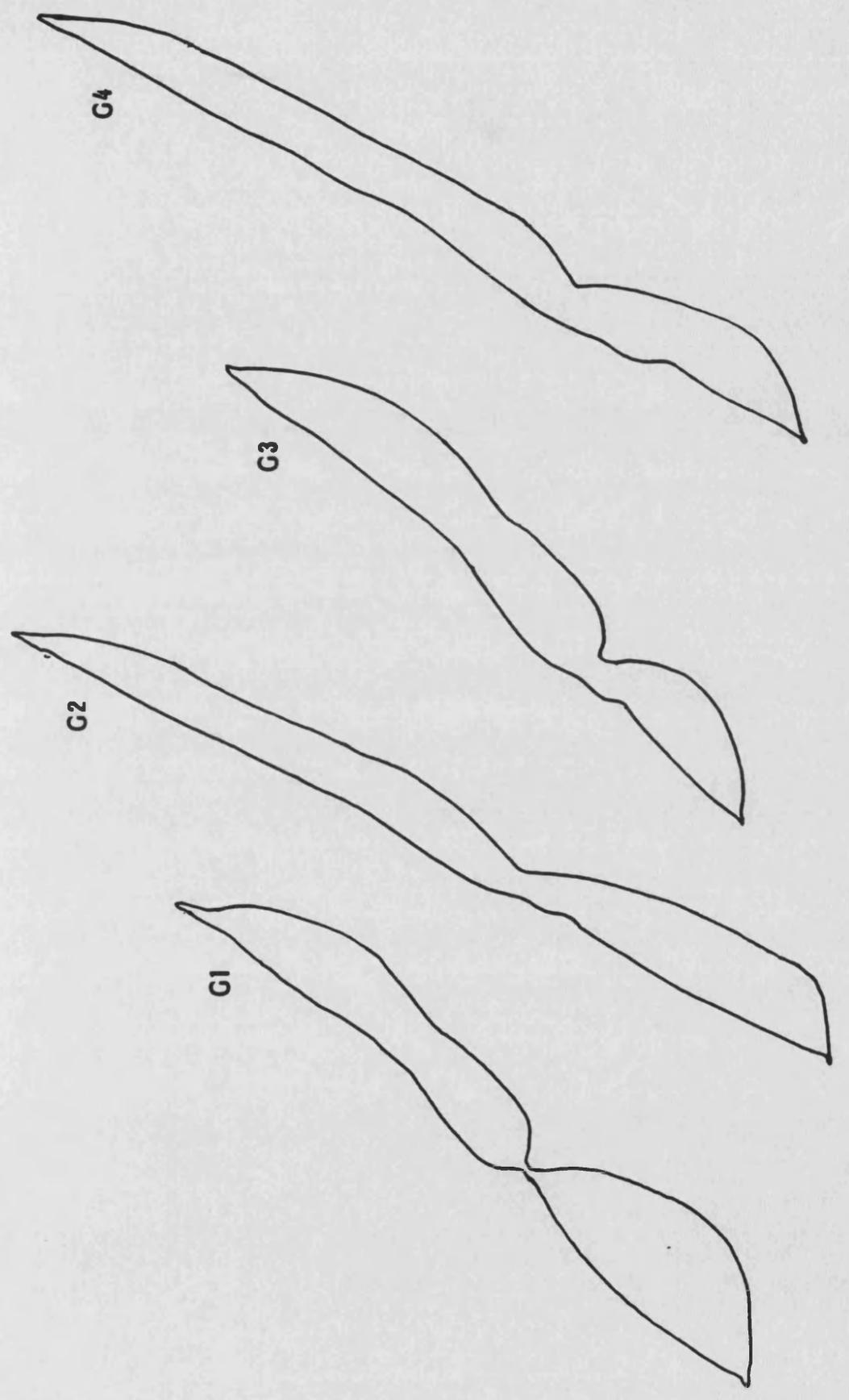
F3

F2

F1

ΔV

ΔPD



ΔV

ΔP_0

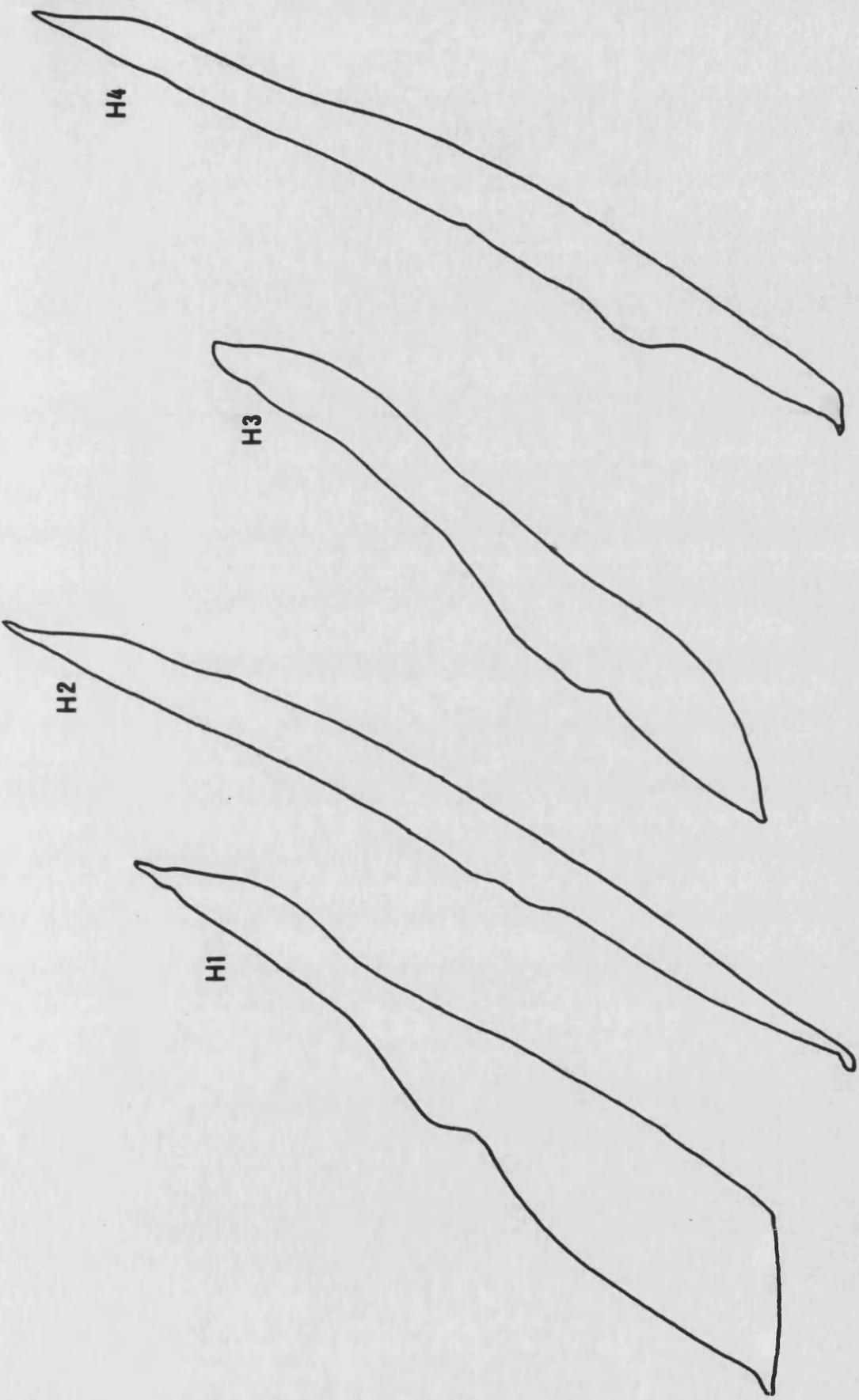
H1

H2

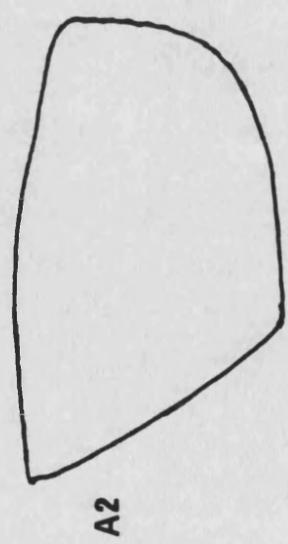
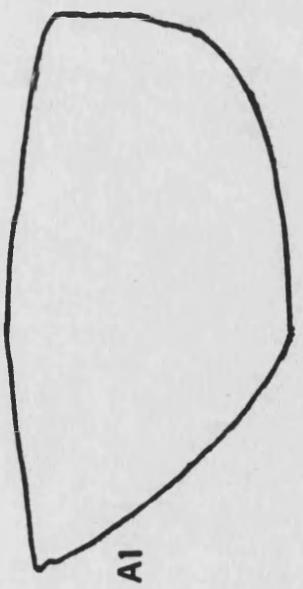
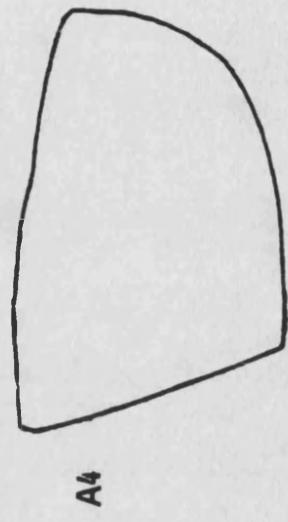
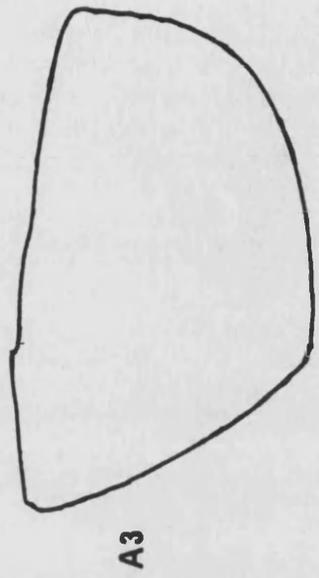
H3

H4

ΔV



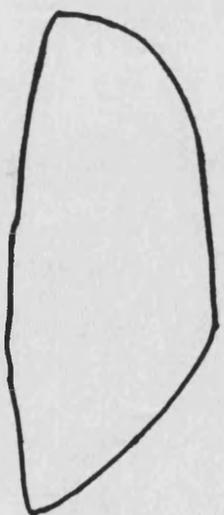
Figuras II(c): Bucles $\Delta V/\Delta \dot{V}$



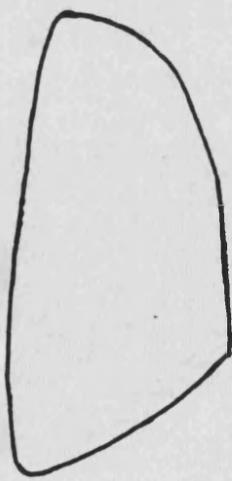
ΔV

ΔV

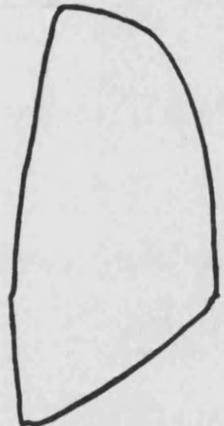
ΔV



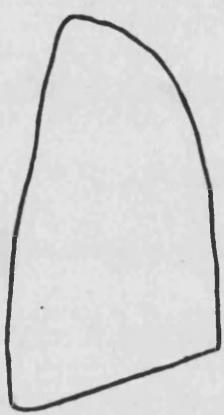
B1



B3



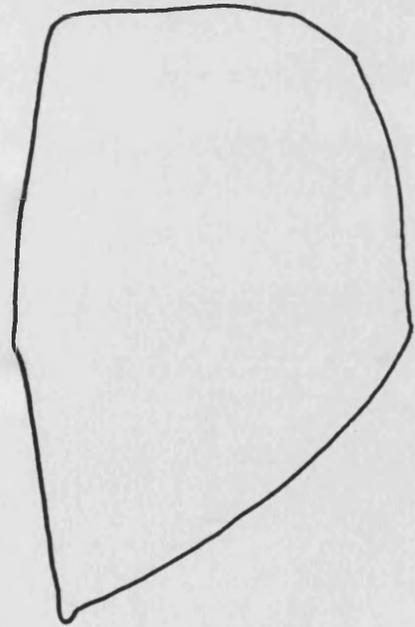
B2



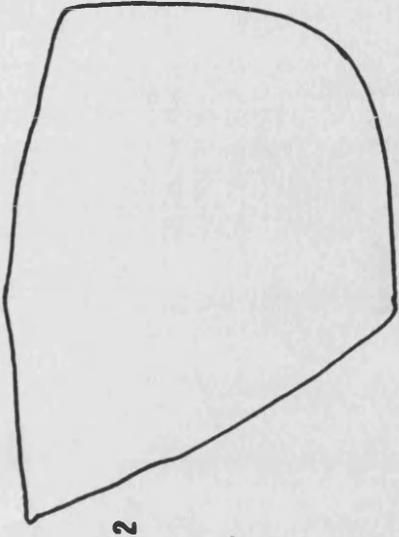
B4

ΔV

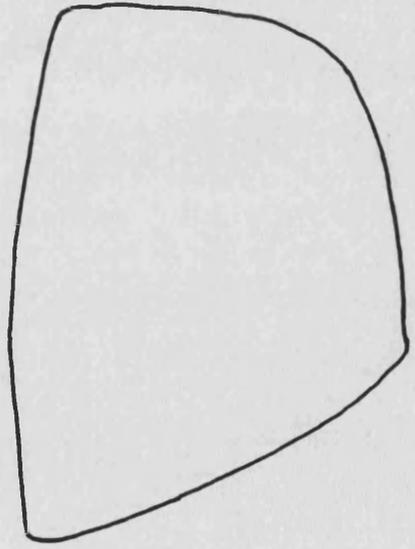
ΔV



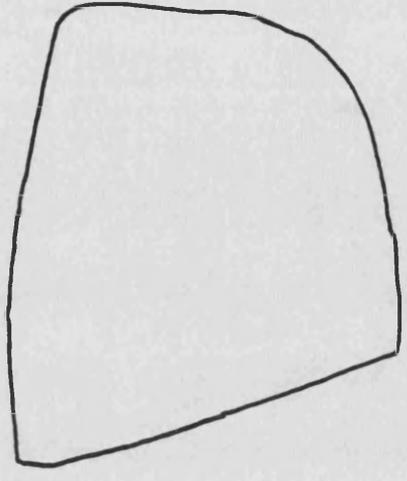
C1



C2



C3

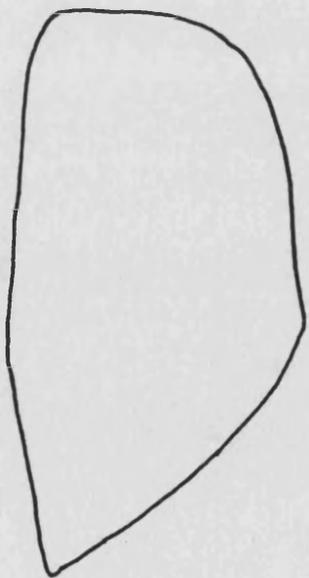


C4

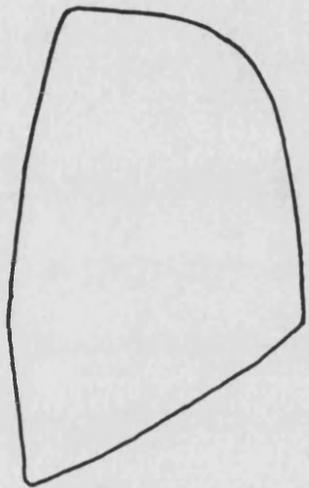


ΔV

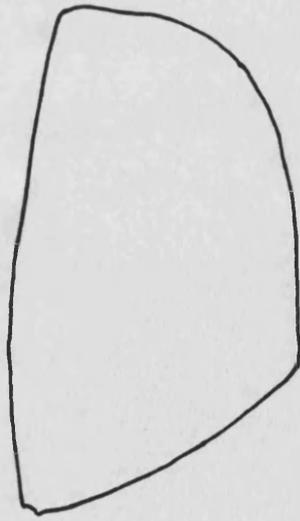
ΔV



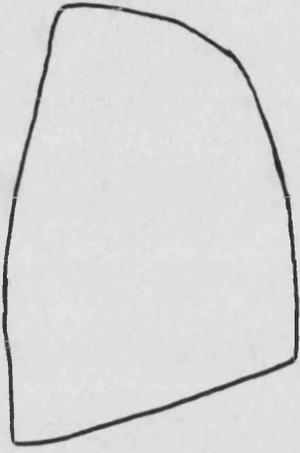
D1



D2

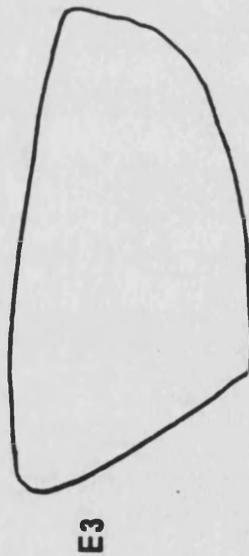
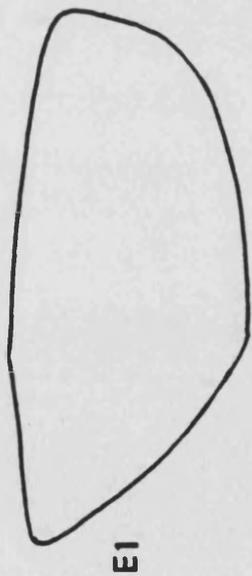
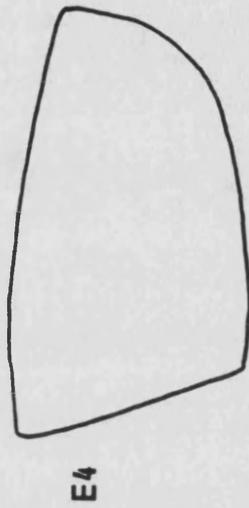
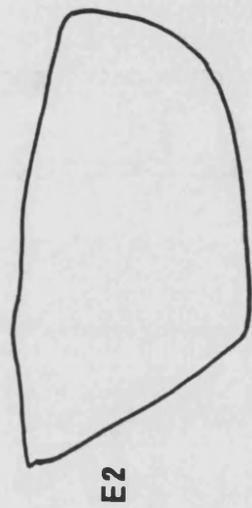


D3



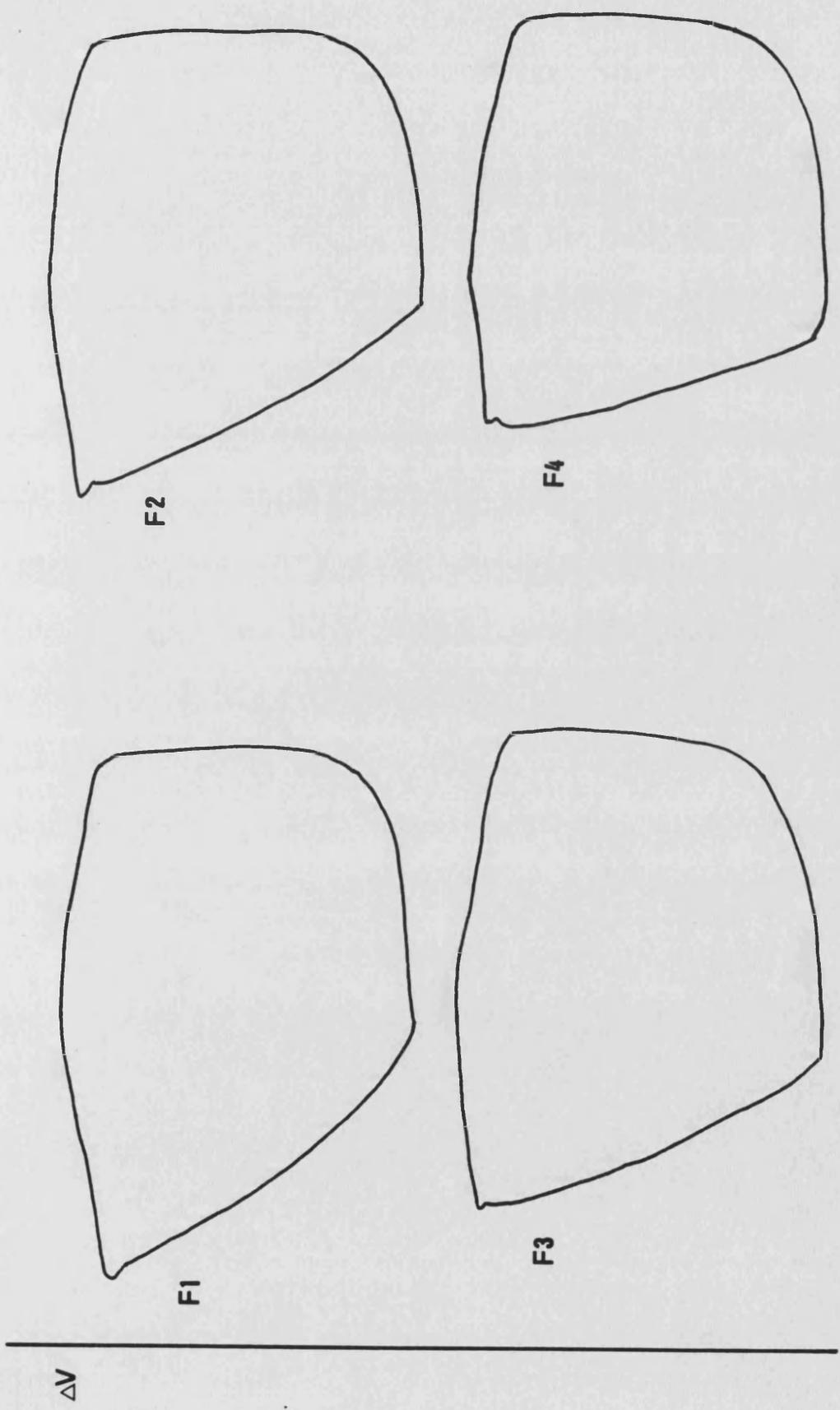
D4

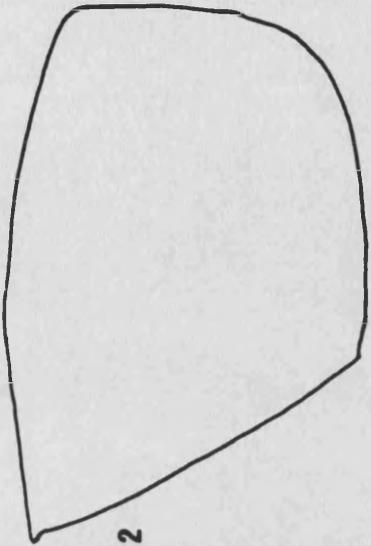
ΔV



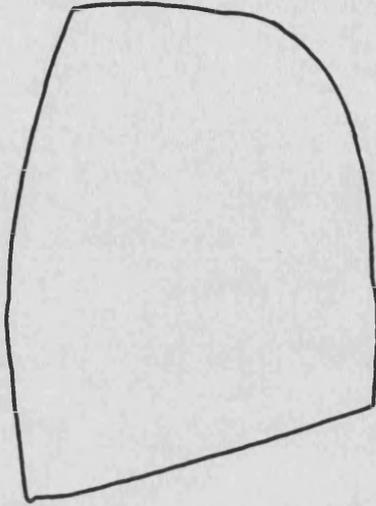
ΔV

ΔV

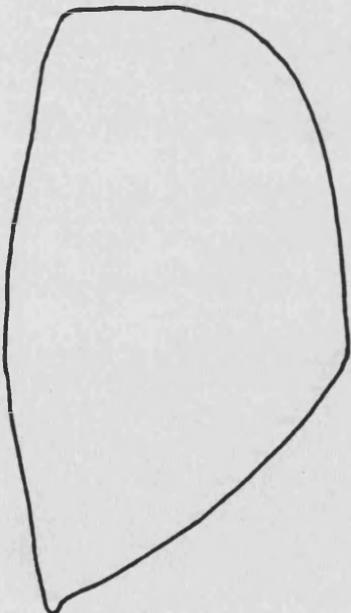




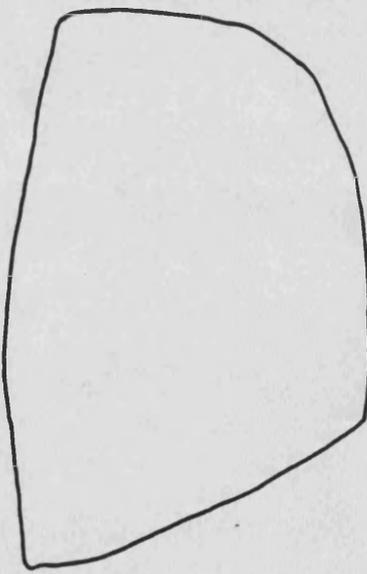
G2



G4



G1



G3

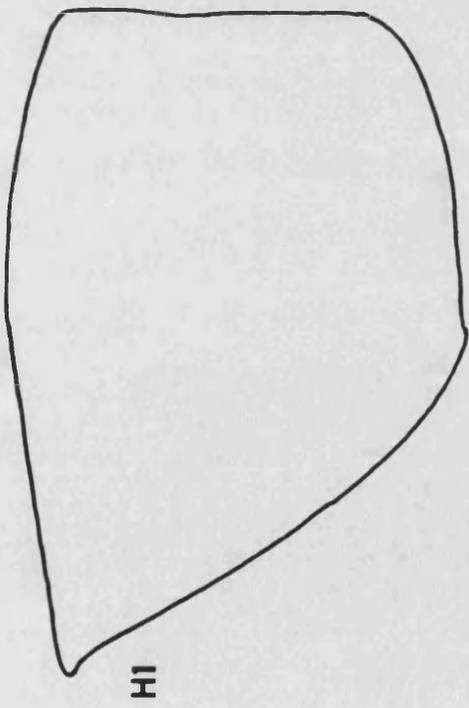


ΔV

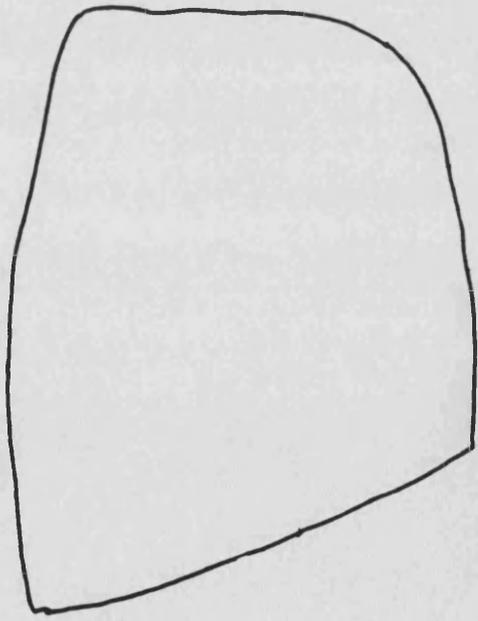


ΔV

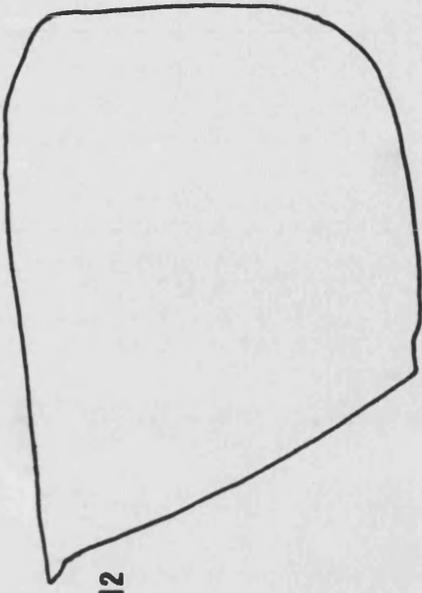
ΔV



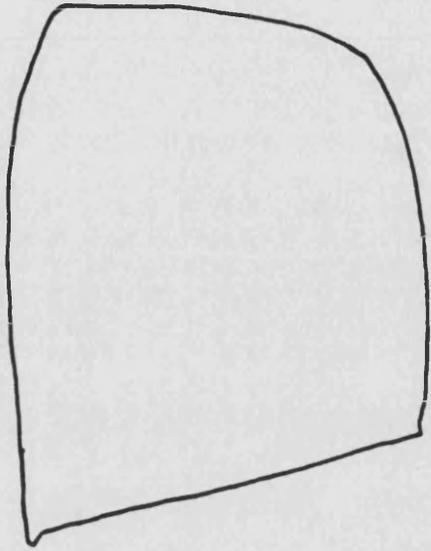
H1



H3



H2

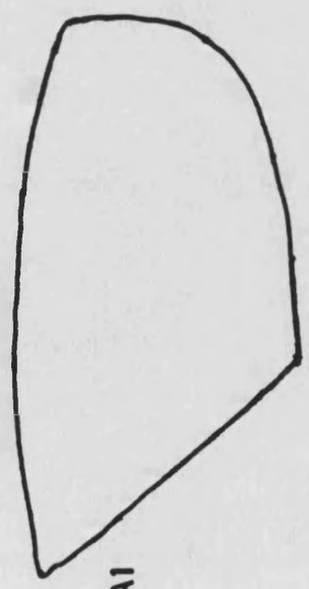


H4

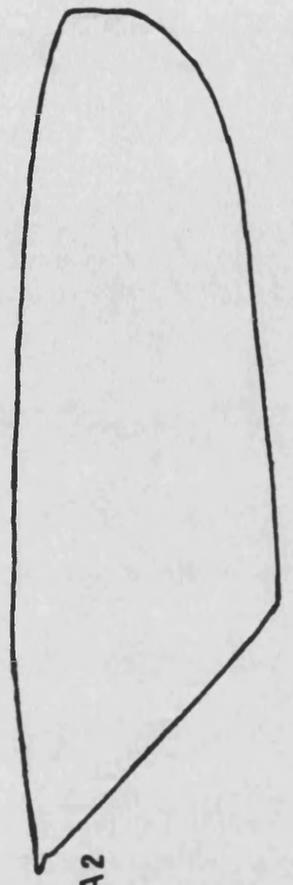
ΔV

Figuras II(d): Bucles $\Delta V_A/\Delta P_D$

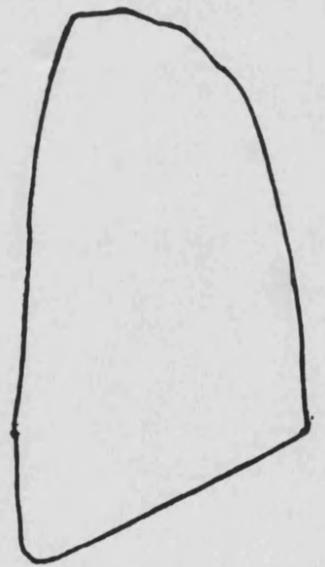
ΔV



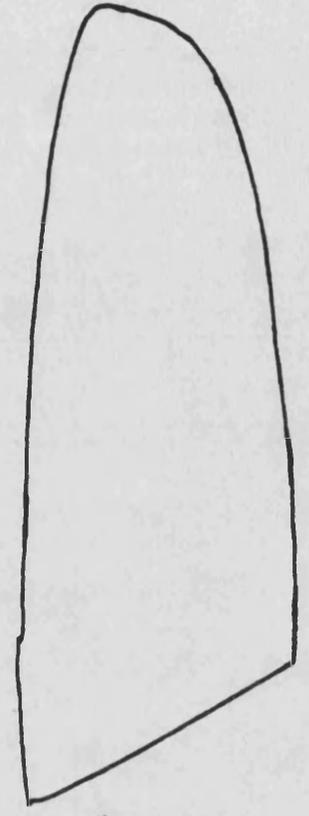
A1



A2



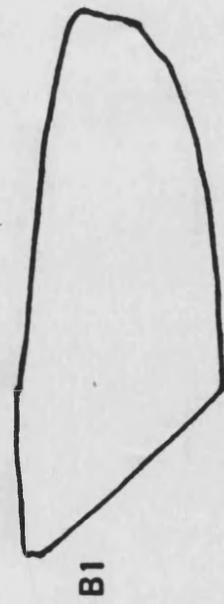
A3



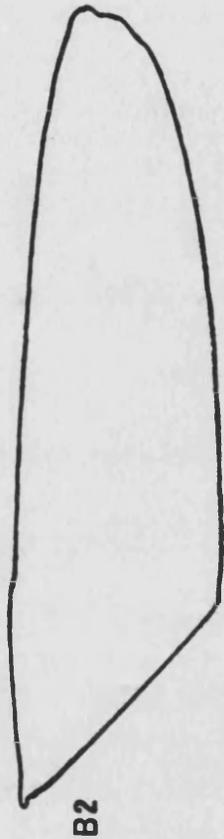
A4

ΔPD

ΔV



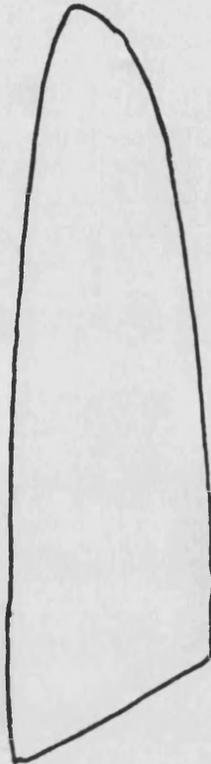
B1



B2



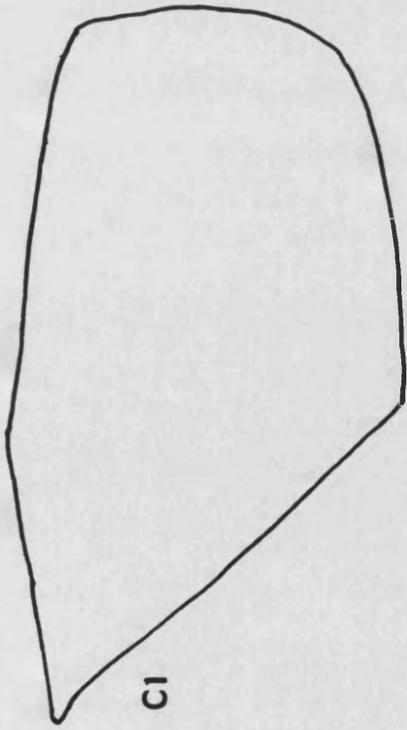
B3



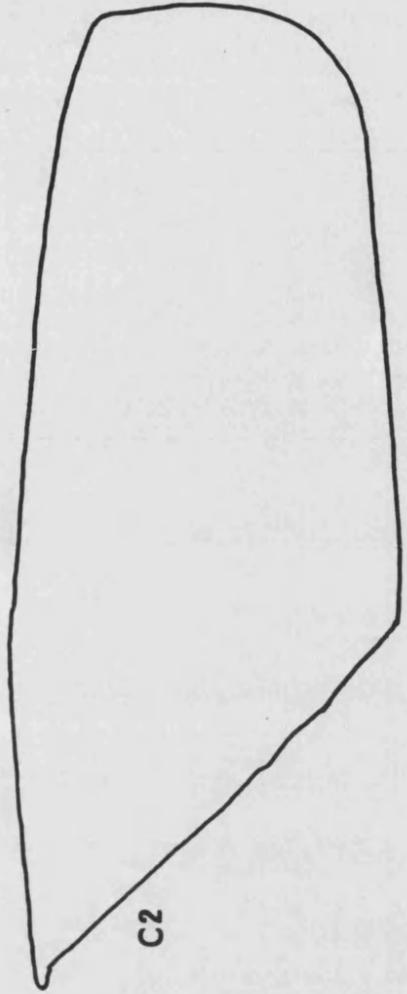
B4

ΔPD

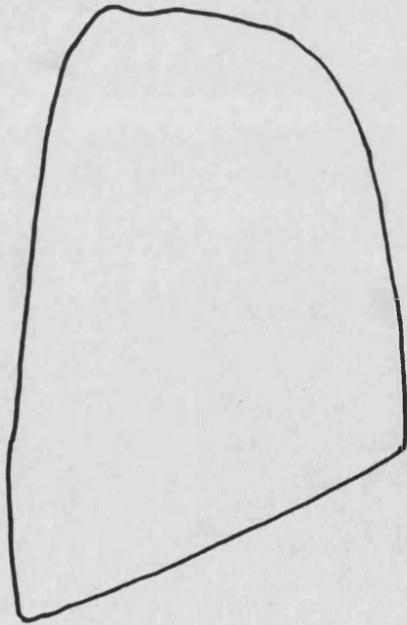
ΔV



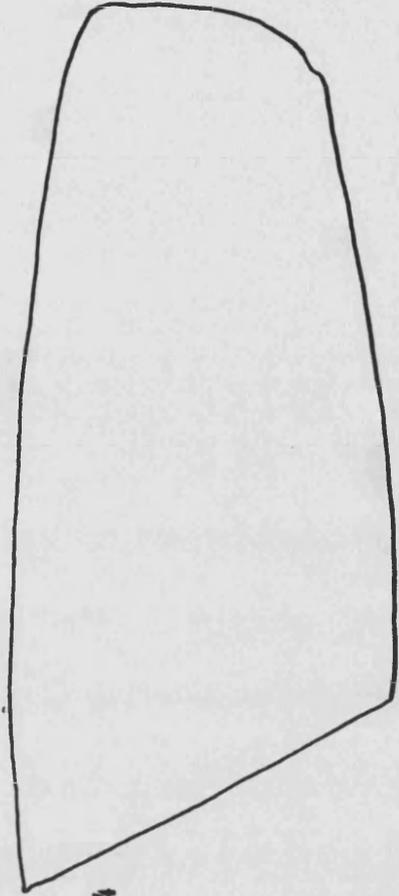
C1



C2



C3

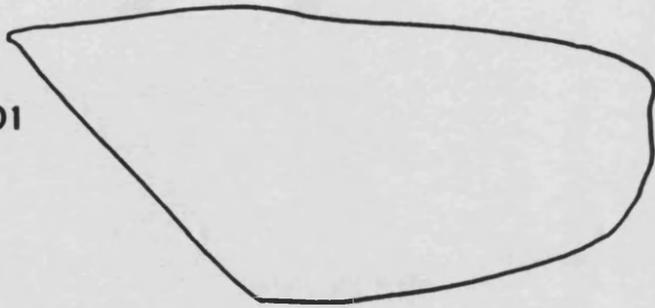


C4

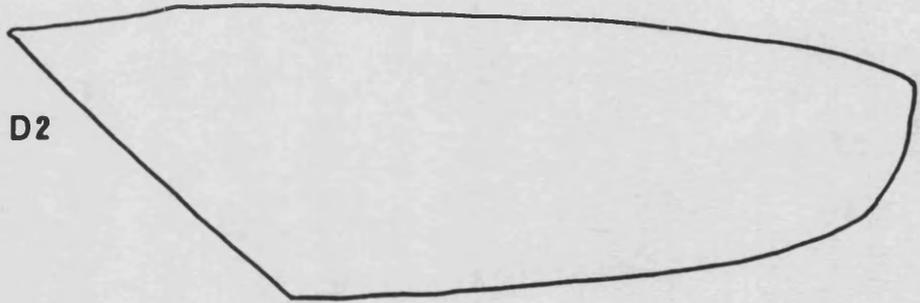
ΔP_0

ΔV

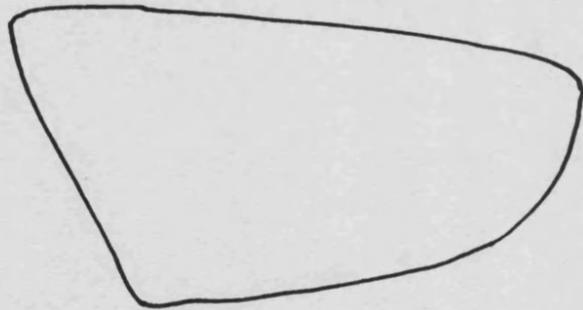
D1



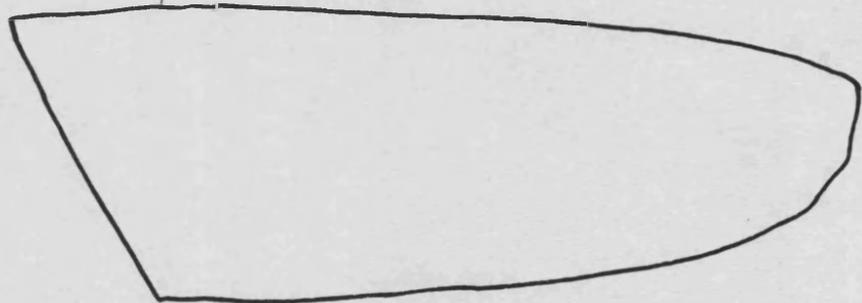
D2



D3

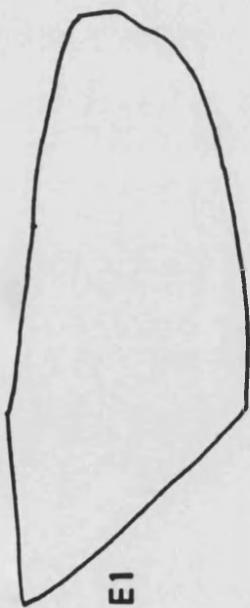


D4

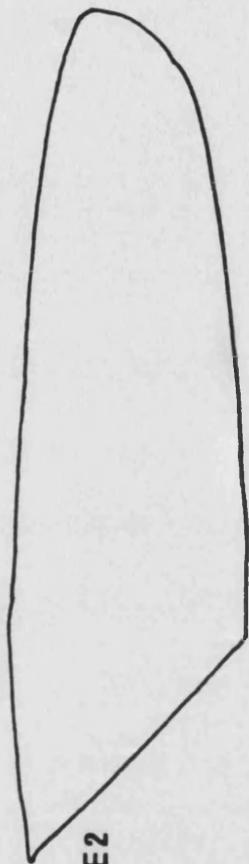


ΔPD

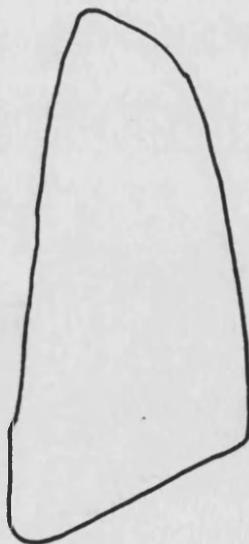
ΔV



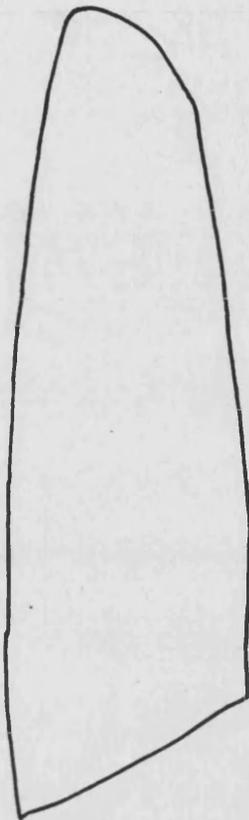
E1



E2



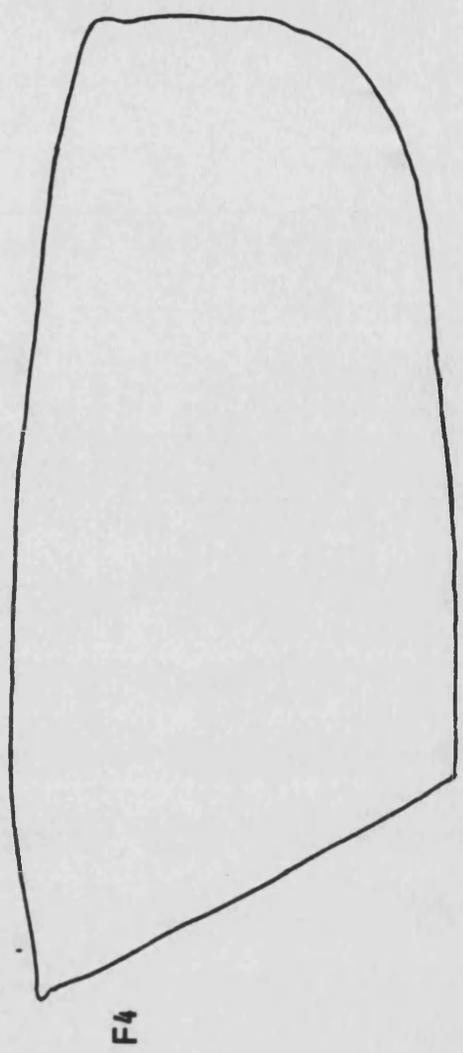
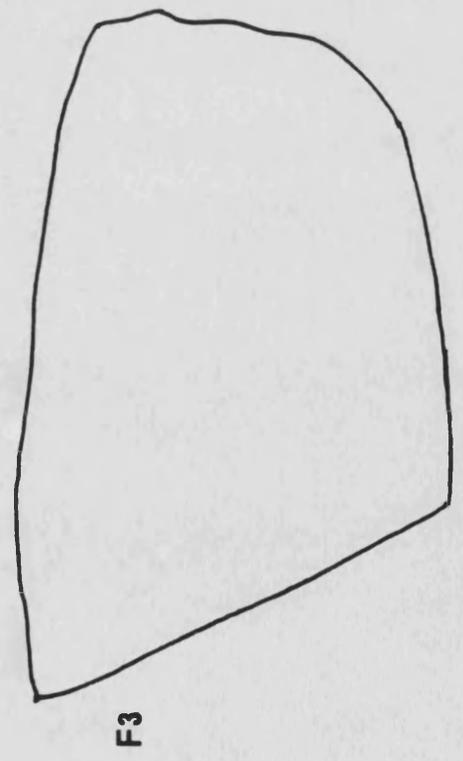
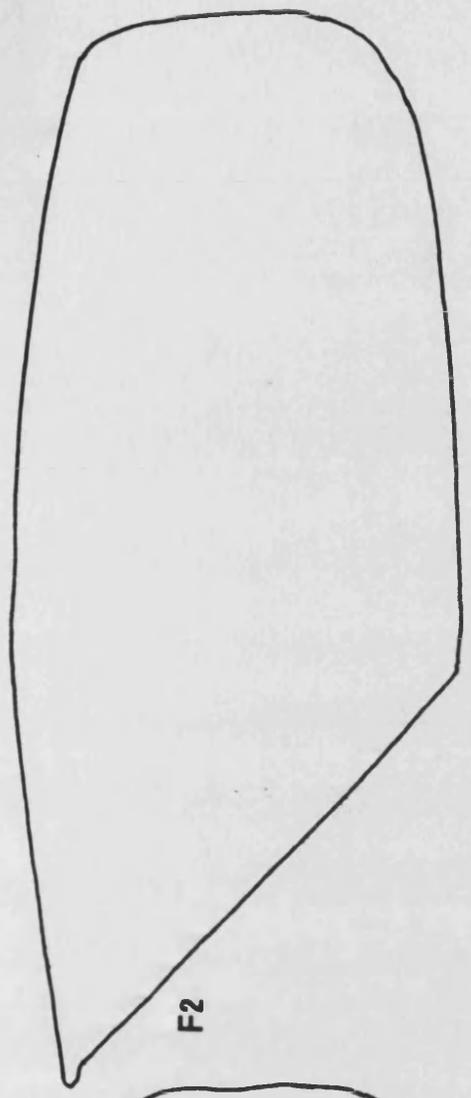
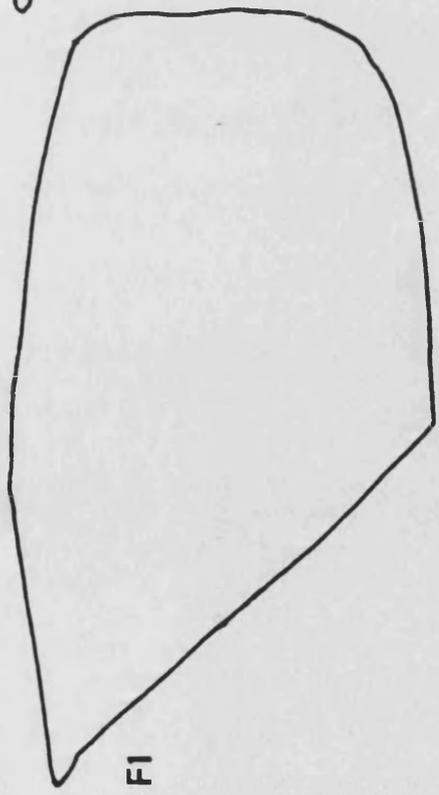
E3



E4

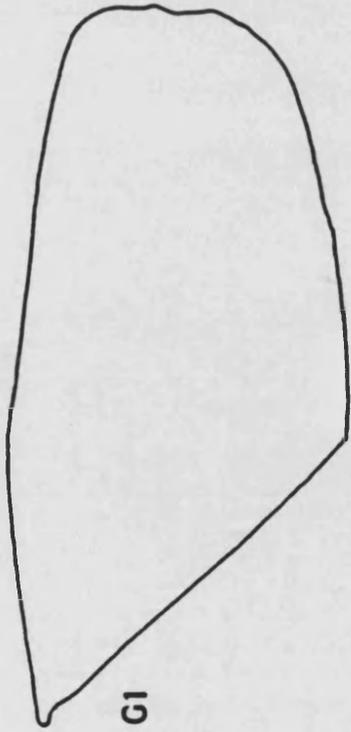
ΔPD

ΔV

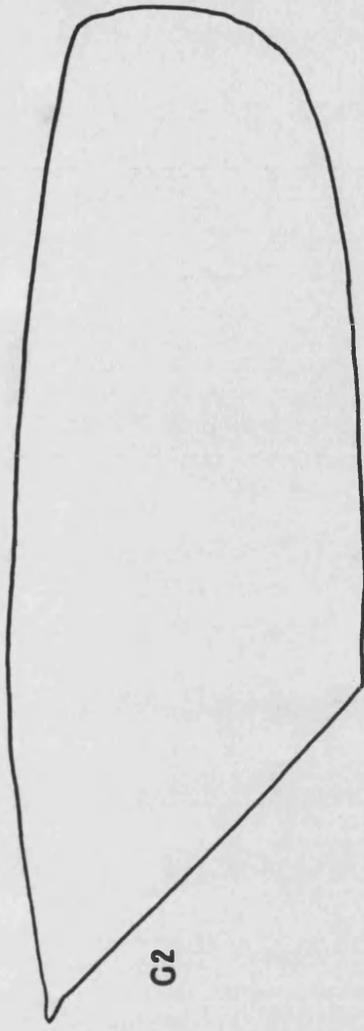


ΔPD

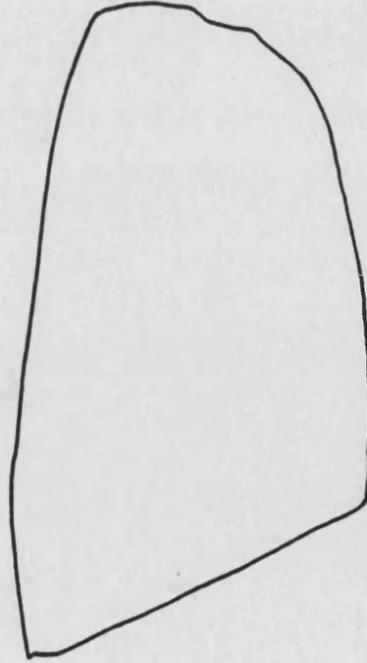
ΔV



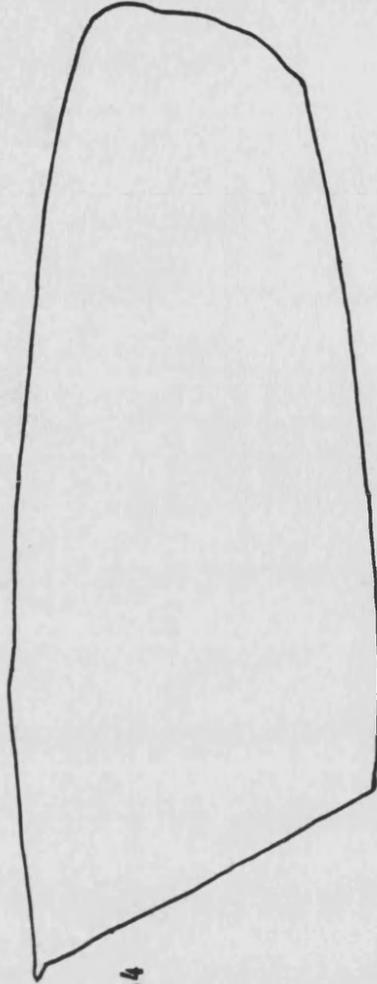
G1



G2



G3



G4

ΔP_0

ΔV

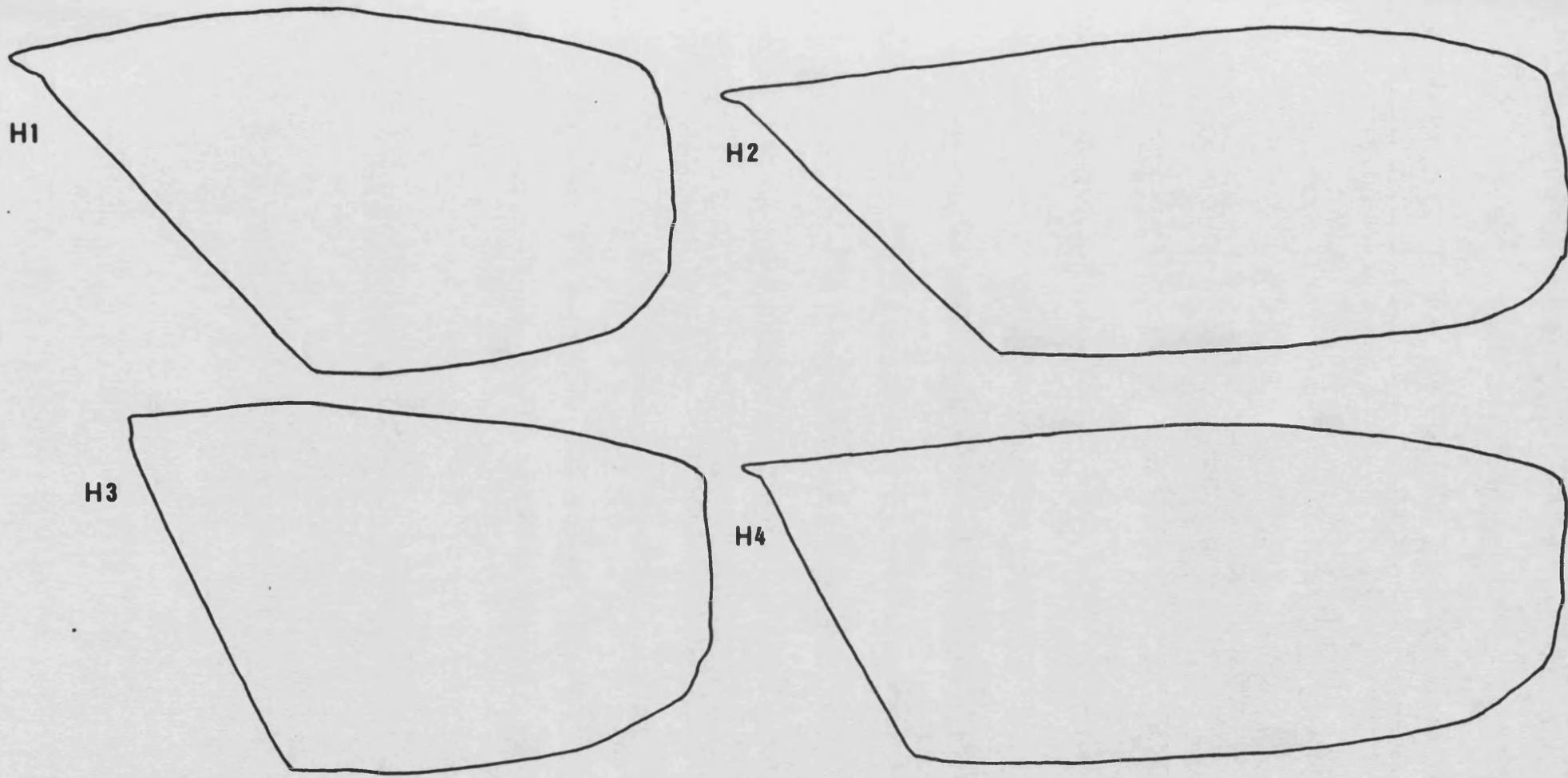
H1

H2

H3

H4

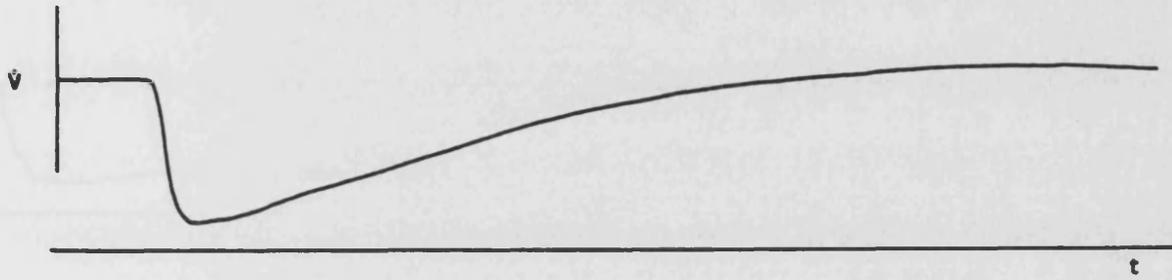
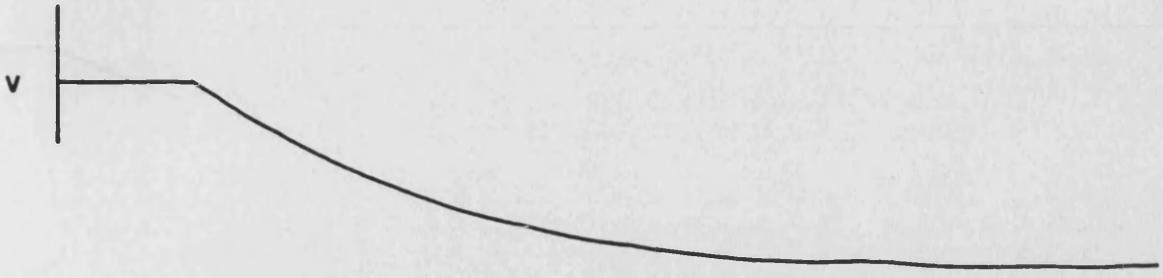
ΔP_0



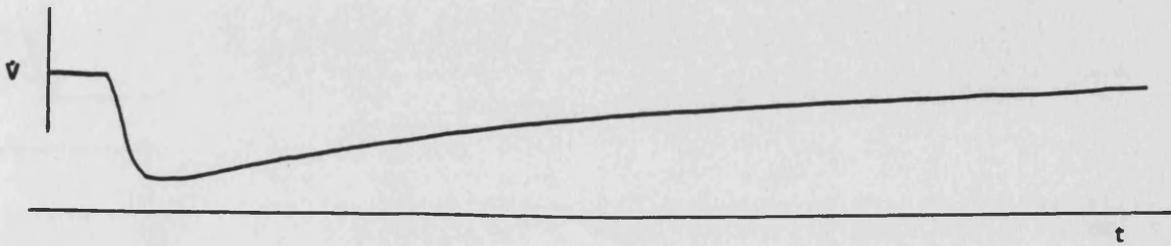
Figuras II(e): Ondas V/t y \dot{V}/t ampliadas. Trazados obtenidos en el registrador X-Y con una velocidad de paso del papel de 10 cm/s.

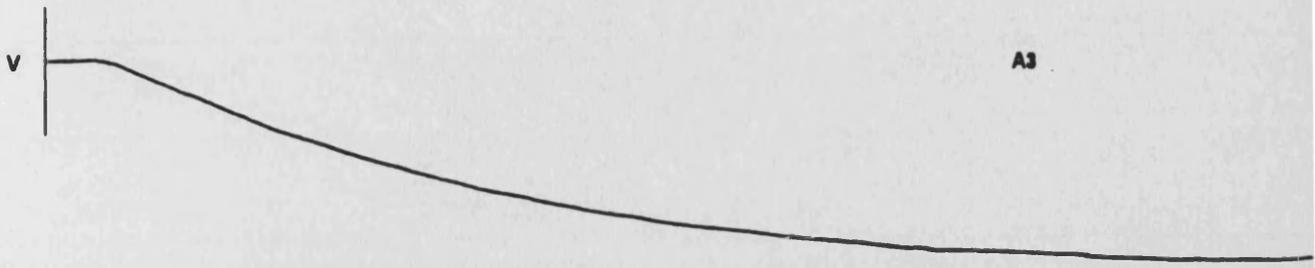
(Reproducciones reducidas del registro original, a escala 1:1,33)

A1

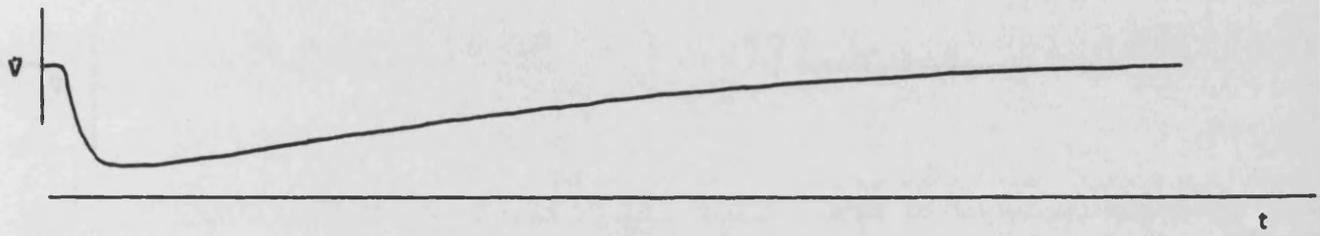


A2

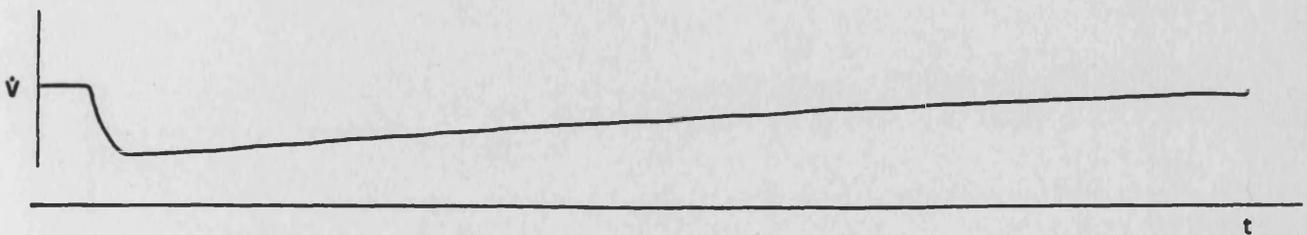




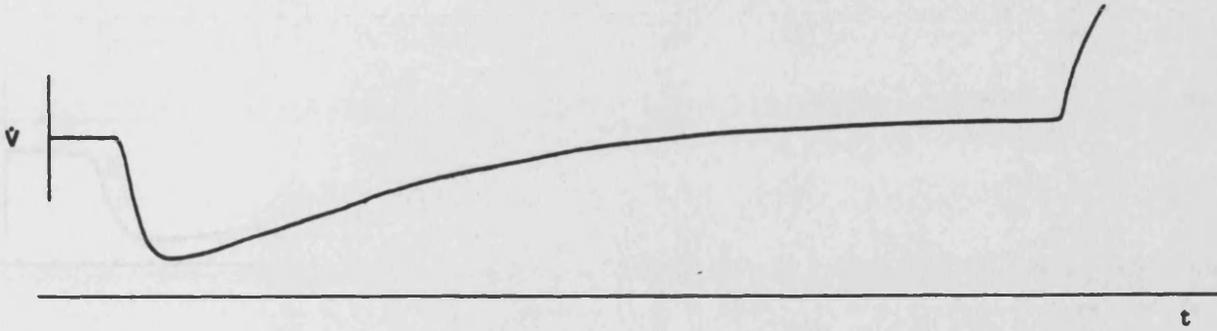
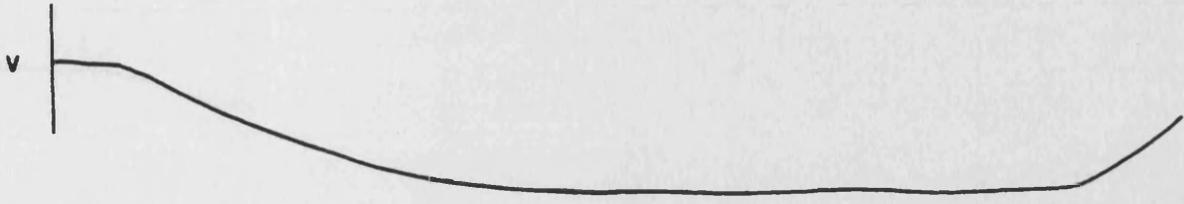
A3



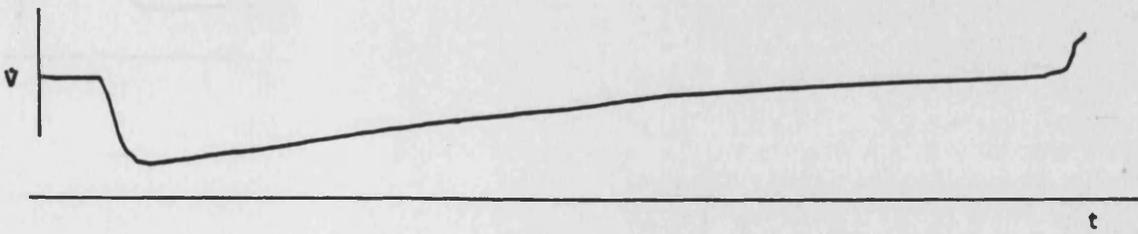
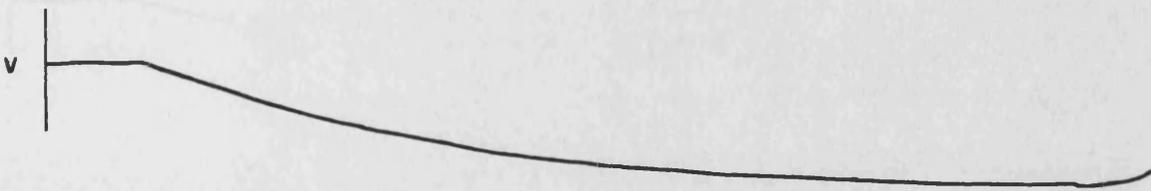
A4



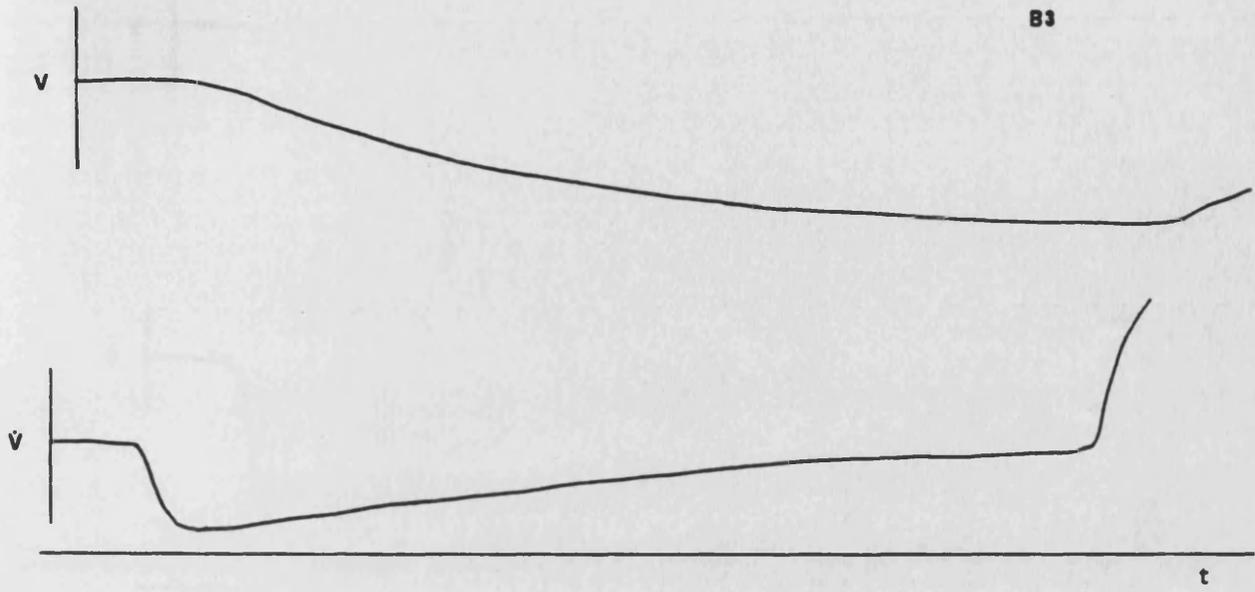
B1



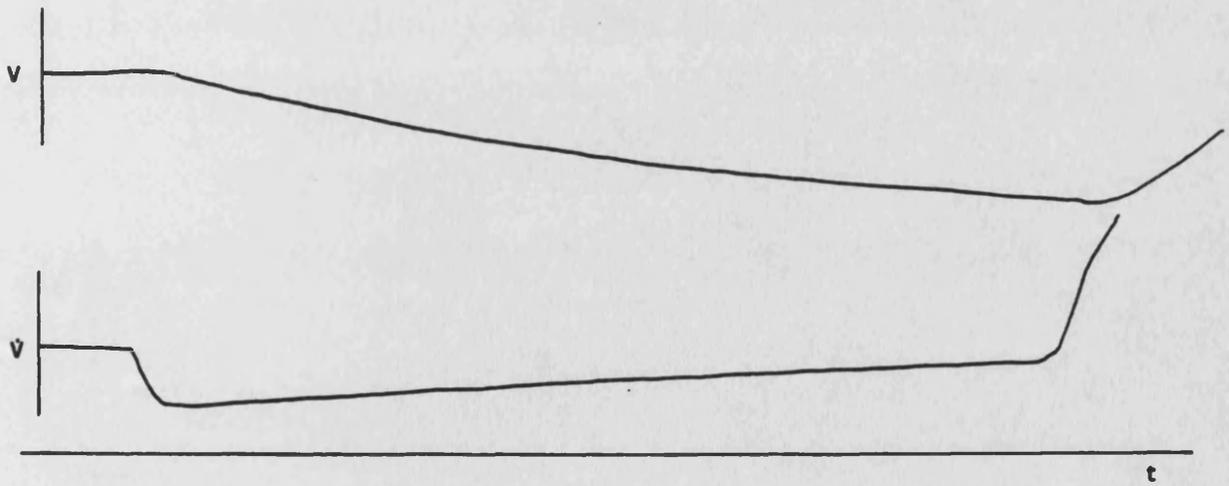
B2

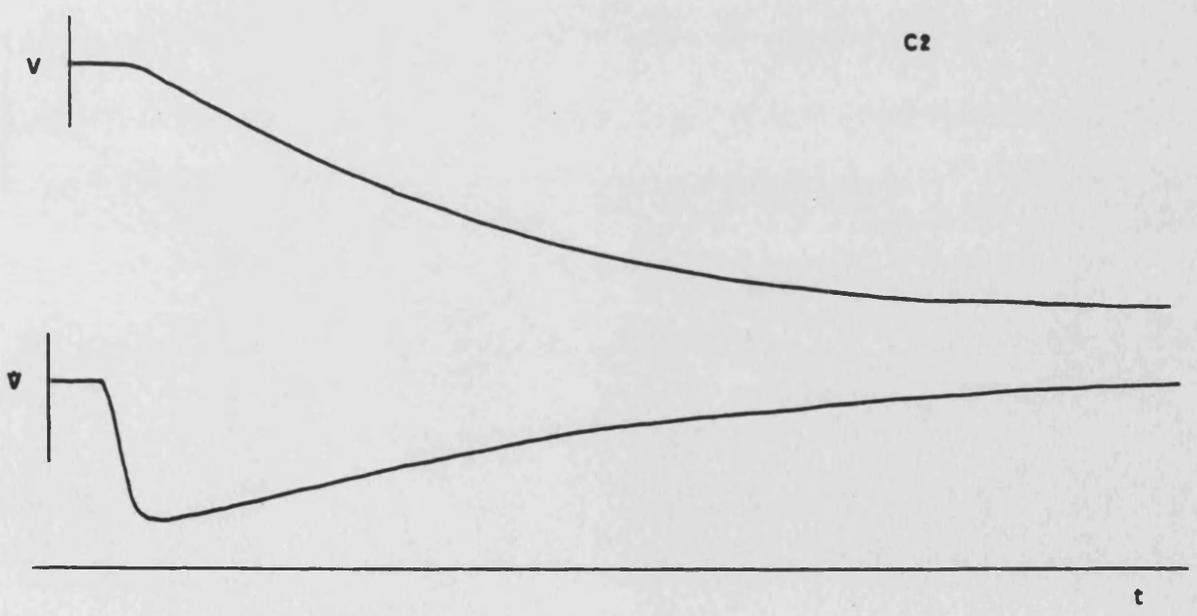
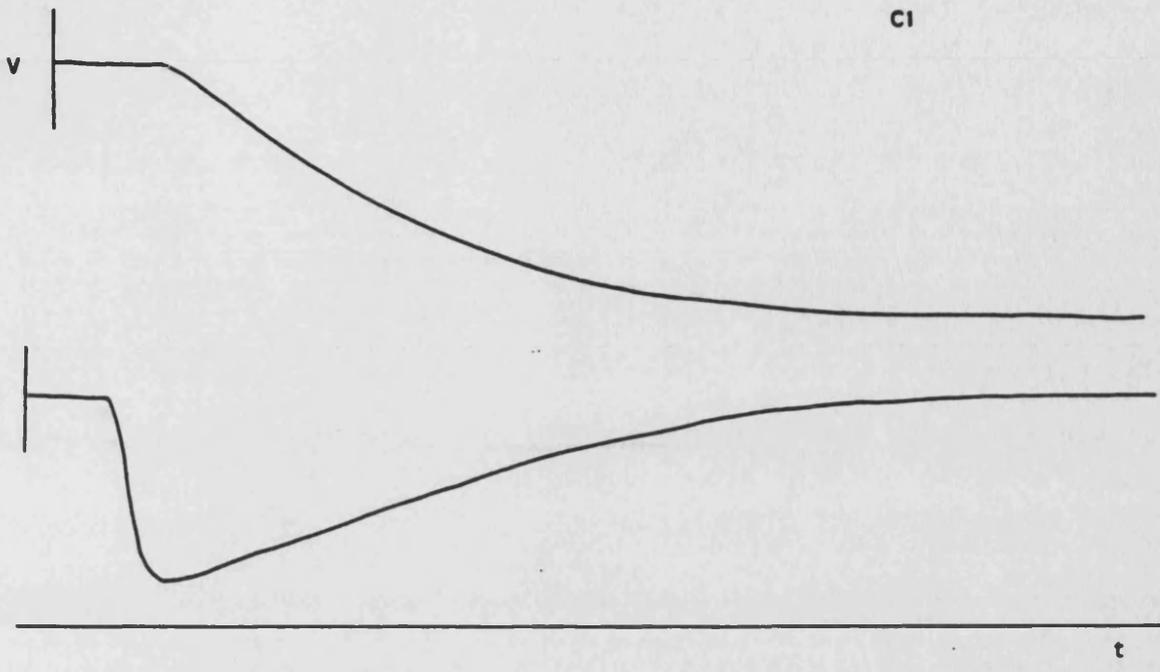


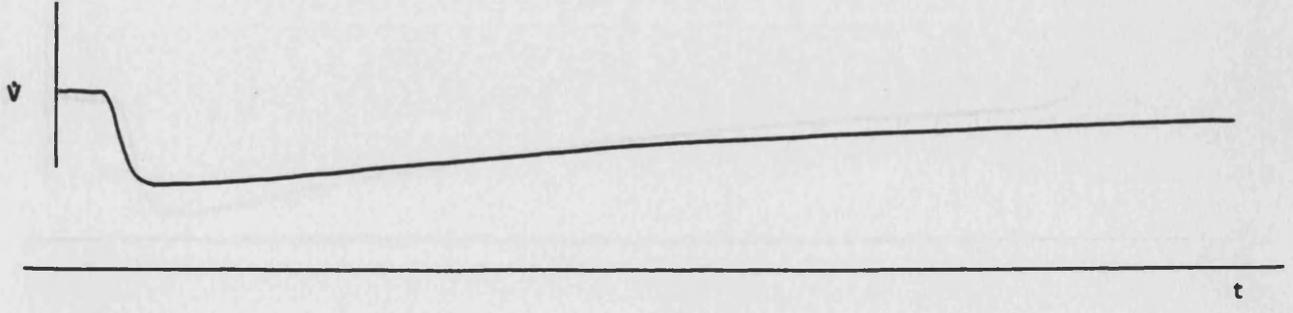
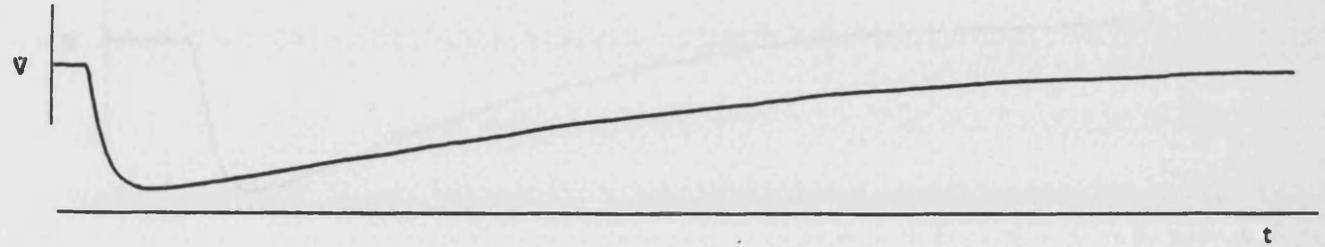
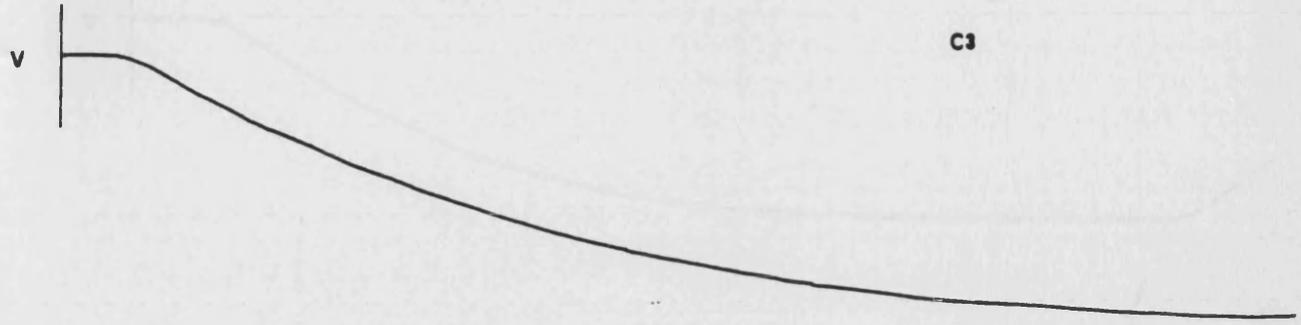
B3

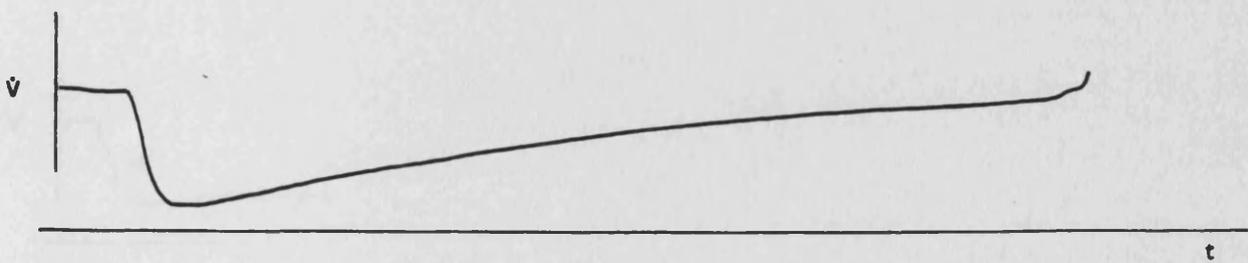
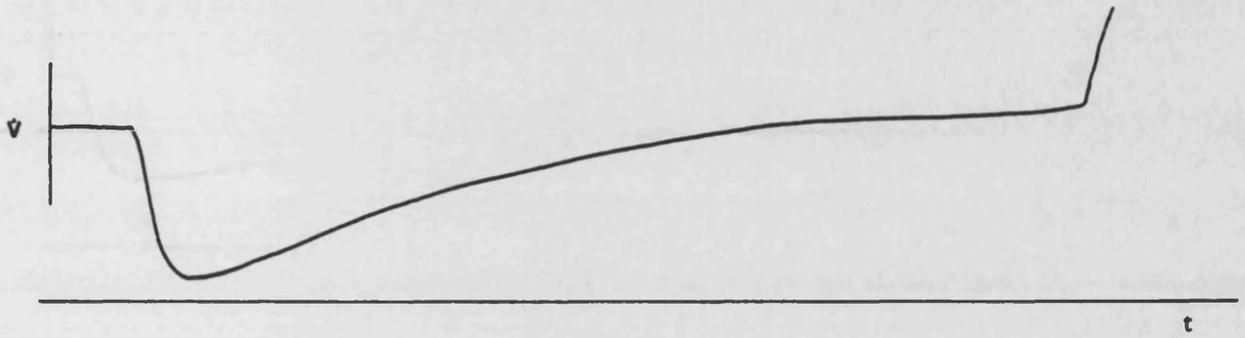
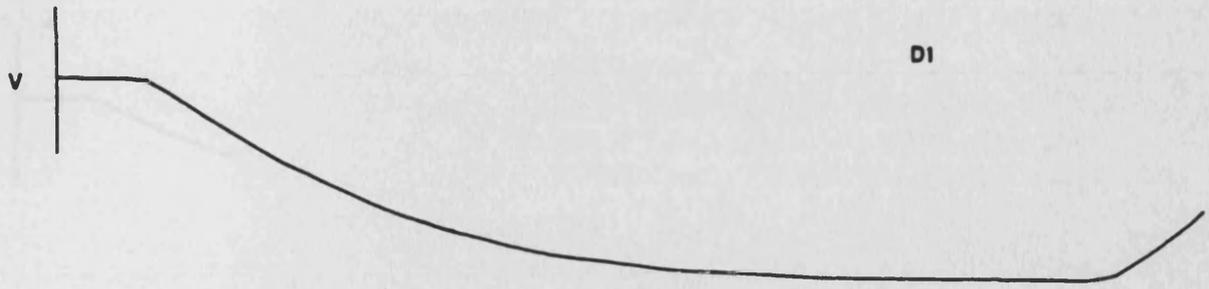


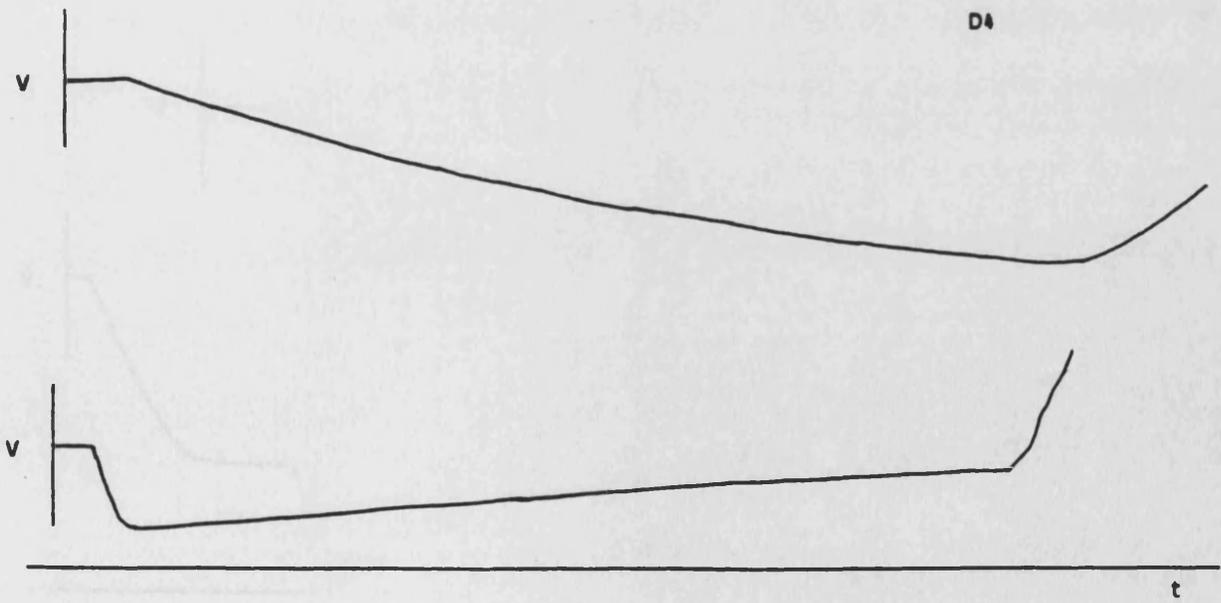
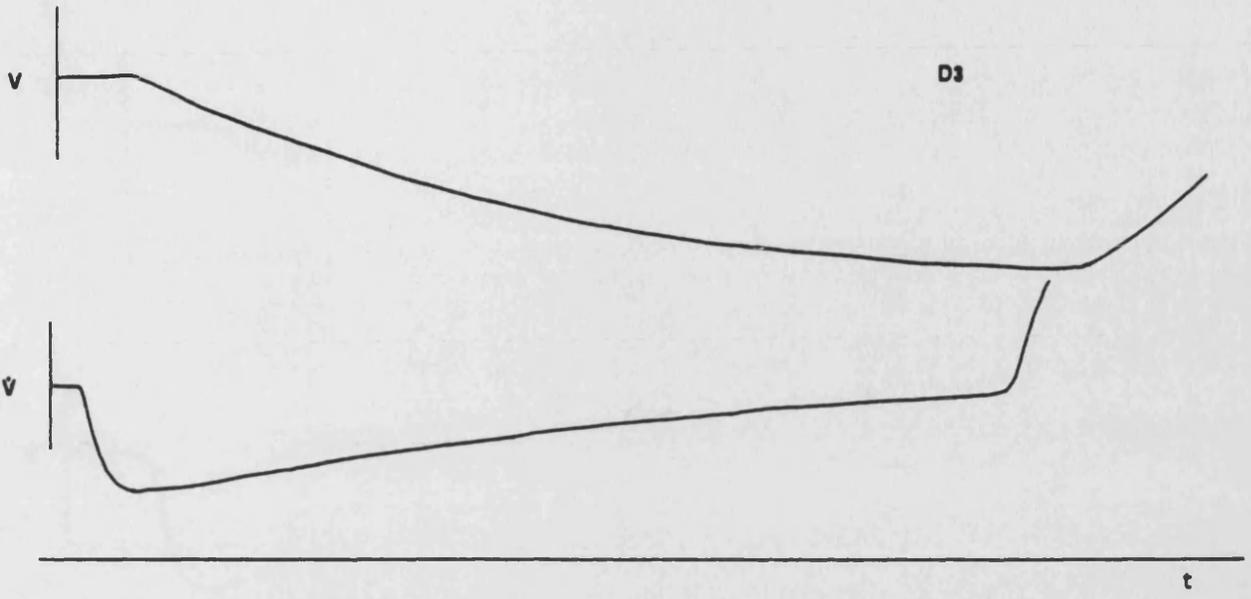
B4



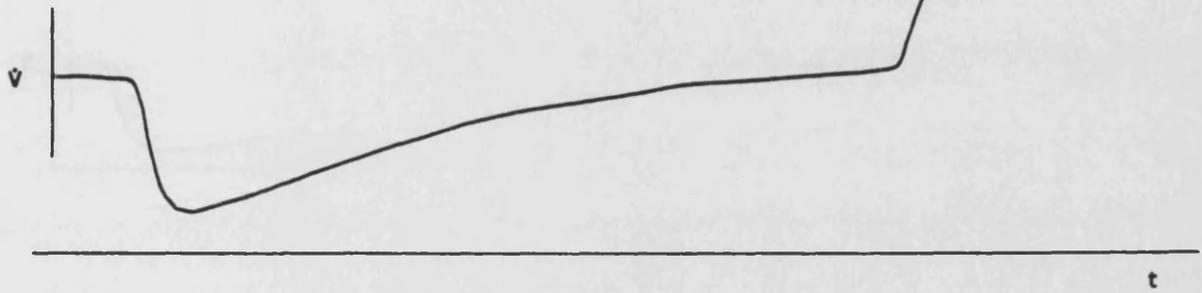
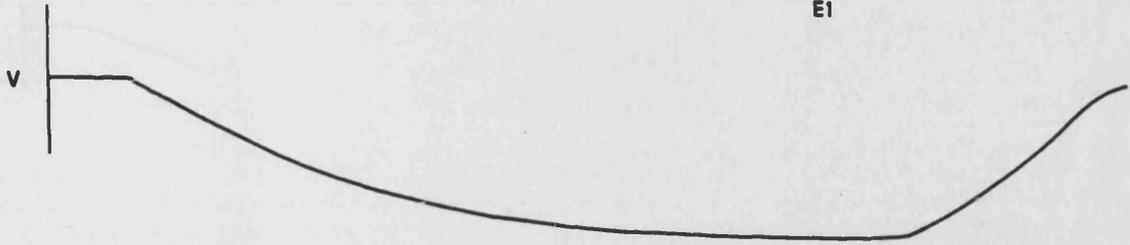




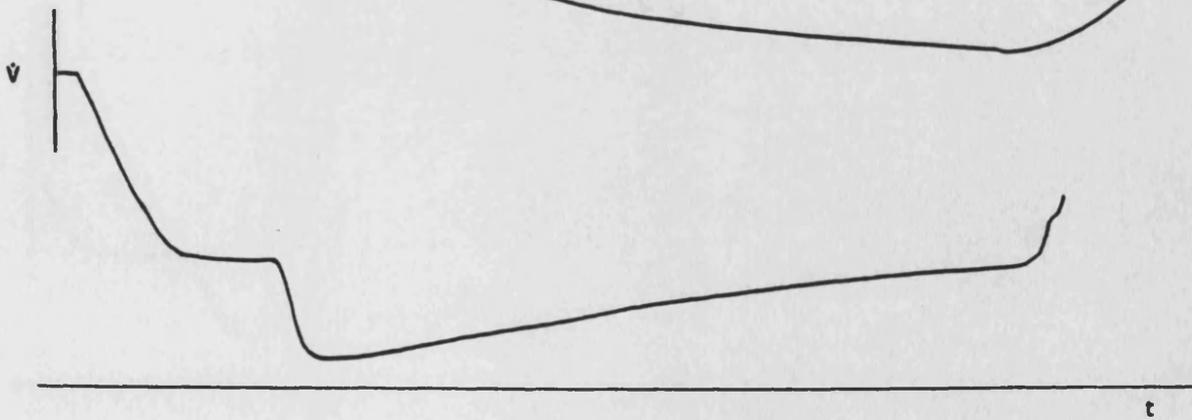


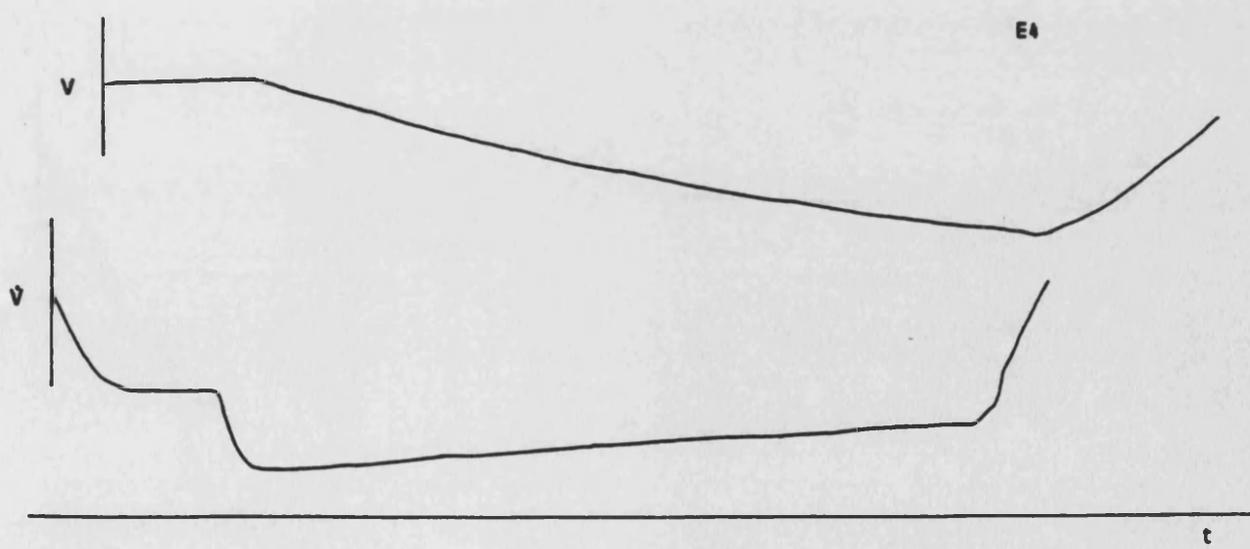
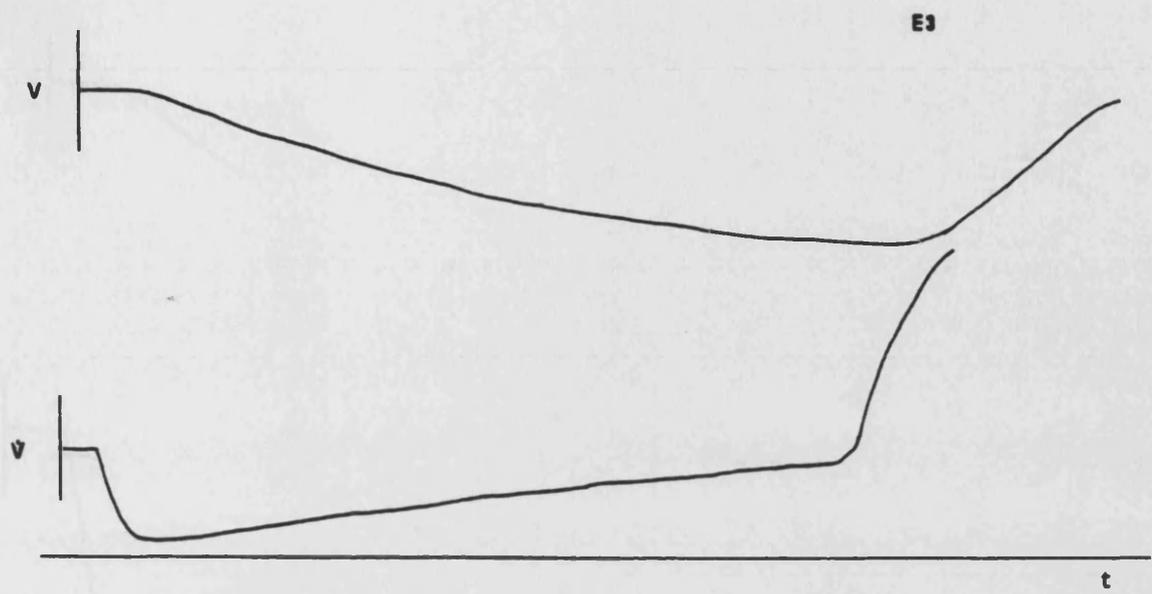


E1

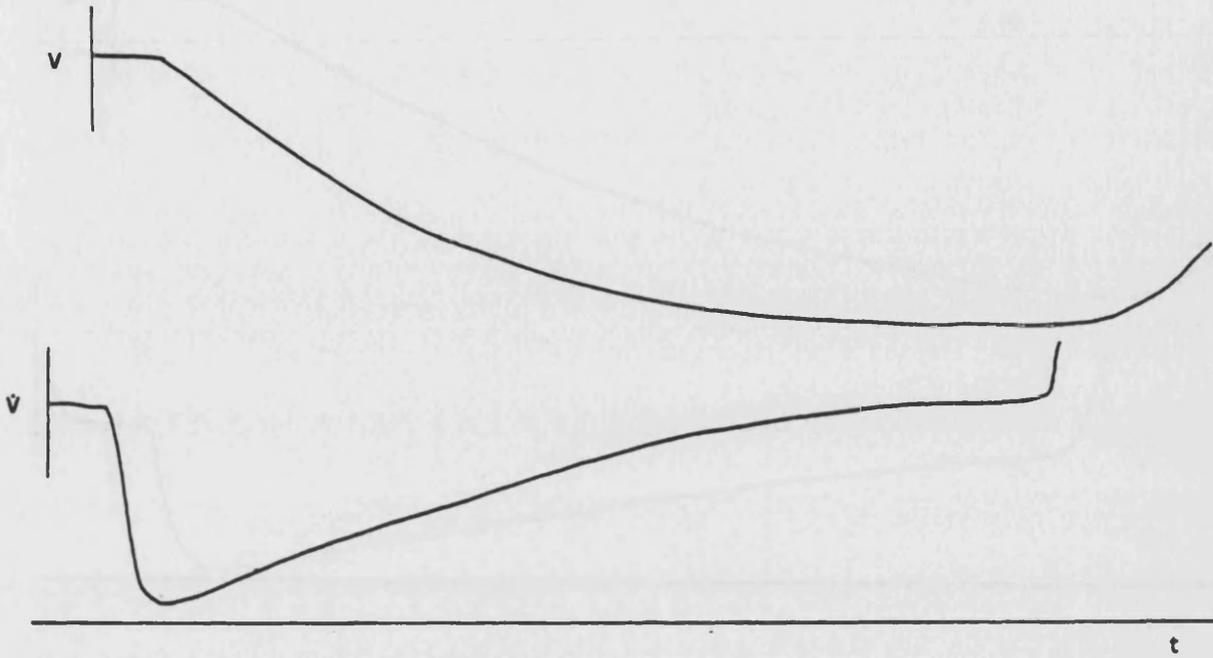


E2

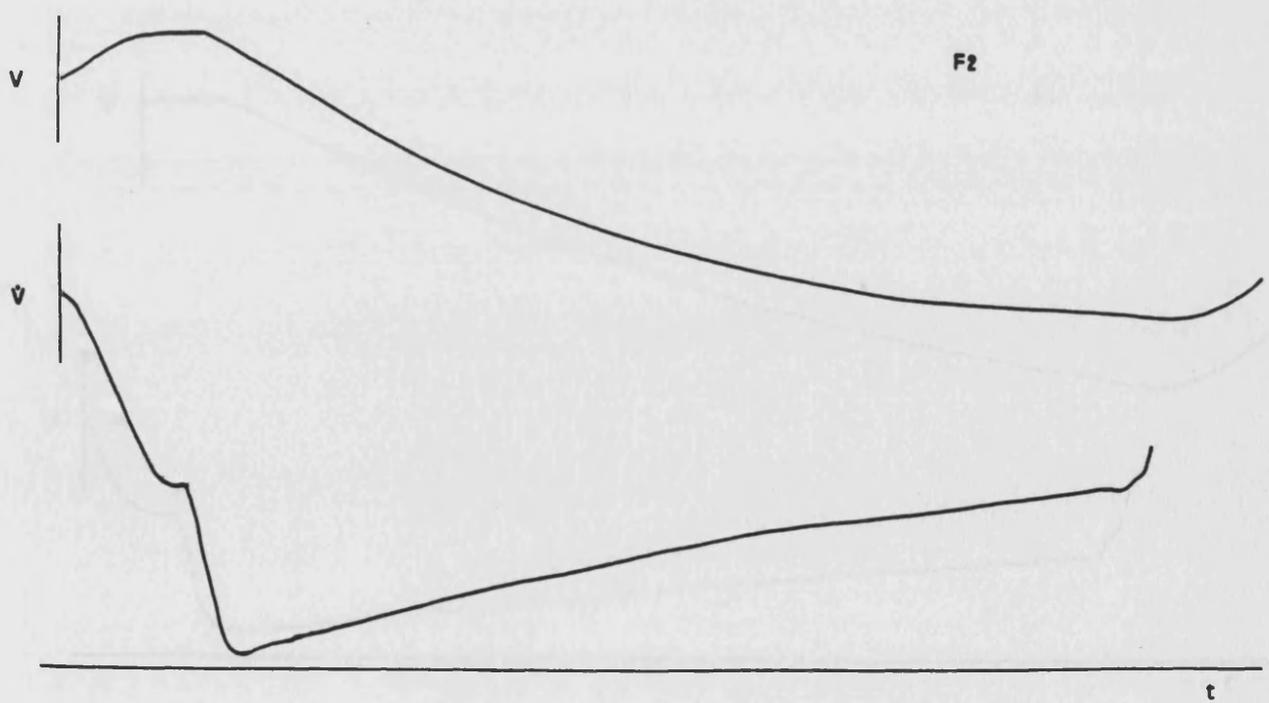


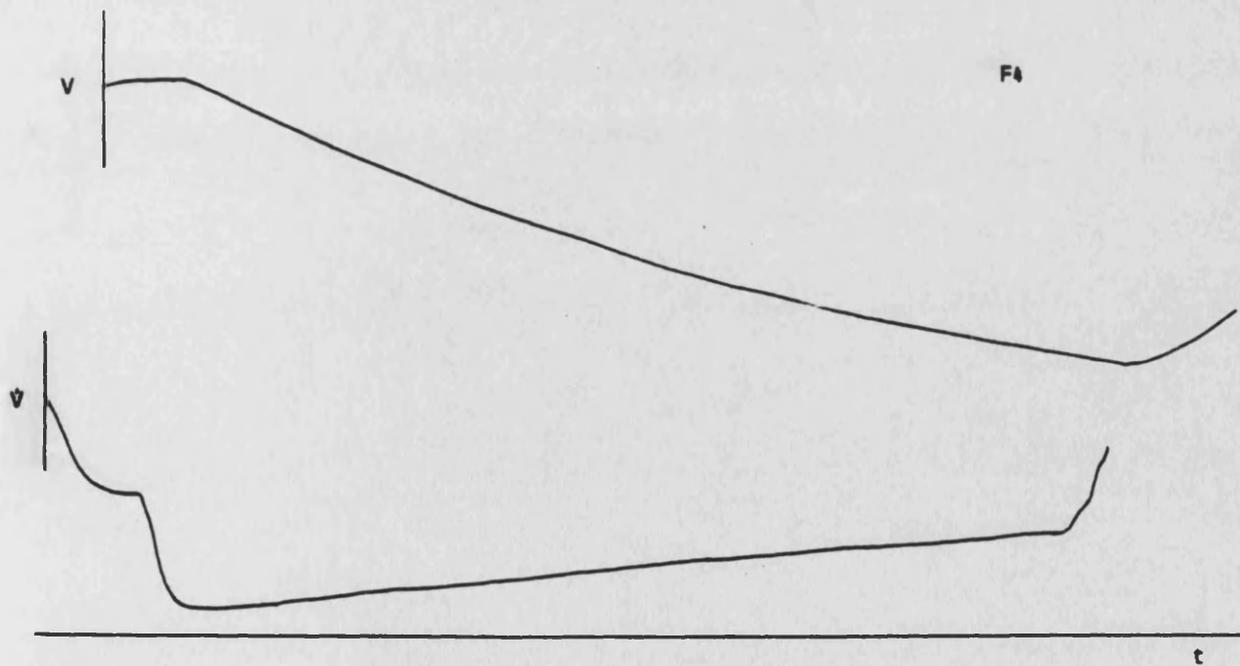
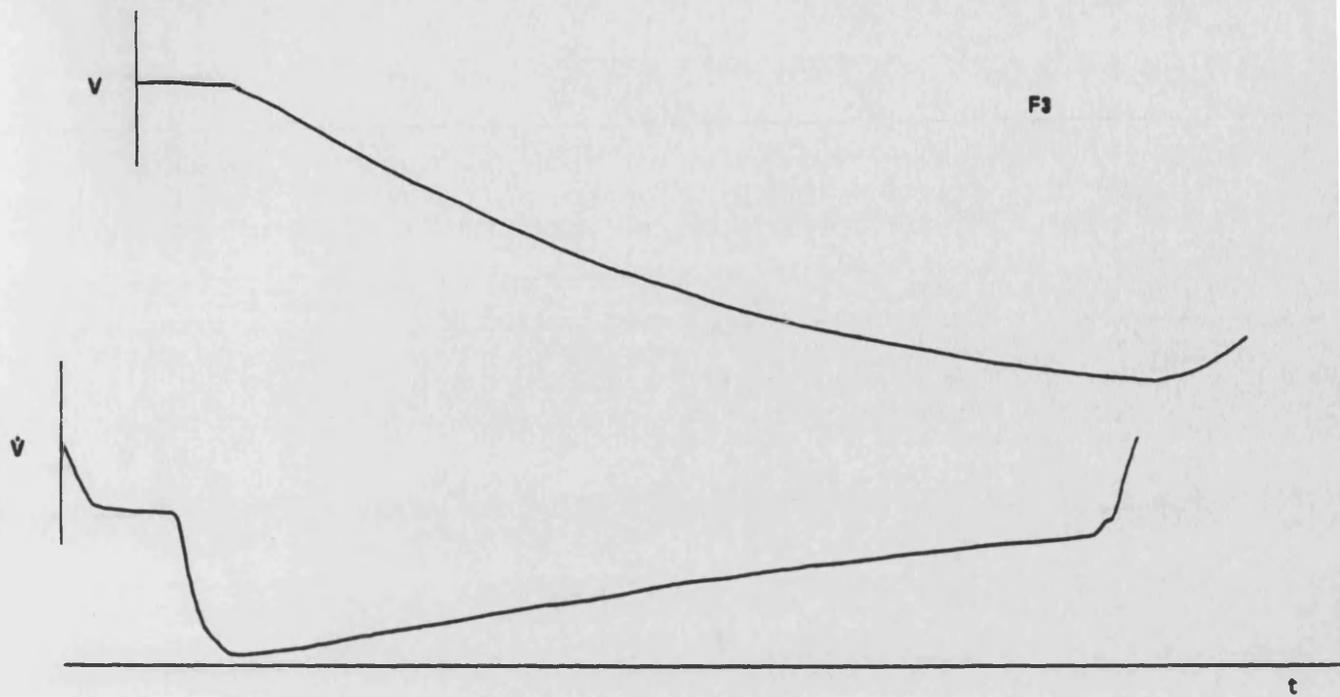


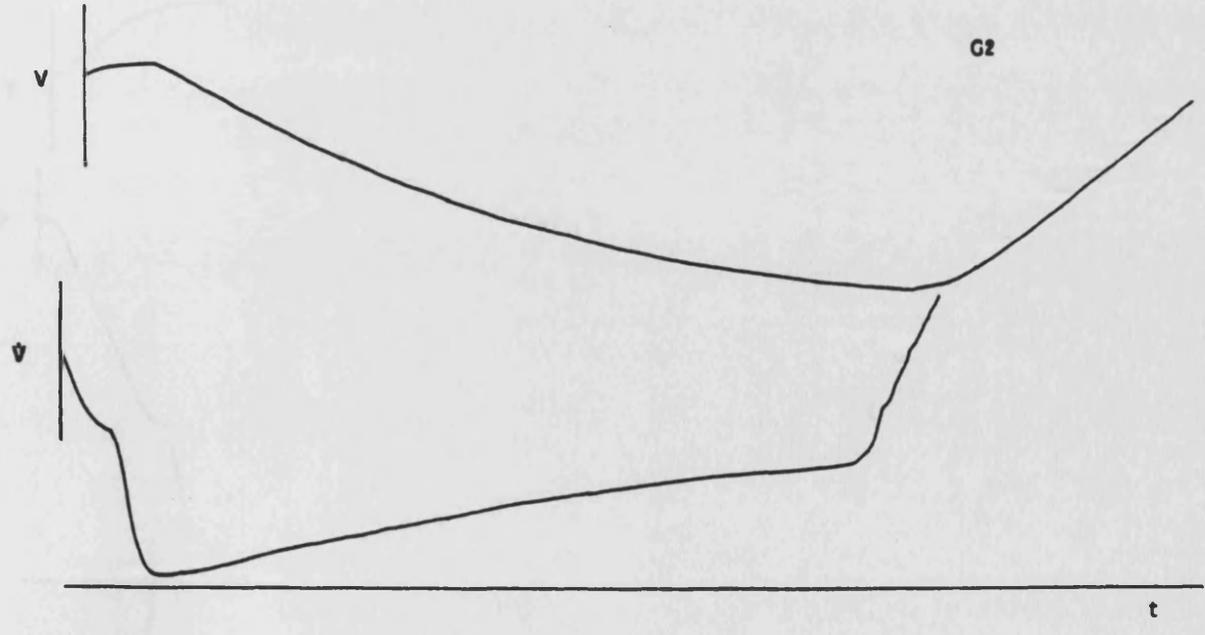
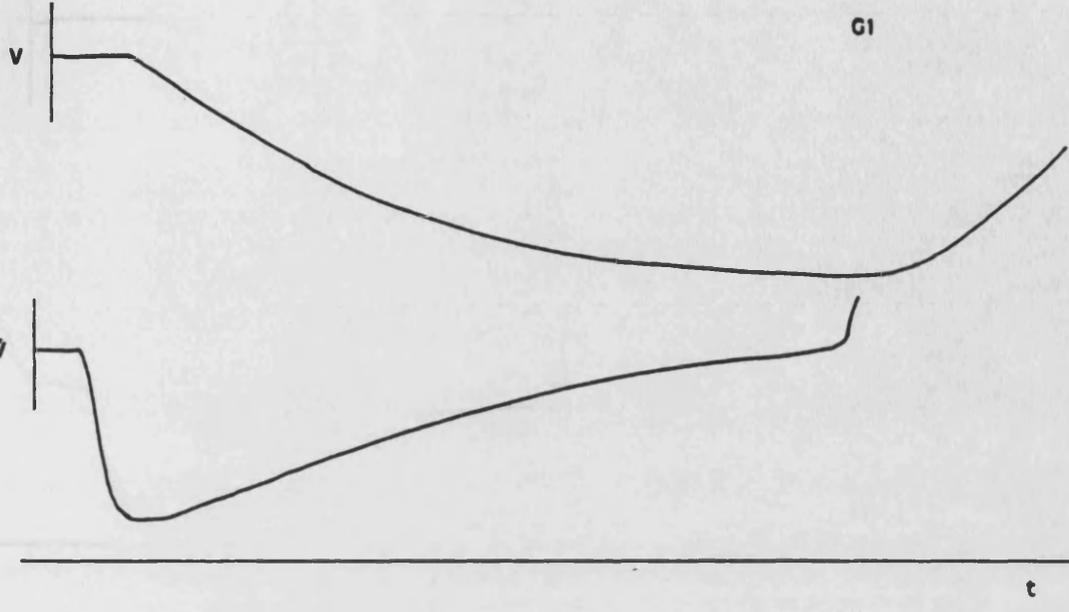
F1

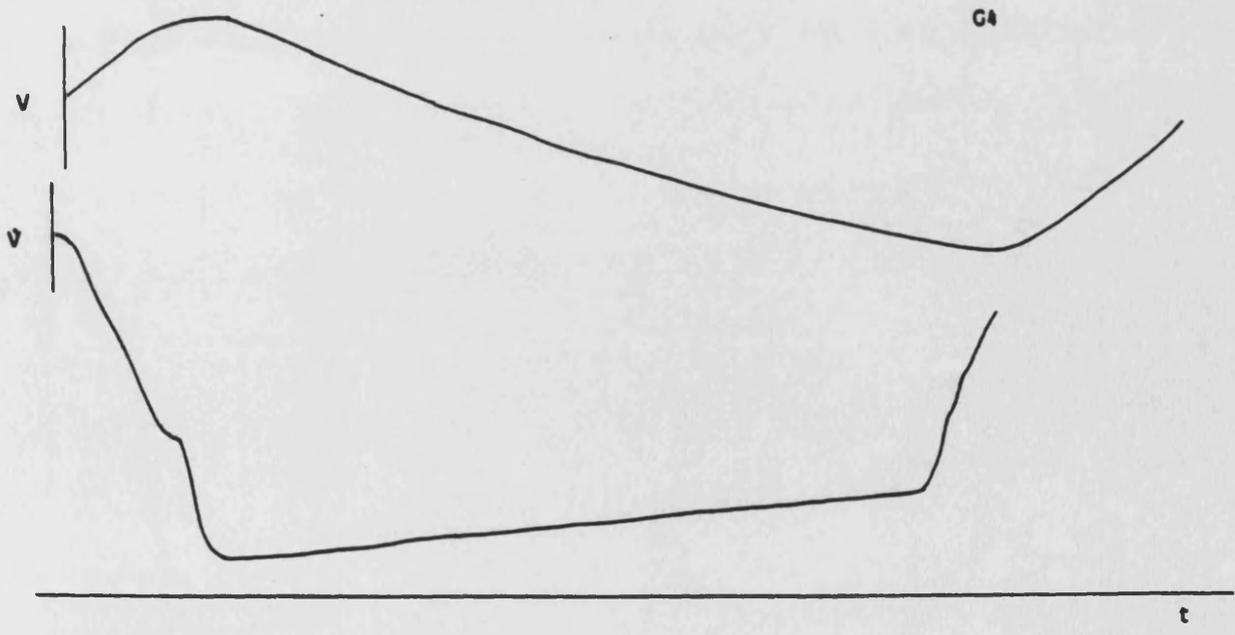
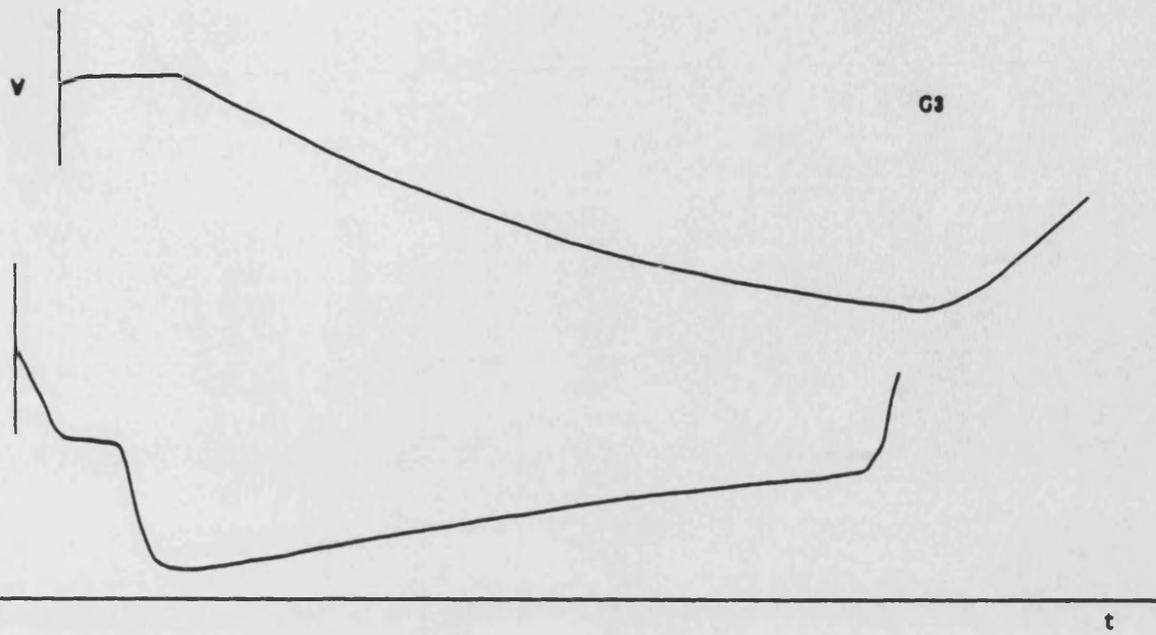


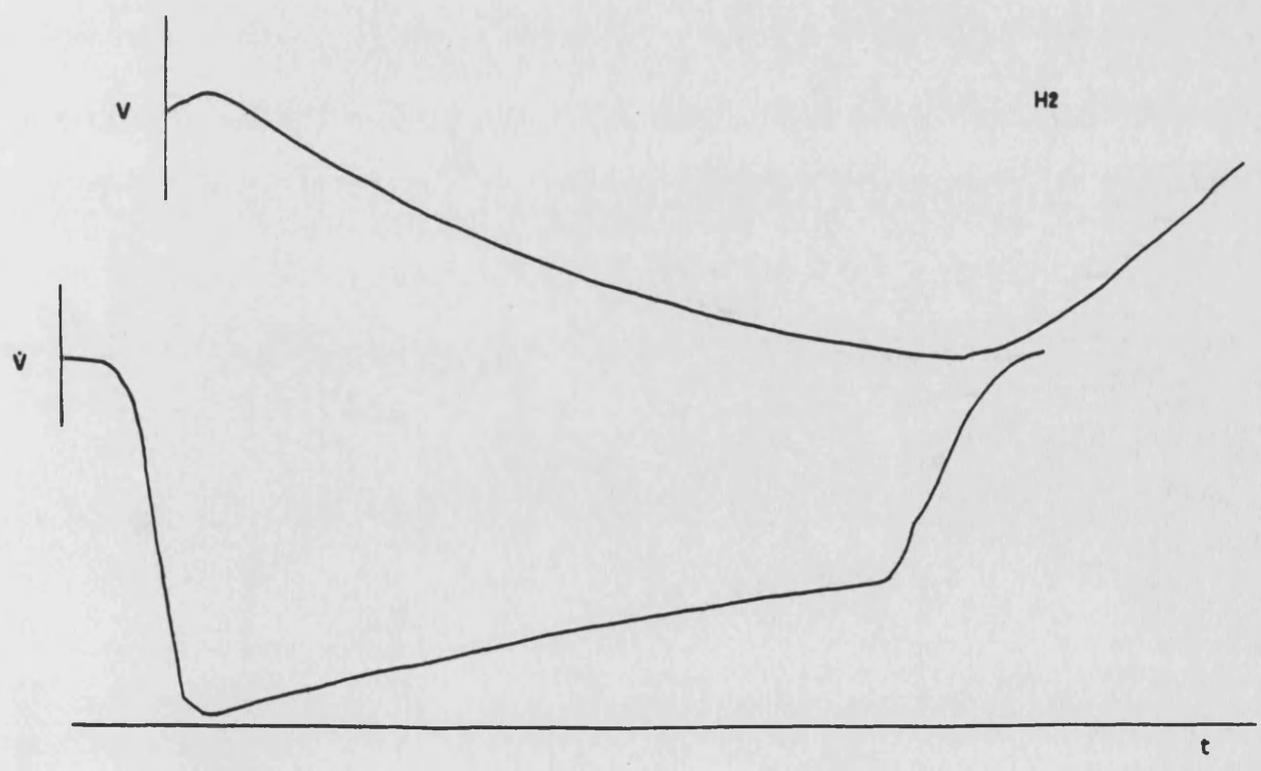
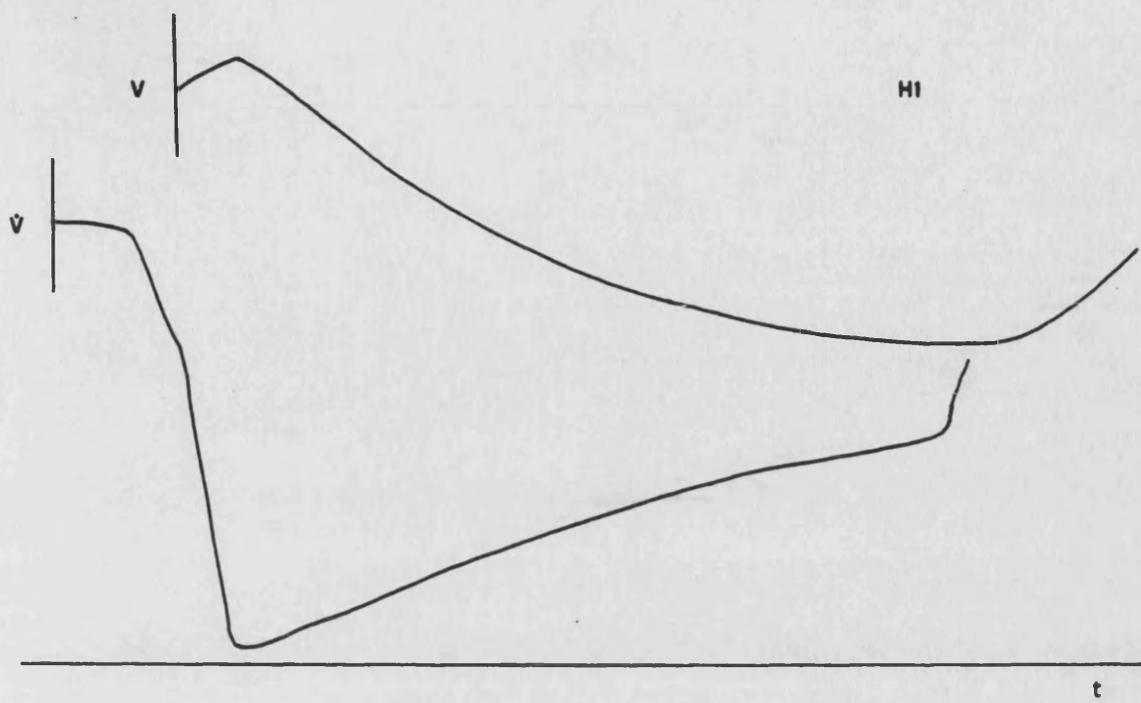
F2

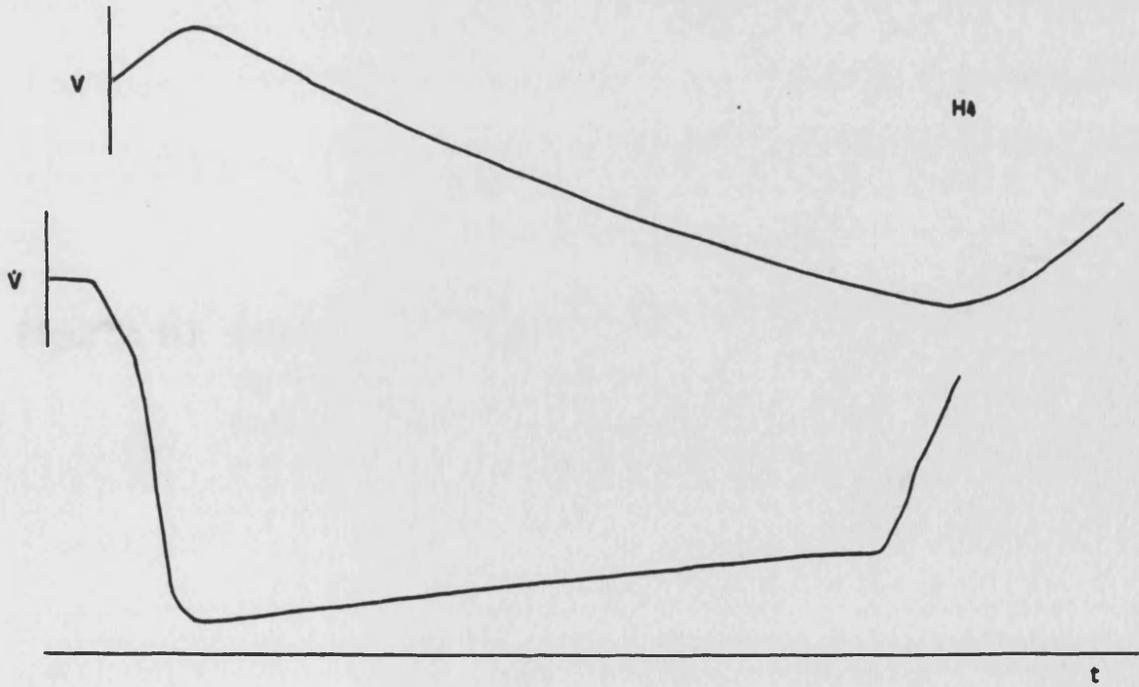
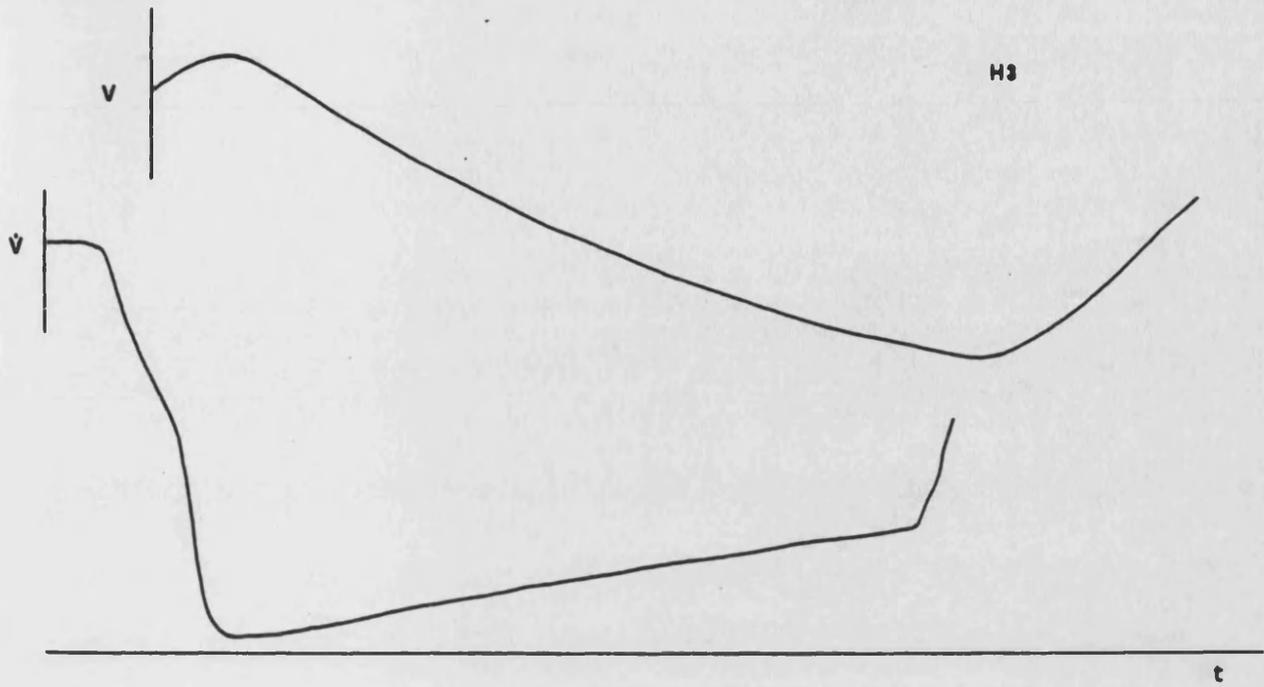




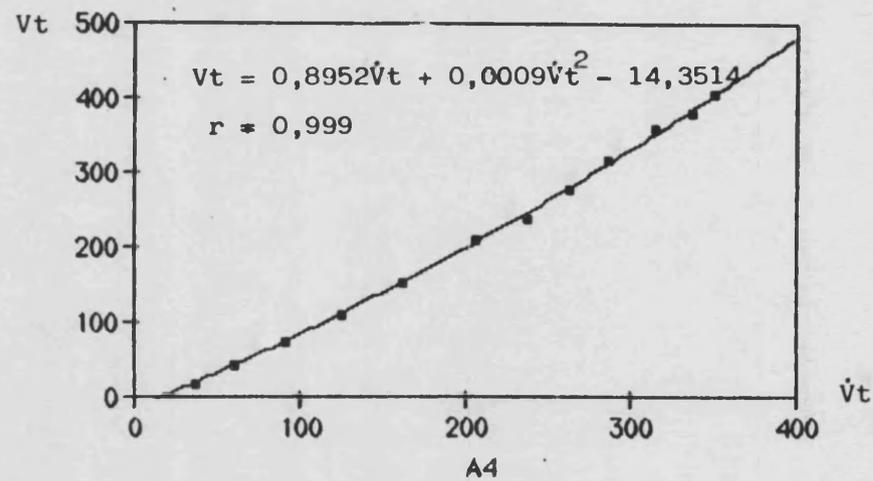
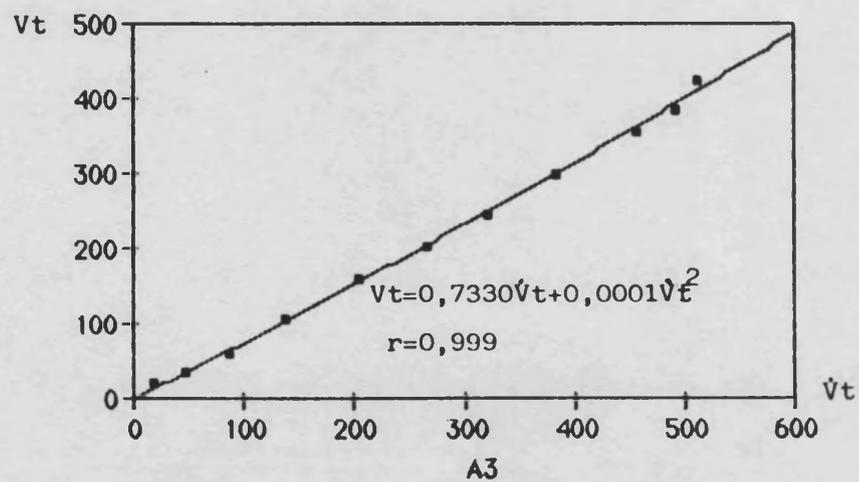
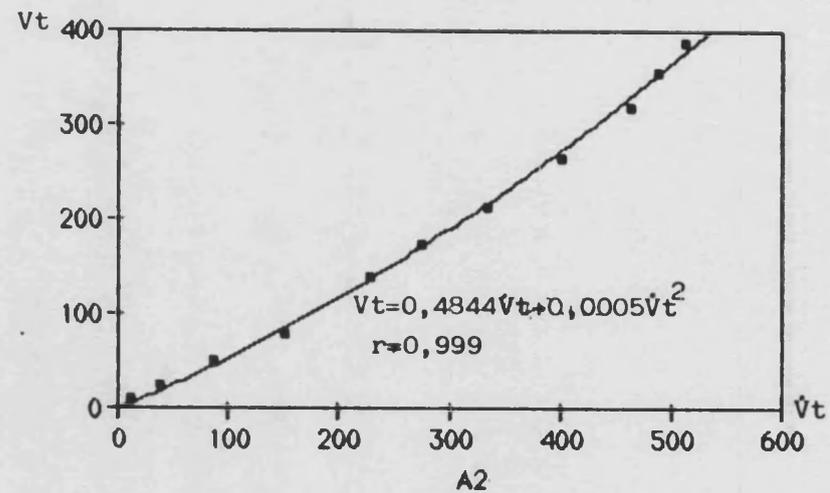
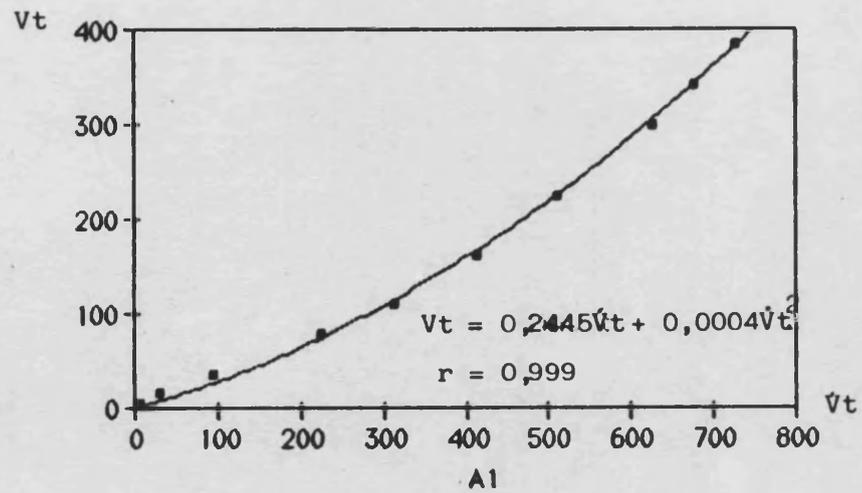


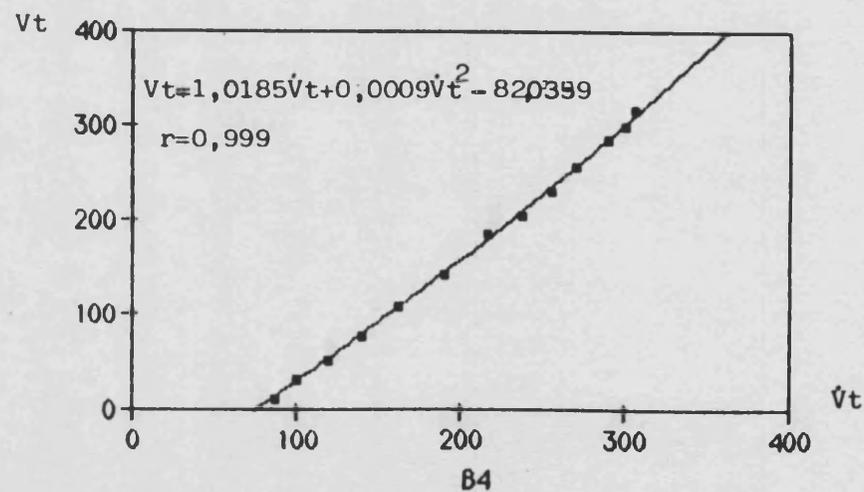
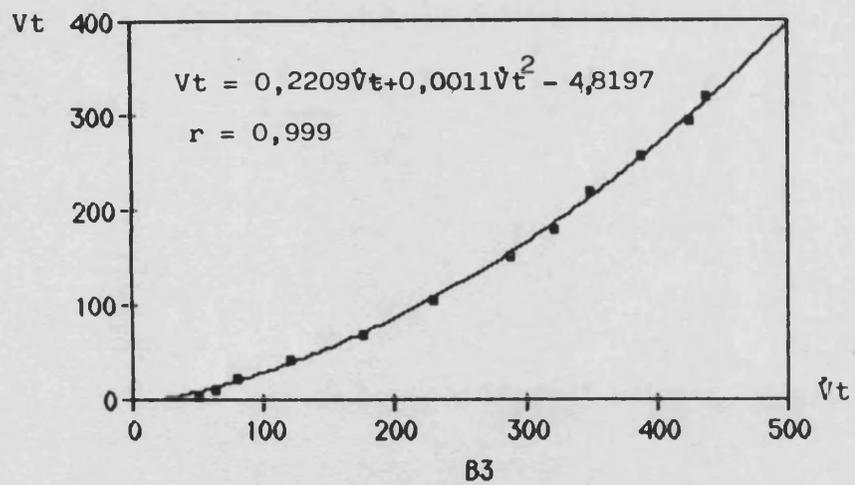
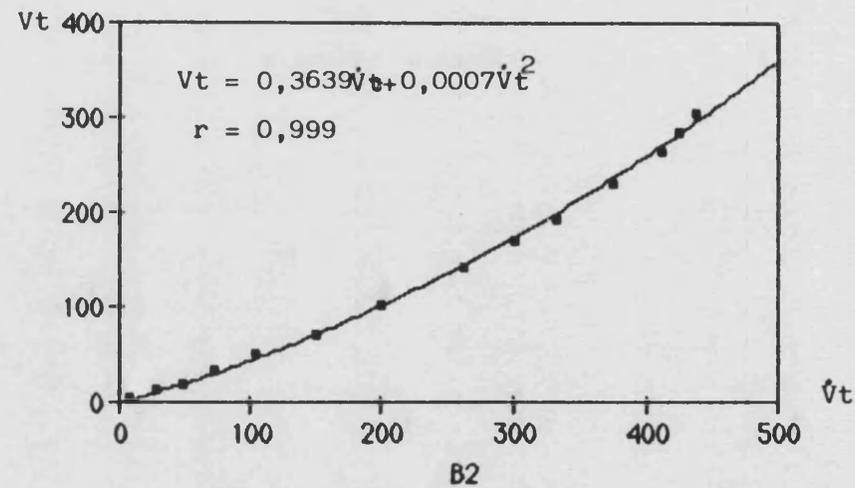
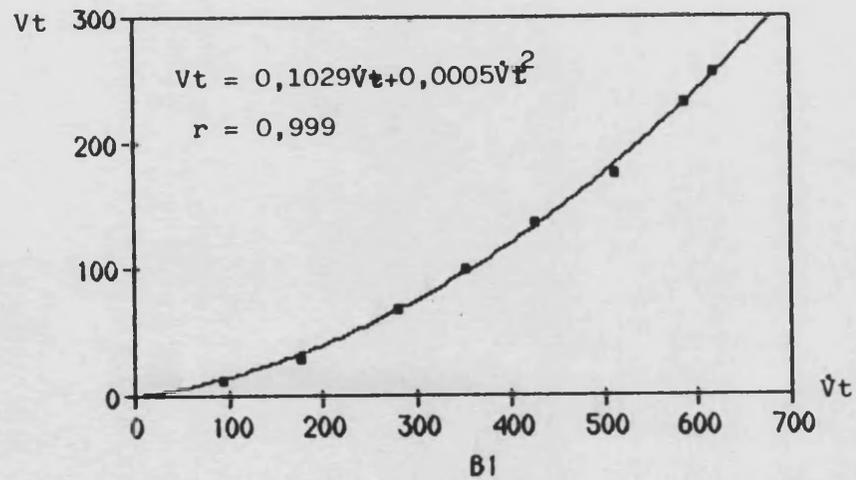


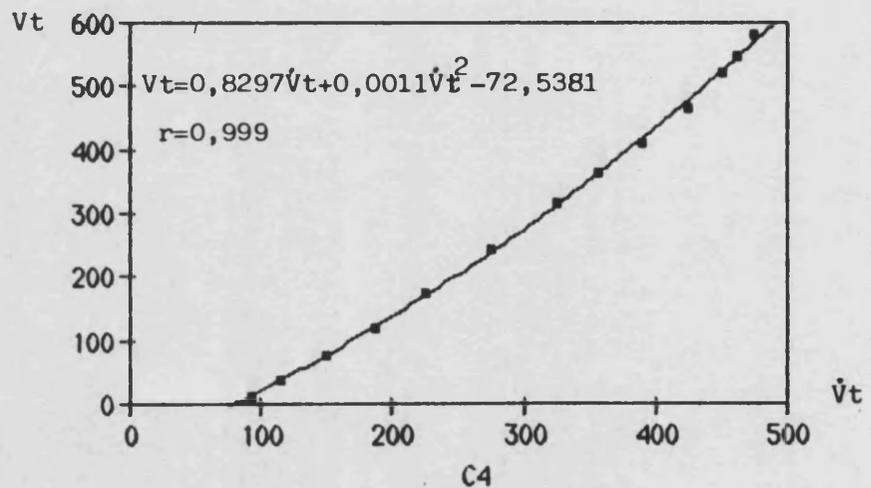
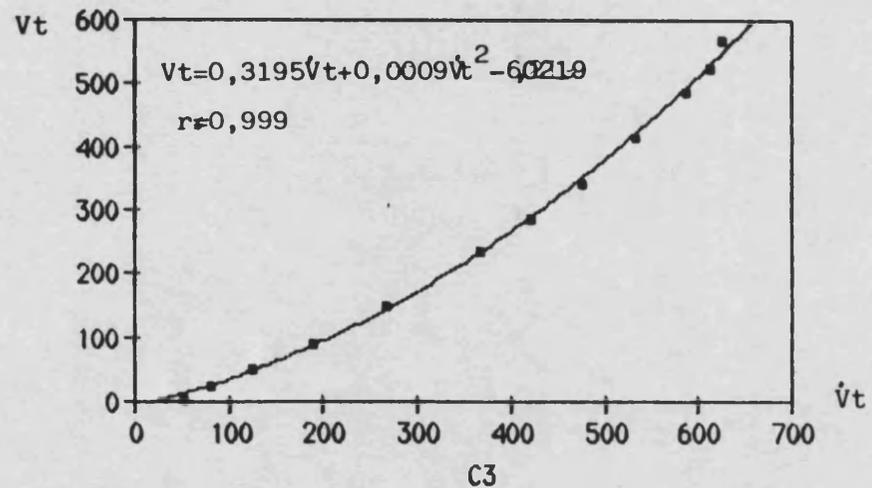
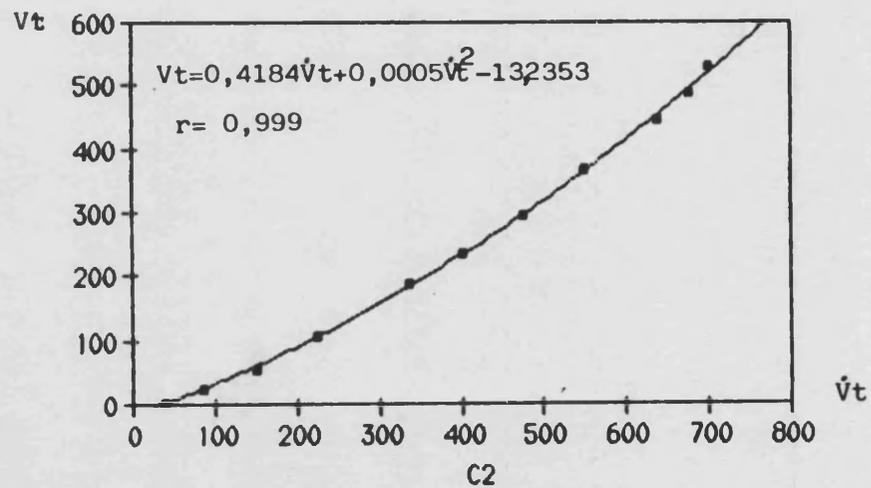
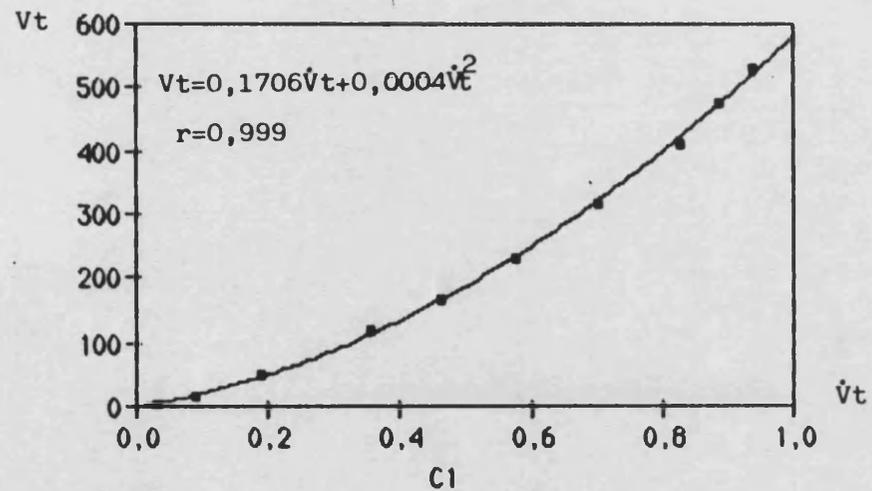


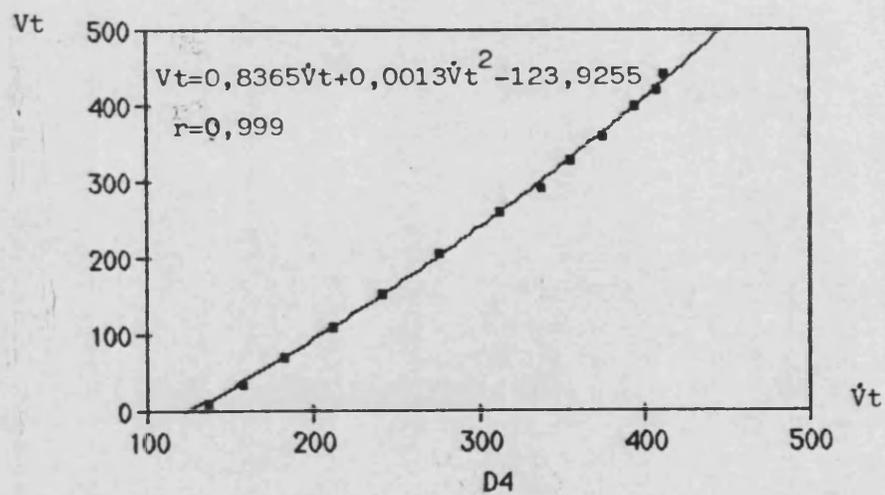
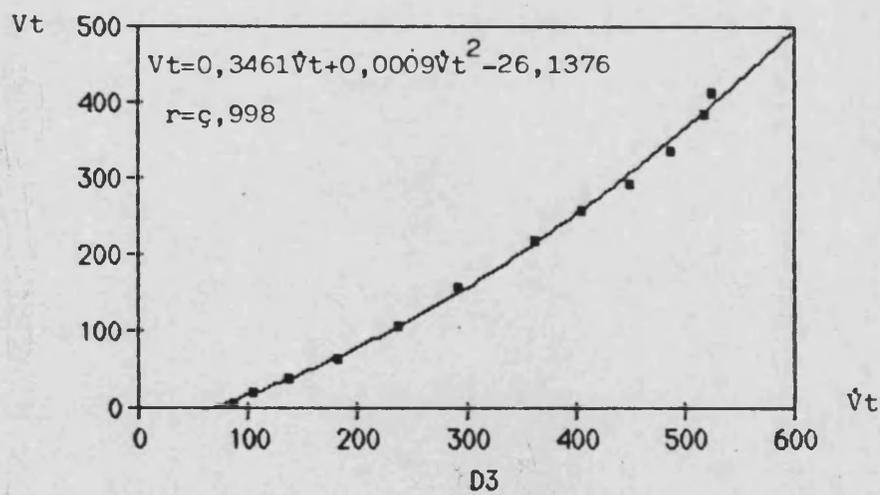
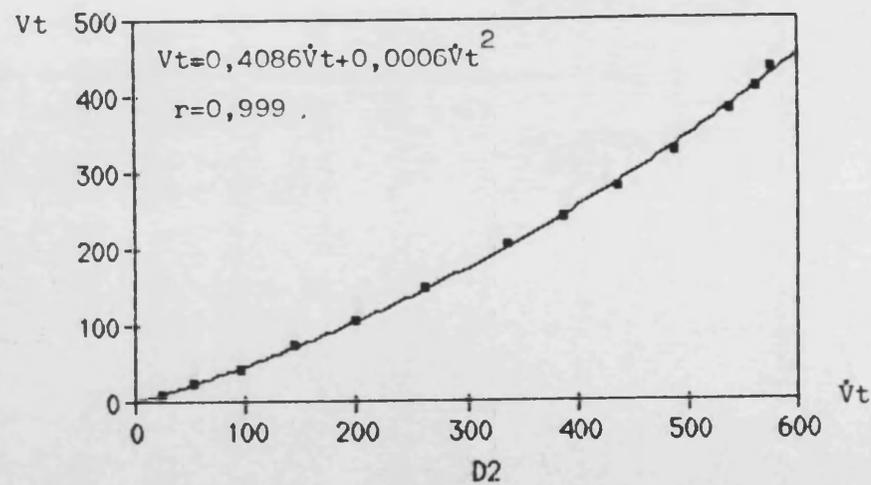
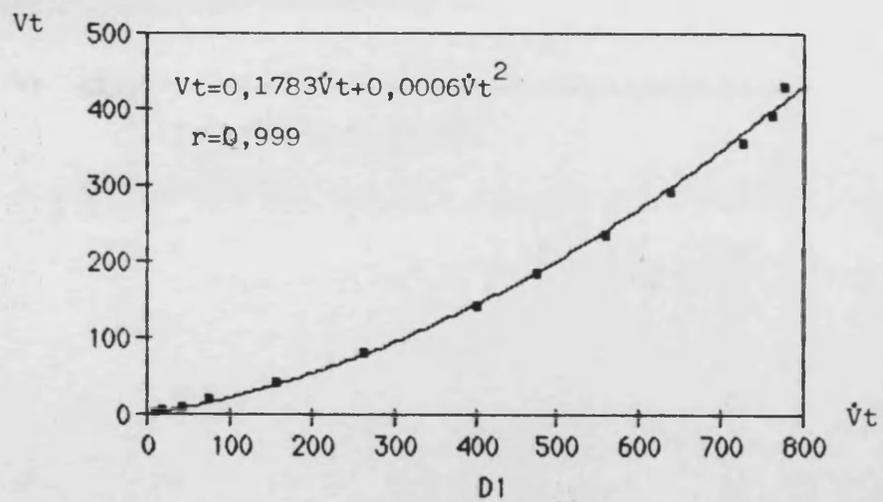


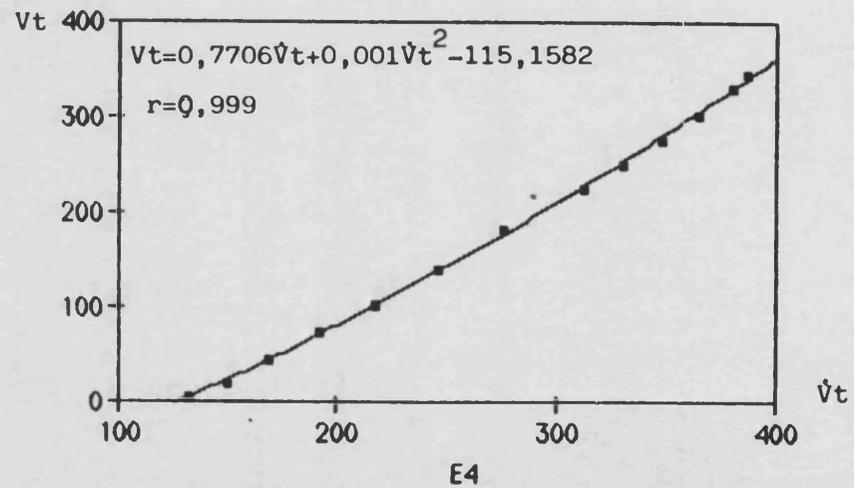
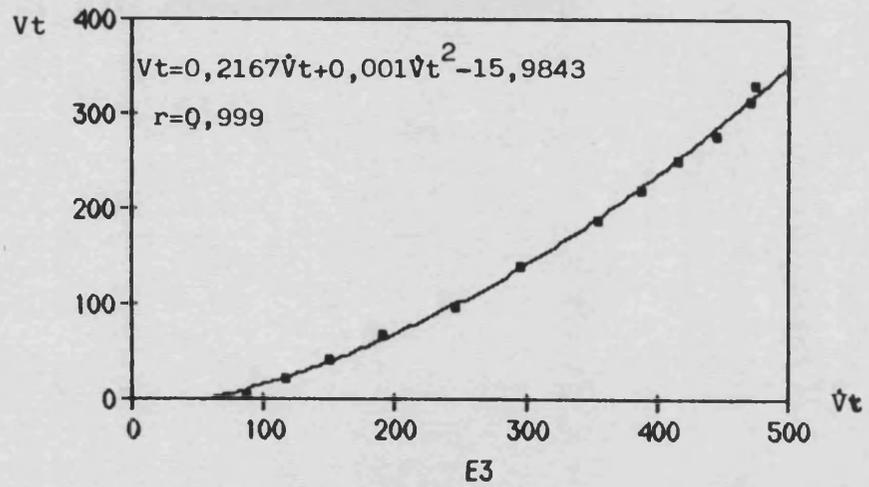
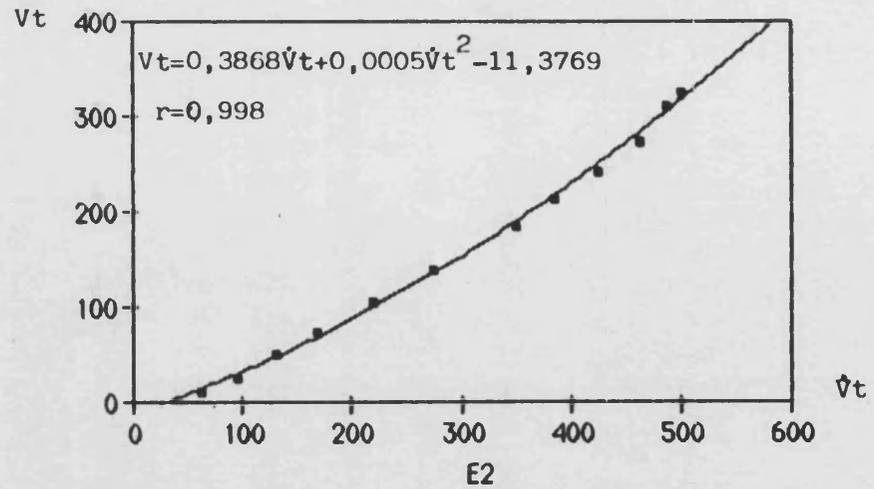
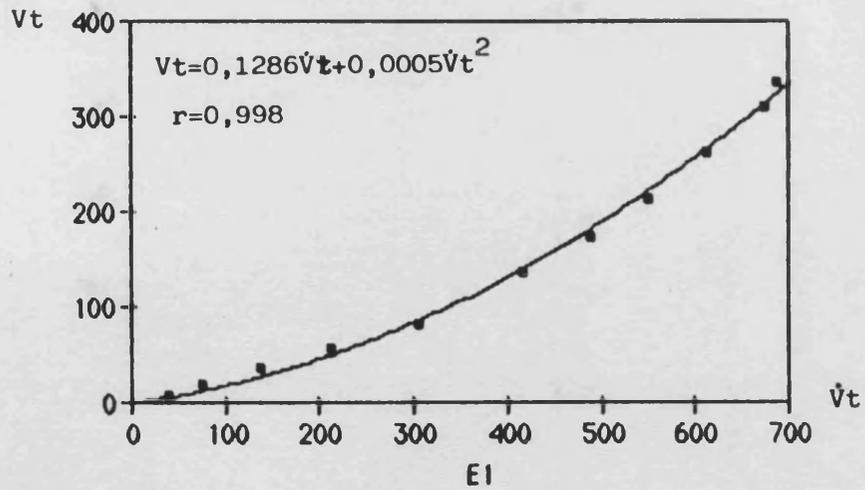
Figuras III: Relaciones V_t/\dot{V}_t . Curvas de regresión y ecuaciones correspondientes, obtenidas al relacionar los valores de V_t (ml) y \dot{V}_t (ml/s).

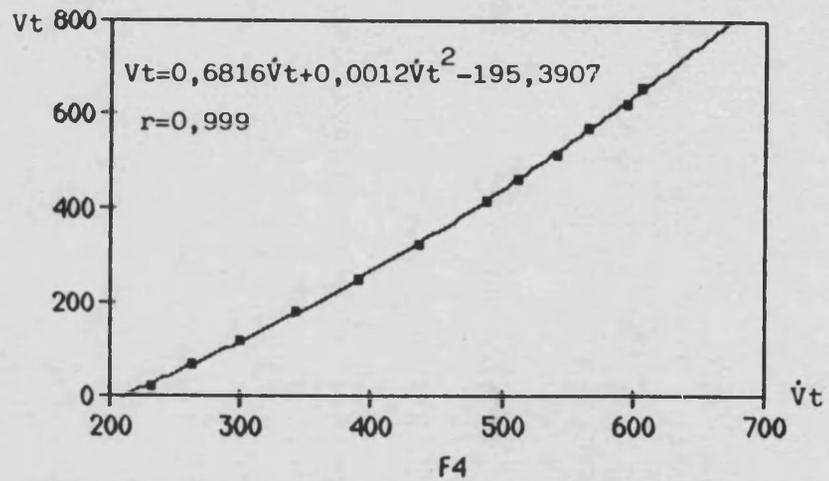
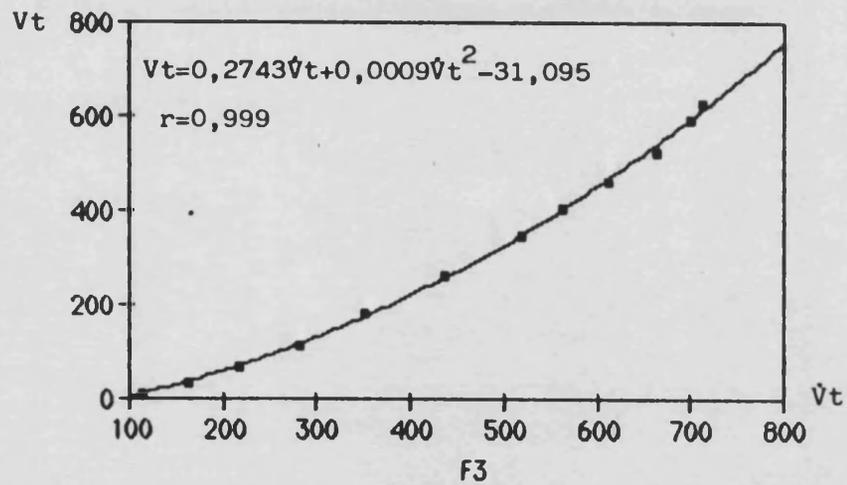
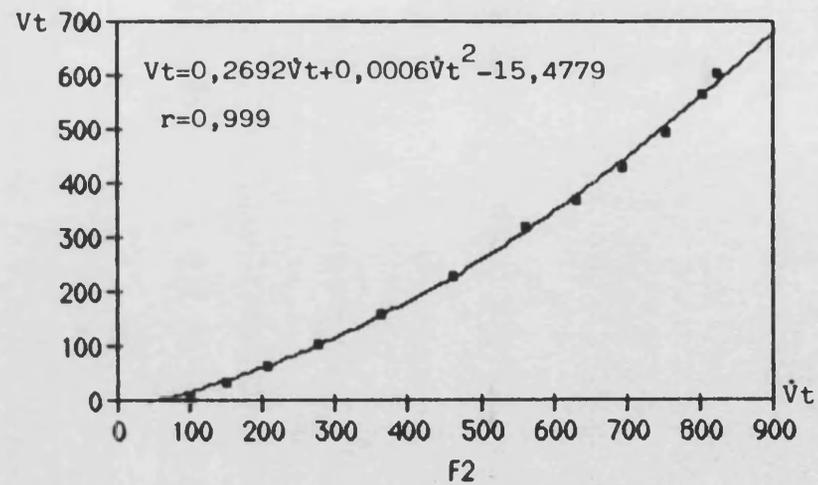
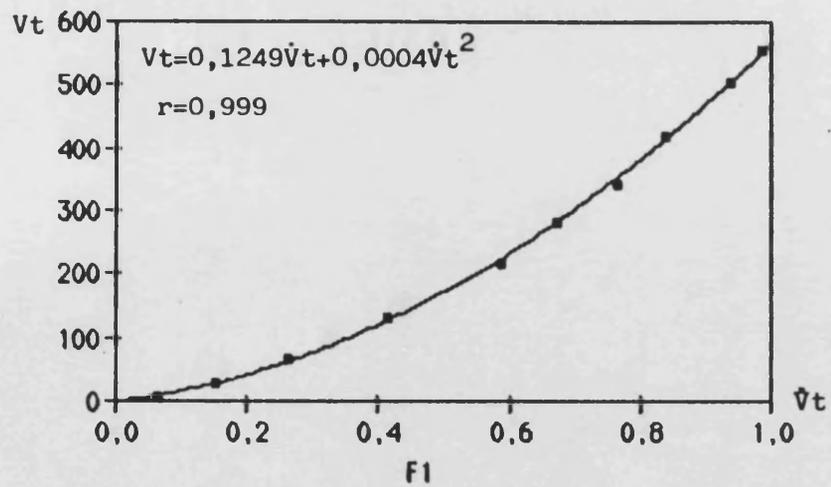


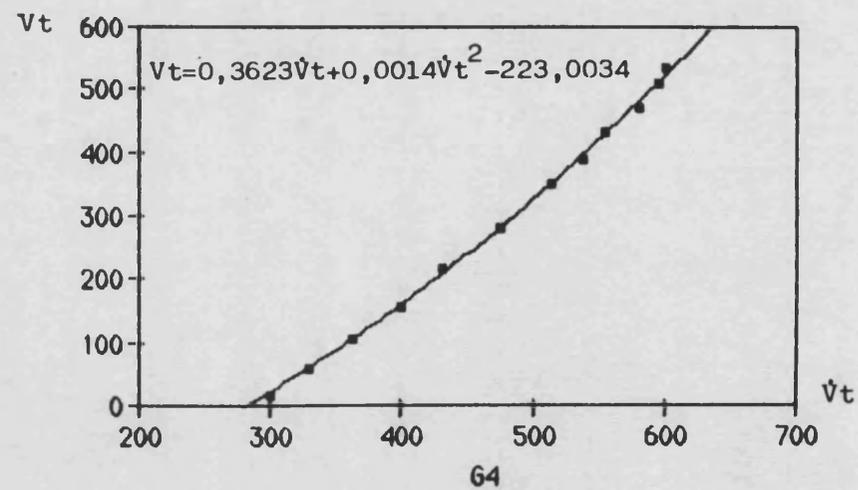
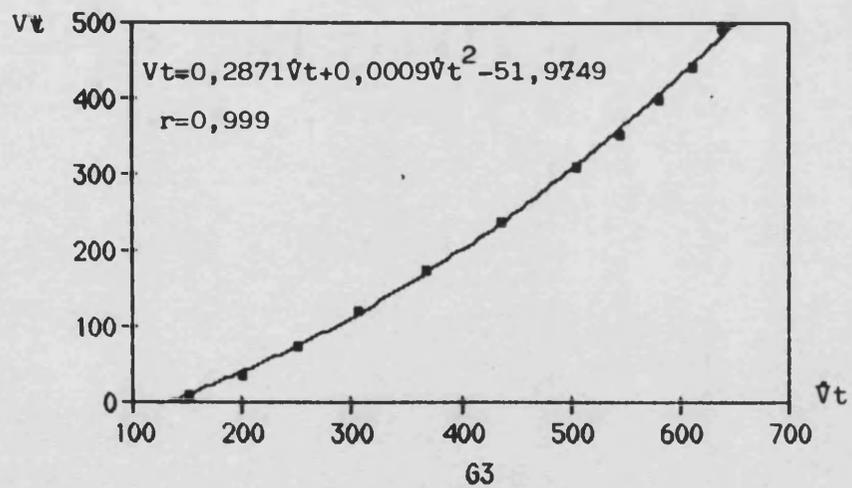
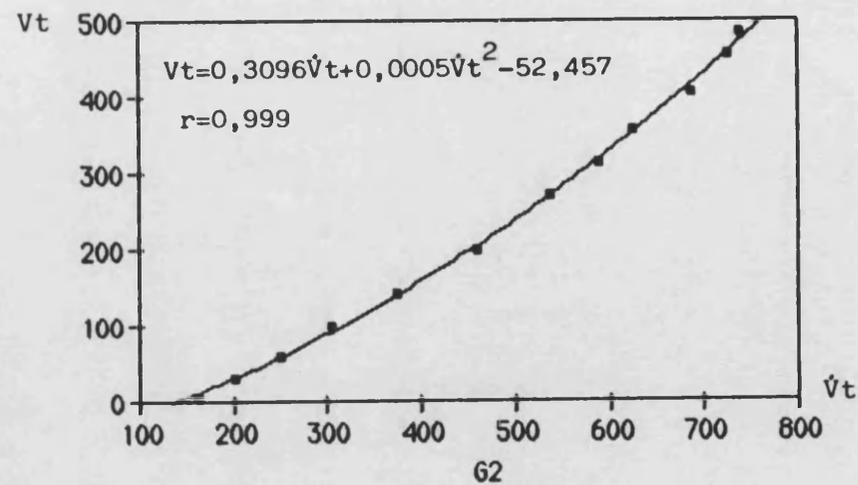
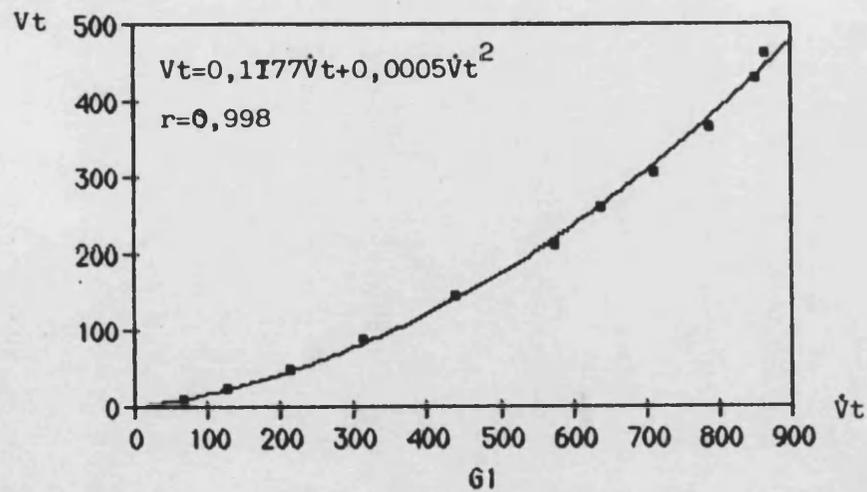


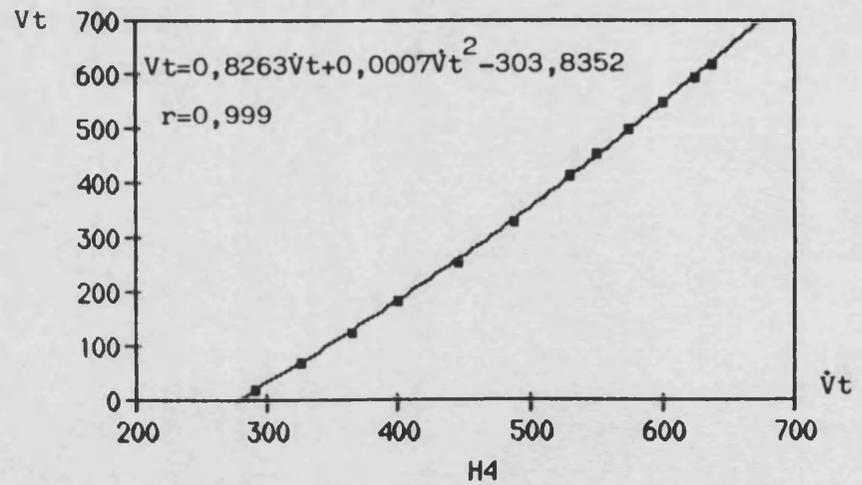
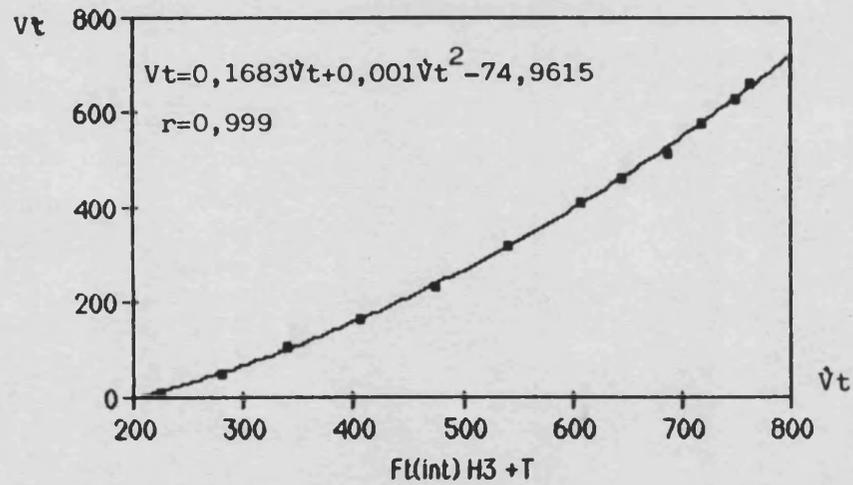
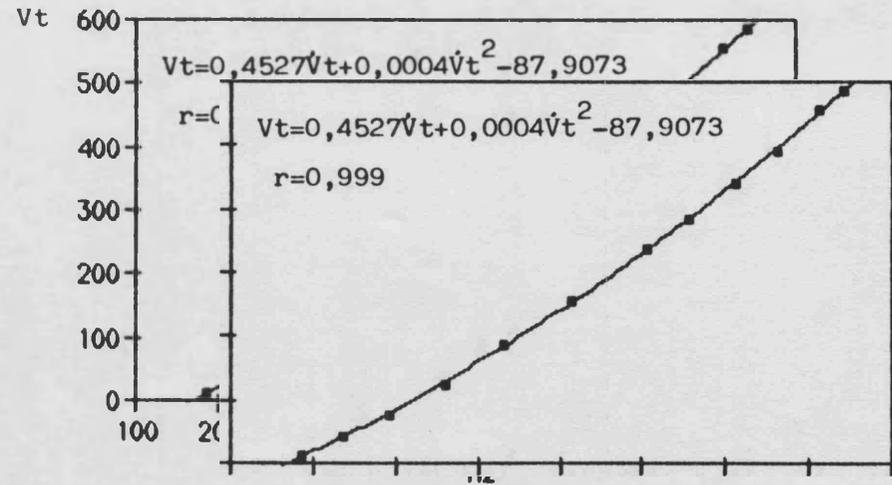
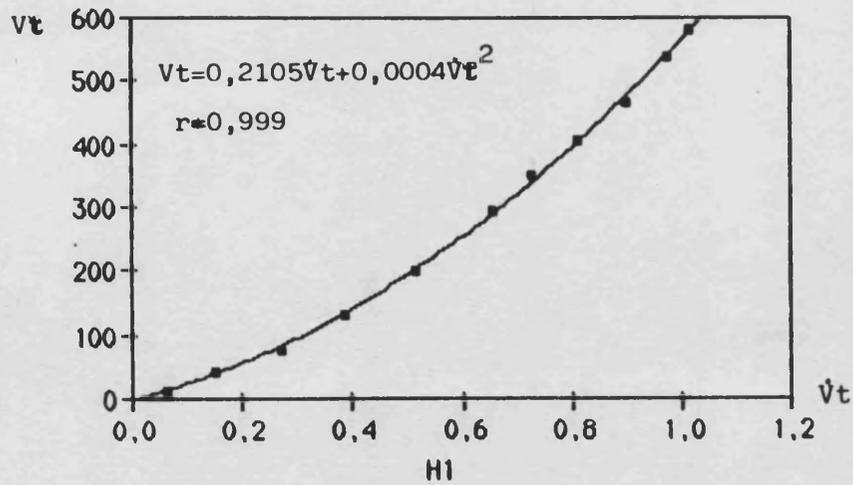












TITULO DE LA TESIS : ANALISIS DE LOS METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA: IMPLICACIONES DEBIDAS AL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS. UN ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE MODELO FISICO DE PULMON.

AUTOR: JULIO LLORENS HERRERIAS.

DIRECTORES: PROF. DR. D. VICENTE CHULIA CAMPOS.
DR. D. FRANCISCO JAVIER BELDA NACHER.

TRIBUNAL: PROF. DR. D. VICENTE LOPEZ MERINO.
PROF. DR. D. CARLOS CARBONELL CANTI.
DR. D. MANUEL BARBERA ALACREU.
DR. D. RAFAEL MONTERO BENZO.
DR. D. RICARDO BOLINCHES BOLINCHES.

FECHA DE LECTURA: 9 DE JUNIO DE 1989.

CALIFICACION: APTO CUM LAUDE

TITULO: ANALISIS DE LOS METODOS DE MONITORIZACION DE LA MECANICA VENTILATORIA: IMPLICACIONES DEBIDAS AL ATRAPAMIENTO INTRAPULMONAR DE GAS. UN ESTUDIO EXPERIMENTAL SOBRE MODELO FISICO DE PULMON.

OBJETIVO.— Valorar la posible influencia del Atrapamiento intrapulmonar de gas, durante la ventilación con presión positiva intermitente (IPPV), sobre los valores de Compliancia (C) y Resistencia al flujo (R), en función de los métodos utilizados en su determinación.

HIPOTESIS.— El Atrapamiento de gas genera una presión alveolar telespiratoria positiva (Auto-PEEP), que podría modificar los valores de C y R al obtener dichos parámetros por distintos métodos, lo que plantea las siguientes hipótesis: **1)** la presencia de Auto-PEEP no modificaría el valor de C cuando es medida en condiciones estáticas (C.EST), ó como la pendiente de la recta que une los puntos de flujo igual a cero en bucle Volumen (V)/ Presión alveolar (PA) (C.DIN1). **2)** La presencia de Auto-PEEP determinaría una reducción en los valores de C, cuando ésta es medida como el cociente Volumen corriente/Presión de meseta en via aéreas (C.DIN2). Dicha reducción sería directamente proporcional a la magnitud del Volumen atrapado (V.ATR). **3)** Durante la ventilación artificial, la presencia de elementos resistivos tales como los tubos endotraqueal y corrugado y los conectores, podrían condicionar un comportamiento variable de la R respecto del flujo. **4)** La medida de la R como el cociente Constante de Tiempo (CT)/C, **4.1)** ofrecería valores inferiores a los reales, según la magnitud de V.ATR, cuando se utilizara el valor de C.EST (R.C.EST), y **4.2)** Dicho fenómeno no se produciría al utilizar el valor de C.DIN2 (R.C.DIN2). **5)** Si el valor de R varía con el flujo, dicho parámetro sólo podrá expresarse como una gama de valores y no como un valor único. Sin embargo, los métodos de medida utilizados habitualmente ofrecen valores únicos de R. Por ello, fue objetivo del presente estudio determinar cuáles de estos métodos ofrecen una mejor aproximación al fenómeno real.

MATERIAL Y METODO.— El estudio se desarrolló sobre un modelo físico de pulmón ideado para reproducir las distintas impedancias respiratorias posibles en clínica. Dichas impedancias fueron simuladas mediante diversas combinaciones de C y R, las cuáles se hallan construidas como sigue: **a) Compliancias:** se simularon mediante dos recipientes cilíndricos, rígidos y de comportamiento isotérmico, con una capacidad de 25 l cada uno, que permiten simular compliancias constantes de 25 y 50 ml/cmH₂O (CL25 y CL50); **b) Resistencias:** se simularon mediante dos resistores que ofrecen dos valores constantes de R: 5,7 y 21,3 cmH₂O/l/s (RL5 y RL20).

El modelo de pulmón se unió a un respirador volumétrico mediante un circuito respiratorio convencional, incluyendo los tubos endotraqueal y corrugado y los distintos conectores. La C del circuito fue de 1,02 ml/cmH₂O.

Se determinaron las ecuaciones de regresión Presión/flujo (P/\dot{V}) para las dos posibles combinaciones de resistores: RL5 con los demás elementos resistivos del circuito y lo mismo para RL20. Las ecuaciones obtenidas fueron del tipo: $K_1\dot{V} + K_2\dot{V}^2$.

Las cuatro combinaciones posibles de CL y RL fueron sometidas a IPPV bajo ocho combinaciones distintas de frecuencia respiratoria y volumen minuto, obteniéndose 32 condiciones ventilatorias distintas. Se obtuvieron los registros de Presión alveolar (PA), Presión en vías aéreas (PAW), Presión diferencial (PD), Volumen (V) y Flujo (\dot{V}), así como los bucles V/PA, V/PD, PD/ \dot{V} y V/ \dot{V} . Se determinaron los valores de C.DIN1, C.DIN2, V.ATR, R.C.EST y de R.C.DIN2, así como el valor de R por seis métodos distintos de entre los caracterizados por ofrecer un valor único de dicho parámetro. Se determinaron los valores de la CT "patrón" y R "patrón" para calcular R.C.EST y R.C.DIN2, y para realizar las correspondientes comparaciones, respectivamente. Finalmente, se determinaron los coeficientes de variación (CV) de los valores de R "patrón" para valorar el tipo de comportamiento, constante o variable, respecto al flujo, presentado por la R en condiciones dinámicas.

RESULTADOS.- 1) C.DIN1 mostró valores iguales a los de C.EST, no viéndose afectados por la presencia de V.ATR. 2) C.DIN2 presentó valores inferiores a los de C.EST en proporción directa a la magnitud de éste. 3) R.C.EST, ofreció valores de R inferiores a los de R "patrón" en todas las condiciones en que hubo V.ATR. 4) R.C.DIN2 mostró valores equiparables a los de R "patrón" aún en presencia de V.ATR e independientemente de la magnitud de éste. 5) Los CV de R "patrón" fueron muy elevados en las condiciones de RL5 y manifiestamente inferiores en las condiciones de RL20. 6) De los métodos de medida de la R que ofrecen un valor único de ésta, sólo el método consistente en obtener el cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucles V/PD y V/ \dot{V} mostró un elevado grado de aproximación al fenómeno real.

CONCLUSIONES.- 1) La presencia de Atrapamiento de gas durante IPPV condiciona: a) que la relación V/P determinante del comportamiento mecánico del sistema respiratorio, quede establecida a partir del cociente entre la variación de volumen y la suma de la variación de PA mas la Auto-PEEP, y b) que la relación PD/ \dot{V} determinante de la R, quede establecida como el cociente entre la suma de la variación de pA mas la Auto-PEEP y la velocidad de flujo. 2) El grado de variabilidad de la R respecto del flujo es directamente proporcional a la velocidad de éste. 3) Sólo el método de determinación de la R mediante un valor único consistente en el cociente entre las áreas de la fase espiratoria de los bucle V/PD y V/ \dot{V} proporciona valores de este parámetro representativos del fenómeno real.