

Espirometría dinámica en 200 niños menores de 6 años, sin patología: una aproximación a los patrones normales

Dr. Paul Estol Hayward¹, Ing. Franco Simini², Dr. Héctor Píriz Abib³

Resumen

Doscientos niños sin patología, cuyas edades se hallaban entre los tres días y los 72 meses, fueron estudiados mediante espirometría en condiciones dinámicas. Las señales fueron adquiridas mediante un sistema computadorizado (MECVENT-PULMOSYS), diseñado y ejecutado por nuestro grupo. Se halla provisto de un neumotacógrafo con máscara facial para medida del flujo, y medida de presión esofágica mediante un catéter de agua destilada. Los niños menores de tres meses fueron estudiados dormidos, en decúbito dorsal, una hora posprandial. Los mayores se estudiaron despiertos, en brazos de la madre o sentados, bajo ligera sedación con midazolam nasal. En dichas condiciones se obtuvieron registros en los cuales se midió la mecánica ventilatoria (complacencias, resistencias, trabajo viscoso y flujos espiratorios a bajo volumen), así como varios indicadores del control ventilatorio. Se describe la distribución percentilar de los valores obtenidos para dichos parámetros en función del peso corporal. Estos son comparados con los descritos por otros autores, mayormente en recién nacidos y lactantes pequeños. Dichos datos constituyen en la actualidad el único patrón de referencia disponible para la comparación de los valores obtenidos mediante espirometría dinámica en niños con patología respiratoria.

Palabras clave: *Espirometría*
Mecánica respiratoria
Valores de referencia
Recién nacido
Lactante
Infante

1. Investigador del Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano (CLAP OPS/OMS). Ex Jefe de Clínica del Departamento de Neonatología.

2. Profesor Agregado del Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería. Investigador del Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano (CLAP OPS/OMS).

3. Profesor de Fisiopatología de la Facultad de Medicina. Estudio realizado en el Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano (CLAP OPS/OMS) en colaboración con los Departamentos de Fisiopatología y de Neonatología de la Facultad de Medicina y del Consultorio de Función Respiratoria.

Correspondencia: Dr. Paul Estol Hayward, Centro Latinoamericano de Perinatología y Desarrollo Humano OPS/OMS, Hospital de Clínicas Piso 16 Av. Italia s/n, CP 11000, Montevideo, Uruguay. Casilla de Correo 627. E-mail estolpau@clap.edu.uy

Presentado: 3/7/97

Aceptado: 8/8/97

Glosario:

CL_{dyn}= complacencia dinámica (ml/cm H₂O/kg)

fR= frecuencia respiratoria (respiraciones/min)

Paw= presión en vía aérea (cm H₂O)

Pes= presión esofágica (cm H₂O)

PTEF= flujo máximo espiratorio (ml/s/kg)

PTIF= flujo máximo inspiratorio (ml/s/kg)

Ptp= presión transpulmonar (cm H₂O)

R= resistencia pulmonar total (cm H₂O/L/s)

tE= tiempo espiratorio (s)

tI/tT= relación tiempo inspiratorio/tiempo total

tI= tiempo inspiratorio (s)

tME/tE= relación tiempo espiración máxima/tiempo espiratorio

V= flujo (ml/s)

V'= volumen minuto (ml/kg/min)

Vexp25/Vexp75= relación flujo espiratorio 25% /flujo espiratorio 75% del volumen corriente.

V= volumen (ml/kg)

Vt/tI= impulso respiratorio (ml/kg/s)

Vt= volumen corriente (ml/kg)

Wvis/V'= trabajo ventilatorio viscoso/volumen minuto (cm H₂O min)

Wvis= trabajo ventilatorio viscoso (cm H₂O ml/kg)

Introducción

El estudio de la mecánica ventilatoria en el paciente con una enfermedad respiratoria brinda un aporte invaluable tanto en el diagnóstico (caracterización fisiológica, severidad, sugerir etiologías e indicar tratamientos específicos) para el manejo clínico (evolución, respuesta, regulación y forma del tratamiento) ⁽¹⁾. La introducción de equipamientos sencillos y de fácil operación ha permitido extender el estudio de la función respiratoria a casi todos los pacientes con trastornos respiratorios. Ello ha sido logrado mayormente con la utilización de la espirometría forzada en aquellos pacientes capaces de realizar en forma correcta, las maniobras respiratorias requeridas. Ocurre así en los pacientes mayores de 6 años, pero en los niños más pequeños difícilmente logran realizar las maniobras en una forma satisfactoria, mientras que en los menores de 4 años es imposible. Por ello es que se han propuesto otros métodos como opción en el estudio de estos niños: a) espirometría forzada con chaleco ⁽²⁾, b) oclusiones múltiples ⁽³⁾, c) oscilación forzada ⁽⁴⁾, d) pletismografía corporal ⁽⁵⁾ y la espirometría mediante neumotacografía, en condiciones dinámicas ⁽⁶⁾. Estas opciones, además de ser más difíciles de instrumentar que la espirometría forzada, cuentan con menor experiencia en la utilización clínica rutinaria, por lo que su uso aún no se ha extendido. Desde el año 1984 nuestro grupo de investigación ha desarrollado un método de espirometría dinámica aplicable en niños pequeños ⁽⁷⁾, resultado del diseño y construcción de un sistema de adquisición y análisis de señales respiratorias computadorizado, puesto en funcionamiento en 1988 ⁽⁸⁾ y perfeccionado en una nueva versión del año 1993 ^(9,10). Este último sistema se halla actualmente en uso clínico rutinario. Dada la escasa experiencia internacional con este método, sólo hay disponibles pocas publicaciones de valores obtenidos en la infancia y la niñez ⁽¹¹⁾, no disponemos actualmente de valores normales de referencia que permitan la comparación de los datos obtenidos en los pacientes estudiados. Hay varios autores que han publicado valores obtenidos en recién nacidos y niños supuestamente normales, con técnicas iguales o similares a la nuestra (tabla 1). Sin embargo, la falta de estandarización de los equipos de registro, de los procedimientos de obtención de las señales y su posterior procesamiento, no permiten una comparación estricta con nuestros valores.

El objetivo de esta publicación es describir la distribución de los valores espirométricos en 200 niños menores de 6 años y sin patología respiratoria evidente, mediante espirometría con neumotacografía en condiciones dinámicas, logrando así una primera aproximación a los patrones de normalidad.

Material y método

Se estudiaron niños del Hospital de Clínicas (Facultad de Medicina), del Hospital Pereira Rossell (Ministerio de Salud Pública), con una edad entre tres días y 72 meses cuyos pesos se hallaban entre 0,8 y 25 kg. Los niños procedentes del Hospital de Clínicas fueron seleccionados en la Unidad de Neonatología por reunir los siguientes criterios: pesos de 800 a 4.500 g al nacer, ningún evento morbido demostrado, fuera del nacimiento de pretérmino observado en muchos de los casos. Todos eran niños sanos, respirando espontáneamente al aire y sin medicación de ningún tipo. Su edad posnatal oscilaba entre los tres días y los tres meses. Aquellos procedentes del Hospital Pereira Rossell fueron siempre mayores a los tres meses de edad, pues fueron enviados para evaluar su funcionalidad respiratoria, luego de haber presentado un primer episodio de bronquiolitis o broncoespasmo (con un intervalo libre de síntomas mayor de 60 días previos al estudio).

En todos los casos se realizó una entrevista a la madre para recabar los antecedentes perinatales, problemas respiratorios desde el nacimiento y otros datos clínicos. A todos los niños se les efectuó un examen físico con énfasis en el aparato respiratorio. Fueron incluidos en el estudio solamente aquellos niños cuyo examen físico fue absolutamente normal.

Los estudios de función respiratoria fueron realizados mediante un sistema computadorizado (MECVENT-PULMOSYS) desarrollado por nuestro grupo de investigación multidisciplinario ^(9,10). El sistema consta de un neumotacógrafo que convierte el flujo aéreo en una diferencia de presión, de transductores de presión (piezo-resistivos), de una interfase de adaptación y de la programación necesaria para su operación, ambas diseñadas por nuestro equipo. El procesamiento se realiza mediante un computador personal estándar provisto de una tarjeta conversora analógico-digital, con una frecuencia de muestreo de 40 Hz. La señal de flujo se obtiene mediante un neumotacógrafo Hans Rudolph calentado R360 (límite de linealidad 10 l/min y espacio muerto de 10 ml) utilizado en niños menores de 6 kg de peso, o series 3500e en los mayores (límite de linealidad 35 l/min y espacio muerto de 3,6 ml). Se obtienen tres señales básicas: flujo en la vía aérea (V), presión en la entrada de la vía aérea (Paw) y presión esofágica (Pes). Mediante la integración del V en el tiempo se calcula la señal de volumen (V') y mediante la diferencia (Pes-Paw) se obtiene la presión transpulmonar (Ptp). Las primeras cuatro señales son graficadas en tiempo real en la pantalla del computador y almacenadas en medio magnético para su posterior análisis. Secundariamente, en porciones de registro seleccio-

Tabla 1. Medidas de mecánica ventilatoria en niños sin patología. ($\bar{X} \pm 1DS$)

Autor	Método	Población	V_t (ml/kg)	V' (ml/kg/min)	CL_{dyn} (ml/kg/cm H ₂ O)	R total (cm H ₂ O/l/s)
Cook ⁽¹⁴⁾ 1956	Pletism. corp. catéter esofágico con agua	26 recién nacidos normales, 2400-3800 g, edad 14 horas a 7 días, 38 registros	5,42±1,49	243,2±118,4	1,60±0,63	37,3±24,4
Swyer ⁽¹³⁾ 1960	Neumotacógrafo, catéter esofágico con agua	15 niños normales, 2 horas a 12 días de edad, 2.410 a 3.960 g	6,96±1,83	240,0±43,8	1,69±0,62	26,4±12,9
Polgar ⁽¹⁵⁾ 1961	Pletismógrafo corporal, balón esofágico	15 recién nacidos normales, 6 horas a 17 días, 1.980 g a 4.500g	-	-	1,94±0,70	18,1±5,86
Karlberg ⁽¹⁶⁾ 1962	Pletismografía inversa	23 recién nacidos normales, 1.290 a 4.490 g, 2 horas a 8 días de vida, 42 registros	-	-	1,53±0,63	35,6±24,0
Chu ⁽¹⁷⁾ 1964	Pletismografía corporal, balón esofágico	62 recién nacidos normales, 8 horas a 55 días y 1.130 a 4.360 g	-	-	rango 1,57 - 2,15	-
Polgar ⁽¹⁸⁾ 1965	Pletismografía corporal, balón esofágico	10 recién nacidos normales, 3 a 60 horas, 3.033 a 3.850 g	-	-	1,77±0,42	34,1±8,9
Howlett ⁽¹⁹⁾ 1972	Neumotacógrafo y balón esofágico	24 niños normales de 1 a 8 semanas de vida	10,39±1,27	606,77±16,00	2,20±0,01	20,57±3,8
Radford ⁽²⁰⁾ 1974	Pletismógrafo corporal	21 niños 1 a 10 meses de vida, sin patología respiratoria	-	-	-	22,6±8,9 rango 4,5 a 41,0
Barret Dahms ⁽²¹⁾ 1974	Espirómetro de cuña, catéter esofágico con agua	9 recién nacidos PEG 6 horas a 7 días, 1.077 a 2.100 g	-	-	2,72±2,12	99,6±57,6
Hjalmarson ⁽²²⁾ 1974	Pletismógrafo corporal, balón esofágico	49 recién nacidos normales, 12 horas a 21 días, 1.310 a 4.750 g	6,6 ±2,35	335±125	1,65±0,55	46±17
Yu ⁽²³⁾ 1976	Neumotacógrafo con pieza nasal y balón esofágico	12 recién nacidos normales, 5 a 72 horas de vida, 2.555 + 229g	5,9±0,2	259±16	1,65 ±0,16	44±5,2
Estol ⁽⁷⁾ 1988	Neumotacógrafo con catéter con agua	48 recién nacidos normales (23 prematuros y 25 de término)	6,28±3,17 p.10=2,21 p.90=10,34	425,3±220,3 p.10=142,9 p.90=707,7	1,57±0,57 p.10=0,84 p.90=2,30	51,1±26,1 p.10=17,6 p.90=85,6
Gerhardt ⁽¹²⁾ 1987	Neumotacógrafo catéter con agua	40 niños de 1 mes a 5 años y de 1,19 a 25,8 kg	6,9 ±0,22	383-151 (\bar{X} 1 y 36 meses)	Complacencia específica	Conductancia específica
Gupta ⁽²⁴⁾ 1990	Neumotacógrafo con balón esofágico (PEDS)	11 recién nacidos normales	4,8±1,0	297,6±14,0	1,29 ±0,30	63 ±42

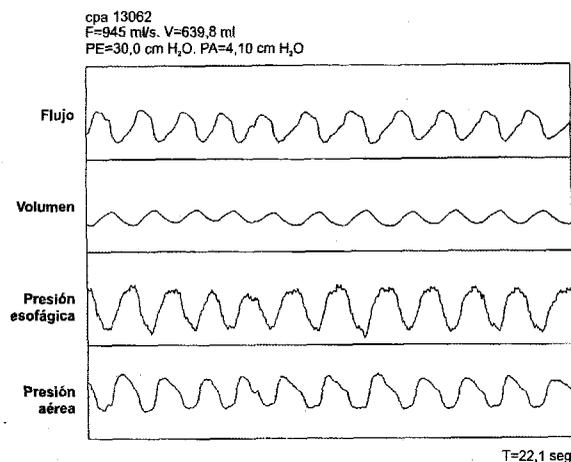


Figura 1. Registro de flujo, volumen, presión esofágica y presión en la entrada de la vía aérea, tal como aparece en pantalla del Mecvent-Pulmosys.

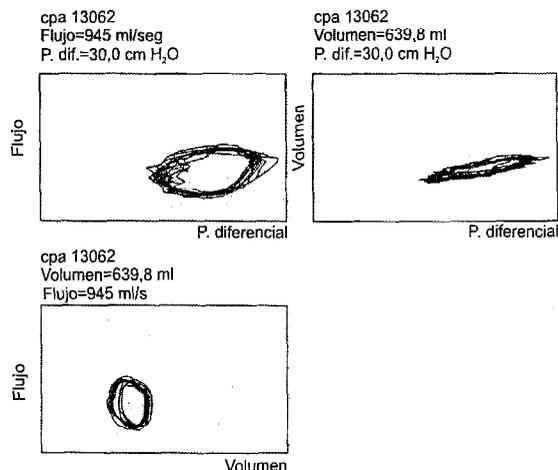


Figura 2. Bucles respiratorios presión-volumen, presión-flujo y flujo presión, obtenidos con el Mecvent-Pulmosys.

nadas, el sistema grafica las cuatro señales básicas (V' , V , Paw y Pes) en el tiempo (t) (figura 1), obtiene los bucles V/Ptp , V'/Ptp y V/V' (figura 2) y calcula los valores de complacencias dinámicas (CL_{dyn}) y resistencias totales (R) por el método de los cuadrados mínimos (en inspiración y en espiración), así como el trabajo ventilatorio viscoso total (W_{vis}) y corregido por el volumen minuto (W_{vis}/V'). Calcula también el volumen corriente (V_t), volumen minuto (V'), la frecuencia respiratoria (f_R), los tiempos inspiratorio (t_I), espiratorio (t_E), la relación t_I/t_I+t_E , el impulso respiratorio (V_t/t_I), el flujo máximo en inspiración ($PTIF$) y espiración ($PTEF$), la relación entre el flujo espiratorio a 75% y a 25% del volumen corriente (V'_{exp25}/V'_{exp75}) y la relación de los tiempos al máximo flujo espiratorio y tiempo espiratorio total (tmE/t_E). Expresa los resultados como un valor para cada ciclo o como el promedio aritmético (con su desvío estándar) para el conjunto de ciclos seleccionados previamente. Calcula también el coeficiente de correlación (r) con el modelo matemático teórico ($P=RV+V/C+K$), para cada ciclo, (total, inspiración y espiración), o como promedios y desvío estándar de los ciclos seleccionados. Los transductores de presión fueron calibrados mediante un manómetro de agua. El transductor de presión con el neumotacógrafo fue calibrado mediante un flujo continuo generado por un espirómetro Collins de 9 L de capacidad provisto de pesas adecuadas.

En la etapa neonatal, el estudio se realizó sin sedación, con el niño en decúbito dorsal o lateral, generalmente dormido, una hora luego de alimentarse. Fuera de la etapa neonatal se realizó con el niño sentado o en brazos de la madre, bajo sedación ligera con midazolam nasal 0,25 mg/kg unos 20 minutos previos al estudio, despierto y

respirando por la nariz. Luego de aplicar lidocaína viscosa en forma tópica a una narina, se colocó un catéter naso-esofágico de polietileno con punta roma y dos orificios laterales, de 0,5 mm de diámetro interno (Rusch N° 2), el que se conectó al transductor de presión esofágica (± 60 cm H_2O). En el caso de los recién nacidos, el catéter fue colocado oro-esofágico a fin de no alterar los flujos aéreos nasales, pues en el recién nacido la resistencia nasal ya es importante. La punta del catéter se ubicó en el tercio medio o inferior del esófago, mediante un registro de presión de retirada desde el estómago. Una vez colocado el catéter, y luego de un tiempo para que el niño se adapte a la nueva situación, se aplicó suavemente una máscara facial de polietileno (Vital Signs R) con rodete inflable, transparente, adaptado al neumotacógrafo y a un transductor de presión (PA) (± 3 cm H_2O). La máscara incluye la nariz y la boca (diferentes tamaños de máscara de acuerdo a cada niño). En pantalla del computador se observa en tiempo real el registro y se seleccionan para archivo aquellas porciones con respiración regular y sin artefactos. De esta forma se adquieren alrededor de diez ciclos respiratorios para su posterior análisis. Se seleccionan a continuación sólo aquellas porciones de registro que presentan un coeficiente de correlación con el modelo matemático (r) superior a 85% ($r > 0,85$) en el ciclo total, en inspiración y espiración. Este control de calidad de la señal asegura resultados estables y repetibles.

Aspectos éticos: todos los niños menores de tres meses de vida fueron seleccionados en forma prospectiva, como niños normales, al no presentar ningún tipo de antecedente respiratorio. En estos casos, luego de explicar a la madre el procedimiento, así como el alcance del estudio a realizar, se le solicitó su autorización. En el caso de los

Tabla 2. Correlación de variables ventilatorias con el peso corporal.

Parámetro	Coefficiente correlación (r)	Significación
CLdyn insp.	-0,10	ns
CLdyn esp.	0,16	ns
R insp.	-0,57	p<0,05
R esp.	-0,50	p<0,05
Vt/kg	-0,05	ns
V'/kg	-0,68	p<0,05
Vt/tl/kg	-0,65	p<0,05
fR	-0,73	p<0,05
PTIF/kg	-0,75	p<0,05
PTEF/kg	-0,69	p<0,05
TI/T	-0,27	ns
V'exp25/v'esp75	-0,18	ns
Tme/Te	-0,21	ns

niños mayores de tres meses fueron siempre derivados por médico neumólogo pediatra con el objeto de estudiar la mecánica ventilatoria dentro de la valoración integral del niño. En estos casos el estudio se realizó como cualquier otro procedimiento diagnóstico solicitado por un médico en forma independiente del proyecto actual. En estos casos, luego de explicar a las madres el procedimiento, se les solicitó su autorización.

Todos los datos clínicos y espirométricos fueron ingresados en una base de datos Epi-Info v.6, con la cual se realizaron los procesamientos y cálculos estadísticos. Se realizó una correlación por regresión por cuadrados mínimos entre todas las variables a describir y el peso corporal como indicador del tamaño corporal. En las variables que no evidenciaron asociación con el tamaño corporal, ($r < 0,30$) se calcularon los percentilos de distribución de sus valores. En el caso de variables que mostraron una asociación significativa con el peso corporal, se agruparon los 200 niños en 16 intervalos de peso, que tuvieran entre 12 y 13 individuos cada uno. Para cada uno de estos intervalos de peso se calculó la media (\bar{X}) y el desvío estándar (DS) de las variables a describir y los percentiles 5, 10, 25, 50, 75, 90 y 95, por medio de la distribución Z. Estos percentiles, diferentes para cada intervalo de peso, fueron ajustados a una función polinomial de segundo grado mediante el método de mínimos cuadrados y el uso del paquete estadístico PC Statistician v. 1.1. Esta función describe la evolución de los percentiles de cada una de las variables en función del peso corporal.

Resultados

Se estudiaron 200 niños con edades posnatales comprendidas entre los tres días y los 72 meses. Los pesos al realizar el estudio se hallaban entre los 0,8 y 25,0 kg. Ochenta y nueve niños fueron de sexo masculino (44,5%) y 111 de sexo femenino (55,5%).

Se analizó un total de 1.486 ciclos respiratorios, 7,43 ($\pm 4,79$) ciclos por niño ($\bar{X} \pm 1DS$). La duración del registro analizado fue de $11,36 \pm 7,31$ segundos por caso.

El coeficiente de correlación (r) con el modelo matemático de comportamiento mecánico en el ciclo total fue de $0,94 \pm 0,03$, en inspiración $0,96 \pm 0,02$ y en espiración $0,96 \pm 0,03$ ($\bar{X} \pm 1DS$).

Se observó una asociación estadísticamente significativa del peso corporal con Rinsp y Resp, fR, V'/kg, Vt/tl/kg, PTIF/kg y PTEF/kg (tabla 2). Los coeficientes de correlación fueron en todos estos casos de signo negativo, por lo cual estos parámetros experimentan un decremento significativo de sus valores, a medida que el peso corporal de los niños aumenta. Las curvas que describen los valores percentilares de los parámetros que disminuyen con el crecimiento ponderal están en las figuras 3, 4, y 5. Las ecuaciones correspondientes a los percentiles 10 y 90 de estas curvas se muestran en la tabla 3.

Los valores percentilares de los demás parámetros que resultaron ser independientes del peso se muestran en la tabla 4.

Discusión

La descripción de patrones de valores normales, para los parámetros obtenidos con nuestro sistema espirométrico, nos permite comparar los valores obtenidos en pacientes con problemas respiratorios e inferir en qué grado se alejan éstos de la normalidad.

La revisión de la bibliografía sobre la determinación de valores normales muestra que la presente casuística es la mayor estudiada hasta la fecha (tabla 1), incluyendo niños cuyos pesos se hallan entre los 0,8 y 25 kg, y edades de 0 a 5 años de vida. Un estudio similar ha sido reportado por Gerhard y colaboradores ⁽¹²⁾, en un seguimiento de 40 niños hasta los 5 años de vida en el cual, sin embargo, corrige los valores de complacencia dinámica y de conductancia (recíproco de la resistencia) por la capacidad residual funcional (CRF), como factor de corrección del tamaño corporal, mostrando por tanto valores de CLdyn específica y de conductancia específica. Estos autores utilizaron la neumotacografía con catéter esofágico con agua y estudiaban a los niños mayores dormidos bajo sedación con hidrato de cloral. Sus valores de Vt y de V' son en algo menores a los obtenidos por nosotros, quizá

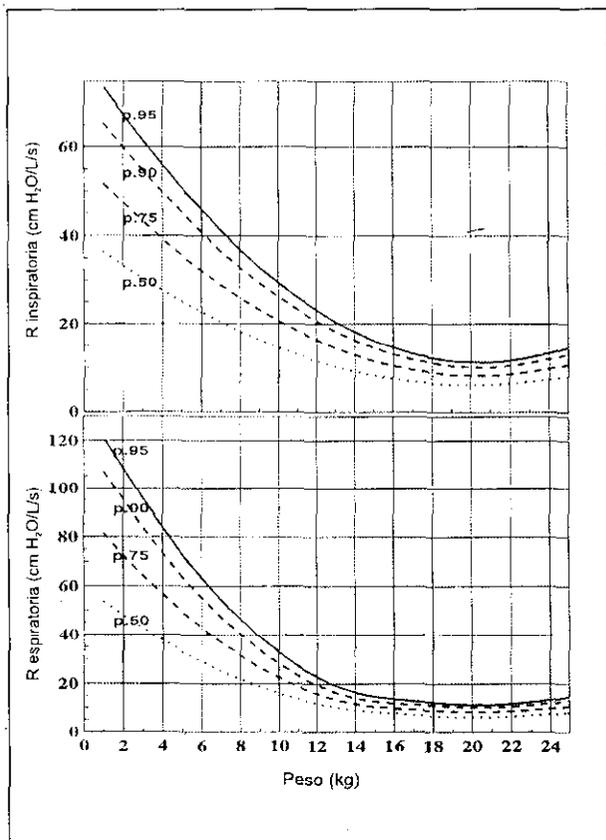


Figura 3. Curvas que describen los percentiles 50, 75, 90 y 95 de las resistencias totales (R) en inspiración y en espiración obtenidas de 200 niños sin patología, menores de 6 años.

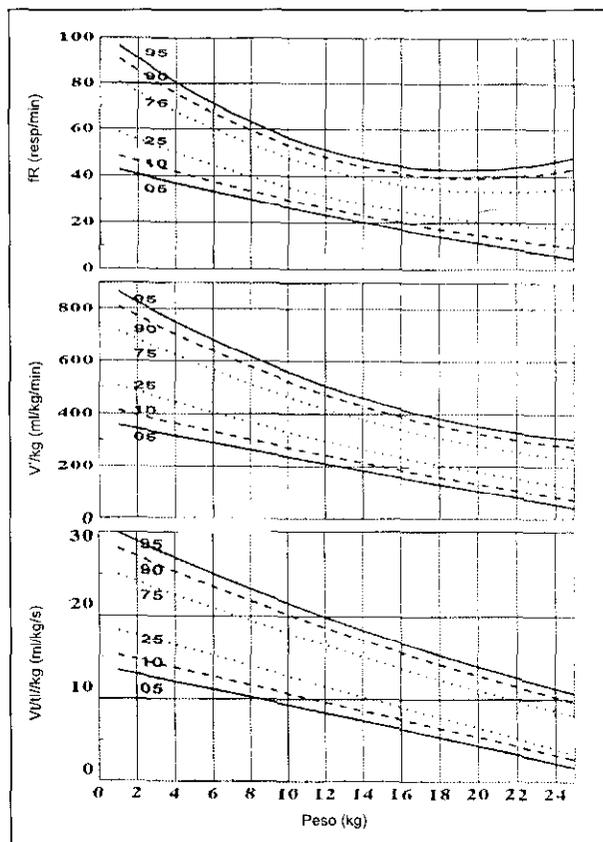


Figura 4. Curvas que describen los percentiles 5, 10, 25, 75, 90 y 95 de la frecuencia respiratoria (fR), volumen minuto/kg (V'/kg), e impulso respiratorio ($Vt/l/kg$), obtenidas de 200 niños sin patología, menores de 6 años.

debido al diferente método de sedación y a que se hallaban dormidos.

Las demás publicaciones, utilizando métodos idénticos (7,13), o comparables al nuestro (14-24) estudiaron en su mayoría a recién nacidos (de término y pretérmino), en algunos casos pequeños para la edad gestacional (21), y en unos pocos casos lactantes pequeños (19,20) de hasta 10 meses de vida. Quizá debido a ello es que el decremento de la R a medida que se produce el crecimiento del niño, observado en nuestro estudio, no ha sido señalado más que en la publicación de Gerhard y colaboradores (12) bajo la forma de conductancia, describiendo un aumento de ésta en relación con el peso corporal. Esta disminución de la resistencia o aumento de la conductancia al flujo en la vía aérea, asociado a un aumento del peso corporal (figura 3), seguramente depende de los cambios en el calibre de la vía aérea. La R espiratoria en los niños más pequeños es notoriamente mayor que la R inspiratoria, hasta un peso corporal de alrededor de 10-12 kg, en que ambas se igualan (figura 6). Este fenómeno se explicaría por la existencia de un frenado espiratorio glótico en el niño más pequeño, el cual sería el responsable de evitar el co-

lapso pulmonar frente a un tórax altamente complaciente (25), y así contribuir a mantener el volumen pulmonar elevado. Este patrón fue primeramente descrito por Lindroth y colaboradores en el año 1981 (26), predominantemente en los niños de bajo peso, como un patrón habitual de respiración. Según nuestros datos este frenado espiratorio probablemente persista en forma más leve hasta pasado el primer año de vida.

Es llamativo el descenso de V'/kg , $Vt/l/kg$, $PTIF/kg$ y $PTEF/kg$ con el incremento del peso corporal, cuando estas variables ya han sido previamente corregidas por el peso, con el que se considera que están en relación directa. Asimismo la fR también experimentó un descenso notorio con el peso. Estos cambios en el control ventilatorio se vincularían a un menor requerimiento metabólico por kg de peso, en la medida que crece el niño.

La falta de correlación de CL_{dyn} y W_{vis}/kg y W_{vis}/V' no es llamativa pues dichas variables son expresadas rutinariamente ya corregidas por el peso corporal.

Los valores de CL_{dyn}/kg son muy similares a los hallados en un estudio nuestro previo (7), así como por otras

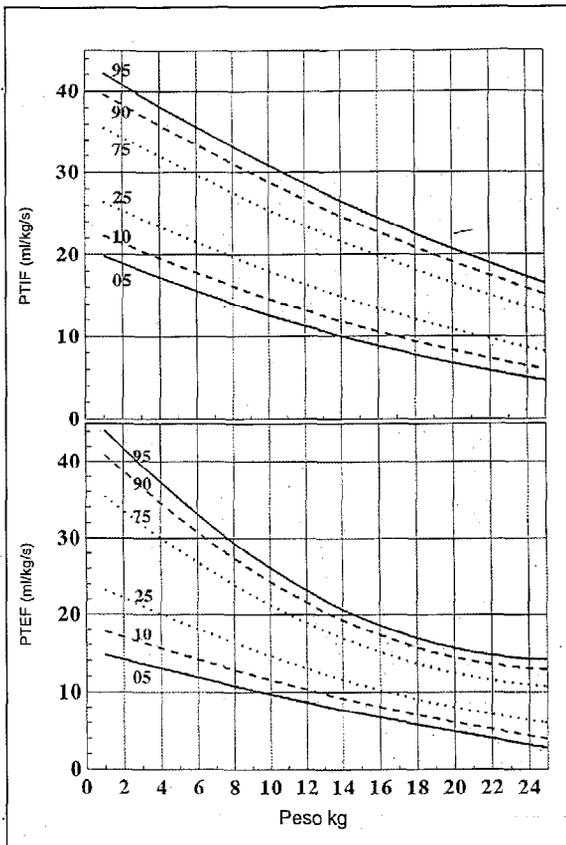


Figura 5. Curvas que describen los percentiles 5, 10, 25, 75, 90 y 95 del flujo máximo inspiratorio /kg (PTIF/kg) y espiratorio (PTEF/kg), obtenidas de 200 niños sin patología, menores de 6 años.

milares a los descritos utilizando pletismografía con balón esofágico^(15,17,18,22), o neumotocografía con balón esofágico^(23,24).

Los valores de tmE/tE descritos en nuestra población ($\bar{X}=0,434$, $p.10=0,300$ y $p.90=0,502$), son mayores a los descritos por Lodrup y colaboradores⁽²⁷⁾, en la primera semana de vida en recién nacidos normales. Este autor

Tabla 3. Ajuste polinomial de segundo grado de los parámetros de la mecánica ventilatoria con el peso corporal en kg ($y = ax^2 + bx + c$).

Parámetro	p.10	p.90
R inspiratoria	-	a=-0,17 b=-6,58 c=73,70
R espiratoria	-	a=0,357 b=-11,87 c=110,53
V'/kg	a=0,08 b=-16,49 c=429,28	a=0,63 b=-38,58 c=847,28
Vt/tl/kg	a=-0,001 b=-0,49 c=15,71	a=0,007 b=-0,94 c=28,97
FR	a=0,030 b=-2,41 c=50,88	a=0,14 b=-5,78 c=96,41
PTIF/kg	a=0,012 b=-0,98 c=23,25	a=0,012 b=-1,34 c=41,00
PTEF/kg	a=0,008 b=-0,78 c=18,54	a=0,045 b=-2,34 c=43,20

Tabla 4. Valores percentilares de función respiratoria en 200 niños sin patología, menores de 6 años.

Parámetro	p.05	p.10	p.25	p.50	p.75	p.90	p.95
CLdyn insp (ml/cm H ₂ O/kg)	0,76	0,83	1,08	1,35	1,73	2,10	2,50
CLdyn esp (ml/cm H ₂ O/kg)	0,67	0,81	1,00	1,33	1,69	2,05	2,50
Vt (ml/kg)	5,5	6,2	7,3	9,0	10,9	12,8	13,7
tl/TT	0,355	0,373	0,406	0,445	0,474	0,502	0,518
Vexp25/Vexp75	0,71	0,77	0,83	0,94	1,07	1,19	1,33
tmE/tE	0,269	0,300	0,366	0,434	0,487	0,543	0,586
Wvis /kg (cmH ₂ O*ml/kg)**	1,0	4,5	9,5	20,0	37,0	55,0	69,0
Wvis/V' (cmH ₂ O.min)***	0,00	0,00	0,02	0,05	0,10	0,14	0,17

** cm H₂O*ml/kg *0,09807=1 mJ/kg

*** cm H₂O*min= * 5,88* 0,09807=mW/V'

dos publicaciones utilizando un catéter esofágico con agua^(13,14), y mucho menores a los de Barret Dahms⁽²¹⁾, utilizando un catéter esofágico y un espirómetro de cuña, posiblemente debido a que estos niños eran en su mayoría pequeños para la edad gestacional. Son asimismo si-

observó que el p.50 de tmE/tE de alrededor de 0,400 en el primer día de vida disminuía luego a valores de alrededor de 0,300 en el cuarto día de vida. Sin embargo este mismo autor encuentra que la media de tmE/tE en 26 niños sin patología respiratoria, con un promedio de 34 meses,

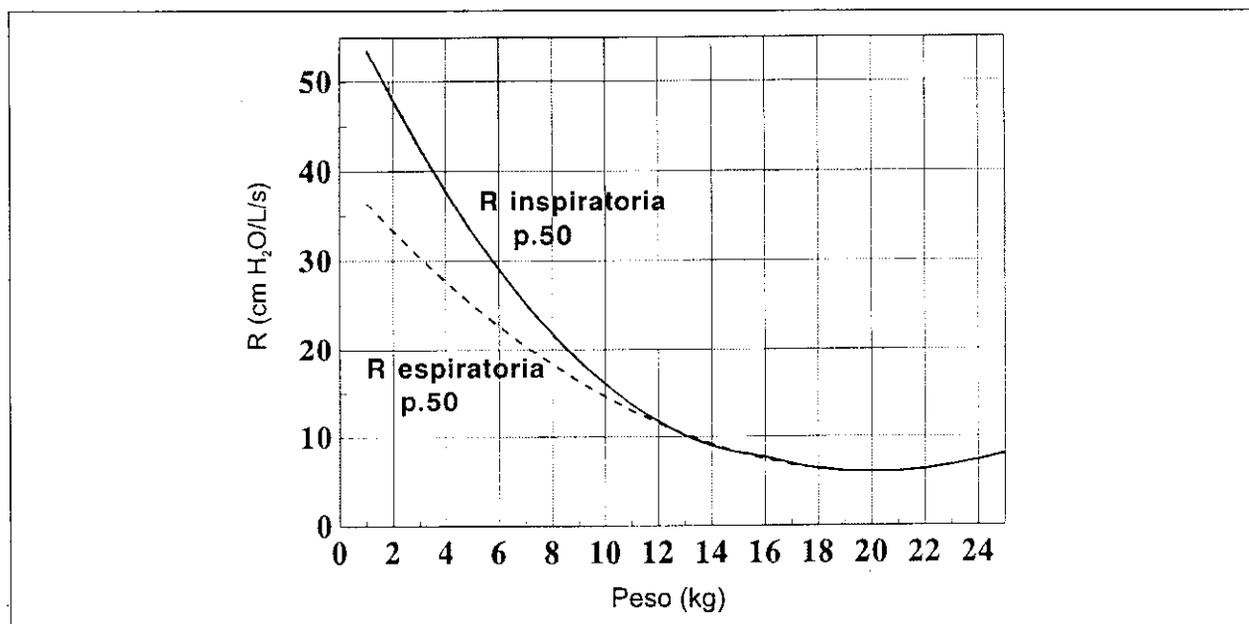


Figura 6. El percentil 50 de la resistencia espiratoria es notoriamente mayor al similar de la inspiratoria, hasta alcanzar un peso mayor de los 10 kg, donde ambas se igualan.

se ubica en un nivel intermedio de 0,360⁽²⁸⁾. Nosotros no hemos hallado relación entre este parámetro y el peso corporal (tabla 2).

Nuestros pacientes mayores de tres meses recibieron midazolam 0,25 mg/kg nasal en todos los casos. Ha sido demostrado en niños, mediante un estudio controlado y randomizado que se produce una reducción del volumen corriente y del pico flujo inspiratorio con dosis de 0,60 mg/kg nasal, pero no así con dosis de 0,20 y 0,40 mg/kg⁽²⁹⁾. Los mismos autores no observan cambios en la respuesta al CO₂ con ninguna de las dosis de midazolam administradas. Seguramente el efecto de la dosis administrada por nosotros (0,25 mg/kg), no halla alterado en forma significativa el control ventilatorio en nuestros pacientes.

El posible efecto de la utilización de catéteres nasales y lidocaína nasal sobre la resistencia total no es claro. Hasta el momento no conocemos estudios sistematizados que hallan abordado este problema. El catéter utilizado por nosotros posee un diámetro de 2,1 mm y solamente se colocaba por vía nasal en los niños mayores de tres meses, en los que seguramente su superficie de sección es una fracción muy pequeña de la superficie de sección de ambas narinas en forma conjunta, por lo que pensamos que tiene muy escasa repercusión sobre la resistencia medida.

Cabe observar que en nuestro estudio todos los niños mayores de tres meses fueron estudiados luego de haber presentado un primer episodio de broncoespasmo o de bronquiolitis. Si bien en todos los casos hubo un período

libre de síntomas de al menos 60 días, y al momento del estudio presentaron un examen físico dentro de límites normales, no deben ser considerados integrantes de una "población normal" en sentido estricto. A pesar de ello los datos sobre distribución de valores obtenidos mediante espirometría dinámica (en niños de 0 a 5 años y de 0,8 a 25 kg de peso) son por el momento irremplazables y constituyen el único patrón de referencia disponible para comparar con los valores obtenidos en niños con patología, los que serán objeto de una próxima publicación.

Summary

Two hundred infants devoid of pathology, with ages ranging between 3 days and 72 months were studied by spirometry under dynamic conditions. The signals were secured through a computed system (MECVENT-PULMOSYS), designed and executed by our group. It is provided by a pneumotacograph with facial mask for flow measurement and measurement of esophageal pressure by means of a distillate water catheter. Infants under 3 months were studied asleep, in dorsal decubitus, one hour post prandial. Older infants were studied awake, held by mothers or seated, under light sedation with nasal midazolam. Under such conditions recordings were obtained wherein it was possible to measure, ventilatory mechanics (complacence, resistance, viscous work, and low-volume spiratory flow) as well as several indicators of ventilatory control. A description is provided of percentile values obtained by such parameters as a function of body

weight. The latter are compared with those reported by other writers, mostly in newborns and young infants. Such data currently constitute the sole available reference standard for comparison of values obtained by dynamic spirometry in infants with respiratory pathology.

Résumé

200 enfants sans pathologie, dont l'âge se situait entre 3 jours et 72 mois, furent étudiés par spirométrie à conditions dynamiques. Les signes furent enregistrés au moyen d'un système informatisé (MECVENT-PULMOSYS), créé et exécuté par notre équipe. Il est pourvu d'un pneumotachéographe à masque facial pour mesure du flux, et mesure de tension oesophagique par un cathéter à eau distillée. Les moins de 3 mois furent étudiés en décubitus dorsal, une heure postprandial. Les plus grands étaient éveillés, dans les bras de la mère ou assis, sous une légère sédation avec mydazolam nasal. Dans ces conditions, on obtint des données où on mesura la mécanique ventilatoire (complaisances, résistances, travail visqueux et fluxes expiratoires bas volume), ainsi que plusieurs marqueurs du contrôle ventilatoire. On décrit la distribution percentilaire des valeurs obtenues pour ces paramètres en fonction du poids corporel. Ceux-ci sont comparés à ceux décrits par d'autres auteurs, surtout chez les nouveaux-nés et les tout petits. Ces résultats sont actuellement l'unique référence disponible pour la comparaison des valeurs obtenues par spirométrie dynamique chez des enfants à pathologie respiratoire.

Bibliografía

1. **Lemen RL.** Pulmonary function testing in the office, clinic, and home. In: Chernick V, Kendig Jr. E. Disorders of the respiratory tract in children. Fifth edition. Philadelphia: WB Saunders, 1990: 147-54.
2. **Taussig LM, Landau LI, Godfrey S, Arad I.** Determinants of forced expiratory flows in newborn infants. *J Appl Physiol* 1982; 53: 1220-7.
3. **Mortola JP, Fisher JT, Smith B, Fox G, Weeks S.** Dynamics of breathing in infants. *J Appl Physiol* 1982; 52: 1209-15.
4. **Solyman L, Landser FJ, Duiverman E.** Measurement of resistance with the forced oscillation technique. *Eur Respir J* 1989; 4 (Suppl.): S150-3.
5. **Du Bois AB, Botelho SY, Comroe JH.** A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph. *J Clin Invest* 1956; 35: 327-34.
6. **Mead J, Whittenberger JL.** Physical properties of human lungs measured during spontaneous respiration. *J Appl Physiol* 1953; 5: 779-86.
7. **Estol P, Píriz H, Pintos L, Nieto F, Simini F.** Assessment of pulmonary dynamics in normal newborns: a pneumotachographic method. *J Perinat Med* 1988; 16:183-92.
8. **Estol P, Píriz H, Basalo S, Simini F, Grela C.** Oro-nasopharyngeal suction at birth: effects on respiratory adaptation of normal term vaginally born infants. *J Perinat Med* 1992; 20:297-305.
9. **Basalo S, Estol P, Simini F.** Pulmosys: equipo para la medida de los parámetros de la mecánica ventilatoria neonatal en condiciones dinámicas. *Rev Mex Ing Biomed* 1993; 14: 227-36.
10. **Basalo S, Estol P, Simini F.** Pulmosys: clinical system for estimation of neonatal ventilatory mechanics. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 94. Rio de Janeiro, 1994: 898.
11. **American Thoracic Society, European Respiratory Society.** Respiratory mechanics in infants: physiologic evaluation in health and disease. *Am Rev Respir Dis* 1993; 147:476-96.
12. **Gerhardt T, Here D, Feller R, Reifenberger L, Bancalari E.** Serial determination of pulmonary function in infants with chronic lung disease. *J Pediatr* 1987; 110: 448-56.
13. **Swyer PR, Reiman RC, Wright JJ.** Ventilation and ventilatory mechanics in the newborn. *Methods and results in 15 resting infants.* *J Pediatr* 1960; 56:612-22.
14. **Cook CD, Sutherland JM, Segal S, Cherry R, Mead J, McIlroy M, Smith C.** Studies of respiratory physiology in the newborn infant, III. Measurements of mechanics of respiration. *J Clin Invest* 1957; 36: 440-8.
15. **Polgar G.** Airway resistance in the newborn infant. Preliminary communication. *J Pediatr* 1961; 59: 915-8.
16. **Karlberg P, Kock G.** Respiratory studies in newborn infants. III. Development of mechanics of breathing during the first week of life. A longitudinal study. *Acta Paediatr Scand* 1962; Suppl 135: 121-9.
17. **Chu J, Dawson P, Klaus M, Sweet A.** Lung compliance and lung volume measured concurrently in normal full term and premature infants. *Pediatrics* 1964; 34: 525-32.
18. **Polgar G, String T.** The viscous resistance of the lung in newborn infants. *J Pediatr* 1965; 69: 787-92.
19. **Howlett G.** Lung mechanics in normal infants and infants with congenital heart disease. *Arch Dis Child* 1972; 47: 707-15.
20. **Radford M.** Measurement of airway resistance and thoracic gas volume in infancy. *Arch Dis Child* 1974; 49: 611-5.
21. **Barret Dahms B, Krauss A, Auld P.** Pulmonary function in dysmature infants. *J Pediatr* 1974; 84: 434-7.
22. **Hjalmarson O, Olsson T.** Mechanics of breathing in newborn infants III. Mechanical and ventilatory parameters in healthy and diseased newborn infants. *Acta Paediatr Scand* 1974; Suppl. 247: 26-48.
23. **Yu V, Rolfe P.** Effect of feeding on ventilation and respiratory mechanics in newborn infants. *Arch Dis Child* 1976; 51: 310-3.
24. **Gupta S, Wagener JS, Erenberg A.** Pulmonary mechanics in healthy term neonates: variability in measurements obtained with a computerized system. *J Pediatr* 1990; 117: 603-6.
25. **Mortola JP, Milic-Emili J, Noworaj A, Smith B, Fox G, Weeks S.** Muscle pressure and flow during expiration in infants. *Am Rev Respir Dis* 1984; 129: 49-53.
26. **Lindroth M, Johnson B, Ahlstrom H, Svenningsen N.** Pulmonary mechanics in early infancy. Sub clinical grun-

- ting in low birth weight infants. *Pediatr Res* 1981; 15: 979-84.
27. **Lodrup KC, Carlsen P, Magnus P, Carlsen KH.** Lung function by tidal breathing in awake healthy newborn infants. *Eur Respir J* 1994; 7: 1660-8.
28. **Carlsen KH, Lodrup KC.** Tidal breathing analysis and response to salbutamol in awake young children with and without asthma. *Eur Resp J* 1994; 7: 2154-9.
29. **Fosel T, Cartarius R, Gruness V, Wilhelm W, Gebauer K, Probst M.** The effect of midazolam after intranasal administration on spontaneous respiration and respiratory control in young children. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 1996; 31: 22-5.
30. **American Thoracic Society, European Respiratory Society.** Respiratory function measurements in infants: symbols, abbreviations and units. *Am Rev Respir Crit Care Med* 1995; 151: 2041-57.