

SOPORTE ESPIRATORIO NO VALVULAR PARA SISTEMA BAIN

*OSCAR ANTONIO PRIETO-ESPINOZA

**CARLOS RODOLFO MORENO-ALATORRE

**MARIO VIDAL PINEDA-DÍAZ

***SERGIO AYALA-SANDOVAL

**ELVIRA LUISA GALINDO-MIRANDA

RESUMEN

Se llevó a cabo un estudio clínico para valorar la oxigenación y eliminación de bióxido de carbono, con un soporte no valvular, con función espiratoria, diseñado para el sistema Bain. Se tomó una muestra de 108 pacientes desde lactantes mayores a adultos, sometidos a cirugía electiva, la ventilación fue controlada manualmente. El flujo de gas fresco para los niños fue de 3.5 lts. y para los adultos fue de 70 ml/kg. Se tomaron determinaciones de gases en sangre arterial para determinar pH, PO_2 , EB, BA, CO_2 y $PaCO_2$, después de la intubación y 1 hora posterior a ventilación manual con FiO_2 de 40%. Los resultados obtenidos fueron analizados mediante la "t" de Student y la X^2 mostrando tendencia a la normocarbina.

Palabras clave: Equipos: circuitos de anestesia, semicerrados: Bain.

Ventilación: controlada.

SUMMARY

The Bain anesthetic circuit was studied with a non valvular exhalation support, to determine oxygenation and carbone dioxide output in 108 patients, children and adults, undergoing to elective surgery, the ventilation were controlled manually. The fresh gas inflow was 3.5 lt. for children and 70 ml/gk for adults. pH, PO_2 , BA AB CO_2 and $PaCO_2$ values were determinated postintubation and one hour after controlled ventilation with FiO_2 40%. The results were analyzed with "t" Student and X^2 showing tendency to normocarbina.

Key words: Equipment: circuits of anesthesia, semiclosed: Bain

Ventilation: controlled.

INTRODUCCION

Bain y Spoerel,¹ publicaron en el año de 1972 un reporte del empleo de una modificación del sistema "D" de Mapleson, para ventilación transanestésica en seres humanos; describiéndola como un sistema no valvular que genera una corriente lineal de gases frescos, con adecuada eliminación de bióxido de carbono. Este reporte original, describe un tubo corrugado de plástico ligero de 22 milímetros de diámetro, con una

longitud de 1.80 metros y capacidad de 500 centímetros cúbicos; en el interior de éste, corre otro tubo no corrugado con un diámetro de 6 milímetros, que en su parte distal llega a 2 ó 3 centímetros del tubo endotraqueal y que en su parte proximal se conecta a un ramal de entrada a través del cual ingresan los gases frescos. Accesorio a este sistema de ventilación transanestésico describe un balón reinhalatorio y un soporte válvula espiratoria que se adapta a la parte proximal del sistema. Este soporte diseñado originalmente por Spoerel, Bain y

*Médico Anestesiólogo. Hospital General de Zona, Torreón, Coah. IMSS.

**Médico Anestesiólogo Hospital de Pediatría CMN, IMSS.

***Jefe del Departamento de Anestesiología Hospital de Pediatría CMN, IMSS.

Recibido: 20 de junio de 1984. Aceptado para publicación 10 de diciembre de 1984.

Departamento de Anestesiología del Hospital de Pediatría.

Sobretiros: Oscar Antonio Prieto Espinoza. Calle José G. Rendueles núm. 61, Col. Ampliación Los Angeles. Torreón, Coah. C.P. 27140.

Henrich en 1974,¹ además de dar apoyo al sistema y permitir la evacuación de los excedentes de gas, tiene la posibilidad de expulsar al exterior del quirófano los gases anestésicos residuales, mediante un adaptador y un tubo evacuador (Fig. 1 y 2).

Bain estableció que el circuito podía ser empleado en el paciente adulto y pediátrico, con las siguientes recomendaciones:^{2,4} Un flujo de gas fresco de 70 ml./kg. de peso corporal es satisfactorio en los adultos y recomendó no reducir el flujo de gas fresco por debajo de 3.5 lt./min. en el paciente pediátrico, particularmente por las altas tasas de producción de CO₂ en los niños y en parte porque la mayoría de las máquinas no suministran las concentraciones indicadas a flujos bajos en circuitos semicerrados.⁵ Se ha mostrado que el CO₂ del paciente puede ser manipulado con este sistema de ventilación independientemente de la ventilación pulmonar si el volumen minuto en el ventilador excede del volumen de gas fresco que entra al sistema.⁵

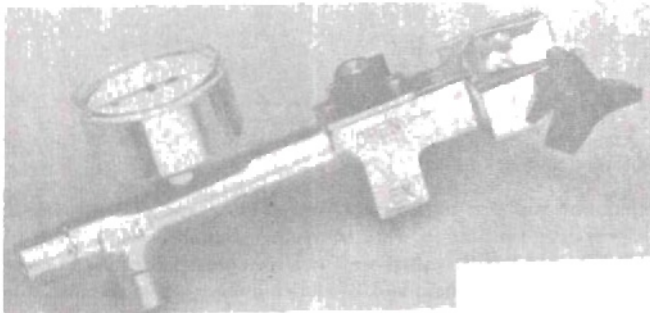


Figura 1.

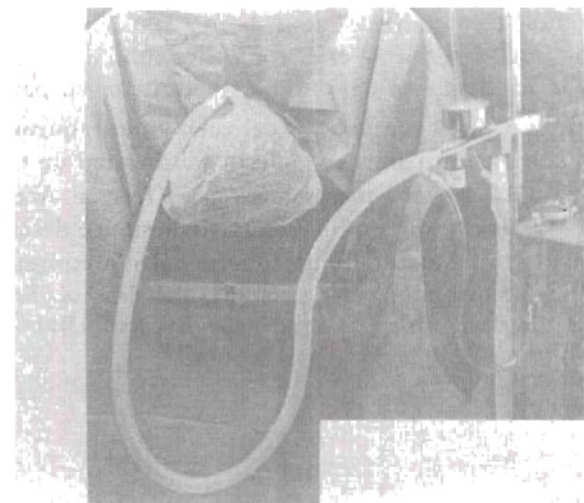


Figura 2.

Durante el Sexto Congreso Mundial de Anestesiología, celebrado en México en 1976, Mier y Terán reporta su experiencia en el empleo del sistema Bain en edades pediátricas comprendidas entre los 6 meses de edad y 16 años, utilizando flujos de 2.5 lt., 3.5 litros y 5 litros en tres grupos comparativos, calculando el volumen corriente de acuerdo al nomograma de Radford y haciendo algunas modificaciones a la descripción original de Bain, consistentes en excluir el soporte espiratorio e incluir balones de diferentes capacidades con un diafragma para el rebozamiento de gases espirados.

Algunos meses después en comunicación personal, Robredo informa del diseño de un dispositivo en nylon que posee un ramal de salida, que al coincidir en forma total o parcial los orificios de los dos cilindros (A y B), que componen esta pieza, permiten graduar la salida de los gases espirados y elimina el diafragma de rebozamiento en el balón reinhalatorio propuesto por Mier y Terán. Esta pieza que el autor denominó "dispositivo con función valvular para adaptarse al sistema Bain", se interpone entre la parte proximal del sistema y el balón reinhalatorio. Al ramal se le puede adaptar un tubo que permite la evacuación de los gases espirados hacia el exterior del quirófano.

A partir de este intento de Robredo, se han diseñado en nuestro país varias piezas cuyo objeto es suplir el soporte valvular original diseñado por Spoerel y col., en virtud de que es un material de importación, con dificultad, para conseguirlo y cuyo costo es alto. Algunas de estas piezas se han empezado a utilizar en forma indiscriminada, sin realizarse previamente un análisis y valoración de su impacto sobre el componente respiratorio del equilibrio ácido base; y pueden representar riesgo para el paciente en virtud de que los ramales de salida no tienen semejanza al diámetro del evacuador de la pieza original. Esto además ofrece una resistencia a la espiración que quizás no trascienda a situaciones extremas en cirugías de corta y mediana duración, en paciente sin patología pulmonar o cardíaca y en pacientes adultos, pero que valdría la pena analizar la trascendencia de esta resistencia en cirugías de larga duración, en pacientes que ha sufrido insuficiencia cardíaca o respiratoria o en pacientes pediátricos cuyas edades estén cercanas al nacimiento.

Son varios los motivos que nos llevaron al diseño y valoración de un soporte con función de dispositivo espiratorio que complementa al sistema Bain, los cuales podemos señalar a continuación:

1. Falta de disponibilidad de la pieza original por incremento del costo y en ocasiones imposibilidad de importación.
2. Las piezas diseñadas en nuestro país, tienen el inconveniente de ofrecer resistencia a la espiración, además de no haber sido valoradas en su repercusión sobre la ventilación transanestésica y sus resultados

reportados en alguna publicación. 3. El afán de proteger la parte proximal del sistema Bain del daño más comúnmente observado, que es la ruptura de la parte del tubo que se adapta al soporte, y que el sistema Bain una vez dañado de la forma anteriormente descrita pueda seguir siendo utilizado.

En este artículo se define primero una muestra de paciente en los cuales fue empleado un soporte con función espiratoria útil para el sistema Bain, se describen las características de la pieza diseñada, se analizan los resultados de la repercusión que ésta tiene sobre el factor respiratorio del equilibrio ácido base y por último entabla una discusión respecto a la utilidad clínica de este soporte en relación a los resultados de otros autores.

MATERIAL Y METODO

Se llevó a cabo un estudio clínico prospectivo en poblaciones de pacientes pediátricos y adultos, atendidos en los hospitales Pediátrico y General del Centro Médico Nacional, para evaluar el soporte diseñado, utilizando el sistema Bain con la finalidad de observar la oxigenación y eliminación de CO_2 , con ventilación manual controlada.

Se tomó una muestra que incluyó 108 pacientes sometidos a cirugía electiva con edades comprendidas entre lactantes mayores (1 año) y adultos (55 años), con pesos corporales entre 10 y 70 Kg. como se señala adelante:

menores de 10 Kgs.	4 pacientes
de 11 a 34 Kgs.	45 pacientes
de 35 a 69 Kgs.	50 pacientes
mayores de 70 Kgs.	9 pacientes

Se excluyeron del estudio pacientes con padecimientos pulmonares o cardíacos, que pudieran enmascarar los resultados en las gasometrías en sangre arterial.

Los pacientes mayores de 10 Kg. fueron medicados con diazepam 300 mcgrs. por Kg. de peso y atropina 100 mcgrs. por Kg. de peso. Una vez en sala, se monitizaron con estetoscopio precordial o esofágico, baumanómetro, teletermómetro y ECG. La inducción y mantenimiento anestésico no fueron estandarizadas y se realizaron con diferentes medicamentos según el procedimiento, sólo las concentraciones de $\text{O}_2\text{-N}_2\text{O}$ siempre fueron en los pacientes pediátricos con 40% de O_2 y 60% N_2O . En los pacientes adultos no en todos fue posible administrar óxido nitroso. Una vez intubados los pacientes, se ventilaron con el soporte motivo del estudio, con ventilación manual controlada, con oxígeno al 100% y 5 minutos después se realizó una toma de sangre arterial para dosificación de gases, el óxido nitroso se administró después de la punción arterial. Los pacientes fueron ventilados manualmente en forma controlada por un tiempo mínimo de 60 minutos y una vez

terminado el procedimiento quirúrgico, sin modificar la concentración de oxígeno (40%), en la mezcla de gases frescos, se tomó una segunda muestra de sangre arterial para determinar gases e interpretar la posible influencia del soporte espiratorio sobre el componente respiratorio del equilibrio ácido base.

La única modificación en nuestro circuito dependió del peso de los pacientes, el cual nos permitió determinar la capacidad del balón reinhalatorio: hasta 10 kg., balón de 1 Litro, de 11 a 20 Kg. balón de 1.5 litros, de 21 a 30 kgs. balón de 2 litros y de 31 Kg. en adelante, balones con capacidades mayores a 3 litros. Por otra parte, vale la pena mencionar que el flujo de gases administrados por minuto estuvo orientado por las recomendaciones preconizadas por Bain,¹ atendiendo al peso corporal según lo cual asegura que con un flujo de 3.5 litros por minuto, están satisfechos los requerimientos de los pacientes pediátricos con peso menor de 34 Kg. y para los pacientes con peso mayor de 35 Kg., 100 ml. por Kg. En el paciente adulto un flujo de gases fresco de 70 ml/kg. es suficiente para normocarbía y un flujo de 100 ml/kg. de peso para hipocarbía.^{5,6}

El soporte espiratorio motivo de este trabajo, está compuesto de las siguientes partes: entrada de la parte distal del sistema Bain, que involucra 2.5 cm. más allá de la entrada convencional motivo por el cual, a la vez que protege la parte distal del sistema, una vez que ésta se rompe, puede seguir utilizándose. Por el lado opuesto al tubo, está trabajado en forma de cono, con el objeto de adaptar el balón reinhalatorio. El ramal de salida tiene un diámetro de 0.8 cm., que permite la evacuación del excedente de la mezcla, sin resistencia indeseable que influya sobre la homeostasis del paciente y que por otra parte, está diseñada de tal forma que pueda adaptarse a un tubo evacuador hacia el exterior del quirófano, evitando así su contaminación. Este ramal espiratorio está complementado con un tornillo micrométrico cuya parte distal termina en ángulo agudo, con objeto de adaptar paulatinamente el ramal mencionado y ocluirlo gradualmente, permitiendo regular adecuadamente la salida deseada de la mezcla de gas hacia el exterior. El tornillo tiene grosor suficiente para ocluir totalmente el ramal de salida. Este soporte cuenta con una prenta que le permite adaptarse a superficies tubulares de la máquina de anestesia o de algún otro mueble de quirófanos (figs. 3 y 4).

Este proyecto ha sido registrado debidamente ante la Oficina de Patentes.

RESULTADOS

El cuadro I sintetiza el estudio estadístico de los datos que aporta la determinación de gases en sangre arterial de la muestra, durante los primeros cinco minutos

después de la intubación endotraqueal en los que se ventiló al paciente con oxígeno al 100% en un circuito de ventilación transanestésica semicerrado sin absorbedor de bióxido de carbono y de reinalación parcial (Bain); se encontraron las cifras de pH, PO_2 , exceso de base, bi-

carbonato actual y CO_2 , en cifras dentro de límites normales, excepto la $PaCO_2$ que reporta un promedio aritmético de 41.6 ± 8.7 mmHg, cifra que posiblemente se deba a situaciones que instrumentan retención de bióxido de carbono frecuentes durante la intubación orotraqueal.

El cuadro II muestra el estudio estadístico de los datos de la determinación de gases en sangre arterial, la cual fue tomada una hora después de ventilación manual controlada transanestésica, con una FiO_2 de

CUADRO I. ESTUDIO ESTADÍSTICO DE LA PRIMERA MUESTRA DE GASES EN SANGRE ARTERIAL.

D.C.S.A.	Promedio aritmético	Varianza	Desviación estándar	Error estándar
pH	7.38	0.0027	± 0.05	± 0.005
$PaCO_2$	41.46	76.29	± 8.73	± 0.84
PO_2	217.78	10940.94	± 102.42	± 0.22
E.B.	-3.77	3.81	± 1.95	± 0.18
B.A.	20.05	4.15	± 2.03	± 0.19
CO_2	21.11	26.8100	± 51.77	± 4.88

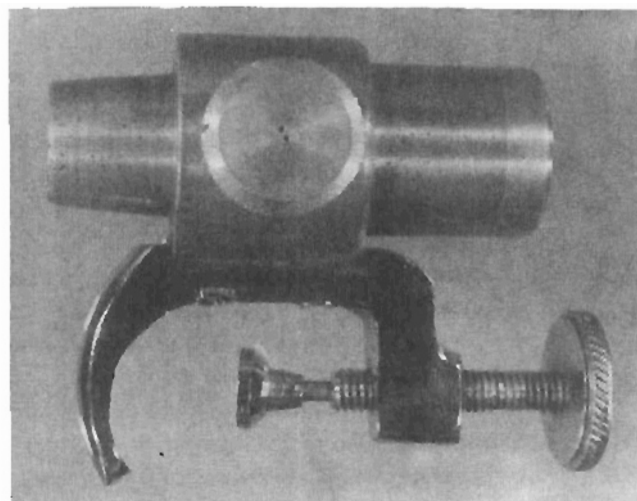
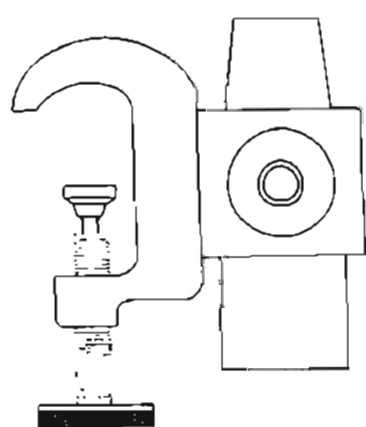
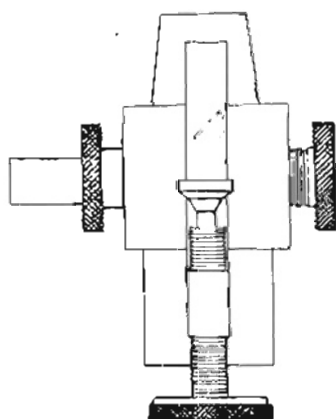


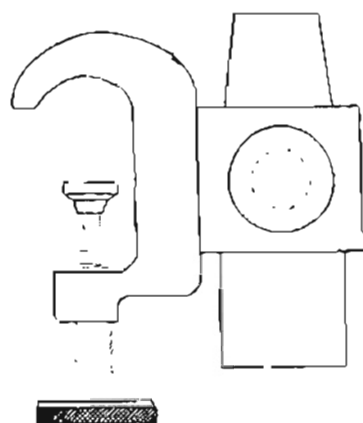
Figura 3.



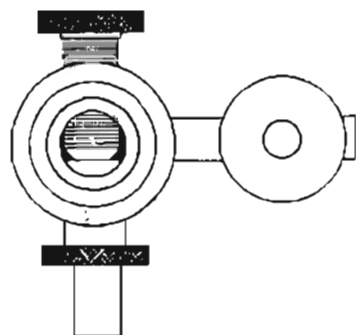
VISTA LATERAL IZQUIERDA



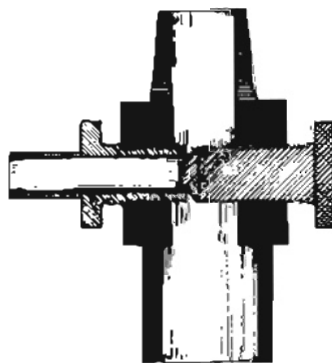
VISTA FRONTAL



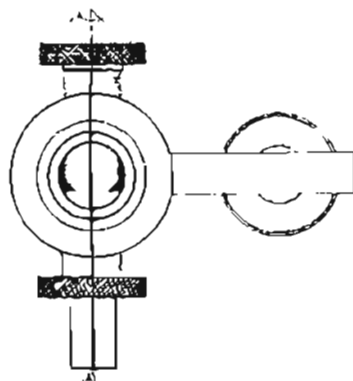
VISTA LATERAL DERECHA



VISTA INFERIOR



CORTE AA



VISTA SUPERIOR

Figura 4. Soporte espiratorio no valvular para sistema Bain.

40% y óxido nitroso al 60%. Se encontró que prácticamente todos los datos del componente respiratorio se encuentran dentro de límites normales y que del componente metabólico, el exceso de base se encuentra en 4.09 ± 2.16 mEq/l. Las cifras promedio de PaCO_2 son de 34.05 ± 5.80 .

Cuando hacemos la comparación de los datos de la primera y segunda muestra a través de la prueba "t" de Student, encontramos que no existen diferencias significativas entre los datos promedios de las dos muestras, excepto de la PaCO_2 , en la que nos permite considerar que si bien el bóxido de carbono pudo ser retenido durante la intubación, éste mismo fue llevado a cifras normales durante la ventilación transanestésica.

En un nomograma de Siggard- Andersen, se distribuyó la muestra de acuerdo a los resultados de las de-

terminaciones de gases en sangre arterial del estudio, durante las dos etapas del mismo, tomando en cuenta el peso corporal de la misma forma en que Bain agrupa a su muestra (pacientes entre 1 y 10 kilogramos, pacientes entre 11 y 34 kilogramos, pacientes entre 35 y 69 kilogramos y pacientes de más de 70 kilogramos de peso corporal), tal como lo muestran las figuras 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12 correspondientes en que se ve su distribución, permitiéndonos hacer para cada caso el diagnóstico por la determinación de gases en sangre arterial.

En el cuadro III se observa la distribución de la muestra respecto a los diagnósticos surgidos de la determinación de gases en sangre arterial, en donde encontramos en forma comparativa, que en la segunda muestra si bien el número de pacientes con normalidad en los valores de gases arteriales es menor que en la prime-

CUADRO II. ESTUDIO ESTADISTICO DE LA SEGUNDA MUESTRA DE GASES EN SANGRE ARTERIAL

D.G.S.A.	Promedio aritmético	Varianza	Desviación estándar	Error estándar
PH	7.37	0.0033	± 0.05	± 0.0054
PaCO_2	34.05	33.65	± 5.80	± 0.54
PO_2	210.95	11095.82	± 105.33	± 9.94
E.B.	4.09	4.68	± 2.16	± 0.20
B.A.	19.63	3.84	± 1.96	± 0.18
CO_2	20.87	4.90	± 2.21	± 0.20

CUADRO III. DISTRIBUCION DE PACIENTES POR DIAGNOSTICO DE GASES EN SANGRE ARTERIAL DURANTE LAS DOS DETERMINACIONES

D.G.S.A.	Primera muestra	Segunda muestra
Normal	53	44
Acidosis respiratoria	20	8
Alcalosis respiratoria	35	56
Total	108	108

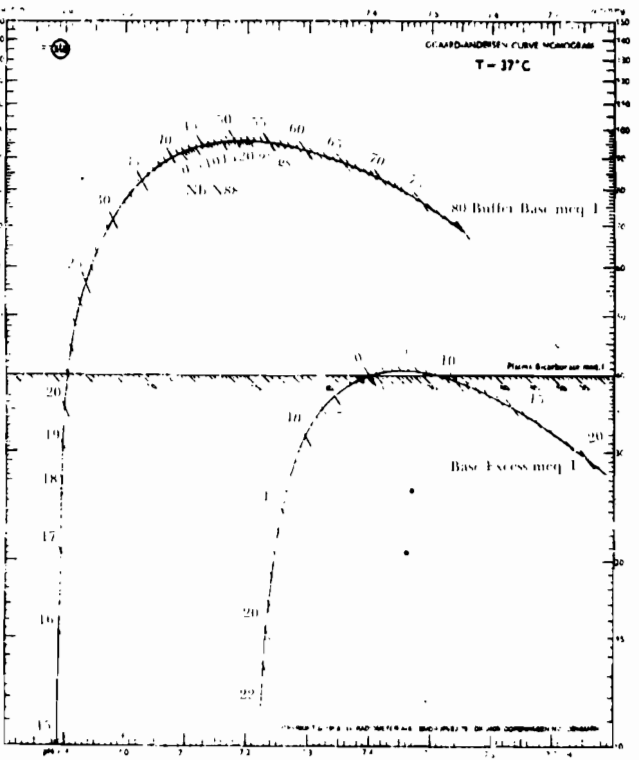


Figura 5. Grupo entre 1 y 10 kg. (1ª muestra).

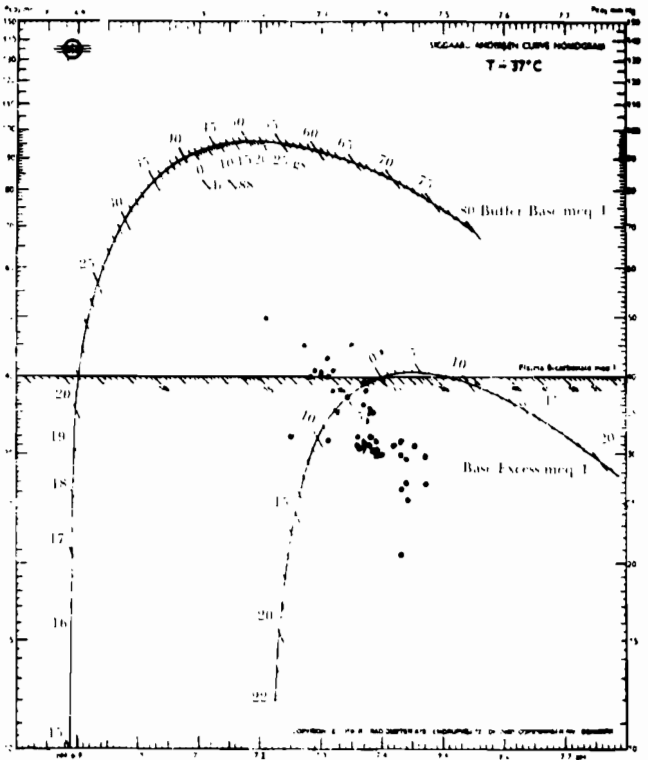


Figura 6. Grupo entre 11 y 34 kg. (1ª muestra).

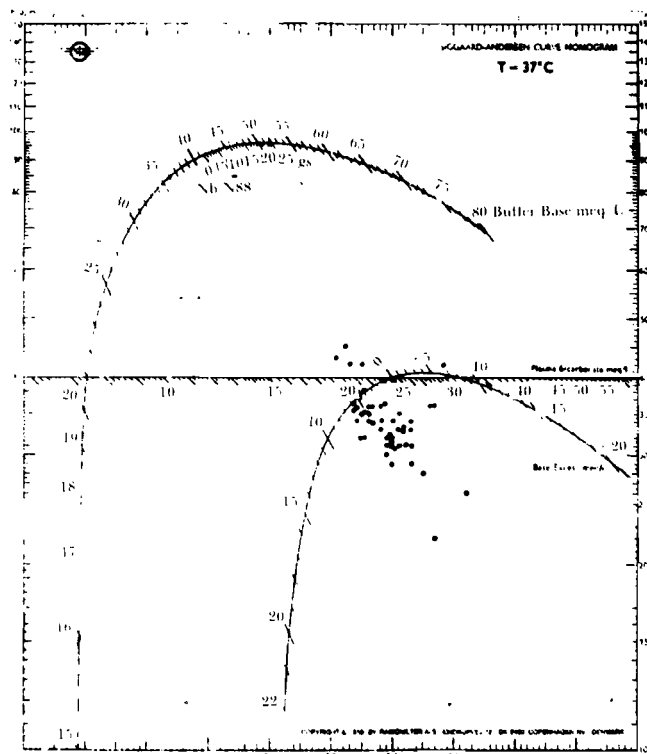


Figura 7. Grupo entre 35 y 69 kg.
(1ª muestra).

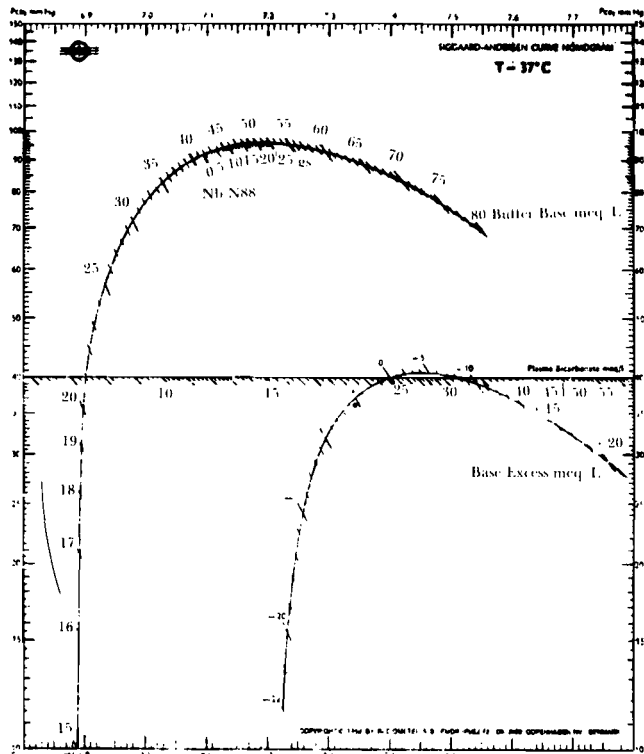


Figura 9. Grupo entre 1 y 10 kg.
(2ª muestra).

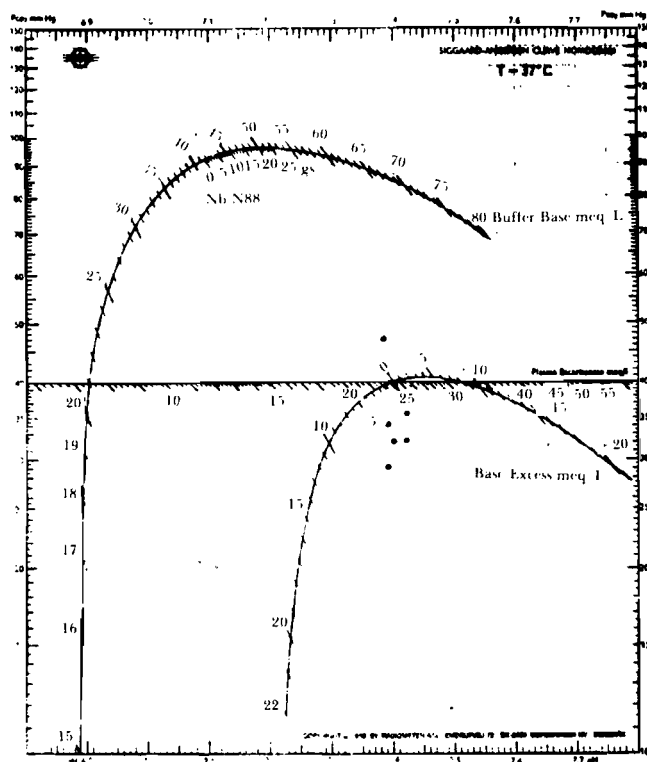


Figura 8. Grupo de más de 10 kg.
(1ª muestra).

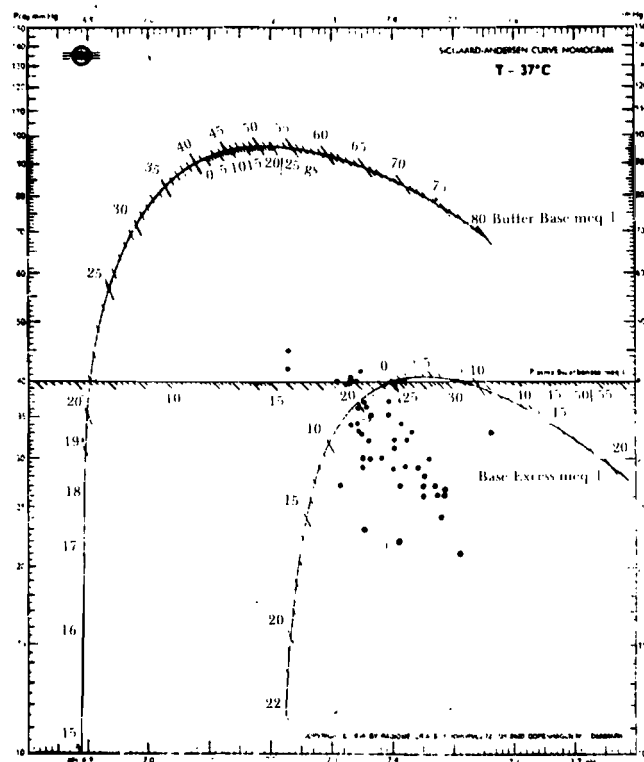


Figura 10. Grupo entre 11 y 34 kg.
(2ª muestra).

ra, debemos expresar que también es menor el número de pacientes con acidosis respiratoria y mayor el número de pacientes con alcalosis respiratoria en la segunda muestra que en la primera. Contemplando ésto mediante la prueba X^2 en los tres diagnósticos, las diferencias son estadísticamente significativas ($p < 0.05$).

DISCUSION

En nuestro medio ha sido necesario el diseño de varias piezas que tienen como objeto la evacuación de los gases en un sistema Bain y que al ser interpuestas entre el balón reinhalatorio y el sistema, den funcionalidad a éste. Algunas de estas piezas han sido estudiadas con determinaciones de gases en sangre arterial (Mier y Terán, Robredo), no encontrándose sus reportes en publicaciones periódicas y solamente tenemos noticia de su existencia por información verbal.

El presente trabajo formaliza el diseño de un soporte no valvular con función espiratoria que permita la evacuación de gases del sistema Bain, por un tubo al exterior del quirófano, el cual tiene un diámetro que no opone resistencia a la espiración.

El estudio de los gases en sangre arterial contemplado en el cuadro I y II, los nomogramas de Siggard Andersen (figuras 5 a 12) y el cuadro III, sugieren que después de una ventilación manual bajo las condiciones expresadas en el método, existe una tendencia hacia la hiperventilación en línea decreciente a la normalidad y poca tendencia a la acidosis respiratoria.

Comparando estos resultados con los obtenidos por Henville y Adams,⁷ los cuales diseñan un adaptador para conectar al sistema Bain, utilizando flujos de 70 ml/kg, en los que obtuvieron un promedio de PaCO_2 de 40.8 ± 4.3 y con 100 ml/kg de peso, una PaCO_2 de 34.3 ± 4.5 , en nuestra muestra obtuvimos estos datos, con flujos de gas fresco de 3.5 lt. en los niños y 70 ml/kg de peso en los adultos. Las diferencias nos son significativas. En el trabajo de Bain y Spoerel,^{8,9} que obtuvieron valores de PaCO_2 de 35.1, después de ventilación con ventilador, la comparación de estos resultados y los nuestros, no muestran diferencias importantes.

Debemos hacer notar que en nuestro trabajo, el anestesiólogo que ventiló a los pacientes no fue siempre el mismo, por lo cual es fácil comprender que ésto es un punto de variación en el estudio y que parcialmente puede explicar los casos de acidosis respiratoria obtenidos en la segunda muestra.

CONCLUSIONES

Utilizando los flujos preconizados por diferentes autores como Bain y Spoerel,⁸ Henville y Adams⁷ y otros,⁹

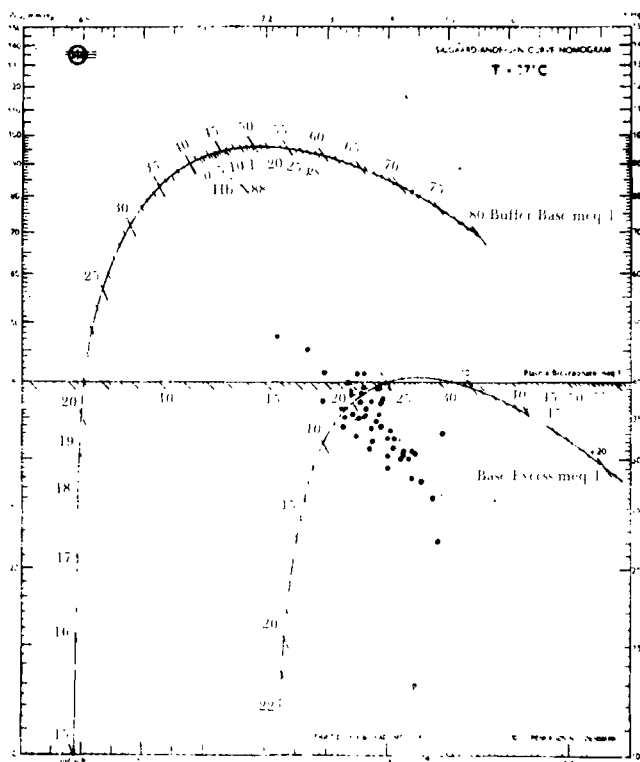


Figura 11. Grupo entre 35 y 60 kg.
(2ª muestra).

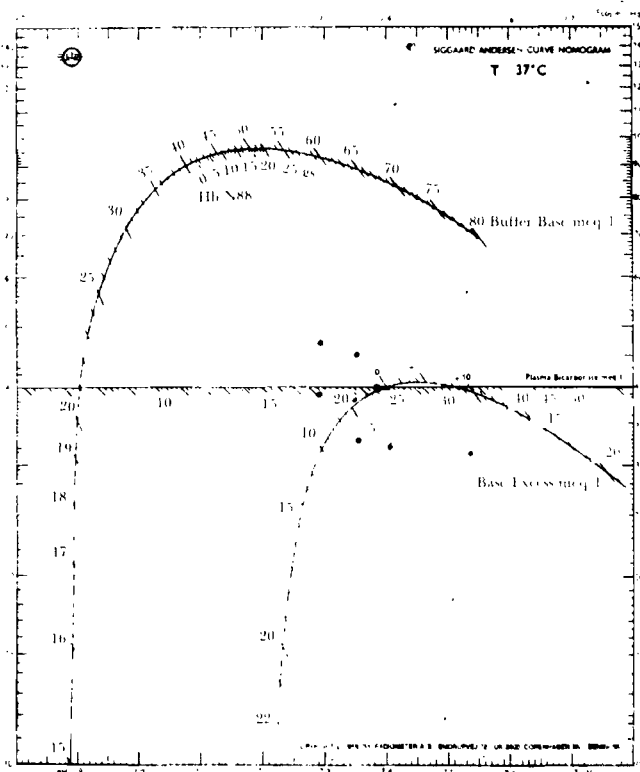


Figura 12. Grupo de más de 70 kg.
(2ª muestra).

con el circuito anestésico Bain y el soporte diseñado por los autores, se puede ventilar en el transanestésico a pacientes pediátricos y adultos, obteniendo cifras de

PaCO₂ dentro de límites normales, el soporte no modifica la dinámica funcional del sistema Bain y mantiene el intercambio gaseoso en forma satisfactoria.

REFERENCIAS

1. BAIN J A, SPOEREL E E: *A streamlined anaesthetic system*. Can Anaesth Soc J 1972; 19:426-435.
2. SPOEREL W E, BAIN J A, HEINRICH G R: *A redesigned anaesthetic gas machine*. Can Anaesth Soc J. 1974; 21:335-342.
3. BAIN J A, SPOEREL W E: *Flow requirements for a modified Mapleson "D" system, during controlled ventilation*. Can Anaesth Soc J 1973; 20:626-636.
4. RAYBURN R L, GRAVES S A: *A new concept in controlled ventilation of children with the Bain anaesthetic circuit*. Anesthesiology 1978; 48:250-253.
5. BAIN J A, SPOEREL W E: *Carbon dioxide output in anesthesia*. Can Anaesth Soc J 1976; 23:153-162.
6. BAIN J A, SPOEREL W E: *Prediction of arterial carbon dioxide tension during controlled ventilation with a modified Mapleson "D" system*. Can Anaesth Soc J 1975; 2:34.
7. HENVILLE J D, Adams A P: *The Bain anaesthetic system. An assessment during controlled ventilation*. Anaesthesia 1976; 31:247-256.
8. BAIN J A, SPOEREL W E: *Carbon dioxide output and elimination in children under anesthesia*. Can Anaesth Soc J. 1977; 24:533.
9. MAPLESON W: *The elimination of rebreathing in various semiclosed anaesthetic systems*. B J Anaesth 1954; 26:323-329.