

ANESTESIA GERAL EM SISTEMA SEM REINALAÇÃO (*)

DR. PAULO CRUZ MAYA, E.A., S.B.A. (**)

Talvez deveríamos preocupar-nos mais, em vigiar cuidadosamente a respiração de nossos pacientes, do que eleger o medicamento para evitar a dor; importar-nos mais com os nossos conhecimentos e experiência com determinado anestésico, do que com as opiniões dos outros acêrca de como obter melhores resultados.

Waters

AP 3079
Do acêrto da escolha do tema dêste seminário, por parte da comissão organizadora do Congresso, estão a atestar inúmeras publicações (1, 2, 9, 11, 14, 23) que procuram trazer luz ao problema.

Ocupando o primeiro plano no cenário da anestesiologia atualmente encontramos a ventilação pulmonar, estudada exaustivamente por fisiologistas, clínicos e anestesiologistas (3, 4, 5, 8, 10, 11, 12, 15, 18, 19, 20, 21, 24).

Diz Robertazzi (20): Desde que a ventilação pulmonar é o movimento de gases para dentro e para fora dos pulmões, sua execução requer via aérea livre, pulmões normalmente elásticos, uma caixa torácica e diafragma íntegros, um motor ou força impulsora para produzir um ato inspiratório. A ventilação durante e sob anestesia é mantida muitas vêzes em níveis adequados pela mão educada do

(*) Trabalho apresentado ao VI Congresso Brasileiro de Anestesiologia, Belo Horizonte, Minas Gerais — Outubro de 1959.

(**) Anestesiologista do Depto. Anestesiologia da AMRIGS, Pôrto Alegre, Rio Grando do Sul, Brasil.

anestesiologista ou por meios mecânicos. Em qualquer medida de ventilação é imperativo conhecer a quantidade de ar que entra e sai do tórax, tanto na inspiração como na expiração.

O desenvolvimento técnico permitiu a construção de aparelhagem e criação de métodos de estudo mais racionais desta importante função. Estudos que trouxeram subsídios valiosos à anestesiologia e capacitou aos anestesiologistas, armarem-se e realizar estudos mais críticos sobre os diferentes tipos de circuitos empregados na administração de gases anestésicos.

Os grupos de Comroe e col., Cournand e col. (3, 4) determinaram com seus trabalhos novos parâmetros dentro deste campo da Fisiologia Pulmonar.

As provas funcionais permitiram uma avaliação mais perfeita da função respiratória de um determinado indivíduo (3, 4, 20) fornecendo dados que são guias valiosos ao executarmos o ato anestésico.

A criação de aparelhos de análise das misturas gasosas (10, 11, 22) permitiu a possibilidade de estudar comparativamente a qualidade das misturas gasosas oferecidas aos pacientes por diferentes sistemas de inalação.

Os circuitos fechados, tanto circular como vai-e-vem, popularizados por Waters, sofreram por parte de Elam e Brown (11) um estudo crítico. Realizaram a análise das misturas gasosas, concluindo que em ambos os sistemas havia um aumento progressivo do espaço morto, maior no vai-e-vem. Este aumento determinava um conseqüente acréscimo progressivo do volume minuto, válido tanto para o circular como para o vai-e-vem. Esta compensação de débito depois de um certo limite, não é mais exequível. E dizem mais que em uma hora a uma hora e meia está o limite de segurança da cal sodada para o sistema vai-e-vem. Ficou assim demonstrada a superioridade do circuito circular.

Pesquisas novas determinaram modificações de forma e volume nos recipientes absorvedores de CO_2 ; daí surgiram os superabsorvedores das mais variadas procedências.

Mas, um ponto ainda está para ser resolvido, trata-se do problema da cal sodada, que embora de boa procedência e não envelhecida, cria dentro dos circuitos acúmulos de CO_2 em taxas não compatíveis, conforme ficou demonstrado por Elam e col. (11).

De outro lado a fração de volume gasoso inspirado no curso de uma inspiração, que não tem contato com as zonas de trocas, é conhecido pelo nome de espaço morto, estudado e conceituado por Bohr. Passou o espaço morto a ter rele-

vante papel na ventilação pulmonar (3, 4, 5, 15, 20), pois temos a seguinte equação:

$$V. \text{ Alveolar} = (V. \text{ pulmonar} - E. \text{ morto}) \times \text{Frequência.}$$

Fitton (12) relatou as conclusões a que chegou, investigando as concentrações de oxigênio, nos gases inspirados para os vários sistemas com reinalação parcial ou circuitos semifechados; quando um paciente respira num sistema com reinalação parcial durante um tempo mais ou menos longo, a concentração do oxigênio inspirado cai progressivamente. Conclui mais, que os postulados de Ruben para os circuitos semifechados é verdadeiro no primeiro item quando o circuito não é utilizado durante muito tempo.

Estabeleceu Fitton (12) ainda a fórmula teórica da suplementação do oxigênio necessária para fazer esta correção.

A escolha do tipo de sistema de inalação a ser utilizado em determinado caso torna-se mais importante, ocupando o primeiro lugar quando estamos em face de um caso crítico, como por exemplo anestesia pediátrica, nos enfisematosos, bronquíticos ou tratando-se de pacientes idosos (1, 14, 20, 25).

A criação de sistemas sem reinalação é fruto do esforço do anestesiólogista no sentido de proporcionar ventilação dentro dos melhores parâmetros, levando em consideração facilitar a eliminação de CO_2 , evitar acúmulo deste gás, diminuir espaço morto e assegurar um sistema inalatório que permita administração contínua de agentes anestésicos para manutenção de planos anestésicos requeridos pelo ato cirúrgico em questão.

Mayer (16) escreve que a classificação dos diversos circuitos ou sistemas de inalação deu e ainda dá lugar a grandes controvérsias.

Segundo Jaquenoud (13) o elemento que serve para a classificação dos diferentes circuitos é a eliminação ou a conservação em parte ou total da expiração, fator dominante no modelo de circuito.

Na prática, a classificação se fará de acordo com o maior ou menor grau de reinalação, conservação dos gases expirados e reinalação pelo paciente.

Distingue-se então:

A — CIRCUITO ABERTO. — A expiração é rejeitada na totalidade para o exterior (sem reinalação).

B — CIRCUITO SEMI-ABERTO. — A expiração é rejeitada em grande parte para o exterior (reinalação parcial).

C — CIRCUITO SEMIFECHADO. — A expiração é em boa parte conservada e reinalada pelo paciente (reinalação parcial).

D — CIRCUITO FECHADO. — A respiração é reinalada totalmente pelo paciente.

O sistema sem reinalação é por definição ausência da conservação das misturas expiratórias, sem serem reinaladas; isto é obtido por um jôgo de válvulas colocadas muito próximo das vias aéreas que provocam uma orientação unidirecional das trocas.

O sistema possui duas válvulas de sentidos contrários. Uma das válvulas abre-se ao ar livre, é a válvula expiratória, e a outra, que permite inspirar o conteúdo de uma bolsa anestésica, é a válvula inspiratória. A totalidade da inspiração é feita da bolsa reservatório, o que permite o controle da composição da mistura inspirada. A expiração passa em sua totalidade para o exterior. Não há reinalação. Este sistema permite a inalação de gases de baixa temperatura, secos, com taxa de CO² igual ou inferior àquela do ar atmosférico, baixa resistência do circuito.

As válvulas devem ser leves, bem como a bolsa reservatório de mistura deve ser de borracha delgada e de pouca capacidade. Devemos empregar grandes débitos de gás, superiores à ventilação do paciente, porque a cada expiração o paciente envia para o exterior toda mistura e deve receber da bolsa uma mistura nova e em suficiente volume.

Swartz (23) demonstra que em sistemas com reinalação parcial, com débitos ligeiramente inferiores ao volume minuto, passa-se o seguinte:

	Taxa de O ₂	Taxa de CO ₂
Depois de 5 minutos		
Débito		
8 l/m	20,5%	1,3%
7 l/m	19,4%	1,4%
6 l/m	19,0%	1,4%
5 l/m	18,0%	2,4%
Depois de 10 minutos		
8 l/m	20,5%	1,0%
7 l/m	19,0%	1,0%
6 l/m	18,2%	2,4%
5 l/m	18,0%	3,5%

O sistema sem reinalação representa uma aquisição importante para a anestesiologia. Devemos entretanto reservá-lo para os casos em que podemos usar entubação endotraqueal, em que pudermos usar anestésico pouco depressor, quando pudermos usar grandes débitos de gases. A necessidade de deprimir a respiração ou mesmo paralisá-la

pelos curares é uma contraindicação relativa para o sistema de válvulas não munidas de dispositivos especiais, quer para respiração controlada ou assistida.

Nestes casos a respiração assistida ou controlada exige um certo treinamento do anestesiolegista, que deve obturar a válvula expiratória durante a compressão do balão.

Este inconveniente foi superado nas válvulas com dispositivos especiais para o fechamento automático da válvula expiratória, bem como naquelas que são dotadas de mecanismos para funcionamento automático.

Como vantagens importantes do sistema sem reinalação devemos enumerar: permite contrôlê seguro da composição da mistura anestésica, principalmente tratando-se de pacientes com entubação endotraqueal, pequena resistência oferecida pelas válvulas, prevenção da hipercapnia, redução do espaço morto, diminuindo assim a fadiga respiratória do paciente. Além disso é o único sistema que permite usar o trilene.

Opõe-se à utilização dêste tipo de sistema as seguintes desvantagens: exigindo por definição grandes débitos de gases ocasionam um consumo muito elevado e possivelmente muito dispendioso. Nas válvulas possuidoras de dispositivos especiais de fechamento, antes de ocasionar a oclusão total perdem-se 5 a 10% do volume de gás, o que é um defeito que provoca um maior consumo. Exigem, quando é usado bisturi elétrico, o uso de agentes anestésicos não inflamáveis e não explosivos. De outra parte, a proximidade necessária que deve ficar do campo operatório, tratando-se de operações sobre a cabeça e pescoço, e principalmente quando necessitamos assistir ou controlar a respiração, interfere o anestesista no campo operatório. Inconveniente êste que é superado pelas válvulas com fechamento automático.

Quando usa êstes sistemas o anestesista deve estar atento para o seguinte fato: o aumento do volume minuto produz o esgotamento do reservatório da mistura e há necessidade de aumentarmos o débito dos gases para acompanharmos o aumento do volume minuto.

Nossa experiência resume-se em três dos muitos aparelhos existentes dêste sistema, válvula de Stephen-Slater, válvula de Lewis-Leigh, e o ressuscitador de Takaoka.

O primeiro consta apenas das duas clássicas válvulas, tem portanto o inconveniente de exigir para a respiração controlada ou assistida que o anestesista fique com as duas mãos ocupadas.

A válvula de Lewis-Leigh possui dispositivo especial para respiração controlada e assistida, permitindo assim a utilização mais cômoda dos relaxantes musculares nos atos anestésicos que o exijam.

O aparelho de Taraoka é utilizado para respiração controlada automática mecânica, tornando-se precário para a utilização de agentes anestésicos inalatórios; entretanto, quando utilizado conjuntamente com a análise do PCO_2 alveolar (analisador Draeger), permite realizar a ventilação pulmonar com grande eficiência.

Indicamos o uso dos diferentes sistemas levando em consideração o tipo de intervenção cirúrgica e a análise crítica do caso em si.

A válvula de Stephen-Slater nós a indicamos em intervenções que não exijam depressão respiratória, não exijam relaxamento muscular, bem como a utilização de anestésicos inflamáveis ou explosivos.

Preferimos o sistema de Lewis para os casos nos quais utilizamos relaxantes musculares e que podemos empregar anestésicos gasosos ou líquidos voláteis.

O ressuscitador de Takaoka é por nós reservado para os casos cirúrgicos de maior magnitude, quando a necessidade de usar relaxantes musculares faria com que o anestesista ficasse tolhido em seus movimentos, ao ter que realizar o controle da ventilação. Devemos considerar que nestes casos estamos obrigados ao uso exclusivo de anestesia endovenosa.

Em todos os sistemas encontramos vantagens e desvantagens, entretanto a soma algébrica dá um resultado favorável às vantagens.

CONCLUSÕES E RESUMO

De nossa experiência conseguimos tirar as seguintes conclusões para a utilização do sistema sem reinalação.

Há uma tendência acentuada para o seu emprêgo cada vez maior em anestesiologia.

Por sua pequena resistência torna-se preferido naqueles casos em que sistemas com tais características se fazem necessários, como em anestesia pediátrica e geriátrica (1,14).

As válvulas providas de equipamento especial para respiração controlada ou assistida tornam possível sua aplicação em casos que necessitam de relaxamento muscular mais acentuado.

Os respiradores automáticos mecânicos tornam possível a utilização do sistema em práticas anestesiológicas que antes eram vedadas ao sistema (operações em tórax aberto).

Permitem o emprêgo do trilene sem perigo.

Possibilitam administrar misturas anestésicas perfeitamente dosadas.

Previnem a hipercapnia.

Em lugares e em circunstâncias quando não é possível aquisição de cal sodada em boas condições tornam-se de grande valia.

S U M M A R Y

THE NON-REBREATHING TECHNIQUE IN ANESTHESIA

The Author reviews the literature and discusses the various anesthetic techniques with particular emphasis on rebreathing. Dead space, CO₂ canisters, soda lime, valves and corrugated tubes are mentioned and their impact on the physiology of the patient is reviewed based on recent literature.

The non rebreathing technique is described in detail. Its advantages and disadvantages are discussed.

Three non rebreathing valves are criticized: the Stephen-Slater valves, the Lewis-Leigh valve and Takaoka respirator. The latter is a non rebreathing respirator for controlled ventilation in apneic patients.

B I B L I O G R A F I A

1. BERQUÓ G. — O método semi-aberto sem reinalação (nonrebreathing) em geriatria — Rev. Bras. de Anest., 7: 2, 121-126 (Agosto) 1957.
2. BROOKS WILLIAM, STUART PETER, and GABEL PAUL V., — The T piece technique in anesthesia — Anesth. and analg., 37: 3, 191-196 (August) 1958.
3. COMROE J. H., FORSTER R. E., DU BOIS A., BRISCOE W. A., CARLSEN E., — The Lung: Clinical Physiology and Pulmonary Function Tests — Year Book Publ. Edit., Chicago, 1955.
4. Cournand A., LEQUIME J., REGNIERS P. — Anais do Congresso de Medicina de Bruxellas, 28-29, setembro de 1951, Masson Edit., Paris 1952.
5. CLARKE A. D. — Potential dead space in an anaesthetic mask and connectors Brit. J. Anaesth., 30: 4, 176-181 — 1958.
6. COLLINS, Vicent J. — Anestesiologia, Edit. Interamericana SA, Mexico, 1953.
7. CARA M., — Les soupapes des appareils d'anesthésie — Anesth. and Analg., 10: 2, 96-208 (junho) 1953.
8. CAMPBELL E. J. M., NUNN J. F., PECKETT B. W. — A comparison of artificial ventilation and spontaneous respiration with particular reference to ventilation blood-flow relationships — Brit. J. Anaesth. 30: 4, 166-175, 1958.
9. ETHERIDGE F. G. — Automatic nonrebreathing valve — Brit. J. Anaesth., 30: 5, 245-246 (May) 1958.
10. EKENHOFF James E., HELRICK Martin, HEGE Menil J. J. — A method for studying respiratory functions in awake or anesthetized patients — Anesth., 17: 1, 66-72 (January) 1956.
11. ELAM James O., BROWN Elwyn S. — Carbon dioxide homeostasis during anesthesia. An evaluation of partial rebreathing system. Anesth., 17: 1, 128-134, (January) 1956.
12. FITTON E. P., — A theoretical investigation of oxygen concentrations in gases inspired from various semi-closed anesthetic systems — Brit. J. Anesth., 30: 6, 269-281, 1958.
13. JAQUENOUD Paul — Méthodes d'anesthésie par inhalation — Enciclopédie Médico Chirurgicale, 36, 1173 A 10, 1-6, 1958.
14. LEIGH M. D., KESTER H. A. — L'anesthésie endotrachéal pour les opérations du bec de lièvre — Anesthes. 9: 1 32-41 (January) 1948.
15. LONGTIN — Le maintien de l'équilibre acide-base au cours des anesthésies générales. — Acta de L'institut D'anesthésiologie — Tomo 3, 1955.
16. MAYER H. D. — Correspondence — Anesth., 16: 2, 149 (January) 1955.
17. MUSHIN W. W. — citado por por Jaquenoud — Le courbe caracteristique liant débit et pression du valves expiratoires — Brit. J. Anaesth., 26: 1, 3-10 (January) 1954.
18. MUSHIN W. W., MAPLESON William W., — Pressure flow rate characteristics of expiratory valves — Brit. J. Anaesth., 26: 1, 3-10 (January) 1954.

19. MICKLEM N. J., JONES C. S. — Partial pressure of oxygen in the Maggill attachment — *Brit. J. Anesth.*, 29: 11, 491-494 (November) 1957.
20. ROBERTAZZI Raphael W. — Problemas da fisiologia respiratória e provas funcionais do interesse do anestesiológico — *Rev. Bras. de Anest.* 8: 1, 55-72, (Abril) 1958.
21. RAYMOND H. Ten Pas and col., — Carbon dioxide absorption. The circle versus the to-and-fro. — *Anesth.* 19: 2, 131-239 (march-april) 1958.
22. ROBSON J. G., PASK E. A. — Some data performance of Waters canister — *Brit. J. Anaesth.*, 26: 5, 233-236 (September) 1954.
23. SWARTZ C. H., ADRIANI J., MIH A. — citado por Jaquenoud — Les appareils semiclos — *Anesth.* 14: 5, 437-448 (September) 1953.
24. SMART Richard C., DERRICHE William S. — Observation on the carbon dioxide absorption, properties of ion exchange resins — *Anesth.* 18: 2, 216-232 (march-april) 1957.
25. VALE R. J. — A modified semi-open system for children's anaesthesia — *Brit. J. Anaesth.*, 30: 4, 182-187 — 1958.

DR. PAULO CRUZ MAYA
Rua Olavo Bilac, 484 - Apt.º 8
Pôrto Alegre — R. G. S. — Brasil.