

Monitorização da Oxigenação e da Ventilação

José Reinaldo Cerqueira Braz, TSA ¹

Braz JRC - Monitoring of Oxygenation and Ventilation

KEY WORDS: CARBON DIOXIDE; EQUIPMENTS: capnograph, pulse oximetry, ventilometer; MEASUREMENT TECHNIQUES: carbon dioxide, hemoglobin saturation; MONITORING: carbon dioxide, oxygen; OXYGEN

Nos últimos 50 anos, várias técnicas analíticas foram desenvolvidas para a medida do oxigênio e do dióxido de carbono no sangue ou durante a respiração, com o propósito de se verificar respectivamente a adequação da oxigenação e da ventilação.

O homem adulto em repouso consome em média 10²⁰ moléculas de oxigênio por segundo. Como não existe no organismo condições para estocagem do oxigênio, qualquer alteração em sua captação ou em seu transporte resultará em rápida alteração celular.

Na análise de acidentes críticos durante a anestesia, verifica-se que a hipoventilação contribui significativamente para aumento do risco¹. A monitorização da oxigenação com a oximetria de pulso e da ventilação com a capnografia são consideradas duas das principais causas da diminuição da morbidade e da mortalidade durante a anestesia^{2,3}, apesar de alguns autores⁴ questionarem os efeitos da monitorização na diminuição da morbidade anestésico-cirúrgica.

Segundo a Sociedade Americana de A-

nestesiologia⁵, a monitorização da oxigenação durante a anestesia geral deve ser feita através da medida da concentração de oxigênio na mistura inalada, utilizando-se analisador de oxigênio, com alarme para baixa concentração de oxigênio; a oxigenação do sangue do paciente deve ser avaliada por oxímetro de pulso e pela verificação da coloração do paciente, facilitada por iluminação ambiente adequada e por ampla exposição do paciente; a ventilação do paciente deve ser avaliada pela observação da excursão torácica, bem como do balão respiratório e através da ausculta pulmonar, por intermédio de estetoscópio aplicado no tórax ou no esôfago, além de monitorização quantitativa do conteúdo de oxigênio e/ou do volume de gás expirado. Nas intubações traqueais, a correta posição do tubo endotraqueal deve ser feita por observação clínica (ausculta pulmonar) e pela identificação de dióxido de carbono no gás expirado. O uso de aparelhos para análise do CO₂ do final da expiração deve ser estimulado. Quando a ventilação for controlada mecanicamente, deverá ser utilizado dispositivo capaz de identificar imediatamente a desconexão de componentes do sistema respiratório ou queda de pressão no sistema, através da emissão de alarme sonoro. Durante a anestesia regional, a ventilação necessita ser avaliada regularmente, através da observação dos sinais clínicos.

A Sociedade Brasileira de Anestesiologia, em conjunto com o Conselho Federal de Medicina⁶, têm também enfatizado os aspectos da monitorização da ventilação e da oxigenação durante a anestesia, recomendando, entre

¹ Professor Titular do Centro de Ensino e Treinamento do Departamento de Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP.

Correspondência para José Reinaldo Cerqueira Braz
Departamento de Anestesiologia - FMB UNESP
Rubião Junior, CP 530
18618-970 - Botucatu - SP

Apresentado em 30 de junho de 1995
Aceito para publicação em 06 de dezembro de 1995

© 1996, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

outras medidas, o uso do oxímetro de pulso e da capnografia nas situações em que o anestesiológico considerar imprescindível.

MONITORIZAÇÃO DA OXIGENAÇÃO

Nas duas últimas décadas ocorreu enorme avanço na monitorização da oxigenação, com destaque para a oximetria de pulso que é considerada o melhor método de monitorização não invasiva do oxigênio.

A avaliação da oxigenação pode ser realizada no circuito respiratório, junto as vias aéreas e no sangue arterial.

Avaliação da Oxigenação no Circuito Respiratório

A inalação de mistura hipóxica é uma das maiores catástrofes que pode ocorrer durante a anestesia pois, rapidamente há hipoxemia arterial importante e possibilidade de lesão irreversível do sistema nervoso central. A monitorização contínua da concentração de oxigênio no sistema respiratório através do Analisador de Oxigênio detecta prontamente mistura hipóxica.

O uso do oxímetro de pulso não exclui o uso do analisador de oxigênio. Na ocorrência de hipoxemia, o analisador de oxigênio é decisivo para rápido diagnóstico de causa ligada a equipamento ou ao paciente. Durante a anestesia, quando se utiliza sistema fechado com fluxo de gases frescos inferiores a $1 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$, a presença de analisador de oxigênio é fundamental para a identificação de misturas hipóxicas.

A calibração do analisador de oxigênio precisa ser feita diariamente, com exposição do sensor do aparelho ao ar ambiente e ajuste da calibração para leitura de 21%. Em seguida, o sensor é exposto ao oxigênio a 100% e a calibração é ajustada para leitura de 100% de oxigênio. A calibração a 21% de oxigênio deve ser acurada, para que haja detecção precoce da concentração hipoxemiante.

O analisador de oxigênio pode ter como

sensor uma célula polarográfica, como o eletrodo de Clark, que possui um tempo de resposta ao redor de 15 segundos, ou uma célula galvânica, que funciona essencialmente como uma bateria de oxigênio, convertendo a energia de uma reação química em voltagem. Esse último método é o mais empregado nos circuitos respiratórios e apresenta também tempo de resposta lento, ao redor de 20 a 30 segundos.

Avaliação da Oxigenação Junto as Vias Aéreas

A monitorização contínua do oxigênio nas vias aéreas é realizada através de saída apropriada junto ao tubo endotraqueal, sendo o oxigênio analisado em equipamentos como o espectrômetro de massa, espectroscópio por luz infravermelha (método mais utilizado) ou espectroscópio Raman, cujas descrições ver-se-ão mais adiante (capnografia). O tempo de resposta desses aparelhos é muito rápido, 100 ou 200 milissegundos, o que permite a medida da fração de oxigênio inspirada e expirada.

Avaliação da Oxigenação no Sangue Arterial

O oxigênio é carregado para os tecidos dissolvido no plasma ou ligado a hemoglobina. Por isso, a monitorização da oxigenação pode ser feita através de métodos que medem a tensão do oxigênio (PO_2) ou a saturação da hemoglobina (SO_2). As técnicas empregadas para monitorização da PO_2 são a gasometria arterial, a fluorescência ótica, a pressão transcutânea de oxigênio ($PtcO_2$), a pressão conjuntival de oxigênio ($PcjO_2$) e a pressão tecidual de oxigênio (PtO_2). Para a medida da saturação da hemoglobina, os métodos utilizados são a oximetria de pulso (SpO_2) e a oximetria do sangue venoso misto (SvO_2).

Monitorização invasiva da PO_2

Gasometria arterial

A medida da pressão parcial de oxigênio no sangue arterial, em conjunto com a do dióxido de carbono e a do pH, permanece como o método mais utilizado na monitorização da oxigenação e da ventilação.

No entanto, existem ainda alguns problemas com a medida dos gases sanguíneos e do pH arterial: é requerido procedimento invasivo, como a colocação de cateter intra-arterial ou punção arterial, há sempre o risco de infecção do paciente, além da possibilidade de perdas sanguíneas, que são sempre problemáticas em crianças e em pacientes hemodinamicamente instáveis. Pode haver também um grande intervalo de tempo entre a coleta da amostra e a obtenção dos resultados, atrasando o início do tratamento em caso de eventuais alterações.

Os aparelhos tradicionais para medida do pH e da gasometria utilizam eletrodos especiais para leitura do pH, do oxigênio (eletrodo de Clark) e do dióxido de carbono (eletrodo de Severinghaus), os quais necessitam de calibrações freqüentes, que muitas vezes retardam a leitura das amostras.

Talvez a maior evolução na análise dos gases sanguíneos *in vitro* tenha sido a miniaturização e a automação dos instrumentos, controlados por microcomputadores.

As amostras sanguíneas devem ser obtidas em condições anaeróbicas, colocadas em gelo e mantidas a 0° C até a leitura. A presença de bolhas de ar (PO₂ ao redor de 150 mmHg e PCO₂ de zero) na amostra sanguínea também influencia a leitura dos gases, com aumento da PaO₂ e diminuição da PaCO₂.

Como anticoagulante para a amostra é utilizada a heparina que, ao mesmo tempo que previne a coagulação durante o transporte e análise, forma uma barreira líquida entre o êmbolo e a seringa, impedindo trocas gasosas entre o ar ambiente e a amostra, além de preencher o espaço morto entre a agulha e a seringa. Entretanto, um volume excessivo de heparina pode

diminuir os valores da PaCO₂⁸.

Fluorescência ótica

Nas duas últimas décadas, várias pesquisas foram realizadas para se adaptar os sensores eletroquímicos de uso *in vitro* para medida dos gases e do pH sanguíneo, para monitorização contínua *in vivo* mas, com pouco sucesso. Atualmente, têm sido feitos avanços com o emprego de sensores fotoquímicos⁹, inseridos, através de cateter, na artéria. Existem sensores específicos para medida contínua da PaO₂, PaCO₂ e pH.

O método da fluorescência ótica baseia-se no princípio de que um corante fotoquímico específico para o oxigênio apresenta fluorescência de máxima intensidade quando exposto à luz em determinado comprimento de onda. A intensidade da luz emitida é inversamente proporcional à concentração do oxigênio e diretamente proporcional à concentração de CO₂ e íons H⁺. O método é constituído fundamentalmente por uma fibra ótica com um corante fluorescente na ponta.

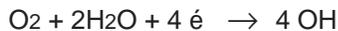
Os sensores fluorescentes¹⁰ são adequados à miniaturização porque são feitos de fibras óticas de diâmetros muito pequenos e os corantes utilizados para medida dos gases sanguíneos são estáveis, biocompatíveis, apresentando rápido tempo de resposta às alterações ocorridas (60 a 90 seg) e não são consumidos no processo de medida. Também não expõem os pacientes a riscos elétricos ou perdas sanguíneas, permitindo a obtenção de leitura a cada 3 minutos, além de decisões terapêuticas rápidas. Embora com estas vantagens, a geometria das fibras óticas e as características dos corantes fotoquímicos determinam problemas técnicos ainda não completamente resolvidos, que tornam a técnica ainda não completamente adaptada para uso clínico em larga escala. No entanto, existe grande expectativa com essa técnica que poderá revolucionar a monitorização da oxigenação e da ventilação.

Monitorização não invasiva da PO₂

Monitorização transcutânea do oxigênio- (PtcO₂)

No início da década de 70, verificou-se que a pressão do oxigênio, medida através da monitorização transcutânea (PtcO₂), era muito semelhante à PaO₂.

O método utiliza um sensor polarográfico, o eletrodo de Clark, composto de um catódio de platina e um anódio de prata que, ao ser aquecido e entrar em contato com a superfície da pele, provoca aumento do fluxo sanguíneo local e da liberação de oxigênio, o qual atravessa a membrana que cobre o eletrodo imerso em solução eletrolítica, provocando a seguinte reação na superfície catódica ¹¹:



onde,

e = elétrons consumidos na reação

Um medidor, instalado junto ao eletrodo, mede a intensidade da corrente que se estabelece, em função da nova voltagem e que é proporcional a quantidade de oxigênio liberada no local.

O método foi bastante utilizado, na década de 80, em recém-nascidos e crianças, mas nunca foi muito empregado no adulto porque, nesse, a relação PtcO₂/PaO₂ é pequena, como se verifica na Tabela I.

Tabela I - Relação do P_{TCO₂}/PaO₂ de acordo com a idade e o índice cardíaco

P _{TCO₂} /PaO ₂	Idade/Índice cardíaco
1,14	recém-nascidos prematuros
1,00	recém-nascidos
0,84	crianças
0,79	adultos, índice cardíaco (IC) > 2,2 L/min/m ²
0,68	idosos, idade > 65 anos
0,48	adultos, IC entre 1,5 - 2,2 L/min/m ²
0,12	adultos, IC < 1,5 L/min/m ²

Segundo Tremper & Barker (1987)¹²

Como inconveniente, tem-se que o

aparelho necessita constante calibração e apresenta longo tempo (15 a 20 minutos) para a estabilização dos valores, além do elevado custo do sensor miniaturizado. Apesar da temperatura do sensor ser limitada a 44 °C, existe o perigo potencial de queimaduras. Por isso, o sensor deve ser trocado de local, a cada 4 a 6 horas.

Pelas limitações do método, a PtcO₂ alcançou pouca aceitação, principalmente após a introdução da oximetria de pulso, e seu uso está limitado a berçários, onde apresenta em relação a oximetria, a vantagem de detectar hiperoxia, a qual deve ser evitada no recém-nascido, por causa da possibilidade de determinar retinopatia.

Oximetria conjuntival (PcjO₂)

Quando os olhos estão com as pálpebras fechadas, a córnea recebe nutrientes sanguíneos através da conjuntiva palpebral. Por sua vez, a conjuntiva palpebral é irrigada por um ramo da artéria oftálmica, que se origina da artéria carótida interna.

A medida da PcjO₂ é feita através de um eletrodo de Clark miniaturizado, colocado junto a conjuntiva palpebral. Como entre os capilares sanguíneos e a mucosa conjuntival existem poucas camadas de células, o eletrodo não necessita ser aquecido, além de apresentar pequeno tempo de latência (60 seg) para fornecer leituras adequadas. Além disso, a PcjO₂ reflete muito bem as alterações na oxigenação da artéria carótida.

De maneira semelhante ao que já foi descrito na PtcO₂, os valores da PcjO₂ são alterados por variações da PaO₂ e do débito cardíaco. A relação normal da PcjO₂ /PaO₂ está ao redor de 0,6 a 0,7, com valores ainda menores nos idosos ¹³.

Entre as principais limitações do método têm-se a possibilidade da lesão tecidual pelo eletrodo, além da necessidade de manutenção e freqüente calibração do eletrodo. Por causa dessas limitações, o método não tem alcançado

grande aceitação .

Oximetria tecidual (PtO₂)

A oximetria tecidual tem como princípio fundamental o fato de que, dependendo de seu estado oxidativo, a enzima citocromo aa3, que catalisa a utilização de oxigênio pelos tecidos absorve a luz infravermelha ¹⁴. Como o citocromo está no interior da mitocôndria, a medida da saturação do citocromo aa3 poderá estimar a oxigenação tecidual. Assim, medidas como a saturação e o conteúdo de oxigênio podem estar dentro dos valores normais, embora o conteúdo de oxigênio tissular esteja deficiente. O método utilizado é a espectrofotometria por reflexão, empregando sensor de fibra ótica que é colocado sobre a pele do órgão a ser examinado (cérebro, por ex.). O método ainda não está disponível para uso clínico, mas a possibilidade de monitorização da saturação do oxigênio tecidual cria uma outra dimensão para a medida contínua e não invasiva do transporte do oxigênio.

Monitorização não invasiva da SO₂

Oximetria de pulso

A oximetria de pulso é um método simples, não invasivo e acurado para monitorização contínua do oxigênio que é liberado aos tecidos. Entre suas vantagens têm-se a calibração permanente e a rápida resposta às alterações da saturação de oxigênio. Essas características fazem da oximetria de pulso um método de rotina da monitorização da oxigenação durante a anestesia e em Unidade de Terapia Intensiva, no adulto e na criança.

O método oximétrico se baseia na lei de Lambert - Beer, a qual estabelece que a concentração de uma substância pode ser determinada pela absorção luminosa (I) de uma luz incidente (I₀), de intensidade conhecida, que atravessa a substância em um determinado comprimento de

onda.

$$I = I_0 \cdot \exp^{-E \times C \times A}$$

onde:

exp = base logarítmica (2,71828)

A= coeficiente de absorção da substância

C= concentração da substância (hemoglobina)

E= distância atingida por I₀ e que depende da espessura da substância

Os princípios da oximetria são conhecidos desde o final do século passado, mas a oximetria de pulso somente passou a ser conhecida em meados da década de 70, graças a cientistas japoneses ¹⁵. Eles verificaram a ocorrência de alterações da transmissão luminosa, através de tecidos vivos, apenas por alterações do volume sanguíneo arterial tecidual pulsátil, podendo ser eliminada da análise a absorção da luz pelos outros tecidos (pele, ossos, pigmentos, etc.).

Para se distinguir as duas formas de hemoglobina, isto é, oxihemoglobina (HbO₂) e hemoglobina reduzida (Hb) é necessária a medida da absorção da luz em dois comprimentos de onda diferentes, ou seja, a vermelha (660 nm) e a infravermelha (940 nm)¹⁶ (fig 1). A HbO₂ absorve menos luz vermelha do que a Hb, por causa de sua cor vermelha, estando a transmissão desta luz aumentada. Já com a luz infravermelha, o oposto é verdadeiro, ou seja, a HbO₂ absorve mais luz do que a Hb. Por isso, durante cada ciclo cardíaco, a luz absorvida pelo leito vascular varia de forma cíclica: durante a diástole, a absorção é determinada pelo sangue venoso, tecidos, ossos e pigmentos; já durante a sístole, a absorção ocorre, principalmente, pela maior massa de sangue arteriolizado que flui pelo leito vascular. O oxímetro de pulso determina a diferença entre a absorção ocorrida durante a diástole e o pico de absorção durante a sístole, ou seja, realiza a leitura da oximetria de pulso (SpO₂), que é uma boa estimativa da saturação arterial de oxigênio (SaO₂).

Estudos ¹⁷ demonstram que o eixo dos

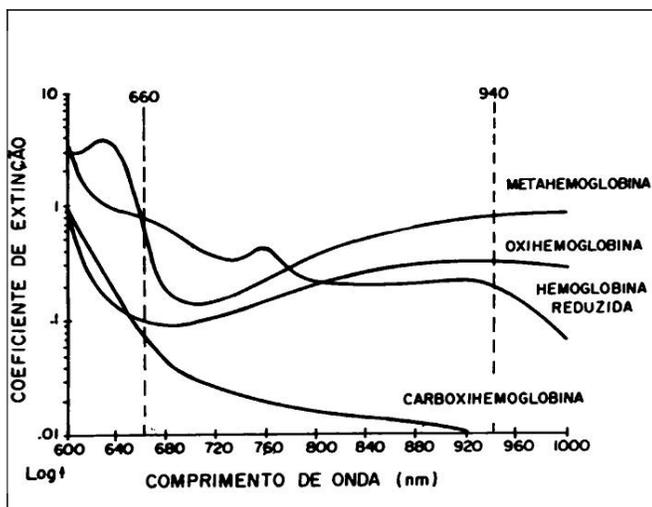


Fig 1 - Coeficiente de extinção de quatro tipos de hemoglobina: oxihemoglobina, hemoglobina reduzida, carboxihemoglobina e metahemoglobina (Adaptado de Tremper & Barker, 1989¹⁶).

Estudos¹⁷ demonstram que o eixo dos eritrócitos altera-se durante o ciclo cardíaco. Durante a diástole, os eritrócitos tendem a alinhar seu maior eixo paralelamente a direção do fluxo sanguíneo, enquanto que, durante a sístole, alinham-no perpendicularmente ao fluxo, aumentando a absorção da luz. Essa alteração no eixo eritrocitário contribui para alterar a luz refletida durante o ciclo cardíaco, o que é muito importante no modo de oximetria de pulso por reflexão.

A margem de erro da maioria dos oxímetros de pulso é de ± 2 a 3%, para uma SaO_2 entre 70 e 100%¹⁸. No entanto, em situações de hipoxemia, quando a SaO_2 diminui abaixo de 70%, a acurácia de alguns oxímetros de pulso diminui bastante¹⁹. Também, em situações de hipoxemia ($SaO_2 = 54 \pm 4\%$), a anemia (Hb menor do que 10 g.dl^{-1}) aumenta o gradiente $SpO_2 - SaO_2$, com leituras da SpO_2 mas baixas do que o esperado²⁰. Em pacientes com anemia falciforme têm sido encontrados valores da SpO_2 inferiores a 90%, mas que não diferem muito da SaO_2 quando essa é corrigida, reprogramando-se o valor da P_{50} , pois nessa doença há deslocamento da curva de dissociação da hemoglobina para a direita²¹.

Quando ocorrem variações agudas da SaO_2 , o tempo de resposta dos oxímetros varia

de 1 a 50 seg, dependendo do aparelho utilizado e da localização do sensor. A resposta do sensor colocado no nariz ou na orelha é mais rápida e mais acurada do que a do sensor de dedo.

Os oxímetros de pulso ainda estão sujeitos a outros tipos de interferências, como as relacionadas às dishemoglobinas. Além da HbO_2 e Hb , normalmente encontra-se também a hemoglobina sob a forma de carboxihemoglobina ($HbCO$) e de metahemoglobina ($MetHb$), mas em baixas concentrações, a não ser em estados patológicos. A $HbCO$ e a $MetHb$ também absorvem a luz em diferentes comprimentos de onda, ou seja, a vermelha ($HbCO$ e $MetHb$) e infravermelha ($MetHb$) (fig 1). Isto pode provocar leitura artificialmente mais alta e, por isso, potencialmente perigosa da SpO_2 , principalmente na presença de $HbCO$ ²². Já em relação a $MetHb$, se os níveis forem elevados a SpO_2 tende a apresentar leitura constante (85%), independentemente do valor da SaO_2 ²³, ou seja, a SpO_2 apresenta valores erroneamente baixos quando a SaO_2 está acima de 85% e erroneamente altos quando a SaO_2 está abaixo de 85%.

Níveis aumentados de $HbCO$ são encontrados nos grandes fumantes e nos pacientes que vivem nos centros das grandes cidades, como os taxistas. Níveis aumentados de $MetHb$ podem ser encontrados em pacientes em uso de nitroprussiato de sódio, anestésicos locais (prilocaína e benzocaína), nitroglicerina, metoclopramida e medicamentos que contenham sulfa.

A SpO_2 também é reduzida por corantes intravenosos, como o azul de metileno, o índigo carmin e o verde indocianina²⁴, assim como por esmalte de unha nas cores vermelha, preta, azul e verde e pelas luzes fosforescente e cialítica^{25,26}. A hemoglobina fetal²⁷ e a bilirrubinemia²⁸ não interferem na leitura da SpO_2 .

Quando ocorre diminuição da intensidade do pulso, o oxímetro de pulso pode tornar-se inábil para determinar adequadamente a SpO_2 . Isso pode ocorrer em situações de hipotermia²⁹, baixa perfusão tecidual por diminuição do débito cardíaco³⁰ ou por ação de drogas

vasoconstritoras³¹. As principais medidas utilizadas para aumentar a intensidade de pulso no local do sensor são: aquecimento local, bloqueio nervoso digital, uso de drogas vasodilatadoras com ação tópica, além da troca do local do sensor.

As principais interferências extrínsecas com a leitura do oxímetro de pulso estão relacionadas com a movimentação do paciente, pois o eletrocautério apresenta menor interferência nos oxímetros de pulso de última geração³¹.

A maior incidência de alarmes falsos é determinada pela movimentação do paciente ou por deslocamento do sensor³². A principal medida para diminuir a interferência é a mudança do local do sensor, geralmente para o pavilhão auricular.

A oximetria de pulso é um método de monitorização da oxigenação e por isso deve ser indicada em situações de sedação, anestesia (geral ou bloqueio), transporte pós-operatório, na sala de recuperação anestésica, em unidade de terapia intensiva, em berçários, no transporte de pacientes críticos em ambulância ou helicóptero, entre outras. Por isso, ela é de indicação mandatória em muitos países, em todos os atos anestésicos.

Quando a concentração do oxigênio inspirado é alta, a ocorrência de depressão respiratória pode resultar em hiper carbia e SpO₂ dentro dos valores normais³³. Assim, isoladamente a oximetria de pulso não é bom método para indicar hipoventilação quando o paciente recebe oxigênio em altas concentrações, e o que é pior, ela pode dar idéia clínica totalmente imprecisa e perigosa.

De fábrica, o limite inferior normalmente utilizado para o alarme é de SpO₂ igual a 90%, o que corresponde aproximadamente a uma PaO₂ de 60 mmHg pela curva de dissociação da oxihemoglobina, ou seja, uma hipoxemia de grau leve. SpO₂ inferior a 90% (86 a 89%) significa hipoxemia moderada e intensa quando menor que 86%.

Todo oxímetro de pulso emite sinal

sonoro coincidente com a freqüência de pulso e proporcional à SpO₂ obtida. Com isso, o operador pode ser alertado antes mesmo que os limites do alarme sejam atingidos.

A colocação do sensor, principalmente nos dedos, deve ser feita de maneira a se evitar pressão excessiva, a qual, além de causar congestão venosa pulsátil que resulta em leituras falsamente baixas da SpO₂, pode, também, especialmente em crianças, determinar isquemia e necrose³⁴. Também têm sido relatados casos de queimaduras nos dedos de crianças com o uso prolongado do oxímetro de pulso³⁵. Por isso, a local do sensor deve ser freqüentemente inspecionado e a posição alterada a intervalos regulares.

Tanto o sensor como o cabo do oxímetro de pulso podem interferir e gerar granulações na imagem do monitor de ressonância magnética. Atualmente já se dispõe de sensores e cabos de fibras óticas que parecem não interferir nesses exames³⁶.

Oximetria de pulso por reflexão

A espectrofotometria por reflexão, como a empregada na oximetria de pulso por reflexão ou no cateter de artéria pulmonar que determina a saturação do sangue venoso misto, se baseia no fato de que há muita semelhança entre os

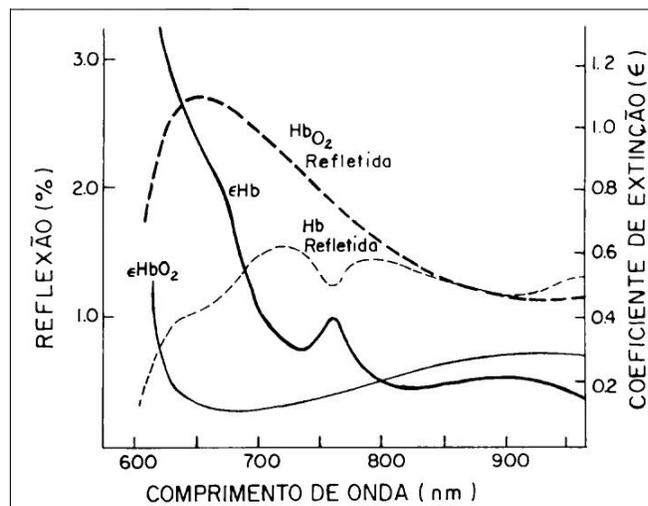


Fig 2 - Comparação do espectro de reflexão e de absorção da oxihemoglobina (HbO₂) e da hemoglobina reduzida (Hb) (Adaptado de Moyle et al, 1994³⁸).

vermelha do que a Hb³⁷.

A oximetria de pulso por reflexão poder ser usada em pacientes com baixa perfusão tecidual e em hipotermia ³⁸ e o sensor pode ser aplicado em superfícies como o tórax e a região frontal da cabeça. O método também pode ser muito útil em pacientes com queimaduras extensas. Por outro lado, há limitação do método em situações de edema tecidual.

Monitorização invasiva da SO₂

Saturação do sangue venoso misto (SvO₂)

Há boa correlação entre a SvO₂ e o coeficiente de utilização tecidual de oxigênio. Tem-se observado também que há diminuição da SvO₂ sempre que ocorre diminuição do débito cardíaco e vice-versa. Conseqüentemente, esse valor pode ser utilizado como indicativo de adequação do débito cardíaco em relação ao consumo de oxigênio tecidual ³⁹. O método indica a disponibilidade de oxigênio aos tecidos, sendo considerado superior aos cálculos convencionais de oxigenação.

A medida da SvO₂ através de cateter de fibra ótica na artéria pulmonar foi introduzida na década de 80 e apresenta boa sensibilidade ⁴⁰.

Este cateter incorpora dois feixes de fibras óticas. Um transmite a luz para o sangue e o outro recebe a luz refletida e a leva até um microprocessador, que analisa a relação entre a luz refletida e a luz absorvida e calcula a SvO₂.

Normalmente, a SvO₂ encontra-se em valores próximos a 75%, com a PvO₂ entre 40 a 50 mmHg. A utilidade prática de tais medidas é vista na Tabela II.

A relação risco-benefício é vantajosa com o cateter oximétrico, pois não apresenta riscos adicionais aos do cateter padrão da artéria pulmonar (cateter de Swan-Ganz), o que já não acontece com a relação custo/benefício, por ser quatro vezes mais oneroso do que o cateter tradicional. Deve-se considerar que através do cateter de Swan-Ganz também é possível se colher amostras seriadas do sangue venoso misto.

A SvO₂ poderá ser influenciada por vários fatores, como a concentração de O₂ do ar inspirado, quantidade de O₂ liberada pelos pulmões durante a ventilação, quantidade de O₂ carregada pelo sangue (dependente do conteúdo de hemoglobina) ou liberada aos tecidos pela circulação (dependente do débito cardíaco e da perfusão tecidual) e a quantidade de O₂ consumida pelos tecidos (dependente da atividade tecidual). Alguns autores ⁴¹ preconizam que os

Tabela II - Saturação do sangue venoso misto em algumas condições clínicas

SvO ₂ %	PvO ₂ (mmHg)	Condição Clínica
> 77	> 42	F _I O ₂ = 1,0 Sepsis <i>shunt</i> esquerdo - direito Excesso de agente inotrópico exógeno Hipotermia Envenenamento celular Amostra sangüínea coletada com o cateter <i>bloqueado</i> na artéria pulmonar (amostra arteriolizada)
60 - 77	30 - 42	normal
< 60	< 30	Insuficiência cardíaca congestiva Acidose láctica Depressão cerebral Lesão celular F _I O ₂ baixa

Segundo Gravenstein & Paulus (1987)⁴⁰

valores da \bar{SvO}_2 sejam mantidos acima do normal em pacientes críticos para que haja aumento do índice de sobrevivência.

A adesão de fibrina e plaquetas ao cateter insere um fator de erro comum nas medidas da \bar{SvO}_2 , limitando seu uso por tempo prolongado.

Cálculos da Oxigenação

Conhecendo-se o débito cardíaco, o conteúdo de hemoglobina e sua saturação, a pressão parcial de O_2 no sangue arterial e venoso e a fração inspirada de O_2 , pode-se realizar os cálculos da oxigenação⁴².

Conteúdo arterial de oxigênio (CaO_2): representa o volume de oxigênio transportado pela hemoglobina e o pequeno volume dissolvido no plasma de 100 ml de sangue arterial. Valor normal: 17 a 20 ml/dl.

$$CaO_2 = (Hb \times 1,36 \times SaO_2/100) + (0,0031 \times PaO_2)$$

onde:

Hb = concentração de hemoglobina (g/dl)

1,36 = volume de oxigênio (ml) carregado por 1 g de Hb saturada

SaO_2 = saturação da Hb no sangue arterial (%)

0,0031 = coeficiente de solubilidade de O_2 no plasma (ml de oxigênio por 100 ml de plasma por mmHg de PaO_2)

PaO_2 = pressão parcial de O_2 do sangue arterial (mmHg).

Conteúdo venoso de oxigênio (CvO_2): representa o volume de oxigênio carregado em 100 ml de sangue venoso. Valor normal: 12 a 15 ml/dl.

$$CvO_2 = (Hb \times 1,36 \times SvO_2/100) + (0,0031 \times PvO_2)$$

onde:

\bar{SvO}_2 = saturação da Hb no sangue venoso (%)

PvO_2 = pressão parcial de O_2 do sangue venoso (mmHg)

Quando os tecidos apresentam diminuição do aporte sanguíneo ou apresentam baixa reserva vascular, como o miocárdio, os valores de CvO_2 serão menores, representando maior extração de oxigênio.

Diferença arteriovenosa de oxigênio ($avDO_2$): estabelece o volume de oxigênio existente a mais no sangue arterial do que no sangue venoso. Valor normal: 4 a 5 ml/dl.

$$avDO_2 = CaO_2 - CvO_2$$

Diferença arteriovenosa de O_2 muito alta significa grande extração de oxigênio do sangue, que é característica do tecido que está recebendo pequeno fluxo sanguíneo, como ocorre durante o choque, quando o fluxo sanguíneo é desviado para os órgãos nobres, como o coração e o cérebro.

Transporte de oxigênio (O_2AV): representa a quantidade de oxigênio disponível aos tecidos. Valor normal: 1.000 ml/min ou 600 ml/min/m².

$$O_2AV = CaO_2 \times DC \times 10$$

onde:

DC = débito cardíaco, o qual pode ser substituído pelo IC (índice cardíaco).

Normalmente menos de 30% do oxigênio são efetivamente extraídos do sangue. O O_2AV é um bom índice de sobrevivência na fase inicial do choque.

Consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$): (representa o consumo de oxigênio pelos tecidos, na unidade de tempo: 200 a 280 ml/min ou 115 a 165 ml/min/m².

$$\dot{V}O_2 = avDO_2 \times DC \times 10 \text{ ou ainda,}$$

$$\dot{V}O_2 = avDO_2 \times IC \times 10$$

Os valores do $\dot{V}O_2$ aumentam várias

vezes durante o exercício, em presença de tremores, hipertermia ou sepse. Valores abaixo de 100 ml/min/m² indicam que as necessidades metabólicas teciduais não estão sendo satisfeitas.

Extração de oxigênio (O₂Ext): significa a fração do oxigênio transportado que é extraída e consumida pelos tecidos. Valor normal: 0,20 a 0,28.

$$O_2 \text{ Ext} = (C_vO_2)/CaO_2 \text{ ou}$$

$$O_2 \text{ Ext} = avDO_2/O_2 \text{ AV ou ainda,}$$

$$O_2 \text{ Ext} = SaO_2 - S\bar{v}O_2/SaO_2, \text{ caso se negligencie o oxigênio dissolvido no sangue.}$$

Durante o choque há diminuição do fluxo sangüíneo aos tecidos, os quais extraem maior quantidade de oxigênio do sangue arterial. Valores acima de 0,30 são preocupantes e os acima de 0,35 são motivo de alarme. É um bom índice prognóstico nas fases iniciais do choque.

Gradiente alvéolo-arterial de oxigênio (AaO₂): avalia a eficácia das trocas de oxigênio entre o alvéolo e o capilar pulmonar. Valor normal: 10 a 15 mmHg respirando ar ambiente e 60 a 65 mmHg com F_IO₂ = 1.

$$AaO_2 = P_{AO_2} - PaO_2$$

onde:

P_{AO₂} = pressão alveolar de oxigênio (mmHg)

P_{AO₂} = (P_B - P_{H₂O}) F_IO₂ - (PaCO₂/R) onde,

P_B = pressão barométrica local (mmHg)

P_{H₂O} = pressão de vapor de água alveolar a 37°C (47 mmHg)

F_IO₂ = fração inspirada de oxigênio

PaCO₂ = pressão arterial do dióxido de carbono (mmHg)

R = quociente respiratório (0,8); valor não medido durante monitorização clínica.

Aumento no gradiente alvéolo-arterial de oxigênio é indicativo de falência respiratória e ocorre com freqüência durante a anestesia e no

idoso, onde: PaO₂ = 102 - (0,33 x idade em anos).

Shunt pulmonar (Qs/Qt)

$$Qs/Qt = CcO_2 - CaO_2/CcO_2 - CvO_2$$

onde:

Qs = fluxo de sangue através do *shunt*

Qt = débito cardíaco

CcO₂ = conteúdo de oxigênio no capilar pulmonar (ml/dl)

$$CcO_2 = (Hb \times 1,36 \times SaO_2 \text{ a } 100\%/100) + (PAO_2 \times 0,0031)$$

Em indivíduos normais, uma pequena quantidade de sangue que sai do ventrículo direito chega ao átrio esquerdo sem ter entrado em contato com os capilares pulmonares, devido a presença das veias brônquicas e de Tebesius. O valor normal do *shunt* é de 3 a 5%. Pequeno volume adicional de sangue também pode permanecer sem oxigenação, ao passar por alvéolos pobremente ventilados, pela existência de um bloqueio alvéolo-capilar ou ainda pela presença de cardiopatias cianóticas (*shunt* da direita para a esquerda). Valores de *shunt* pulmonares próximos a 15% são sugestivos de insuficiência pulmonar moderada, enquanto que valores iguais ou maiores que 30% indicam insuficiência pulmonar grave.

MONITORIZAÇÃO DA VENTILAÇÃO

A monitorização da ventilação pode ser feita através de exame físico, raios-x, monitorização de trocas gasosas e monitorização da função mecânica pulmonar.

Exame Físico

O exame físico é importante monitor da ventilação, seja durante a anestesia ou na evolução de uma doença respiratória. Um exame físico cuidadoso fornece boas informações, ajudando o médico a caracterizar a anormalidade respiratória e avaliar a eficácia da terapêu-

tica aplicada. Alguns sinais de insuficiência respiratória são identificados ao exame físico, mesmo antes que suas conseqüências sejam identificadas por outro tipo de monitorização.

Deve-se incluir cuidadoso exame da frequência e do ritmo respiratório. Assim, frequência respiratória superior a 30 movimentos/min acompanhada de dispnéia, batimento de asas do nariz e aumento do esforço respiratório são sinais indicativos de insuficiência respiratória. Respiração tipo Cheyne-Stokes ou Kussmaul também são facilmente identificáveis.

Evidências de assincronismo respiratório devem ser avaliadas, acompanhando-se a movimentação abdominal e da caixa torácica durante a inspiração. Uma respiração paradoxal sugere atividade muscular inadequada para sustentar a respiração espontânea e a instalação de ventilação com pressão positiva é necessária.

A obstrução das vias aéreas superiores também pode ser diagnosticada através de exame físico. Batimentos de asas do nariz, estridor e movimentos torácicos, na ausência de fluxo de ar, ocorrem na obstrução das vias aéreas superiores. Após sua identificação, deve ser feita a diferenciação entre obstrução fixa ou variável e se é intra ou extratorácica. A obstrução extratorácica causa estridor inspiratório, enquanto que a obstrução intratorácica determina estridor expiratório.

A coloração do paciente também deve ser avaliada. A cianose periférica (lábios e dedos) é diferente da que ocorre por alteração da perfusão periférica. A cianose, seja de causa periférica ou central, requer pronta intervenção. Cianose pode não ocorrer em pacientes muito anêmicos (hemoglobina inferior a 5 g/dl). Normalmente, não se consegue detectar clinicamente a cianose até que a saturação arterial do oxigênio caia abaixo de 80%.

A ausculta pulmonar, realizada através de estetoscópio precordial ou esofagiano, é considerada um dos métodos essenciais na monitorização da ventilação, principalmente em crianças. É um método simples e de baixo custo.

Não depende de eletricidade ou de circuitos e é praticamente imune a falhas, a não ser quando ocorre alteração importante do diafragma do estetoscópio ou quando, no caso do estetoscópio esofagiano, houver ruptura do balonete.

Quando empregado para monitorização da ventilação, o estetoscópio é colocado no esôfago ou na região precordial, de modo a permitir a audição dos sons da respiração e dos batimentos cardíacos. Assim, podem ser detectadas, além da hipoventilação, apnéia, intubação seletiva, disritmias cardíacas, principalmente ventriculares, e o anestesiológista mais experiente também consegue detectar diferenças na intensidade dos sons cardíacos, como aba- famento das bulhas, que sugere diminuição do inotropismo cardíaco ou do enchimento ventricular. O método também pode ser útil no diagnóstico de broncoespasmo, edema pulmonar, atelectasia, além de complicações menos comuns, como embolismo aéreo, enfisema pulmonar intersticial e pneumotórax.

Radiografia dos Campos Pulmonares

A radiografia torácica também é uma forma de monitorização da ventilação. Assim, ela é muito útil na diferenciação entre a atelectasia e os processos de consolidação, porque ambos alteram as trocas gasosas e são, ao exame clínico, muito parecidas.

O exame radiológico do pulmão fornece importantes informações sobre os volumes pulmonares, edema pulmonar, pneumotórax secundário ou não a barotrauma, além de dados sobre a adequação de posicionamento do tubo endotraqueal ou de cateteres. Também fornece informações sobre a quantidade d'água extravascular pulmonar, embora de maneira não tão acurada como as técnicas de medidas invasivas.

Monitorização das Trocas Gasosas

Na monitorização das trocas gasosas, a coleta intermitente de sangue arterial para

análise da pressão parcial de CO₂ (PaCO₂) ainda é uma das mais utilizadas. No entanto, mais recentemente, houve a incorporação de equipamentos para avaliação não invasiva do CO₂, através da capnografia (P_{ET}CO₂) e da medida transcutânea (P_{TC}CO₂).

Capnometria

Capnometria é a medida da pressão parcial de CO₂ na mistura gasosa expirada (mmHg, kPa ou vol %); a capnometria digital se refere aos valores máximos de CO₂ expirado (P_{ET}CO₂) e mínimos na inspiração (P_iCO₂). Capnografia é a representação gráfica da curva da pressão parcial do CO₂ na mistura gasosa expirada e inspirada, em relação ao tempo (capnograma).

O dióxido de carbono pode ser medido por espectrofotometria por luz infravermelha, espectrometria de massa e espectrofotometria Raman. A maioria dos capnógrafos utiliza a espectrometria por luz infravermelha. Ao passar através do gás, a luz infravermelha é absorvida pelas moléculas com consumo de parte de sua energia. Nesse método é feita uma comparação entre a quantidade de energia infravermelha absorvida e o referencial zero (amostra sem CO₂), sendo a curva e a concentração do gás mostradas instantaneamente. A absorção é feita por todos os gases com mais de dois átomos diferentes na molécula; o CO₂ é absorvido pela

luz infravermelha de comprimento de onda de 4.260 nm. Infelizmente o óxido nitroso também apresenta praticamente a mesma absorção da luz infravermelha, no mesmo comprimento de onda, e por isso o capnômetro tem que apresentar um sistema de compensação para isso.

Já na espectrometria de massa, há aspiração constante de uma pequena amostra do gás para uma câmara a vácuo, no interior da qual o gás é bombardeado por um feixe ionizante; os fragmentos resultantes (íons) são então expostos a um campo eletrostático e separados de acordo com a relação massa/carga. Devido a seu elevado custo, o espectrômetro de massa é colocado em local central do centro cirúrgico, de modo a permitir a análise de amostras de várias salas. Nesse método também existe interferência do óxido nitroso na leitura do CO₂, pois ambos compostos apresentam a mesma massa atômica. Por outro lado, o método apresenta a vantagem de realizar análise também dos gases anestésicos.

No capnômetro que utiliza a espectrofotometria Raman, há também a aspiração de uma amostra do gás, a qual é iluminada primeiramente por luz laser e em seguida por luzes de diferentes comprimentos de onda, que permitem a determinação da composição do gás.

Os capnômetros são classificados em aspirativos (*sidestream*) e não-aspirativos (*mainstream*). No aspirativo, uma amostra de gás é continuamente aspirada das vias aéreas através

Tabela III - Características dos diferentes tipos de capnômetros

	Aspirativo	Não-aspirativo
Tempo de resposta	Mais lento	Rápido
Contaminações da amostra	Sim (secreção, água, ar ambiente)	Não
Coleta da amostra	Sim (150-400 ml/min)	Não
Uso no paciente não intubado	Sim	Difícil
Conector	Pequeno e leve	Não há
Sensor periférico	Não há	Volumoso, pesado e com aquecimento (40 °C)
Mistura de gases	Sim	Não
Aumento do espaço morto	Não	Sim (adulto: 5-20 ml; crianças: 1-2 ml)
Dano ao sensor	Raro	Sim
Análise múltipla de gases	Sim	Não
Custo	Menor	Maior

Os capnômetros são classificados em aspirativos (*sidestream*) e não-aspirativos (*mainstream*). No aspirativo, uma amostra de gás é continuamente aspirada das vias aéreas através de um tubo coletor e transportada para o corpo do aparelho, onde será analisada. Já no não-aspirativo, o sensor de CO₂ que contém a fonte de luz infravermelha e o fotodetector é posicionado junto às vias aéreas, geralmente entre o tubo traqueal e o circuito respiratório; por isso, não há necessidade de se remover gás das vias aéreas, pois o CO₂ será medido durante a passagem pelo sensor. Na Tabela III são mostradas as principais características desses capnômetros. Deve-se considerar também que no capnômetro aspirativo há remoção de parte do gás expirado, o que pode ser importante quando se utiliza circuito fechado de anestesia, além da possibilidade de ocorrer poluição ambiental. Esse fluxo aspirado pode ser retornado ao sistema, diminuindo esses problemas.

No capnômetro aspirativo, o tubo coletor deve ter no máximo 2 m de comprimento, 2 mm de diâmetro interno e ser impermeável ao CO₂ (teflon ou nafion). O nafion tem a vantagem de permitir a passagem seletiva de vapor d'água do interior para o exterior do tubo, evitando alterações na leitura do aparelho. No capnômetro aspirativo é mandatória a presença de filtro, além de cuba para coleta do excesso de vapor d'água, antes da leitura da amostra do gás. No modo aspirativo, o tubo coletor pode ser conectado à cânulas nasais modificadas⁴³, para monitorização da PCO₂ em pacientes não intubados.

O padrão normal do capnograma depende do metabolismo, da circulação e da ventilação alveolar, ou seja, da relação ventilação/perfusão pulmonar.

Sabe-se que:

$$PaCO_2 = (P_B - P_{H_2O}) \times [FICO_2 + (\dot{V}CO_2 / \text{ventilação alveolar})]$$

onde:

PaCO₂ = pressão alveolar de CO₂ (mmHg)

P_B = pressão barométrica (mmHg)

P_{H₂O} = pressão de vapor d'água

F_ICO₂ = fração inspirada de CO₂ (normalmente com valor próximo de zero)

ṀCO₂ = produção de CO₂ pelo organismo, dependente do metabolismo

A análise do capnograma inicia-se pela identificação de quatro fases⁴⁴ (fig 3): a- linha basal inspiratória, b- linha ascendente do início da expiração, c- platô expiratório e d- linha descendente inspiratória. Em seguida deve ser feita a leitura do valor mínimo inspirado (P_ICO₂) e do valor máximo expirado (P_{ET}CO₂), seguida pela estimativa do gradiente P_aCO₂ - P_{ET}CO₂. Se forem detectadas hipercarbica, hipocarbica ou eventual ausência de capnograma, as causas precisam ser identificadas.

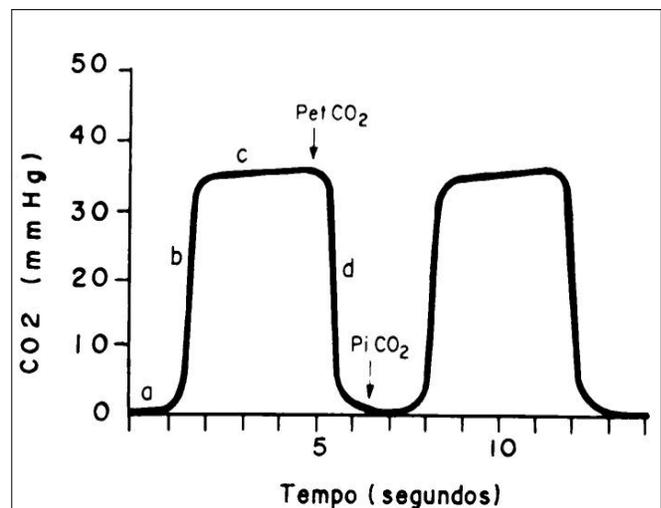


Fig 3 - Fases do capnograma: (a) - linha basal inspiratória, (b) - linha ascendente do início da expiração, (c) - platô expiratório e (d) linha descendente inspiratória. Indicação dos valores da pressão expirada final do CO₂ (P_{ET}CO₂) e pressão inspirada do CO₂ (P_ICO₂).

A linha basal inspiratória (a) deve ter valor zero, ou seja não há CO₂ na mistura inalada e não há reinalação de CO₂. Se não for zero é porque há reinalação de CO₂, como ocorre no circuito de Bain ou há importante alteração no equipamento respiratório, como exaustão de cal sodada nos circuitos fechados ou válvula expiratória incompetente.

Inclinação da linha ascendente expiratória (b) significa retardo da liberação de CO₂

crônica, ou ainda, quando a coleta de gás é lenta ou quando o capnógrafo apresenta tempo de resposta lento em relação a alta frequência respiratória do paciente, o que geralmente acontece no recém-nascido e em crianças pequenas.

A alteração do platô expiratório (c), o qual normalmente deve ser praticamente horizontal, pode ocorrer em situações de obstrução, seja do equipamento ou das vias aéreas, decorrente de doença pulmonar obstrutiva ou ainda, conseqüente ao esforço inspiratório durante a fase expiratória de uma ventilação mecânica (*dips*) ou por interferência de oscilações cardiogênicas, devido à circulação do sangue nos capilares pulmonares durante a sístole, a qual determina movimentação de gás dentro da via aérea, em paciente com frequência respiratória baixa.

Prolongamento da porção descendente da curva (d) pode ocorrer em situações de obstrução inspiratória (obstrução do tubo endotraqueal), na restrição à expansão pulmonar, na presença de válvula inspiratória incompetente e decorrente de tempo de resposta lento do capnógrafo.

Ausência do capnograma pode ocorrer em situações de intubação esofágica, apnéia, desconexão do circuito respiratório, extubação traqueal acidental, obstrução completa do tubo endotraqueal ou ainda, na parada cardíaca. Nesse caso, a presença de ventilação pulmonar e de pulso arterial devem ser confirmadas imediatamente pelo exame clínico e somente após isso é que a possibilidade de falência do capnógrafo deve ser considerada no diagnóstico diferencial. Nas intubações esofágicas podem aparecer inicialmente pequenos capnogramas, com pequenos valores de P_{ETCO_2} , devido a presença de alguma quantidade do ar exalado com CO_2 , o qual eventualmente foi forçado para o estômago do paciente durante a ventilação manual com balão e máscara. Esses capnogramas desaparecem progressivamente e rapidamente porque o estômago não produz CO_2 .

A diminuição da altura do capnograma (hipocarbia) pode ocorrer na hiperventilação e

quando ocorre diminuição da produção de CO_2 , como na hipotermia. O achatamento súbito do capnograma pode ocorrer em situações de desconexão parcial do circuito respiratório, embolia pulmonar (trombo, ar, líquido amniótico, CO_2 ou gordura), diminuição do débito cardíaco, hipotensão arterial e choque hipovolêmico, ou seja, em situações nas quais a relação ventilação/perfusão está aumentada (>1) pelo aumento do espaço morto fisiológico^{44,45}.

Na parada cardíaca ocorre achatamento e súbito desaparecimento do capnograma. Com a instituição das manobras adequadas de ressuscitação cardiopulmonar, há o reaparecimento do capnograma, embora ainda achatado, indicando eficácia das manobras de reanimação.

Aumento na altura do capnograma (hipercarbia) ocorre devido ao aumento do metabolismo, como na hipertermia, hipertemia maligna ou sepse; pelo aumento do CO_2 liberado na circulação durante laparoscopia ou infusão de bicarbonato; na hipoventilação, por diminuição na taxa de remoção do CO_2 ; por reinalação de CO_2 (esgotamento da cal sodada).

Em uma situação ideal, onde a relação ventilação/perfusão pulmonar fosse igual a 1, o gradiente $P_aCO_2 - P_{ETCO_2}$ seria igual a zero. No entanto, existe normalmente um gradiente de 4 a 5 mmHg, que pode chegar até a 8-10 mmHg quando a relação V/Q se altera. Essa relação poderá apresentar valores negativos nas grávidas e nas crianças, onde além da produção aumentada de CO_2 têm-se diminuição da capacidade residual funcional, situação que ocorre com frequência também após cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea.

Tanto o aumento como a diminuição da relação V/Q aumentam o gradiente $P_aCO_2 - P_{ETCO_2}$. No entanto, o efeito é muito maior quando há aumento da relação. Por exemplo, a intubação seletiva ($V/Q < 1$) é acompanhada normalmente de pequena diminuição da P_{ETCO_2} , enquanto que na embolia pulmonar ($V/Q > 1$) há grande diminuição do P_{ETCO_2} . Por isso, a correlação da P_{ETCO_2} com a P_aCO_2 é variável e

algumas vezes muito pouco correlacionada. Sempre que possível, a coleta de sangue arterial para realizar cálculo do gradiente $P_a\text{CO}_2 - P_{\text{ETCO}_2}$ é importante.

Os capnômetros, além de indicarem digitalmente os valores da frequência respiratória e a ocorrência de apnéia, podem ajudar no posicionamento correto do tubo traqueal, durante intubação nasotraqueal às cegas, em paciente acordado. Para isso, o coletor deve ser colocado na porção distal do tubo traqueal. O aumento dos valores da P_{ETCO_2} ajudarão no posicionamento do tubo durante a abertura da glote ⁴⁶.

Pressão transcutânea do CO₂ (P_{TCCO_2})

Logo após a introdução clínica da monitorização transcutânea do oxigênio, no início da década de 70, foi introduzida também a monitorização transcutânea do CO₂ (P_{TCCO_2}).

O método também utiliza um sensor polarográfico, o eletrodo de Severinghaus ⁴⁷, que ao ser aquecido (44° C) e entrar em contato com a superfície da pele, provoca aumento do fluxo sanguíneo local e da liberação de CO₂, que atravessa a membrana que cobre o eletrodo imerso em solução eletrolítica, produzindo ácido carbônico. Os valores da P_{TCCO_2} são normalmente mais elevados do que os da $P_a\text{CO}_2$ porque o tecido, ao ser aquecido, produz mais CO₂.

Em relação a P_{TCCO_2} , os valores da P_{TCCO_2} são relativamente insensíveis às alterações da perfusão e não se alteram significativamente com a idade. Como na P_{TCCO_2} , o sensor da P_{TCCO_2} também requer calibração constante e manutenção, além de ser frágil e apresentar tempo de resposta lento. Com a introdução da capnografia, esse método passou a ser muito menos utilizado.

Monitorização da Função Mecânica Pulmonar

A medida dos volumes pulmonares pode ser bastante útil em pacientes na UTI ou na Sala

de Recuperação Pós Anestésica. Medidas do volume corrente, da capacidade vital e do volume minuto dão informações importantes sobre a ventilação do paciente. Esses volumes podem ser medidos utilizando-se o espirômetro, o qual pode ser incorporado ao ramo expiratório de sistema respiratório. Os ventiladores de última geração já possuem pneumotacógrafos que realizam medida contínua do volume corrente e do volume minuto, além de possuírem alarmes para valores fora da faixa de normalidade.

O volume corrente é de aproximadamente 10 ml/kg e a frequência respiratória de 10 a 12 mov/min, resultando em volume minuto de 7 - 8 L/min em pacientes sem alterações respiratórias. Um volume corrente menor do que 300 ml e uma frequência superior a 25 mov/min são altamente sugestivos de insuficiência respiratória. O aumento da frequência é, frequentemente, o primeiro sinal de alteração respiratória importante.

Em pacientes não intubados, a medida dos parâmetros ventilatórios não é facilmente obtida pelo espirômetro, pois requer o uso de intermediário, para ser colocado na boca do paciente, ou do auxílio de máscaras, além de ser necessária a colaboração do paciente. Por isso, essas medidas frequentemente apresentam erros. Para contorná-los, foram desenvolvidos pletismógrafos que, através de bandas elásticas, colocadas ao redor do tórax e do abdome, são capazes de estimar o volume corrente, a frequência respiratória, os tempos ins e expiratório, as alterações da capacidade residual funcional, bem como determinar a contribuição da caixa torácica e do abdome para as alterações dos volumes pulmonares ⁴⁸.

A medida da pressão inspiratória também é importante na monitorização da função respiratória. O pico da pressão inspiratória, gerada durante a respiração com pressão positiva, é um guia não específico para a resistência das vias aéreas e a complacência total respiratória.

Os modernos sistemas de anestesia e de ventilação já possuem transdutores de pressão para medida da pressão inspiratória necessária

guia não específico para a resistência das vias aéreas e a complacência total respiratória.

Os modernos sistemas de anestesia e de ventilação já possuem transdutores de pressão para medida da pressão inspiratória necessária para liberar um determinado volume corrente para o paciente. Durante ventilação mecânica, pacientes com baixa complacência pulmonar requerem elevados picos de pressão inspiratória de 40 a 50 cmH₂O, enquanto pacientes com complacência normal mantém elevado volume corrente, com pressões de 15 a 20 cmH₂O. Pacientes com elevado pico de pressão inspiratória apresentam risco de sofrerem barotrauma pulmonar, com pneumotórax e enfisema mediastinal.

A pressão nas vias aéreas durante a oclusão no final da inspiração pode ser utilizada como monitor da complacência estática. Ela é correspondente à pressão das vias aéreas quando a inspiração se completou, mas os pulmões ainda permanecem insuflados sob condição de fluxo de gás igual a zero. Nos pacientes sob intubação traqueal e ventilação mecânica, a pressão de oclusão no final da inspiração pode ser obtida utilizando-se a pausa inspiratória do ventilador ou ocluindo-se a válvula expiratória. Nesses pacientes, a resistência das vias aéreas e as complacências pulmonar e torácica podem ser diferenciadas pela avaliação do pico da pressão inspiratória e da pressão de oclusão no final da inspiração (fig 4).

Sempre se deve lembrar que as alterações da pressão de pico devem ser interpretadas cuidadosamente. Outros fatores podem alterá-la, além da complacência pulmonar e torácica e da resistência das vias aéreas, como fluxo inspiratório, volume corrente e calibre do tubo endotraqueal.

A complacência dinâmica é estimada dividindo-se o volume corrente pela diferença entre a pressão de pico nas vias aéreas e a pressão positiva no final da expiração. Ela será reduzida quando ocorrer aumento da resistência nas vias aéreas ou quando a complacência pulmonar e a torácica diminuírem.

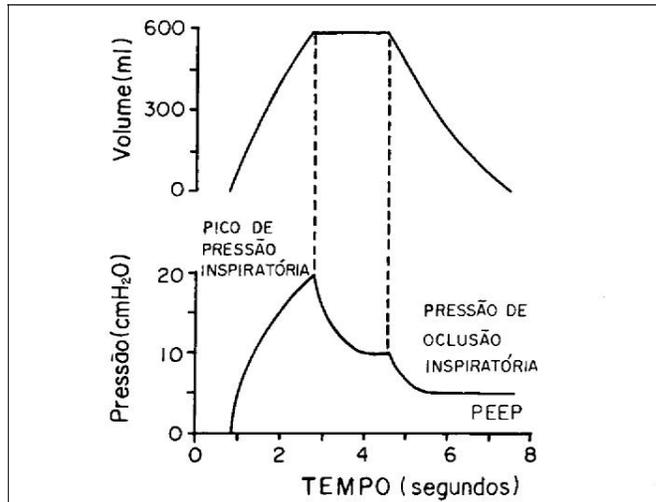


Fig 4 - Relação entre o volume corrente e a pressão nas vias aéreas em pacientes sob ventilação mecânica. A pressão de oclusão inspiratória foi obtida mantendo-se a válvula expiratória ocluída temporariamente. Durante este período a pressão na via aérea cai de um pico de 20 cmH₂O para uma pressão de oclusão inspiratória de 10 cmH₂O. Essas medidas permitem o cálculo da complacência torácica. PEEP = pressão positiva no final da expiração. (Adaptado de Tobin, 1990⁴⁹).

A complacência estática pulmonar e a torácica podem ser estimadas dividindo-se o volume corrente pela diferença entre as pressões de oclusão no final da inspiração e a positiva no final da expiração. Os valores normais são de 60 - 100 ml/cmH₂O. A complacência estática está diminuída em pacientes com infiltrado pulmonar, edema pulmonar, atelectasia, intubação brônquica e pneumotórax ou em situações com diminuição da complacência torácica, como ocorre nos casos de edema da parede torácica ou enfisema subcutâneo. Assim, a complacência é um índice sensível nas disfunções do sistema respiratório, mas pouco específico. Mesmo assim, ela é considerada um dos indicadores mais seguros no seguimento e no diagnóstico da insuficiência respiratória aguda sob ventilação mecânica.

Há que se considerar que os pacientes sob ventilação artificial podem apresentar variações da capacidade residual funcional, mesmo em ausência de pressão positiva no final da expiração (PEEP) ou atividade respiratória ativa. Assim, pode ocorrer alteração da capacidade residual funcional em situações nas quais se requer um tempo expiratório muito grande, em função da elevada resistência respiratória.

seco. Este altera a pressão de recolhimento elástico dos pulmões durante a inspiração, tornando-a mais difícil de ser vencida e aumentando o trabalho dos músculos respiratórios, com aumento no consumo de O₂, no caso do paciente em fase de desmame do respirador, ou ainda causar perda do volume e aumentar o espaço morto, quando se utiliza aparelho de ventilação ciclado a pressão⁴².

A diferença entre a pressão de pico e a pressão de oclusão no final da inspiração é uma reflexão da resistência das vias aéreas sobre a pressão de oclusão. Com a resistência das vias aéreas elevada e a complacência pulmonar normal, a diferença entre a pressão de pico e a pressão de oclusão estará aumentada, enquanto que a complacência dinâmica estará reduzida e a complacência estática permanecerá normal. Caso a pressão de pico e a pressão de oclusão estejam aumentadas, a complacência pulmonar estará diminuída e a resistência das vias aéreas permanecerá normal⁵⁰. Através da diferença entre a pressão de pico e a pressão de oclusão pode-se avaliar a resposta à terapia com broncodilatadores, o grau de comprometimento pulmonar na doença intersticial e a resposta a alterações nos parâmetros ventilatórios.

Durante o desmame da ventilação mecânica, uma série de medidas diretas e indiretas da função respiratória têm sido utilizadas. A capacidade vital e a pressão inspiratória máxima são as medidas mais comumente empregadas. Assim, uma capacidade vital de pelo menos 10 ml/kg e pressão inspiratória máxima mais negativa do que - 20 cmH₂O são considerados parâmetros seguros durante a fase de desmame da ventilação mecânica. Outros parâmetros também são utilizados, como a ventilação voluntária máxima de pelo menos duas vezes a de repouso. Por outro lado, uma relação espaço morto/volume corrente maior do que 0,6 é considerada como um índice de insucesso importante do desmame respiratório.

Braz JRC - Monitorização da Oxigenação e da Ventilação

UNITERMOS: DIÓXIDO DE CARBONO; EQUIPAMENTOS: capnografia, oxímetro de pulso, ventilômetros; MONITORIZAÇÃO: dióxido de carbono, oxigênio; OXIGÊNIO; TÉCNICAS DE MEDIÇÃO: dióxido de carbono, saturação de hemoglobina

REFERÊNCIAS

01. Cooper JB, Newbower RS, Kitz RJ - Analysis of major errors and equipment failures in anesthesia management: Considerations for prevention and detection. *Anesthesiology*, 1984; 60:34-42.
02. Zeitlein GL - Possible decrease in mortality associated with anaesthesia: a comparison of two time periods in Massachusetts, USA. *Anaesthesia*, 1989;44:432-433.
03. Duncan PG, Cohen MM - Pulse oximetry and capnograph in anaesthetic practice: an epidemiological appraisal. *Can J Anaesth*, 1991; 38:619-625.
04. Moller JT, Pedersen T, Rasmussen LS et al - Randomised evaluation of pulse oximetry in 20,802 patients. II. Perioperative events and postoperative complications. *Anesthesiology*, 1993;78:445-453.
05. American Society of Anesthesiologists - Standards for basic anesthetic monitoring - House of Delegates - Directory of Members, Park Ridge, IL, 1994; 735.
06. Moura Fé IA, Liberal HSP - Resolução Conselho Federal de Medicina nº 1363 - Diário Oficial da União, 22 de março de 1993, seção I, p.3439.
07. Madiedo G, Sciacca R, Hause L - Air bubbles and temperature effect on blood gas analysis. *J Clin Pathol*, 1980; 33:864-866.
08. Yong LC, Vianna PTG, Braz JRC et al - Efeito diluente da heparina na gasometria. *Rev Bras Anestesiologia*, 1983; 33:93-100.
09. Wahr JA, Tremper KK - Continuous intravascular blood gas monitoring. *J Cardiothorac Vasc Anesth*, 1994; 8:342-353.
10. Shapiro BA - The impact of blood gas monitors on clinical evaluation of the respiratory status. *Annual Refresher Course Lectures*, San Francisco, ASA, 1994; 173.
11. Clark Jr LC - Monitor and control of tissue oxygen tensions. *Transactions American Society of Artificial Internal Organs*, 1956, 2:41.
12. Tremper KK, Barker SJ - Transcutaneous oxygen measurement: experimental studies and adult applications. *Int Anesthesiol Clin*, 1987; 25:67-96.
13. Chapman KR, Lin FLW, Watson RM et al - Conjunctival oxygen tension and its relationship to arterial oxygen tension. *J Clin Monit*, 1986; 2:100-104.
14. Jobsis FF, Fox E, Sigioka K - Monitoring of cerebral oxygenation and cytochrome aa3 redox state. *Int Anesthesiol Clin*, 1987; 25:209-230.
15. Severinghaus JW, Honda Y - History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry. *J Clin Monit*, 1987; 3:135-138.
16. Tremper KK, Barker SJ - Pulse oximetry. *Anesthesiology*, 1989; 70:98-108.

17. Nijboer JA, Dorlas JC, Mahieu HF - Photoelectric pletysmography - some fundamental aspects of the reflection and transmission method. *Clin Phys Physiol Meas*, 1981; 7:205-215.
18. Taylor MB, Whitwam JG - The accuracy of pulse oximeters: A comparative clinical evaluation of five pulse oximeters. *Anaesthesia*, 1988; 43:229-232.
19. Severinghaus JW, Naifeh KH, Koh SH - Errors during profound hypoxia in 14 pulse oximeters. *J Clin Monit*, 1989; 5:72-81.
20. Severinghaus JW, Koh SO - Effect of anemia on pulse oximeter accuracy at low saturation. *J Clin Monit*, 1990; 6: 85-88.
21. Pianosi P, Charge TD, Esseltine DW et al - Pulse oximetry in sickle cell disease. *Arch Dis Child*, 1993; 68:735-738.
22. Barker SJ, Tremper KK - The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous PO₂. *Anesthesiology*, 1987; 66:677-679.
23. Barker SJ, Tremper KK, Hyatt J et al - Effect of methemoglobinemia on pulse oximetry and mixed venous oximetry. *Anesthesiology*, 1989; 70:112-117.
24. Ralston AC, Webb RK, Runciman WB - Potential errors in pulse oximetry III. Effects of interference, dyes, disaemoglobins and other pigments. *Anaesthesia*, 1991;46:291-295.
25. Costarino AT, Dans DA, Keon TP - Falsely normal saturation reading with the pulse oximeter. *Anesthesiology*, 1987; 67:830-831.
26. Hanowell L, Eisele JH, Downs D - Ambient light affects pulse oximeters. *Anesthesiology*, 1987; 67:864-865.
27. Rajadurai VS, Walker AM, Yu VYH et al - Effect of fetal hemoglobin on the accuracy of pulse oximetry in preterm infants. *J Paediat Child Health*, 1992;28:43-46.
28. Veikmans FA, Baele P, Guillaume JE et al - Hyperbilirubinemia does not interfere with hemoglobin saturation measured by pulse oximetry. *Anesthesiology*, 1989; 70:118-122.
29. Palve H, Vuori A - Accuracy of three pulse oximeters at low cardiac index and peripheral temperature. *Crit Care Med*, 1991; 19:560-562.
30. Clayton DG, Webb RK, Ralston AC et al - A comparison of the performance of 20 pulse oximeters under conditions of poor perfusion. *Anaesthesia*, 1991;46:3-10.
31. Severinghaus JW - Oximetry. Uses and limitations. *Refresher Courses in Anesthesiology*, 1991;19:139-151.
32. Wiklund L, Hök B, Stahl K et al - Post-anesthesia monitoring revisited: Incidence of true and false alarms from different monitoring devices. *J Clin Anesth*, 1994;6.
33. Davidson JAH, Hosil HE - Limitations of pulse oximeters: respiratory insufficiency - a failure of detection. *Br Med J*, 1993;307:372-373.
34. Pettersen B, Kongsgaard V, Aune H - Skin injury in an infant with pulse oximetry. *Br J Anaesth*, 1992;69:204-205.
35. Sobel DB - Burning of a neonate due to a pulse oximeter: arterial saturation monitoring. *Pediatrics*, 1992;89:154-155.
36. Shellock FG, Myers SM, Kimble KJ - Monitoring heart rate and oxygen saturation with a fiber-optic pulse oximeter during MR imaging. *Am J Roentgenol*, 1992; 158:663-664.
37. Sprindy JM, Senelly KM - The Oximetrix Opticath Oximetry System In: Fahey PJ - Continuum of Blood Oxygen Saturation in the High Risk Patient. Mountain View, Abbott Laboratories, 1987; 62.
38. Moyle JTB, Hahn CEW, Adams AP - How Pulse Oximetry works In: *Pulse Oximetry*, London, BJM Publishing Group, 1994; 13:25.
39. Gettinger A, Detraglia MC, Glass DD - In vivo comparison of two mixed venous saturation catheters. *Anesthesiology*, 1987, 66:373-375.
40. Graveinstein JS, Paulus DA - Monitoring Ventilation and Gases In: *Clinical Monitoring Practice*. 2nd ed, London, JB Lippincott Co, 1987;157:199.
41. Shoemaker WC, Appel PL, Kram HB et al - Prospective trials of supranormal values of survivors as therapeutic goals in patients. *Chest*, 1988;94:1176-1179..
42. Carvalho MJ, Auler Jr JOC - Monitorização e Terapia Intensiva. In: Auler Jr JOC, Vane LA - SAESP Atualização em Anestesiologia 1992. São Paulo, Atheneu, 1992; 372:383.
43. Braz JRC, Takata IH, Sato JK et al - Capnometria com cateter nasal em pacientes com respiração espontânea. *Rev Bras Anestesiologia*, 1995;45:83-87.
44. Good ML - Capnography: Uses, interpretation and pitfalls. *Refresher Courses in Anesthesiology*, 1990;18:175-193.
45. Breen PH - Capnography: The science between the lines. *Annual Refresher Course Lectures*, San Francisco, ASA, 1994; 126.
46. Schimidt ST, Lathan J - Blind oral intubation directed by capnography (letter). *J Clin Anesth*, 1991; 3:81.
47. Stradling JR, Cover ND, Hughes JMB - Speed of response and accuracy of two transcutaneous dioxide monitors. *Bull Eur Physiopathol Respir*, 1983; 19:407-410.
48. Krieger B, Feinerman D, Zaron A et al - Continuous noninvasive monitoring of respiration rate in critically ill patients. *Chest*, 1986; 90:632-634.
49. Tobin MJ - Respiratory monitoring. *JAMA*, 1990; 264:244-251.
50. Cohen NH - Respiratory monitoring in the intensive care unit. *Refresher Courses in Anesthesiology*, 1993; 21:25-36.