

A Importância da Pressão Pleural na Avaliação da Mecânica Respiratória *

Importance of Pleural Pressure for the Evaluation of Respiratory Mechanics

Cláudia Regina Fernandes, TSA¹

RESUMO

Fernandes CR – A Importância da Pressão Pleural na Avaliação da Mecânica Respiratória

JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS: Para a partição das medidas de mecânica do sistema respiratório em seus componentes pulmão e parede torácica, faz-se necessário o conhecimento da pressão pleural. A finalidade desta revisão foi discutir sobre medidas alternativas à obtenção da pressão pleural para o cálculo da mecânica pulmonar, relatar as peculiaridades do método do balão esofágico para obtenção indireta da pressão pleural, as particularidades da obtenção da medida da pressão esofágica em pacientes sedados ou anestesiados, discorrer sobre a medida direta da pressão pleural e sua correlação com a pressão esofágica, assim como relatar sobre o reflexo da PEEP nas pressões pleural e esofágica.

CONTEÚDO: A variação da pressão intra-esofágica reflete a variação da pressão intrapleural, podendo ser usada como medida alternativa à pressão pleural direta, no estudo da mecânica dos componentes pulmão e parede do sistema respiratório. A medida da pressão esofágica pode ser realizada por meio de um delicado balão posicionado no interior do esôfago. O método e a técnica foram observados e validados em seres humanos e animais em diferentes condições e posturas corporais. O emprego da PEEP em pacientes sob ventilação controlada mecânica está consolidado; no entanto, existem controvérsias da correlação próxima entre a pressão esofágica e a pressão pleural em pacientes ventilados com PEEP, o que pode resultar em erros de cálculo de mecânica respiratória considerando a pressão esofágica.

CONCLUSÕES: O método do balão esofágico é o mais utilizado para a obtenção da medida indireta da pressão pleural. Em pacientes sedados ou anestesiados sem alterações significativas da complacência respiratória, a variação da pressão esofágica corresponde à variação da pressão pleural quando a PEEP é aplicada.

Unitermos: FISILOGIA, Pulmonar: cavidade pleural, mecânica respiratória; VENTILAÇÃO: pressão positiva no final da expiração

SUMMARY

Fernandes CR – Importance of Pleural Pressure for the Evaluation of Respiratory Mechanics

BACKGROUND AND OBJECTIVES: Pleural pressure has to be known for the partitioning of respiratory system mechanical measurements into their lung and chest wall components. This review aimed at discussing alternative methods to obtain pleural pressure to calculate pulmonary mechanics, at reporting peculiarities of the esophageal balloon method for obtaining indirect pleural pressure, peculiarities of esophageal pressure measurement in sedated or anesthetized patients, at discussing direct pleural pressure and its correlation with esophageal pressure, in addition to reporting on the impact of PEEP on pleural and esophageal pressures.

CONTENTS: Esophageal pressure variation reflects pleural pressure variation and may be used as alternative to direct pleural pressure in the study of lungs and chest wall mechanics. Esophageal pressure may be obtained with a delicate balloon placed inside the esophagus. Method and technique were observed and validated in humans and animals in different conditions and body positions. PEEP is a consolidated method for patients under mechanically controlled ventilation, however there are controversies about the close correlation between esophageal and pleural pressure in patients ventilated with PEEP, which may result in wrong respiratory mechanics calculation based on the esophageal pressure.

CONCLUSIONS: The esophageal balloon is the most common method to obtain indirect pleural pressure. In sedated or anesthetized patients without major respiratory compliance changes, esophageal pressure variation corresponds to pleural pressure variation when PEEP is applied.

Key Words: PHYSIOLOGY, Pulmonar: pleural cavity, respiratory mechanics; VENTILATION: positive end expiratory pressure.

*Recebido (**Received from**) do Hospital Universitário Walter Cantídio, Universidade Federal do Ceará (UFC), Fortaleza, CE

1. Doutora em Medicina pela Universidade de São Paulo; Chefe do Serviço de Anestesiologia do HUWC/UFC; Responsável pelo CET/SBA – HUWC/UFC

Apresentado (**Submitted**) em 7 de outubro de 2005
Aceito (**Accepted**) para publicação em 20 de fevereiro de 2006

Endereço para correspondência (**Correspondence to**)
Dra. Cláudia Regina Fernandes
Rua Marcelino Lopes, 4520/09
Sapiranga
60834-370 Fortaleza, CE
E-mail: crf@fortalnet.com.br

© Sociedade Brasileira de Anestesiologia, 2006

INTRODUÇÃO

Para a partição das medidas de mecânica do sistema respiratório em seus dois componentes (pulmão e parede torácica) em estudos clínicos, faz-se necessário conhecer a pressão pleural (Ppl). Entretanto, o acesso à cavidade pleural para a sua medida direta apresenta desvantagens, por ser invasivo e pelo risco de pneumotórax. Neste sentido, buscaram-se alternativas, como a medida da pressão esofágica (Pes). Sabe-se há mais de um século que a va-

riação da pressão intra-esofágica reflete a variação da pressão intrapleural ¹, podendo ser usada como medida alternativa à pressão pleural direta, no estudo da mecânica dos componentes pulmão e parede do sistema respiratório, como também na avaliação do cálculo do trabalho respiratório durante ventilação assistida ou espontânea.

A medida da pressão esofágica, por meio de um delicado balão posicionado no interior do esôfago, foi descrita pela primeira vez há mais de 50 anos ². A partir de então, vários estudos em seres humanos e animais foram feitos confrontando-se as duas pressões esofágica e pleural, tentando validar o método ^{3,4}. Outros estudos foram realizados validando a técnica do balão esofágico ^{5,6}.

O emprego da PEEP em pacientes mantidos sob ventilação controlada mecânica, seja em anestesia ou em terapia intensiva, está consolidado. No tratamento da síndrome da angústia respiratória seu uso é inquestionável ^{7,8}. Sendo o estudo da mecânica respiratória e dos seus subcomponentes pulmão e parede, fundamental para compreender determinadas situações clínicas, o uso da pressão esofágica para se obter, indiretamente, a pressão pleural, tornou-se frequente ^{9,10}. Nesse contexto, ainda existem controvérsias da correlação próxima entre a pressão esofágica e a pressão pleural em pacientes ventilados com PEEP, sob sedação ou anestesia, ou mesmo em diferentes posturas corporais ¹¹. Isso é importante, pois valores alterados de pressão esofágica podem resultar em erros de cálculo de mecânica respiratória, acarretando erros de interpretação, o que pode levar a conduta equivocada. O objetivo deste estudo foi discorrer sobre medidas alternativas à obtenção da pressão pleural para o cálculo da mecânica pulmonar, relatar as peculiaridades do método do balão esofágico para obtenção indireta da pressão pleural, as particularidades da obtenção da medida da pressão esofágica em pacientes sedados ou anestesiados, discorrer sobre a medida direta da pressão pleural e sua correlação com a pressão esofágica, assim como relatar sobre o reflexo da PEEP nas pressões pleural e esofágica.

ALTERNATIVAS À MEDIDA DA PRESSÃO PLEURAL

Há mais de 120 anos sabe-se que as variações na pressão intratorácica refletem-se na pressão esofágica. Luciani, em 1878 ¹, foi o primeiro a reportar estudos envolvendo medidas de pressão intra-esofágica, embora a descoberta do método tenha sido creditada a Ceradini, que não publicou seus resultados.

Na busca de método alternativo para a obtenção da pressão intratorácica, Otis e col. demonstraram que é possível correlacionar o aumento da pressão venosa com o aumento da pressão intrapulmonar, por meio da colocação de cateter na veia cubital; entretanto, a validade desta técnica se mostrou duvidosa ¹².

Em 1949, Buytendijk introduziu a técnica da medida da pressão esofágica por meio de um balão posicionado no interior do esôfago ².

Dornhorst e col. obtiveram a medida da pressão intra-esofágica por meio de sistema com cateter preenchido de fluido ¹³. Outros autores observaram que este sistema é comparável com o balão esofágico; entretanto, apresenta maior sensibilidade a ruídos do tipo batimentos cardíacos ¹⁴. Este método tem sido usado sobretudo em recém-nascidos e crianças pequenas para determinação da mecânica dos subcomponentes do sistema respiratório ^{15,16}.

Clarysse e col. mediram a pressão intra-esofágica por meio de dois balões em um só cateter, separados 10 cm um do outro ¹⁷. Rajacich e col. idealizaram um modelo de monitorização da pressão esofágica composto de um balão irrigado por solução fisiológica ¹⁸. Karason e col. usaram sonda gástrica de duplo lúmen preenchida de líquido para medida da pressão esofágica. A eficácia desta sonda foi comparada com o balão esofágico ¹⁹.

Mais recentemente, o cateter flexível com microtransdutor na extremidade tem-se tornado disponível para a monitorização da pressão intra-esofágica ²⁰. Alguns autores mediram diretamente a pressão intrapleural por meio de microtransdutores acoplados na ponta de cateteres ^{21,22}, outros por meio de sensores de pressão planos e flexíveis ²³.

Tobin e col. relataram que a pletismografia indutiva de superfície é alternativa para medida indireta da pressão intrapleural, por meio de transdutor posicionado na fossa esternal ²⁴. Entretanto, apresenta algumas limitações, tais como a correta posição do transdutor na fossa, o tamanho da concavidade esternal e a fixação correta da cabeça e do pescoço do paciente.

Outros investigadores estudaram o gradiente transpulmonar, por meio do registro da pressão pleural, usando uma técnica minimamente invasiva, com a implantação de cápsulas nas costelas, a fim de proporcionar mínima distorção do espaço pleural ^{25,26}.

O MÉTODO DO BALÃO ESOFÁGICO

O método mais difundido para medida da pressão esofágica consiste na utilização do sistema balão-cateter de látex preenchido com ar e conectado a um transdutor de pressão ¹⁴.

O esôfago é um tubo músculo-membranoso, localizado na cavidade torácica, que mede em torno de 4 cm de diâmetro e cerca de 25 cm de comprimento. Mantém-se em estado colapsado, está conectado a outras estruturas do mediastino por tecido conectivo e pequenos músculos. Em suas extremidades há esfíncteres funcionais. As variações de pressão no esôfago são de origem intrínseca e extrínseca. As pressões extrínsecas são aquelas que se originam na cavidade torácica, enquanto as intrínsecas são essencialmente de dois tipos: espasmos localizados ou mudanças de tônus do órgão que podem se tornar generalizados e as ondas peristálticas ³.

Mead e col. compararam o uso do balão esofágico curto (3 cm de comprimento e 1 cm de diâmetro) com o balão longo (16

cm de comprimento e 0,8 cm de diâmetro). Verificaram que o balão longo oferece menos variação nos registros de pressão com a modificação da sua posição no interior do esôfago¹⁴. Outros autores²⁷ também afirmaram que o registro da pressão com o balão longo é mais fidedigno; entretanto, relataram que os melhores resultados são obtidos quando as medidas são realizadas no terço médio do esôfago, mostrando que nesta região o formato da curva pressão-volume não é muito afetado por mudanças na postura do corpo.

Petit e Milic-Emili estudaram as propriedades mecânicas da parede do esôfago humano por meio da utilização de balões esofágicos de vários diâmetros. Observaram que balões esofágicos com perímetro maior que 4,8 cm são os ideais, pois são flácidos e transmitem com mais precisão as variações de tensão da parede esofágica. Foi notado por esses autores que a elastância específica do esôfago não é uniforme, tem valor mais baixo no terço inferior, aumentando progressivamente no sentido cefálico. A diferença histológica da camada muscular em diferentes regiões do esôfago (musculatura estriada no terço superior, musculatura lisa na extremidade inferior e mista no terço médio), com correspondentes diferenças na atividade muscular, pode explicar as diferentes propriedades elásticas encontradas. Os autores inferem que por causa das diferenças na elastância específica ao longo da parede do esôfago, a diferença entre a variação da pressão intratorácica e a intra-esofágica vai depender da posição do balão no órgão, e será menor quando este for posicionado no terço inferior, onde a distensibilidade é maior. Nesse mesmo estudo, foram observadas ondas peristálticas mais freqüentes com o paciente na posição supina. Entretanto, quando se usou balão de maior diâmetro e comprimento, o efeito das ondas peristálticas na pressão esofágica foi substancialmente reduzido²⁸.

A hipótese de que a postura corporal pudesse afetar a fidelidade da medida da pressão esofágica no que diz respeito à medida da pressão pleural levou alguns autores a realizarem diversas investigações. Ferris e col. estudaram seis pacientes adultos normais, mantidos em ventilação espontânea, medindo a pressão esofágica por meio de balão posicionado no terço inferior do esôfago, em diferentes posições corporais. Observaram que o valor da pressão esofágica nas posições prona e lateral se assemelharam ao valor na posição ereta, enquanto na posição supina a pressão esofágica se mostrou bem mais elevada, supondo que este aumento estaria relacionado com a compressão esofágica exercida pelo coração e grandes vasos pela ação da gravidade²⁹. Knowles e col. avaliaram o comportamento da pressão esofágica, obtida de balão de 5,5 cm, em quatro pacientes, em diferentes posições – sentada, supina com inclinação cefálica de 30° e prona – em diferentes volumes pulmonares, observaram que em baixos volumes pulmonares, ou seja, 20% da capacidade vital (CV) na posição supina, o registro da pressão esofágica se mostrou mais positivo. Também atribuíram este fato à compressão do esôfago pelo conteúdo mediastinal, sobretudo o coração,

que é movido para as proximidades do balão pelo deslocamento do diafragma³⁰.

Milic-Emili e col. demonstraram que a pressão do balão esofágico é idêntica à pressão pleural, quando a diferença da pressão através de todas as suas estruturas, ou seja, parede do balão, parede do esôfago e as diversas estruturas mediastinais, é zero³¹. A pressão no balão aumenta com o volume. Analisando este aspecto, os autores avaliaram a pressão esofágica em oito pacientes, em crescentes volumes pulmonares, com o balão preenchido com diferentes volumes de ar. Todas as medidas foram feitas na posição ereta. Os resultados indicaram que o efeito do volume do balão na pressão esofágica é maior em ambos os extremos de capacidade vital, sobretudo em altos volumes pulmonares, 20% acima da CV. Concluíram que o preenchimento do balão com baixo volume, em torno de 0,2 mL de ar, reflete com mais precisão a pressão pleural. A quantidade ideal de volume para o adequado preenchimento do balão esofágico deve ser conseguida pela curva de complacência do balão, nos balões longos o platô desta curva encontra-se geralmente dentro dos valores de 0,2 a 5 mL de ar^{32,33}.

Gerhardt e Bancalari observaram que a porcentagem da pressão de via aérea (Pva) transmitida para o esôfago depende da complacência pulmonar. Estudaram 26 recém-nascidos prematuros e verificaram baixa correlação entre a variação da Pva e a Pes. Apenas 5% da Pva foi transmitida para o esôfago em crianças com doença da membrana hialina, e 12% em recém-nascidos com canal arterial patente³⁴.

Sempre procurando validar a posição correta do cateter-balão dentro do esôfago, vários testes foram propostos. A validade da medida da Pes pode ser obtida pela realização da manobra estática de Valsalva ou Mueller, contra a via aérea ocluída. Uma concordância aproximada entre a variação da pressão esofágica (Δ Pes) e pressão traqueal (Δ PTr) – pressão de via aérea indica posição satisfatória do balão. Uma vez que muitos indivíduos não treinados tinham dificuldades em realizar essa manobra estática, Baydur e col. introduziram uma alternativa dinâmica para solucionar esse problema. O “teste de oclusão”, que consiste na oclusão da via aérea no final da expiração, permitindo o paciente a realizar três a cinco esforços inspiratórios com a via aérea ocluída. Esta técnica foi realizada em 10 voluntários, nas posições sentada, decúbito lateral direito e esquerdo e supina, com o balão esofágico situado a 10 cm acima do cárdia. Os autores observaram que, nas posições sentada e de decúbito lateral a relação Δ Pes/ Δ PTr foi próxima da unidade, enquanto na posição supina a Δ Pes/ Δ PTr foi menor que a unidade em sete dos dez voluntários. Essas mudanças na pressão esofágica foram atribuídas principalmente aos artefatos cardíacos. Os autores concluíram que, em alguns indivíduos na posição supina, a medida da pressão esofágica com o balão colocado na posição convencional não reflete presumivelmente a pressão de superfície pleural. Com o reposicionamento do balão num nível diferente, 5 ou 15 cm acima do cárdia, uma posição pode ser encontrada onde a relação Δ Pes/ Δ PTr é

próxima da unidade. Medidas de mecânica pulmonar estimando a pressão pleural são presumivelmente válidas, com base na pressão esofágica a partir desse local ³⁵. Esse teste também foi validado em pacientes anestesiados, não-paralisados, sob ventilação espontânea ⁹. Fonseca-Costa e Nardi também aplicaram o “teste de oclusão” para validar a pressão esofágica em oito voluntários em diferentes posturas: sentado com o tórax na posição vertical (90°), e em ângulos de 45°, 0° e -10°, com o balão posicionado 10 cm acima do cárdia. Concluíram que reposicionando o cateter cuidadosamente após cada mudança de ângulo corporal é possível obter medidas aceitáveis em todas as posições verificadas. A maior dificuldade do estudo foi observada nas posições horizontal e céfalo-declive, em razão da maior interferência dos batimentos cardíacos. Asher e col. estudaram esse mesmo teste para validar o cateter preenchido com líquido em seis recém-nascidos saudáveis, nas posições lateral direita, prona e supina. Inferiram que o cateter posicionado no terço inferior do esôfago é o mais acurado para se determinar indiretamente a variação da pressão pleural nesses pacientes ³⁶. Coates e col. também validaram a medida da Ppl pelo “teste de oclusão” usando cateter preenchido de líquido. O estudo foi realizado em oito recém-nascidos intubados, sendo as medidas realizadas na posição supina. Pressões suaves foram aplicadas na laringe durante o teste para prevenir o vazamento de ar. “Testes de oclusão” foram realizados no segmento inferior do esôfago, iniciando a partir do cárdia até o nível onde $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ foi menor ou próximo da unidade. Em todos eles houve uma faixa entre o cárdia e a carina onde $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ foi muito próxima da unidade ¹⁵. Esse teste também tem sido usado para validar a posição de cateter preenchido de líquido com a finalidade de medir a pressão esofágica em pequenos animais ³⁷.

O “teste de oclusão” para validação da técnica do balão esofágico também pode ser usado na vigência de ventilação controlada mecânica sob uso de bloqueadores neuromusculares. Nessa condição, não é possível a realização de esforços inspiratórios espontâneos, então o registro das pressões de via aérea e esofágica somente é possível por meio de compressões torácicas ou abdominais. Lanteri e col. realizaram oclusão da via aérea associada a compressões suaves do abdômen superior ou costelas de cães paralisados, e mantidos sob ventilação controlada mecânica. Nesse estudo, puderam ser registradas as oscilações concomitantes das pressões esofágica e de via aérea, validando a posição do balão esofágico ³⁸. Barnas e col. realizaram compressões abdominais, associadas à oclusão da via aérea em 13 pacientes anestesiados e paralisados no pós-operatório de cirurgia cardíaca, validando a técnica do balão ³⁹.

Estudo realizado utilizando sistema cateter-balão de 1,5 cm, posicionado no esôfago, em intervalos de 2 cm, analisou a pressão esofágica ao longo dos segmentos intratorácicos e cervical em seres humanos saudáveis. Observaram que a pressão esofágica se tornara progressivamente mais ne-

gativa da região intratorácica para a cervical, ou seja, existe um gradiente pressórico no interior do esôfago ³².

Clarysse e col. usaram para medir a pressão esofágica, dois balões em um só cateter, separados 10 cm um do outro, o balão mais inferior ficou posicionado 5 cm acima do cárdia. Investigaram alterações na pressão transpulmonar antes e depois de girar o corpo em 180°. Observaram que a pressão transpulmonar é mais positiva no balão mais superior, em ambas as posturas, isto é, no esôfago médio na postura ereta e no esôfago distal na postura de cabeça para baixo. Observaram ainda que houve aumento no gradiente de pressão transpulmonar com o decréscimo de volume pulmonar entre 80% e 20% da CV, implicando que mudanças de pressão acompanham mudanças globais de volume. Encontraram também um gradiente inverso de pressão esofágica na postura de cabeça para baixo ¹⁷.

Dechman e col. investigaram a influência da postura do corpo, posição do balão e volume do pulmão no “teste de oclusão” em cães anestesiados, respirando espontaneamente e paralisados em ventilação controlada mecânica. Especularam que a pressão esofágica reflete a pressão pleural com mais precisão durante a inspiração que durante a expiração. Observaram que a relação ΔP_{es} e ΔP_{tr} é mais próxima da unidade no estado paralisado, indicando que a P_{es} reflete com mais precisão a Ppl na vigência de paralisia muscular ⁴⁰. Uma possível explicação para esse resultado é o fato de o esôfago canino, como o do homem, ser composto de musculatura estriada. As medidas da P_{es} realizadas no terço superior do esôfago refletiram com menos acurácia a Ppl, o contrário foi observado no terço distal do órgão. Na posição supina, em ventilação espontânea, a alça P_{es} versus P_{tr} frequentemente diferiu da unidade, enquanto sob paralisia muscular o resultado foi consistentemente muito próximo da unidade. Esse estudo sugeriu que o peso do conteúdo mediastinal não é responsável pelos pobres resultados do “teste de oclusão” durante respiração espontânea, na posição supina.

Baydur e col. analisaram a pressão esofágica de voluntários sob respiração espontânea, em três níveis diferentes (5, 10 e 15 cm acima do cárdia), na vigência de diferentes volumes pulmonares, nas posturas sentada e supina. Observaram que em respirações tranqüilas, a medida da pressão esofágica apresentou variação de 30% maior no esôfago inferior com relação à região superior. Durante a manobra de Valsalva, a $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ permaneceu próxima da unidade na maioria dos volumes pulmonares, exceto na posição sentada em volumes próximos a 20% da CV ⁴¹.

Ingimarsson e col. investigaram as possíveis diferenças na P_{es} resultando da mudança de posição do corpo. Estudaram 17 crianças (1,5 mês a 15,5 anos) anestesiadas e paralisadas, nas posições supina e decúbito lateral direito. Foi realizada curva pressão-volume e observado que quando $P_{va} = 30$ cmH₂O, a P_{es} foi muito similar em ambas as posições, em torno de 11 cmH₂O. Entretanto, quando $P_{va} = 0$ cmH₂O, a P_{es} foi distintamente positiva na posição supina ($6,6 \pm 2,2$ cmH₂O), e próximo de zero na posição lateral (1,1

$\pm 1,9 \text{ cmH}_2\text{O}$)⁴². Com os resultados desse estudo tornou-se difícil conciliar a hipótese de que a Pes é representativa da Ppl global na posição supina.

Quanto às dimensões ideais do balão esofágico usado em adultos, atualmente sabe-se que seu perímetro deve corresponder ao do esôfago, entre 4 e 4,8 cm. Na prática, balões de látex delgados, apresentando 0,1 mm de espessura, 5 a 10 cm de comprimento, com perímetro variando de 3,2 a 4,8 cm são adequados. Os cateteres convencionalmente usados são de polietileno, com diâmetro interno de 1,4 mm e comprimento de 100 cm (Figura 1). O volume de ar deve obedecer à curva de complacência do balão, na grande maioria volume de 0,5 mL é adequado para realização das medidas⁴³. Em recém-nascidos, têm sido encontradas medidas satisfatórias com balões de 30 a 50 mm de comprimento, diâmetro de 7,6 mm e espessura de 0,045 a 0,075 mm. O volume de ar a ser usado deve ser determinado pela curva pressão-volume realizada *in vitro*, antes de sua introdução no esôfago⁴⁴.

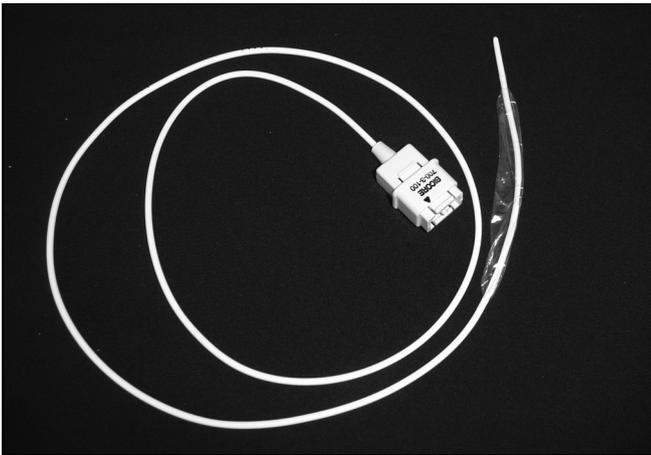


Figura 1 – Cateter-Balão Esofágico Usado em Adultos

A MEDIDA DA PRESSÃO ESOFÁGICA E O PACIENTE ANESTESIADO

Nos mais diversos estudos sobre a mecânica do sistema respiratório e seus subcomponentes no paciente anestesiado, foi utilizado o sistema cateter-balão, considerado-se ser o valor da pressão esofágica como estimativa da pressão pleural. Embora alguns trabalhos suscitem dúvidas quanto à validação da pressão esofágica, o que causaria problemas quanto ao cálculo da mecânica respiratória.

Higgs e col. estudaram 10 pacientes submetidos à anestesia geral com oxigênio, óxido nitroso e halotano e mantidos sob ventilação espontânea. Com o balão convencionalmente posicionado (10 cm acima do cárdia), realizaram o “teste de oclusão”, mostraram que a diferença entre a Pes e a Ptr foi menor que 10% na maioria dos pacientes. Estes auto-

res evidenciaram a presença de artefatos em consequência dos batimentos cardíacos, determinando problema para o cálculo da mecânica respiratória, havendo necessidade de reposicionar o balão em alguns casos⁹.

Alguns autores realizaram cálculos de mecânica respiratória, em pacientes anestesiados, através da medida da pressão esofágica, relatando apenas que fixaram o balão a 35 cm dos lábios em todos os pacientes⁴⁵; ou a 40 cm da narina⁴⁶, independente da altura dos pacientes. Não realizaram método adicional para validação da correta posição do balão. Outros fixaram o balão no ponto onde a máxima variação da pressão esofágica foi encontrada e um constante aumento nesta pressão foi registrada, durante a ventilação com pressão positiva^{47,48}.

Outros pesquisadores^{49,50} realizaram o “teste de oclusão” para validar a técnica do balão em pacientes anestesiados não paralisados, com vistas ao cálculo de mecânica respiratória durante sedação ou anestesia. D’Angelo e col. realizaram o “teste de oclusão” na posição supina, antes da indução anestésica⁵¹. Em alguns estudos de mecânica respiratória em pacientes anestesiados, não foram relatados pormenores sobre a validação da técnica do balão esofágico antes da obtenção da pressão esofágica^{33,52}.

Pelosi e col. em investigação da mecânica do sistema respiratório em 10 pacientes obesos mórbidos anestesiados, validaram a posição do balão antes da paralisia muscular através do “teste de oclusão”, quando ainda ocorriam alguns esforços respiratórios, também utilizaram a radiografia de tórax, para confirmar a posição do cateter-balão no terço médio do esôfago⁵³.

Vários métodos de estudo foram desenvolvidos para a obtenção da variação da pressão esofágica para a efetuação do cálculo de mecânica pulmonar, em pacientes sob ventilação controlada mecânica. O método de única respiração *single-breath*, descrito por Zin e col.⁵⁴ usado para medir as propriedades passivas do sistema respiratório^{55,56}, a técnica de interrupção⁵⁷ e o método da oclusão no final da inspiração (MOFI) são exemplos. Dentre estes, o MOFI com fluxo constante tem sido o mais utilizado. O MOFI é fundamentado no desenvolvimento teórico proposto por Bates e col.^{58,59}, baseado nos trabalhos pioneiros de Don e Robson, Rattensborg e Holaday^{60,61}. A partir destes estudos pode-se descrever o sistema respiratório como sendo constituído de múltiplos compartimentos, ligados em paralelo, cada qual com diferentes tempos de esvaziamento, definidos como constantes de tempo. Em um dado momento zero da inspiração, com a oclusão da entrada do fluxo por tempo determinado (p. ex.: 4 segundos), pode-se então observar rápida diminuição da pressão que anteriormente estava sendo gerada. O valor desta diminuição representa a pressão resistiva do sistema, após esta rápida diminuição observa-se declínio gradual da curva pressórica até que se atinja um platô, que representa a pressão de recolhimento elástico. Esta variação é mais evidente no traçado de via aérea e menos evidente na curva de pressão esofágica. Os dois subcomponentes repre-

sentam processos fisiológicos diversos durante a distribuição dos gases no pulmão. O primeiro caracterizado por diminuição rápida e homogênea da pressão, representa a pressão necessária para vencer a resistência das vias aéreas. O segundo, mais lento e não homogêneo^{58,59}, compreenderia os fenômenos de *pendelluft* e de *stress relaxation*. *Pendelluft* é o processo de redistribuição do gás inspirado que ocorre entre as unidades que apresentam constantes de tempo desiguais. Ocorre durante a fase de fluxo zero. Provavelmente as constantes de tempo são desiguais pelo fato de diferentes compartimentos pulmonares apresentarem constituições fibro-elásticas diversas. O fenômeno de *stress relaxation* é a propriedade que o pulmão apresenta de, ao ser inflado e mantido com volume constante, mostrar diminuição na pressão de distensão criada com a expansão pulmonar. A diminuição na pressão seria ocasionada por duas razões. Por um lado, haveria o re-alinhamento das fibras elásticas da matriz fibrilar intersticial do parênquima pulmonar, por outro, ocorreria a reorganização do filme alveolar intersticial, que provocaria a diminuição das forças geradas pela tensão superficial⁶². O *stress relaxation* representa a acomodação dos pulmões à pressão intra-alveolar positiva. Jonson e col. encontraram que a constante de tempo viscoelástica em adultos normais é $0,82 \pm 0,11$ segundos⁶³. Isto implica que um tempo de oclusão de mais de 2 segundos é necessário para obter uma verdadeira pressão de platô, necessária aos cálculos de mecânica.

Auler Jr. e col. utilizaram o referido método para calcular as propriedades elásticas e resistivas do pulmão e da parede torácica de pacientes obesos mórbidos, e pacientes de peso normal anestesiados e paralisados, usando pausa inspiratória de 5 segundos⁶⁴.

A MEDIDA DIRETA DA PRESSÃO PLEURAL E A COMPARAÇÃO COM A PRESSÃO ESOFÁGICA

O acesso à cavidade pleural para a obtenção de medidas de pressão apresenta desvantagens, por ser um método invasivo e pelo grande risco de pneumotórax. Do ponto de vista ético, isso seria quase impossível, exceto quando já existe um dreno colocado na espaço pleural⁶⁵. Por essa razão, a pressão intra-esofágica tem sido usada como método para inferir a pressão intrapleural. Para avaliar a validade da pressão intra-esofágica como medida da pressão intratorácica, Fry e col. estudaram a relação entre as duas pressões de duas maneiras. O primeiro método consistiu na medida simultânea das pressões intra-esofágica e intrapleural em três indivíduos em ventilação espontânea. Concluíram que a pressão intra-esofágica é uma maneira acurada de se obter variações da pressão intratorácica. O segundo método do estudo consistiu no registro simultâneo das duas pressões de um homem jovem com pequeno pneumotórax, concluindo que a mudança relativa na pressão intrapleural foi quantitativamente refletida pela pressão intra-esofágica. Observaram também que a pressão intra-

pleural foi um pouco mais negativa que a esofágica. Os autores inferiram que a medida da pressão intra-esofágica reflete com segurança e acurácia as variações pressóricas estática e dinâmica da cavidade pleural³.

Cherniack e col. compararam a pressão esofágica e intrapleural de 14 pacientes, dos quais oito foram estudados sob anestesia e seis estavam conscientes durante o procedimento. Observaram que durante ventilação espontânea a pressão pleural foi consistentemente mais negativa do que a esofágica. Durante ventilação controlada, as flutuações da pressão esofágica não foram maiores do que a intrapleural na inspiração ou na expiração. O estudo foi realizado com os pacientes na posição supina, por isso os autores aventam a possibilidade de o peso do mediastino exercer influência no esôfago e resultar numa pressão mais positiva. Concluíram que a pressão esofágica não é idêntica à pressão pleural e não segue uma relação paralela. Além disso, observaram que há extrema variação na relação entre essas duas pressões de indivíduo para indivíduo, sugerindo que os resultados de mecânica pulmonar devem ser interpretados com cautela⁶⁶. No ano seguinte, Attinger e col. mediram simultaneamente as pressões intra-esofágica e intrapleural em quatro pacientes (dois com pneumotórax espontâneo com 10% de colapso pulmonar e outros dois com efusão pleural) em ventilação espontânea em diferentes posições. Observaram que a variação da pressão intrapleural quase sempre foi maior do que a variação da pressão intra-esofágica. A diferença variou de paciente para paciente, o que dependeu da posição corporal. A pressão intrapleural expiratória final foi, em geral, mais negativa do que a pressão intra-esofágica expiratória final. Ambas as pressões obtidas ao final da expiração foram consistentemente mais negativas na posição sentada do que na supina, e na maioria dos pacientes foi mais negativa na posição prona do que na sentada⁶⁷.

Mead e Gaensler em 1959, registraram as pressões pleural e esofágica simultaneamente em sete pacientes na postura ereta e em cinco destes na posição supina. Observaram que, na posição supina as oscilações cardíacas tinham uma variação de amplitude três vezes maior do que na ereta, isto poderia contribuir em parte para maior diferença observada nesta posição. Também observaram que a melhor correspondência entre as pressões esofágica e pleural foram obtidas na postura ereta⁶⁸. Os valores pressóricos absolutos na posição supina mostraram pressão esofágica consistentemente mais positiva, possível explicação para isto é a compressão do esôfago por estruturas mediastinais, o que poderia interferir nos cálculos de complacência pulmonar e resistência.

Daly e Bondurant, em 1963, estudaram simultaneamente a pressão pleural em diferentes espaços intercostais (3^o, 5^o e 8^o) e a pressão esofágica, em seres humanos voluntários, na posição sentada. Observaram que a variação da pressão intrapleural diferiu conforme o local de medida, e que esses valores foram maiores na região torácica inferior em relação à superior. Mesmo com pneumotórax de 200 mL,

não foram observadas diferenças nas pressões intrapleurais e esofágica⁶⁹. A maioria destes estudos considerou os valores absolutos das pressões para comparação das medidas de pressão pleural e esofágica. Sabe-se atualmente que esta comparação deve ser feita relacionando a variação das pressões.

O REFLEXO DA PEEP NAS PRESSÕES PLEURAL E ESOFÁGICA

O emprego da PEEP em ventilação controlada mecânica, seja durante a anestesia ou em Terapia Intensiva, é inquestionável. O entendimento da mecânica respiratória em qualquer condição clínica é essencial para a promoção do tratamento adequado. O uso da pressão esofágica como medida indireta da pressão pleural é uma alternativa menos invasiva para o cálculo das propriedades elásticas e resistivas do sistema respiratório. Neste sentido, é importante entender se a PEEP interfere na correspondência da pressão esofágica em relação à pleural.

Chapin e col. investigaram as mudanças na complacência torácica (Ct) e pulmonar (Cp) e o nível de PEEP exigido para estabelecer adequada expansão pulmonar, em 10 porcos anestesiados, ventilados com 10 cmH₂O de PEEP, com monitorização da Ppl. Observaram que, em condições de complacência torácica e complacência pulmonar normais, aproximadamente metade (52% ± 9%) da pressão de via aérea (Pva) aplicada foi transmitida para o espaço pleural, esta aumentou para 65% ± 9% quando a Cp foi normal e a Ct foi reduzida por aplicação de garrote pneumático no abdômen e no tórax. A instilação pulmonar de ácido clorídrico causou diminuição na Cp, a esternotomia mediana provocou aumento na Ct, nesta situação a transmissão da Pva para o espaço pleural foi reduzida para 11% ± 6%. Os resultados indicaram que ambas as Cp e Ct realizam significativo papel na determinação do grau de expansão pulmonar e transmissão de pressão para estruturas intratorácicas durante a aplicação de PEEP²². Entretanto, neste estudo não foi monitorizada a pressão esofágica.

Craven e Wood realizaram estudo em seis cães anestesiados, comparando a pressão esofágica com a pressão pleural próximo ao coração, na posição de decúbito lateral direito. Evidenciaram que a pressão esofágica é muito similar à pressão existente entre o pulmão e o pericárdio esquerdo nos níveis de PEEP 0, 10 e 20 cmH₂O. Enquanto a pressão extrapericárdica direita é 4,5 a 5 vezes mais positiva, os autores relacionaram esses resultados ao peso direto do coração sobre o espaço do pericárdio⁷⁰. Marini e col. examinaram o efeito da PEEP nas pressões justacardiaca e esofágica de oito cães, nas posições prona e supina. Na posição supina, a pressão justacardiaca excedeu em muito a esofágica, enquanto na posição prona não houve diferença estatística significativa entre as pressões. Nesse mesmo estudo, os autores registraram a pressão esofágica em três seres humanos nas posições supina, prona e la-

teral, com 0, 10 e 20 cmH₂O de PEEP. Observaram elevação do coração e aumento significativo da pressão esofágica durante a elevação da PEEP. Esse aumento foi maior nas posições prona e lateral do que na supina⁷¹.

O'Quin e col. estudaram cães e analisaram a relação entre a variação da Pes e Ppl medida no espaço justacardiaco, durante diferentes condições de complacência pulmonar e torácica, em diferentes níveis de PEEP (5, 10, 15 e 20 cmH₂O), todos na posição supina. As comparações foram feitas ao final da expiração. Em todas as condições de complacência a variação da Ppl excedeu em muito a Pes. Essa diferença dependeu da Cp e Ct, entretanto não dependeu do nível de PEEP aplicado. Durante Cp normal, 61% do valor da PEEP aplicada refletiu-se no espaço pleural no final da expiração, enquanto 52% desse valor foi refletido pela pressão intraesofágica. Após diminuição da Cp, 55% e 46% da PEEP aplicada foram transmitidas para os espaços pleural e esofágico, respectivamente⁷².

Smiseth e col. estudaram a relação entre a pressão esofágica e as pleurais justacardiacas durante ventilação com PEEP de 10, 20 e 30 cmH₂O, aplicados em ambos os pulmões e seletivamente em um só pulmão de oito cães, na posição supina. Observaram que a PEEP bilateral de 10, 20 e 30 cmH₂O causou progressivo e similar aumento nas pressões pleurais direita e esquerda. Concluíram que o balão esofágico não reflete o acentuado incremento regional na pressão pleural, quando aplicado PEEP seletivo em um pulmão e consistentemente subestima as pressões pleurais quando aplicado PEEP nos dois pulmões⁷³.

Importante salientar que esses autores levaram em conta os valores pressóricos absolutos e não a variação das pressões. Klingstedt e col. avaliaram em oito seres humanos, na posição de decúbito lateral, o efeito da aplicação da PEEP (8 e 16 cmH₂O) unicamente no pulmão dependente, na complacência e resistência do mesmo hemitórax. Observaram que na aplicação de PEEP seletivo de 8 cmH₂O, a complacência do hemitórax dependente aumentou, enquanto o não-dependente não se modificou. Com PEEP de 16 cmH₂O, a complacência dos dois hemitórax foi praticamente a mesma. A resistência inspiratória também decresceu de forma progressiva com aumento seletivo de PEEP, sendo significativa com PEEP de 16 cmH₂O. A pressão esofágica foi medida pelo balão, os autores concluíram que a variação da pressão esofágica não refletiu de modo fidedigno a variação da pressão pleural quando aplicada PEEP seletiva na posição lateral⁴⁵.

Jardin e col. verificaram o efeito da transmissão da pressão de via aérea para a esôfago em 19 pacientes portadores de insuficiência respiratória aguda, divididos em três grupos, com leve, moderada e acentuada diminuição da complacência total do sistema respiratório. As observações foram feitas em três níveis de PEEP: ZEEP, 10 e 20 cmH₂O. A variação das medidas foram verificadas no final da expiração e final da inspiração. Em cada paciente a Pes foi correlacionada linearmente com a pressão traqueal. No grupo com leve di-

minuição da Csr, a variação da Pes foi de $2,73 \pm 0,45$, relacionada com transmissão da Pt girando em torno de 37%. No grupo apresentando moderada diminuição da Csr, a variação da Pes foi de $3,14 \pm 1,04$ e a transmissão da Pt foi de 32%. No grupo com importante diminuição da Csr, a variação foi de $4,13 \pm 1,55$ e a porcentagem da Pt transmitida foi de apenas 24%. A transmissão da pressão da via aérea para o esôfago foi reduzida quando grave deterioração da complacência do sistema respiratório esteve presente ⁴⁶.

Bonnet e col. determinaram a magnitude das mudanças nas pressões justacardiácas por meio das pressões esofágica, pericárdica e pleural mediastinal, relacionado com aumento de 0 a 20 cmH₂O de PEEP, em 11 pacientes submetidos a cirurgia cardíaca. Em todos os pacientes houve elevação das pressões intratorácicas com aumento do nível do PEEP. As alterações na pressão esofágica foram menos importantes; entretanto, apresentaram correlação linear com mudanças na pressão pleural ¹¹.

Rajacich e col. estudaram em pacientes no pós-operatório de cirurgia de revascularização do miocárdio a variação da pressão esofágica por PEEP aplicada (0, 5, 10, 15 e 20 cmH₂O). Observaram que o valor da Pes aumentou de forma acentuada nas PEEP 10, 15 e 20 cmH₂O, com o paciente na posição supina ¹⁸.

Smiseth e col. mediram diretamente a pressão pleural extracardiáca em oito pacientes submetidos a cirurgia cardíaca. Foi aplicada PEEP de 5, 10 e 15 cmH₂O, e as medidas foram feitas no período expiratório. Observaram que a aplicação de PEEP causou progressivo aumento na pressão pleural extracardiáca ⁷⁴.

Pelosi e col. estudaram seis cães com insuficiência respiratória provocada por ácido oleico sob anestesia e paralisia muscular, na posição supina. Mediram a pressão esofágica e a pressão pleural simultaneamente, nas regiões apical e média, e na região mais dependente da cavidade torácica, após aplicação de 5 e 15 cmH₂O de PEEP, associada a diferentes volumes correntes (baixo, médio e alto). Observaram que a pressão de superfície pleural é subestimada pela pressão esofágica quando se aumentou a pressão de via aérea. Demonstraram que o valor absoluto da Pes apenas serve como uma boa estimativa da Ppl para a região pulmonar média, sendo consistentemente diferente dos valores das regiões dependentes e não-dependentes pulmonares. Entretanto, do ponto de vista estatístico há boa correlação entre a variação da Pes e Ppl em todas as regiões do pulmão ²³. Auler Jr. e Fernandes observaram que em pacientes anestesiados e paralisados no pós-operatório de cirurgia cardíaca, existiu ótima correlação entre pressões esofágica e pleural com níveis intermediários de PEEP (5 e 10 cmH₂O); entretanto, com PEEP zero essas pressões não são correspondentes ⁶⁵.

Mais estudos precisam ser realizados em seres humanos para validar o uso do balão esofágico em pacientes com alterações da complacência pulmonar em uso de PEEP. Algumas recomendações para uso do balão esofágico em

pacientes sedados em ventilação controlada mecânica ou sob efeito da anestesia devem ser seguidas ⁷⁵:

- Apropriado posicionamento do balão no terço médio do esôfago, confirmado por meio do “teste de oclusão”;
- A posição do sistema cateter-balão deve ser verificada por meio de radiografia de tórax, uma vez que a maioria dos cateteres são radiopacos;
- Preenchimento do balão com volume apropriado, obtido por meio do teste de complacência do balão, com o objetivo de registrar os valores pressóricos reais obtidos do espaço intra-esofágico;
- Recomenda-se que as medidas de pressão esofágica em pacientes anestesiados e paralisados devam ser obtidas na posição supina com PEEP acima de 5 cmH₂O, já que nessa situação em ZEEP as pressões esofágica e pleural não correspondem. PEEP de 10 cmH₂O oferece a melhor correspondência entre essas duas pressões;
- A correta escolha do equipamento para monitorização dos sinais e a alta sensibilidade dos transdutores são fundamentais, assim como a calibração do equipamento deve ser efetuada antes de cada uso.

O cálculo preciso das propriedades elásticas e resistivas do pulmão e da parede torácica somente é possível com a obtenção acurada da pressão pleural.

O balão esofágico é o método mais difundido e utilizado para obtenção da medida indireta da pressão pleural. O “teste de oclusão” é fundamental para o posicionamento correto do balão. Com níveis intermediários de PEEP 5 a 10 cmH₂O, obtém-se adequada correlação entre variação das pressões esofágica e pleural em pacientes sedados ou anestesiados, destituídos de comprometimento importante da complacência pulmonar.

Importance of Pleural Pressure for the Evaluation of Respiratory Mechanics

Cláudia Regina Fernandes, TSA, M.D.

INTRODUCTION

Pleural pressure (Ppl) has to be known for the partitioning of respiratory system mechanics measurements into its lungs and chest wall components. However, the access to pleural cavity to obtain direct measurement has disadvantages for being invasive and for the risk of pneumothorax. So, alternatives were sought, such as esophageal pressure (Pes). It is known for more than one century that intra-esophageal pressure variation reflects pleural pressure variation ¹ and may be used as alternative to direct pleural pressure to study lungs and chest wall mechanics and to evaluate respiratory work during assisted or spontaneous ventilation.

Esophageal pressure measurement through a delicate balloon placed in the esophagus was firstly described more than 50 years ago². Since then, several human and animal studies were conducted comparing esophageal and pleural pressures to try to validate the method^{3,4}. Other studies were performed to validate the esophageal balloon technique^{5,6}. PEEP in patients under mechanically controlled ventilation is consolidated both for anesthesia and intensive care. It is mandatory in the treatment of respiratory distress syndrome^{7,8}. Being the study of respiratory mechanics and its sub-components lungs and walls critical to understand some clinical situations, esophageal pressure to indirectly obtain pleural pressure has become a popular method^{9,10}. In this context, there are still controversies about the close correlation between esophageal and pleural pressures in PEEP ventilated patients, under sedation or anesthesia, or even with different body positions¹¹. This is important because abnormal esophageal pressure values may result in errors in respiratory mechanics calculation and interpretation, which may lead to inadequate management.

This review aimed at discussing alternative methods to obtain pleural pressure to calculate pulmonary mechanics, at reporting peculiarities of the esophageal balloon method to obtain indirect pleural pressure, peculiarities of esophageal pressure measurement in sedated or anesthetized patients, at discussing direct pleural pressure measurement and its correlation with esophageal pressure, in addition to reporting on the impact of PEEP on pleural and esophageal pressures.

ALTERNATIVES TO PLEURAL PRESSURE MEASUREMENT

It is known for more than 120 years that chest pressures variations affect esophageal pressure. Luciani, in 1878¹, was the first to publish studies involving esophageal pressure measurements, although the discovery of the method is credited to Ceradini, who has not published his results.

In the search for an alternative method to obtain intra-thoracic pressure, Otis et al. have shown that it is possible to correlate increased venous pressure to increased pulmonary pressure by placing a catheter in the cubital vein; however, the validity of this technique was questionable¹².

In 1949, Buytendijk has introduced esophageal pressure measurement technique with a balloon in the esophagus². Dornhorst et al. have obtained esophageal pressure with a liquid-filled catheter¹³. Other authors have observed that this system is comparable to esophageal balloon; however it is more sensitive to noises such as heart beats¹⁴. This method has been primarily used in neonates and infants to determine the mechanics of respiratory system sub-components^{15,16}.

Clarysse et al. have measured esophageal pressure with two balloons in a single catheter, separated 10 cm from each other¹⁷. Rajacich et al. have created a method to monitor esophageal pressure with a balloon irrigated with saline solution¹⁸. Karason et al. have used a double-lumen liquid-filled

gastric tube to obtain esophageal pressure. The efficacy of this method was compared to the esophageal balloon¹⁹.

More recently, the flexible catheter with a microtransducer at the edge was made available to monitor esophageal pressure²⁰. Some authors have directly measured pleural pressure with microtransducers coupled to the edge of catheters^{21,22}, and others with flat and flexible sensors²³. Tobin et al. have reported that surface inductive plethysmography is an alternative for indirect pleural pressure measurement through a transducer placed in the sternal fossa²⁴. However it has some limitations, such as adequate transducer positioning in the fossa, sternal cavity size, adequate fixation of patient's head and neck. Other investigators have studied transpulmonary gradient through pleural pressure recording, using a minimally invasive technique with rib capsules to promote minor pleural space distortion^{25,26}.

ESOPHAGEAL BALLOON METHODS

The most popular esophageal pressure method is the latex air-filled balloon-catheter connected to a pressure transducer system¹⁴.

The esophagus is a muscle-membranous tube located in the chest and measuring approximately 4 cm diameter and 25 cm length. It is maintained collapsed and is connected to other mediastinal structures by connective tissue and small muscles. There are functional sphincters on its edges. Esophageal pressure variations may be intrinsic or extrinsic. Extrinsic pressures are those originating in the chest, while intrinsic pressures are essentially two: located spasms or changes in tone which may be generalized, and peristaltic waves³.

Mead et al. have compared short (3 cm length and 1 cm diameter) and long (16 cm length and 0.8 cm diameter) esophageal balloons and have observed that the long balloon shows lower pressure variations with changes in position inside the esophagus¹⁴. Other authors²⁷ have also stated that pressure measurement with long balloons is more accurate; however they reported that the best results were obtained when measures were taken in the esophageal medium third, showing that in this region the shape of the pressure-volume curve is not significantly affected by changes in body position. Petit and Milic-Emili have studied the mechanical properties of human esophageal wall using esophageal balloons of different diameters. They have observed that esophageal balloons with perimeter above 4.8 cm are ideal because they are flaccid and more accurately transmit esophageal wall tension variations.

These authors have noted that specific esophageal elastance is not uniform, has lower value in the lower third and progressively increase in the cephalad direction. The histological difference of muscles in different esophageal regions (striated muscles in the upper third, smooth muscles in the lower edge and mixed muscles in the medium third), with corresponding muscle activity differences, may explain different elastic properties.

The authors infer that, due to differences in specific elastance along the esophageal wall, the difference between intra-thoracic and intra-esophageal pressures will depend on the position of the balloon, and will be lower when it is placed in the lower third where there is more distensibility. This same study has observed more frequent peristaltic waves with the individual in the supine position. However, when a wider and longer cuff was used, the effect of peristaltic waves on esophageal pressure was substantially decreased ²⁸.

The hypothesis that body position could affect the fidelity of esophageal pressure measurement with regard to pleural pressure has led some authors to perform several investigations. Ferris et al. have studied six normal adult patients maintained under spontaneous ventilation and measuring esophageal pressure through a balloon placed in the lower third of the esophagus, in different body positions.

They have observed that esophageal pressure values in the prone and the lateral positions were similar to the value in the upright position, while in the supine position esophageal pressure was much higher, supposing that this increase was related to esophageal pressure exerted by the heart and great vessels by the action of gravity ²⁹. Knowles et al. have evaluated esophageal pressure obtained with a 5.5 cm balloon in four patients in different positions – sitting, supine with 30° cephalic inclination and prone – in different pulmonary volumes and have observed that in low pulmonary volumes, that is, 20% of vital capacity (VC) in the supine position, esophageal pressure was more positive. They have also attributed this fact to esophageal compression by mediastinal content, especially the heart which is moved closer to the balloon by diaphragm displacement ³⁰.

Milic-Emili et al. have shown that esophageal balloon pressure is identical to pleural pressure when pressure difference throughout its structures, that is balloon wall, esophageal wall and different mediastinal structures, is zero ³¹. Balloon pressure increases with volume. Analyzing this aspect, authors have evaluated esophageal pressure in eight patients with increasing pulmonary volumes, and with the balloon filled with different volumes of air. All measures were obtained in the upright position. Results indicated that the effect of balloon volume on esophageal pressure is higher in both vital capacity extremes, especially with high pulmonary volumes 20% above VC. They have concluded that the balloon filled with low volumes, approximately 0.2 mL of air, will more accurately reflect pleural pressure. The ideal volume for the adequate filling of the esophageal balloon should be obtained through the balloon compliance curve. In long balloons, the plateau of this curve is in general between 0.2 to 0.5 mL of air ^{32,33}.

Gerhardt and Bancalari have observed that airway pressure percentage (Paw) transmitted to the esophagus depends on pulmonary compliance. They have studied 26 premature neonates and have observed low correlation between Paw and Pes variation. Only 5% of Paw was transmitted to the

esophagus of children with hyaline membrane disease, and 12% to neonates with patent ductus arteriosus ³⁴.

Always trying to validate the adequate catheter-balloon position in the esophagus, several tests were proposed. Pes validity may be obtained by static Valsalva or Mueller maneuvers against the occluded airway. An approximate matching between esophageal (ΔP_{es}) and tracheal (ΔP_{tr}) pressure variation – airway pressure – indicates satisfactory balloon positioning. Since many untrained individuals find difficulties in performing this static maneuver, Baydur et al. have introduced a dynamic alternative to solve this problem. The “occlusion test” consists on airway occlusion at the end of expiration, allowing the patient to do three to five inspiratory efforts with occluded airways.

This technique was tested in 10 volunteers in the sitting, right and left lateral and supine position with the esophageal balloon placed 10 cm above the cardia. Authors have observed that in the sitting and lateral positions the $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ ratio was close to the unit, while in the supine position $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ was lower than the unit in seven out of ten volunteers.

These esophageal pressure changes were primarily attributed to cardiac artifacts. Authors have concluded that in some individuals in the supine position, esophageal pressure measured with conventionally placed balloon does not presumably reflect pleural surface pressure. With the repositioning of the balloon in a different level, 5 or 15 cm above the cardia, a position may be found where $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ ratio is close to the unit. Pulmonary mechanics measurements estimating pleural pressure are presumably valid, based on esophageal pressure as from this site ³⁵. This test was also validated in anesthetized non-paralyzed patients under spontaneous ventilation ⁹.

Fonseca-Costa and Nardi have also applied the “occlusion test” to validate esophageal pressure in eight volunteers in different positions: sitting with the chest in the vertical position (90°) and in 45°, 0° and -10° angles with the balloon placed 10 cm above the cardia. They have concluded that by carefully repositioning the catheter after each change in body angle, it is possible to obtain acceptable measurements in all studied positions. Major difficulty of the study was observed in the horizontal and head-down positions due to higher interference of heartbeats. Asher et al. have studied this same test to validate the liquid-filled catheter in six healthy neonates in the right lateral, prone and supine positions. They inferred that the catheter placed in the lower esophageal third is more accurate to indirectly determine pleural pressure variation in those patients ³⁶.

Coates et al. have also validated Ppl measure by the “occlusion test” using liquid-filled catheter. The study was performed with eight intubated neonates and measures were obtained in the supine position. Mild pressures were applied to the larynx during the test to prevent air leakage. “Occlusion tests” were performed in the lower esophageal third starting from the cardia until the level where $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ was lower than or close to the unit. All them presented a range between the

cardia and the carina where $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ was very close to the unit¹⁵. This test has also been used to validate the position of liquid-filled catheter aiming at measuring esophageal pressure of small animals³⁷.

The "occlusion test" for esophageal balloon validation may also be used during mechanically controlled ventilation under neuromuscular blockers. In this condition it is not possible to perform spontaneous inspiratory efforts so the recording of airway and esophageal pressure is only possible through chest or abdominal compressions. Lantieri et al. have applied airway occlusion associated to mild upper abdomen or rib compressions in paralyzed dogs maintained under mechanically controlled ventilation. They were able to record concomitant oscillations of esophageal and airway pressures, thus validating esophageal balloon position³⁸. Barnas et al. have performed abdominal compressions associated to airway occlusion in 13 anesthetized paralyzed patients in the postoperative period of cardiac procedures, validating the balloon technique³⁹.

A study with 1.5 cm catheter-balloon system positioned in the esophagus at 2-cm intervals has analyzed esophageal pressure along intra-thoracic and cervical segments of healthy humans. They have observed that esophageal pressures were progressively more negative from the intra-thoracic to the cervical region, that is, there is a pressure gradient inside the esophagus³².

Clarysse et al. have used two balloons in a single catheter, placed 10 cm apart from each other to measure esophageal pressure. The lowest balloon was positioned 5 cm above the cardia. They have investigated changes in transpulmonary pressure before and after turning the body 180°. They have observed that transpulmonary pressure is more positive in the upper balloon in both positions, that is, in the medium esophagus in the upright position and in the distal esophagus in the head down position. They have also observed that there was increased transpulmonary pressure gradient with decreased pulmonary volume from 80% to 20% of VC, implying that pressure changes follow global volume changes. They have also found a reverse esophageal pressure gradient in the head down position¹⁷.

Dechman et al. have investigated the influence of body position, balloon position and lung volume in the "occlusion test" of anesthetized dogs spontaneously breathing and paralyzed under mechanically controlled ventilation. They speculated that P_{es} more precisely reflects P_{pl} during inspiration as compared to expiration. They have observed that $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ ratio is closest to unit in the paralyzed state, indicating that P_{es} more precisely reflects P_{pl} in the presence of muscle paralysis⁴⁰.

A possible explanation for this finding is the fact that the canine esophagus, as well as man's, is made of striated muscles. P_{es} measured in the upper esophageal third less accurately reflects P_{pl} as opposed to what has been observed in the distal third. In the supine position in spontaneous ventilation, the P_{es} versus P_{tr} loop has often differed from

the unit, while under muscle paralysis the result was consistently very close to the unit. This study has suggested that mediastinal content weight is not responsible for poor "occlusion test" results during spontaneous ventilation in the supine position.

Baydur et al. have analyzed esophageal pressure of volunteers under spontaneous ventilation in three different levels (5, 10 and 15 cm above the cardia) in the presence of different pulmonary volumes in the sitting and supine positions. They observed that during relaxed breathings esophageal pressure has varied 30% more in the lower esophagus as compared to the upper region. During Valsalva's maneuver, $\Delta P_{es}/\Delta P_{tr}$ remained close to the unit in most pulmonary volumes, except for the sitting position in volumes close to 20% VC⁴¹. Ingimarsson et al. have investigated possible differences in P_{es} resulting from changes in body position. They have studied 17 anesthetized paralyzed children (1.5 month to 15.5 years) in the supine and left lateral position. Pressure-volume curve was obtained and it was observed that when $P_{va} = 30 \text{ cmH}_2\text{O}$, P_{es} was very similar in both positions, approximately 11 cmH_2O . However, when $P_{va} = 0 \text{ cmH}_2\text{O}$, P_{es} was very positive in the supine position ($6.6 \pm 2.2 \text{ cmH}_2\text{O}$) and close to zero in the lateral position ($1.1 \pm 1.9 \text{ cmH}_2\text{O}$)⁴². These results have impaired the validation of the hypothesis that P_{es} is representative of global P_{pl} in the supine position.

As to ideal esophageal balloon size for adults, it is currently known that its perimeter should correspond to that of the esophagus, between 4 and 4.8 cm. In practice, thin latex balloons with 0.1 mm thickness, 5 to 10 cm length and perimeter varying from 3.2 to 4.8 cm are adequate. Conventional catheters are made of polyethylene with internal diameter of 1.4 mm and 100 cm length (Figure 1). Volume of air should follow balloon's compliance and in the vast majority, 0.5 mL is adequate for measurements⁴³. Satisfactory measurements have been obtained in neonates with 30 to 50 mm length, 7.6 mm diameter and 0.045 to 0.075 mm thickness balloons. Air

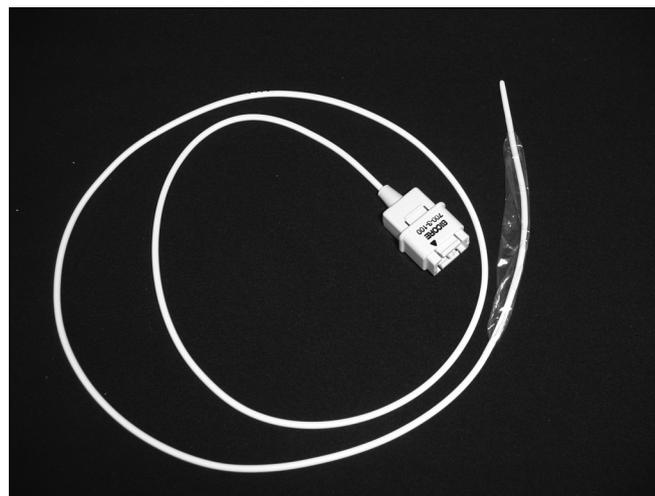


Figure 1 – Esophageal Catheter-Balloon used in Adults

volume should be determined by the pressure-volume curve in vitro, before its introduction in the esophagus ⁴⁴.

ESOPHAGEAL PRESSURE MEASUREMENT AND THE ANESTHETIZED PATIENT

The catheter-balloon system has been used in most different studies on respiratory system and its sub-component mechanics in the anesthetized patient, considering esophageal pressure value as pleural pressure estimate, although some studies question esophageal pressure validation, which would pose problems for ventilatory mechanics calculation. Higgs et al. have studied 10 patients submitted to general anesthesia with oxygen, nitrous oxide and halothane and maintained under spontaneous ventilation. With the balloon conventionally positioned (10 cm above the cardia) they performed the "occlusion test" and showed that the difference between P_{es} and P_{tr} was below 10% in most patients. These authors have evidenced the presence of artifacts caused by heartbeats and posing problems for ventilatory mechanics calculation with the need to reposition the balloon in some cases ⁹.

Some authors have calculated ventilatory mechanics in anesthetized patients through esophageal pressure measurement and reported only that they have fixed the balloon 35 cm apart from the lips of all patients ⁴⁵; or 40 cm above the nose ⁴⁶, regardless of patients' height. No additional test was performed to validate the correct position of the balloon. Others have fixed the balloon at the point where the highest esophageal pressure variation was found, and a constant increase in this pressure was recorded during positive pressure ventilation ^{47,48}.

Other investigators ^{49,50} have performed the "occlusion test" to validate the balloon technique in anesthetized non-paralyzed patients to calculate ventilatory mechanics during sedation or anesthesia. D'Angelo et al. have performed the "occlusion test" in the supine position before anesthetic induction ⁵¹. In some studies on ventilatory mechanics in anesthetized patients, no details were reported on the validation of the esophageal balloon technique before obtaining esophageal pressure ^{33,52}.

Pelosi et al. investigating ventilatory system mechanics in 10 morbidly obese patients have validated the position of the balloon before muscle paralysis through the "occlusion test", when there were still some ventilatory efforts, and have also used chest X-rays to confirm catheter-balloon position in the medium third of the esophagus ⁵³.

Several methods were developed to obtain esophageal pressure variation to calculate pulmonary mechanics in patients under mechanically controlled ventilation. The single breath method described by Zin et al. ⁵⁴ to measure passive ventilatory system properties ^{55,56}, the interruption technique ⁵⁷ and the end inspiratory occlusion method (EIOM) are examples. Among them, EIOM with constant flow has been the most widely used method. EIOM is based on the theoretical development

proposed by Bates et al. ^{58,59}, based on pioneer studies by Don and Robson, Rattenborg and Holaday ^{60,61}. As from those studies, the ventilatory system may be described as being made of multiple compartments connected in parallel, each one with different emptying times defined as time constants.

At a certain zero inspiration moment with flow entry occlusion for a certain period of time (e.g.: 4 seconds), a fast decrease may be observed in the pressure which was previously being generated. This decrease represents the resistive pressure of the system and after this fast decrease there is a gradual pressure curve decrease until a plateau is reached which represents elastic shrinkage pressure. This variation is more evident in the airway trace and less evident in the esophageal pressure curve. Both sub-components represent different physiological processes during gases distribution in lungs. The first is characterized by fast and homogeneous pressure decrease and represents the pressure needed to overcome airway resistance.

The second, slower and not homogeneous ^{58,59}, would involve *pendelluft* and stress relaxation phenomena. *Pendelluft* is the inspired gas redistribution process seen between the units and with unequal time constants during the zero flow phase. It is possible that time constants are unequal due to different lung compartments presenting different fibro-elastic constitutions. The stress relaxation process is the property of the lung of decreasing pressure and distention created with pulmonary inflation when it is inflated and maintained at a constant volume. Pressure decrease would have two reasons. On one hand there would be a realignment of interstitial fibrillar matrix elastic fibers of the pulmonary parenchyma; on the other hand there would be interstitial alveolar film reorganization which would decrease forces generated by superficial stress ⁶². Stress relaxation represents the accommodation of lungs to positive intra-alveolar pressure. Jonson et al. have found that viscoelastic time constant in normal adults is 0.82 ± 0.11 seconds ⁶³. This implies an occlusion time above 2 seconds to obtain the true plateau pressure needed for mechanic calculations.

Auler Jr. et al. have used this method to calculate lung and chest wall elastic and resistive properties of morbidly obese patients and of normal weight patients anesthetized and paralyzed using 5 seconds inspiratory pause ⁶⁴.

DIRECT PLEURAL PRESSURE MEASUREMENT AND COMPARISON WITH ESOPHAGEAL PRESSURE

The access to pleural cavity for pressure measurement has disadvantages because it is invasive and has a high risk of pneumothorax. Ethically, this would be virtually impossible, except when there is already a pleural space drain ⁶⁵. So, esophageal pressure has been used to infer pleural pressure. To evaluate esophageal pressure validity as pleural pressure measurement, Fry et al. have studied the relationship between both pressures in two manners. The first method consisted on the simultaneous measurement of esophageal

and pleural pressure in three individuals under spontaneous ventilation. They concluded that esophageal pressure is an accurate method to obtain pleural pressure variations. The second method consisted on the simultaneous recording of both pressures of a young man with minor pneumothorax and they concluded that relative pleural pressure changes were quantitatively reflected by esophageal pressure. They have also observed that pleural pressure was slightly more negative than the esophageal pressure. Authors have inferred that esophageal pressure safely and accurately reflects static and dynamic pleural pressure variations³.

Cherniack et al. have compared esophageal and pleural pressure of 14 patients, of whom eight were studied under anesthesia and six were conscious during the procedure. They have observed that pleural pressure was consistently more negative during spontaneous ventilation as compared to esophageal pressure. Esophageal pressure variations were not higher than pleural pressure variations under controlled ventilation, both during inspiration and expiration. Since patients were in the supine position, authors have raised the possibility of mediastinal weight influencing the esophagus and resulting in more positive pressure. They concluded that esophageal pressure is not identical to pleural pressure and does not follow a parallel ratio. In addition, they observed extreme individual variations in both pressures ratio, suggesting that pulmonary mechanics results should be carefully interpreted⁶⁶. One year later, Attinger et al. have simultaneously measured esophageal and pleural pressure in four patients (two with spontaneous pneumothorax with 10% pulmonary collapse and two with pleural effusion) in spontaneous ventilation and in different positions. They have observed that pleural pressure variation was usually higher as compared to esophageal pressure.

The difference has varied in a patient-by-patient basis and depended on body position. End expiratory pleural pressure was in general more negative as compared to end expiratory esophageal pressure. Both end expiratory pressures were consistently more negative in the sitting position as compared to the supine position, and in most patients it was more negative in the prone position as compared to the sitting position⁶⁷.

Mead and Gaensler, in 1959, have simultaneously recorded pleural and esophageal pressures in seven patients in the upright position and in five patients in the supine position. They have observed that cardiac oscillations were three times higher in the supine position as compared to the upright position and that this could partially contribute for the higher difference found in this position. They have also observed that the best correspondence between esophageal and pleural pressure was obtained in the upright position⁶⁸. Absolute pressure values in the supine position have shown consistently more positive esophageal pressure, which may be explained by esophageal compression by mediastinal structures interfering with pulmonary compliance and resistance calculations.

Daly and Bondurant, in 1963, have simultaneously studied pleural pressure in different intercostal spaces (3rd, 5th and 8th) and esophageal pressure in human volunteers in the sitting position. They observed that pleural pressure has varied according to measurement site, and that such values were higher in the lower thoracic region as compared to upper chest. Even with 200 mL pneumothorax, there were no differences in pleural and esophageal pressures⁶⁹. Most studies have considered absolute pressure values to compare pleural and esophageal pressures. It is currently known that this comparison should be performed by relating pressure variations.

EFFECT OF PEEP ON PLEURAL AND ESOPHAGEAL PRESSURES

PEEP in mechanically controlled ventilation, both during anesthesia or Intensive Care is unquestionable. Respiratory mechanics understanding in any clinical condition is critical for the adequate treatment. Esophageal pressure as indirect pleural pressure measurement is a less invasive alternative to calculate respiratory system elastic and resistive properties. So, it is important to understand whether PEEP interferes with the correspondence of esophageal and pleural pressures. Chapin et al. have investigated changes in chest (C_c) and pulmonary (C_p) compliance and the required PEEP level to establish adequate pulmonary expansion in 10 anesthetized pigs ventilated with 10 cmH₂O PEEP and Ppl monitoring. They have observed that in normal chest and pulmonary compliance conditions, approximately half (52% ± 9%) of applied airway pressure (Paw) was transmitted to the pleural space, but has increased to 65% ± 9% when C_c was normal and C_p was decreased by pneumatic tourniquet applied to abdomen and chest. Pulmonary hydrochloric acid instillation decreased C_p, median sternotomy increased C_c and in this situation, Paw transmission to pleural space was decreased to 11% ± 6%. Results indicated that both C_c and C_p are significantly important to determine the level of pulmonary expansion and pressure transmission to intrathoracic structures during PEEP²². This study, however, has not monitored esophageal pressure.

Craven and Wood have studied six anesthetized dogs comparing esophageal and pleural pressure close to the heart in the right lateral position. They have observed that esophageal pressure is very similar to the pressure between the lung and the left pericardium with PEEP levels of 0, 10 and 20 cmH₂O. Although right extra-pericardial pressure is 4.5 to 5 times more positive, authors have related this fact to direct heart weight on pericardial space⁷⁰. Marini et al. have examined the effect of PEEP on juxtacardiac and esophageal pressures of eight dogs in the prone and supine positions. Juxtacardiac pressure was significantly higher than esophageal pressure in the supine position, while there has been no statistically significant difference between pressures in the prone position. In this same study, authors have recor-

ded esophageal pressure of three humans in the supine, prone and lateral positions, with 0, 10 and 20 cmH₂O PEEP. They have observed heart elevation and significant esophageal pressure increase during PEEP increase. This increase was higher in the prone and lateral positions as compared to the supine position ⁷¹.

O'Quin et al. have studied in dogs the ratio between Pes and Ppl measured in the juxtacardiac space during different pulmonary and chest compliance conditions in different PEEP levels (5, 10, 15 and 20 cmH₂O), all in the supine position. Comparisons were made at the end of expiration. In all compliance conditions, Ppl variation was significantly higher as compared to Pes. This difference depended on Cp and Cc, however it was independent of PEEP. During normal Cp, 61% of applied PEEP was reflected in the pleural space at the end of expiration, while 52% was reflected by esophageal pressure. After Cp decrease, 55% and 46% PEEP were transmitted to pleural and esophageal spaces, respectively ⁷². Smiseth et al. have studied the ratio between juxtacardiac esophageal and pleural pressures during 10, 20 and 30 cmH₂O PEEP ventilation applied to both lungs, and selectively in a single lung, in eight dogs in the supine position. They have observed that bilateral 10, 20 and 30 cmH₂O PEEP has promoted progressive and similar right and left pleural pressures increase. They concluded that the esophageal balloon does not reflect sharp regional pleural pressure increase when selective PEEP is applied to one lung, and that it consistently underestimates pleural pressures when PEEP is applied to both lungs ⁷³. It is important to stress that these authors considered absolute pressure values rather than pressure variation.

Klingstedt et al. have evaluated in eight humans in the lateral position the effect of PEEP (8 and 16 cmH₂O) solely in the dependent lung, on the compliance and resistance of the same hemithorax. They have observed that selective 8 cmH₂O PEEP increased dependent hemithorax compliance while the non dependent remained unchanged. With 16 cmH₂O PEEP, both hemithoraces compliance were virtually the same. Inspiratory resistance has also progressively decreased with selective PEEP increase, being significant with 16 cmH₂O PEEP. Esophageal pressure was measured with the balloon and authors concluded that esophageal pressure variation does not truly reflect pleural pressure variation when selective PEEP is applied in the lateral position ⁴⁵.

Jardin et al. have observed the effect of airway pressure transmission to the esophagus in 19 acute respiratory failure patients divided in three groups, with mild, moderate and severe total respiratory system compliance decrease. Observations were made at three PEEP levels: ZEEP, 10 and 20 cmH₂O. Measurement variations were checked at the end of expiration and at the end of inspiration. Pes was linearly correlated to tracheal pressure in all patients. In the group with mild Crs decrease, Pes variation was $2.73 \pm 0.45\%$, related to Pt transmission in approximately 37%. In the group with moderate Crs decrease, Pes variation was 3.14 ± 1.04 and transmitted Pt was 32%. In

the group with important Crs decrease, variation was 4.13 ± 1.55 and transmitted Pt was just 24%. Airway pressure transmission for the esophagus was decreased in the presence of severe respiratory system compliance deterioration ⁴⁶.

Bonnet et al. have determined the magnitude of juxtacardiac pressure changes through esophageal, pericardial and mediastinal pleural pressures, related to 0 to 20 cmH₂O PEEP, increased in 11 patients submitted to cardiac procedures. There has been intra-thoracic pressure increase with increased PEEP levels in all patients. Changes in esophageal pressure were less important, however they presented linear correlation with pleural pressure changes ¹¹.

Rajacich et al. have studied the variation of esophageal pressure per applied PEEP (0, 5, 10, 15 and 20 cmH₂O) of patients in the postoperative period of myocardial revascularization procedures. They have observed that Pes was significantly increased at 10, 15 and 20 cmH₂O PEEP with patients in the supine position ¹⁸.

Smiseth et al. have directly measured extracardiac pleural pressure in eight patients submitted to cardiac procedures. Measurements were obtained in the expiratory period with 5, 10 and 15 cmH₂O PEEP. They have observed that PEEP has progressively increased extracardiac pleural pressure ⁷⁴.

Pelosi et al. have studied six dogs with respiratory failure caused by oleic acid under anesthesia and muscle paralysis in the supine position. They have simultaneously measured esophageal and pleural pressures in the apical and median region and in the more dependent region of the chest, after 5 and 15 cmH₂O PEEP associated to different tidal volumes (low, medium and high). They have observed that pleural surface pressure is underestimated by esophageal pressure when airway pressure is increased. They have shown that absolute Pes value is only useful as a good Ppl estimate for the medium pulmonary region, being consistently different from pulmonary dependent and non dependent region values. However there is satisfactory statistical correlation between Pes and Ppl variation in all pulmonary regions ²³. Auler Jr and Fernandes have observed that in anesthetized paralyzed patients in the postoperative period of cardiac surgeries, there was excellent correlation between esophageal and pleural pressures with intermediate PEEP levels (5 and 10 cmH₂O); however, with zero PEEP these pressures were not correspondent ⁶⁵.

Further studies are needed in humans to validate the esophageal balloon in patients with pulmonary compliance changes under PEEP. Some recommendations for the use of esophageal balloon in sedated patients under mechanically controlled ventilation or under anesthesia should be followed ⁷⁵:

- Adequate balloon positioning in the medium third of the esophagus, confirmed by the "occlusion test";
- Catheter-balloon system position should be confirmed by chest X-rays, since most catheters are radiopaque;
- Balloon filling with adequate volume, obtained by balloon compliance test, aiming at recording actual pressure values obtained in the intra-esophageal space;

- It is recommended that esophageal pressure measurements in anesthetized paralyzed patients should be obtained in the supine position with PEEP above 5 cmH₂O, since in this situation, in ZEEP, esophageal and pleural pressures do not correspond. The best correspondence between both pressures is achieved with 10 cmH₂O PEEP.
- Adequate choice of signals monitoring equipment and high sensitivity of transducers are fundamental, in addition to gauging the equipment before each use.

Accurate lung and chest wall elastic and resistive properties calculation is only possible with accurate pleural pressure. The esophageal balloon is the most popular method to obtain indirect pleural pressure values. The "occlusion test" is critical for adequate balloon positioning. With intermediate 5 to 10 cmH₂O PEEP levels, there is adequate correlation between Pes and Ppl variation in sedated or anesthetized patients without major pulmonary compliance impairment.

REFERÊNCIAS - REFERENCES

- Luciani L – Delle oscillazioni della pressione intratoracica intrabdominale. *Studio sperimentale*. Arch Sci Med, 1878;2:177-224.
- Buytendijk HJ – Oesophagusdruck em Longelastiteit. Groningen (Dissertation) – University Groningen, 1949.
- Fry DL, Stead WW, Ebert RV et al – The measurement of intraesophageal pressure and its relationship to intrathoracic pressure. *J Lab Clin Med*, 1952;40:664-673.
- Gillespie DJ, Lai Y, Hyatt RE – Comparison of esophageal and pleural pressures in the anesthetized dog. *J Appl Physiol*, 1973;35:709-713.
- Baydur A, Behrakis PK, Zin WA et al – A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. *Am Rev Respir Dis*, 1982;126:788-791.
- Lanteri CJ, Kano S, Sly PD – Validation of esophageal pressure occlusion test after paralysis. *Pediatric Pulmonol*, 1994; 17:56-62.
- Amato MB, Barbas CS, Medeiros DM et al – Beneficial effects of the "open lung approach" with low distending pressures in acute respiratory distress syndrome. A prospective randomized study on mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*, 1995; 152:1835-1846.
- Auler Jr JOC, Bliacheriene F, Miyoshi E et al – Propostas em ventilação mecânica na síndrome da angústia respiratória. *Rev Bras Anesthesiol*, 2001;51:558-564.
- Higgs BD, Behrakis PK, Bevan DR et al – Measurement of pleural pressure with esophageal balloon in anesthetized humans. *Anesthesiology*, 1983;59:340-343.
- D'Angelo E, Robatto FM, Calderini E et al – Pulmonary and chest wall mechanics in anesthetized paralyzed humans. *J Appl Physiol*, 1991;70:2602-2610.
- Bonnet F, Fischler M, Dubois CL et al – Changes in intrathoracic pressures induced by positive end-expiratory pressure ventilation after cardiac surgical procedures. *Ann Thorac Surg*, 1986;42:406-411.
- Otis AB, Rahn H, Fenn WO – Venous pressure changes associated with positive intra-pulmonary pressures; their relationship to the distensibility of the lung. *Am J Physiol*, 1946; 146:307-317.
- Dornhorst AC, Leathart GL – A method of assessing the mechanical properties of lungs and air-passages. *Lancet*, 1952; 19:109-111.
- Mead J, McIlroy MB, Selverstone NJ et al – Measurement of intraesophageal pressure. *J Appl Physiol*, 1955;7:491-495.
- Coates AL, Davis GM, Vallinis P et al – Liquid-filled esophageal catheter for measuring pleural pressure in preterm neonates. *J Appl Physiol*, 1989;67:889-893.
- Papastamelos C, Panitch HB, Allen JL – Chest wall compliance in infants and children with neuromuscular disease. *Am J Respir Crit Care Med*, 1996;154:1045-1048.
- Clarysse I, Demedts M – Human esophageal pressures and chest wall configuration in upright and head-down posture. *J Appl Physiol*, 1985;59:401-407.
- Rajacich N, Burchard KW, Hasan F et al – Esophageal pressure monitoring: a practical adjuvant to hemodynamic monitoring with positive end-expiratory pressure. *Heart Lung*, 1988;17:483-488.
- Karason S, Karlsen KL, Lundin S et al – A simplified method for separate measurements of lung and chest wall mechanics in ventilator-treated patients. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1999; 43:308-315.
- Gappa M, Jackson E, Pilgrim L et al – A new microtransducer catheter for measuring esophageal pressure in infants. *Pediatr Pulmonol*, 1996;22:117-124.
- Downs JB – A technique for direct measurement of intrapleural pressure. *Crit Care Med*, 1976;4:207-210.
- Chapin JC, Downs JB, Douglas ME et al – Lung expansion, airway pressure transmission, and positive end-expiratory pressure. *Arch Surg*, 1979;114:1193-1197.
- Pelosi P, Goldner M, Mckibben A et al – Recruitment and derecruitment during acute respiratory failure: an experimental study. *Am J Respir Crit Care Med*, 2001;164:122-130.
- Tobin MJ, Jenouri A, Watson H et al – Noninvasive measurement of pleural pressure by surface inductive plethysmography. *J Appl Physiol*, 1983;55:267-275.
- Wiener-Kronish JP, Gropper MA, Lai-Fook SJ – Pleural liquid pressure in dogs measured using a rib capsule. *J Appl Physiol*, 1985;59:597-602.
- Olson LE, Lai-Fook SJ – Pleural liquid pressure measured with rib capsules in anesthetized ponies. *J Appl Physiol*, 1988; 64:102-107.
- Milic-Emili J, Mead J, Turner JM – Topography of esophageal pressure as a function of posture in man. *J Appl Physiol*, 1964;19:212-216.
- Petit JM, Milic-Emili G – Measurement of endoesophageal pressure. *J Appl Physiol*, 1958;13:481-485.
- Ferris BG, Mead J, Frank RN – Effect of body position on esophageal pressure and measurement of pulmonary compliance. *J Appl Physiol*, 1959;14:521-524.
- Knowles JH, Hong SK, Rahn H – Possible errors using esophageal balloon in determination of pressure-volume characteristics of the lung and thoracic cage. *J Appl Physiol*, 1959; 14:525-530.
- Milic-Emili J, Mead J, Turner JM et al – Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons. *J Appl Physiol*, 1964;19:207-211.
- Brown IG, Clean PA, Webster PM et al – Lung volume dependence of esophageal pressure in the neck. *J Appl Physiol*, 1985; 59:1849-1854.
- Zin WA, Caldeira MPR, Cardoso WV et al – Expiratory mechanics before and after uncomplicated heart surgery. *Chest*, 1989; 95:21-28.
- Gerhardt T, Bancalari E – Chestwall compliance in full-term and premature infants. *Acta Paediatr Scand*, 1980;69:359-364.
- Fonseca-Costa A, Nardi AE – Relationship between mouth and esophageal pressures in different body postures. *Braz J Med Biol Res*, 1983;16:119-125.
- Asher MI, Coates AL, Collinge JM et al – Measurement of pleural pressure in neonates. *J Appl Physiol*, 1982;52:491-494.

37. Correa FC, Ciminelli PB, Falcão H et al – Respiratory mechanics and lung histology in normal rats anesthetized with sevoflurane. *J Appl Physiol*, 2001;91:803-810.
38. Lanteri CJ, Kano S, Sly PD – Validation of esophageal pressure occlusion test after paralysis. *Pediatr Pulmonol*, 1994;17:56-62.
39. Barnas GM, Gilbert TB, Watson RJ et al – Respiratory mechanics in the open chest: effects of parietal pleurae. *Respir Physiol*, 1996;104:63-70.
40. Dechman G, Sato J, Bates JH – Factors affecting the accuracy of esophageal balloon measurement of pleural pressure in dogs. *J Appl Physiol*, 1992;72:383-388.
41. Baydur A, Sassoon C, Carlson M – Measurement of lung mechanics at different lung volumes and esophageal levels in normal subjects: effect of posture change. *Lung*, 1996;174:139-151.
42. Ingimarsson J, Thorsteinsson A, Larsson A et al – Lung and chest wall mechanics in anesthetized children. Influence of body position. *Am J Respir Crit Care Med*, 2000;162:412-417.
43. Zin WA, Milic-Emili J – Esophageal Pressure Measurement, em: Tobin MJ – Principles and Practice of Intensive Care Monitoring. USA: McGraw-Hill, 1998;545-552.
44. Beardsmore CS, Helms P, Stocks J et al – Improved esophageal balloon technique for use in infants. *J Appl Physiol*, 1980;49:735-742.
45. Klingstedt C, Baehrendtz S, Bindslev L et al – Lung and chest wall mechanics during differential ventilation with selective PEEP. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1985;29:716-721.
46. Jardin F, Genevray B, Brun-Ney D et al – Influence of lung and chest wall compliances on transmission of airway pressure to the pleural space in critically ill patients. *Chest*, 1985;88:653-658.
47. Auler JO Jr, Zin WA, Caldeira MP et al – Pre- and postoperative inspiratory mechanics in ischemic and valvular heart disease. *Chest*, 1987; 92:984-990.
48. Ruiz Neto PP, Auler Júnior JO – Respiratory mechanical properties during fentanyl and alfentanil anaesthesia. *Can J Anaesth*, 1992;39:458-465.
49. Baydur A, Sassoon CS, Stiles CM – Partitioning of respiratory mechanics in young adults – Effects of duration of anesthesia. *Am Rev Respir Dis*, 1987;135:165-172.
50. Nava S, Rubini F – Lung and chest wall mechanics in ventilated patients with end stage idiopathic pulmonary fibrosis. *Thorax*, 2000;54:390-395.
51. D'Angelo E, Calderini E, Torri G et al – Respiratory mechanics in anesthetized paralyzed humans: effects of flow, volume, and time. *J Appl Physiol*, 1989;67:2556-2564.
52. Putensen C, Leon MA, Putensen-Himmer G – Effect of neuromuscular blockade on the elastic properties of the lungs, thorax, and total respiratory system in anesthetized pigs. *Crit Care Med*, 1994;22:1976-1980.
53. Pelosi P, Croci M, Ravagnan I et al – Total respiratory system, lung, and chest wall mechanics in sedated-paralyzed postoperative morbidly obese patients. *Chest*, 1996;109:144-151.
54. Zin WA, Pengelly LD, Milic-Emili J – Single-breath method for measurement of respiratory mechanics in anesthetized animals. *J Appl Physiol*, 1982;52:1266-1271.
55. Behrakis PK, Higgs BD, Baydur A et al – Respiratory mechanics during halothane anesthesia and anesthesia-paralysis in humans. *J Appl Physiol*, 1983;55:1085-1092.
56. Zin WA, Boddener A, Silva PR et al – Active and passive respiratory mechanics in anesthetized dogs. *J Appl Physiol*, 1986; 61:1647-1655.
57. Gottfried SB, Higgs BD, Rossi A et al – Interrupter technique for measurement of respiratory mechanics in anesthetized humans. *J Appl Physiol*, 1985;59:647-652.
58. Bates JH, Rossi A, Milic-Emili J – Analysis of the behavior of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol*, 1985;58:1840-1848.
59. Bates JH, Baconnier P, Milic-Emili J – A theoretical analysis of interrupter technique for measuring respiratory mechanics. *J Appl Physiol*, 1988;64:2204-2214.
60. Don HF, Robson JG – The mechanics of the respiratory system during anesthesia. The effects of atropine and carbon dioxide. *Anesthesiology*, 1965;26:168-178.
61. Rattenborg CC, Holaday D – Constant flow inflation of the lungs. Theoretical analysis. *Acta Anaesth Scand*, 1966;23:211-223.
62. Fukaya H, Martin CJ, Young AC et al – Mechanical properties of alveolar walls. *J Appl Physiol*, 1968;25:689-695.
63. Jonson B, Beydon L, Brauer K et al – Mechanics of respiratory system in healthy anesthetized humans with emphasis on viscoelastic properties. *J Appl Physiol*, 1993;75:132-140.
64. Auler Jr JO, Miyoshi E, Fernandes CR et al – The effects of abdominal opening on respiratory mechanics during general anesthesia in normal and morbidly obese patients: a comparative study. *Anesth Analg*, 2002;94:741-748.
65. Fernandes CR, Auler Jr JO – Study between esophageal and pleural pressure in anesthetized humans at different levels of PEEP – ASA Annual Meeting. *Respiration*, 2001;95:(Suppl):A1345.
66. Cherniack RM, Farhi LE, Armstrong BW et al – A comparison of esophageal and intrapleural pressure in man. *J Appl Physiol*, 1955;8:203-211.
67. Attinger EO, Monroe RG, Segal MS – The mechanics of breathing in different body positions. I. In normal Subjects. *J Clin Invest*, 1956;35:904-911.
68. Mead J, Gaensler EA – Esophageal and pleural pressures in man, upright and supine. *J Appl Physiol*, 1959;14:81-83.
69. Daly WJ, Bondurant S – Direct measurement of respiratory pleural pressure changes in normal man. *J Appl Physiol*, 1963;18:513-518.
70. Craven KD, Wood LD – Extrapericardial and esophageal pressures with positive end-expiratory pressure in dogs. *J Appl Physiol*, 1981;51:798-805.
71. Marini JJ, O'Quin R, Culver BH et al – Estimation of transmural cardiac pressures during ventilation with PEEP. *J Appl Physiol*, 1982;53:384-391.
72. O'Quin RJ, Marini JJ, Culver BH et al – Transmission of airway pressure to pleural space during lung edema and chest wall restriction. *J Appl Physiol*, 1985;59:1171-1177.
73. Smiseth OA, Veddeeng O – A comparison of changes in esophageal pressure and regional juxtacardiac pressures. *J Appl Physiol*, 1990;69:1053-1057.
74. Smiseth AO, Thompson CR, Ling H et al – Juxtacardiac pleural pressure during positive end-expiratory pressure ventilation: an intraoperative study in patients with open pericardium. *J Am Coll Cardiol*, 1994;23:753-758.
75. Auler Jr JO, Fernandes CR – Acquisition of esophageal pressure in anaesthetized patients. *Nederlandse Vereniging voor Intensive Care*, 2003;7:213-216.

RESUMEN

Fernandes CR - La Importancia de la Presión Pleural en la Evaluación de la Mecánica Respiratoria

JUSTIFICATIVA Y OBJETIVOS: Para la partición de las medidas de mecánica del sistema respiratorio en sus componentes pulmón y pared torácica, se hace necesario el conocimiento de la presión pleural. La finalidad de esta revisión fue la de discutir sobre las medidas alternativas para la obtención de la presión pleural para el cálculo de la mecánica pulmonar, relatar las peculiaridades del método del globo esofágico para la obtención indirecta de la presión pleural, las particularidades de la obtención de la medida de la presión esofágica en pacientes sedados o anestesiados, discurrir

sobre la medida directa de la presión pleural y su correlación con la presión esofágica, como también relatar sobre el reflejo de la PEEP en las presiones pleural y esofágica.

CONTENIDO: La variación de la presión intra esofágica refleja la variación de la presión intrapleural, pudiendo ser usada como medida alternativa a la presión pleural directa, en el estudio de la mecánica de los componentes pulmón y pared del sistema respiratorio. La medida de la presión esofágica puede ser realizada a través de un delicado globo posicionado en el interior del esófago. El método y la técnica fueron observados y validados en seres humanos y animales en diferentes condiciones y posturas corporales. El empleo de la PEEP en pacientes bajo ventilación

controlada mecánica está consolidado, sin embargo existen controversias de la correlación próxima entre la presión esofágica y la presión pleural en pacientes ventilados con PEEP, lo que puede resultar en errores de cálculo de mecánica respiratoria considerando la presión esofágica.

CONCLUSIONES: El método del globo esofágico es el más utilizado para la obtención de la medida indirecta de la presión pleural. En pacientes sedados o anestesiados sin importantes alteraciones de la complacencia respiratoria, la variación de la presión esofágica corresponde a la variación de la presión pleural cuando se aplica a PEEP.