

Propriedades e Diferenças entre: Transdutores de Pressão

Antonio Roberto Carraretto, TSA-SBA-ES*

O transdutor de pressão é o componente básico para a medida da pressão invasiva. O transdutor tem a função de receber uma pressão mecânica sobre a sua superfície e transformar em um sinal elétrico, que será tratado e utilizado pelo equipamento de monitoração, para a interpretação clínica.

Neste artigo levaremos em consideração, como tema básico, os transdutores para a medida da pressão arterial ou venosa, conectados a vasos periféricos ou profundos.

Um sistema para a medida contínua da pressão é formado de diversos elementos descritos a seguir:

1. Cateter para a punção de um vaso (artéria ou veia) periférico ou profundo.
2. Tubo extensor (distal) a ser ligado a este cateter.
3. Sistema de torneira de 3 vias (three-way) que é utilizado para a coleta de amostras de sangue.
4. Tubo extensor (proximal), que liga uma das extremidades da torneira ao transdutor.
5. Sistema de torneira de 3 vias (three-way), ligado junto ao transdutor, utilizado para a drenagem de ar, lavagem ou para a calibração do sistema (acerto do zero).
6. Equipo para soro, ligado a um frasco de soro pressurizado, para lavagem contínua ou intermitente do sistema.
7. Bolsa para a compressão do sistema de lavagem com bomba manual do tipo pêra. Quando insuflado este sistema de lavagem mantém uma pressão constante de 300 mmHg, permitindo um fluxo de solução de lavagem de 3 mL/h.

Todo este sistema deve apresentar conexões do tipo Luer-Lock devidamente travadas. A desconexão em um dos seus pontos de conexão (geralmente de 5 a 7) pode levar a acidentes graves, principalmente quando na medida da pressão arterial.

* Professor de Anestesiologia da UFES
Membro Comissão de Educação Continuada SBA
Responsável CET Integrado UFES

O entendimento da montagem e da calibração do sistema é de grande importância para o correto funcionamento e a precisão das medidas.

As atitudes terapêuticas a serem tomadas serão baseadas na clínica e na visualização das curvas de pressão e seus valores. Erros no funcionamento do sistema de medição podem levar a condutas terapêuticas incorretas com conseqüências desastrosas para o paciente.

Podemos citar, por exemplo, um cenário em que o monitor mostrava uma “hipertensão arterial” e o paciente foi tratado com nitroprussiato de sódio, com conseqüente queda da pressão “observada”. Na palpação, não foi encontrado pulso radial. Após minuciosa verificação, notou-se que o transdutor de pressão havia se deslocado do seu suporte, ao nível do coração, e estava no chão, gerando uma falsa hipertensão arterial.

O conhecimento da curva de pressão e a sua interpretação, adequando ao quadro clínico do paciente, são de fundamental importância para a tomada de decisão. O anestesiológico deve conhecer o funcionamento do sistema de medição e interpretar as ondas e os valores gerados, para tomar a decisão clínica correta.

Um elemento comum nos transdutores de pressão é um diafragma rígido, de baixa complacência, sensível a pressão e capaz de sofrer deformação com uma pequena alteração de volume. Os transdutores arteriais apresentam complacência de $0,01 \text{ mm}^3/100 \text{ mmHg}$ e os venosos de $0,1 \text{ mm}^3/100 \text{ mmHg}$.

Ao escolhermos um transdutor devemos saber as características técnicas, principalmente qual faixa de pressão que vamos medir e para qual faixa o transdutor foi construído. A maioria dos transdutores modernos apresenta especificações técnicas semelhantes, que possibilitam o uso de um mesmo transdutor para a medida de das diferentes pressões (arterial e venosa), em diferentes monitores. As pressões de funcionamento ficam entre -50 a $+300 \text{ mmHg}$ e a sensibilidade de $5 \text{ microvolt/Volt/mmHg}$.

A pressão arterial ou venosa é transmitida até a membrana do transdutor por um sistema comunicante preenchido com líquido, que deforma a superfície do transdutor (diafragma). Um circuito energizado converte esta deformação em um sinal elétrico a ser processado pelo monitor, gerando a curva de pressão e os valores (pressão sistólica, diastólica e média). A pressão sistólica será a maior pressão do ciclo, a diastólica a menor e a média será resultante da integração da área sobre esta curva de pressão.

Existem basicamente dois tipos de transdutores: 1) baseado em um circuito elétrico conhecido com o nome de Ponte de Wheatstone e 2) baseado em tecnologia de semicondutores com cristais de silício.

Os primeiros transdutores, de uso múltiplo, apresentam a possibilidade de contato entre as partes do transdutor e a interface líquida ou o sangue do paciente. O risco de contaminação é elevado devido à dificuldade de esterilizar o sistema.

Em uma segunda fase foi inventado um “domo” que possui uma membrana isolante, que separa o sistema líquido – que entra em contato com o paciente – do diafragma do transdutor. Esta membrana possui características elásticas que permitem a transmissão da variação da pressão para o diafragma do transdutor. Este “domo” de uso único e descartável é utilizado em transdutores permanentes (uso múltiplo). Este dispositivo permitiu um melhor isolamento entre o transdutor e a linha de medição, com diminuição dos riscos de infecção.

Os transdutores mais modernos apresentam-se em um conjunto de sistema de interface líquida e transdutor, de uso único e descartável. Geralmente fazem parte de um kit que contém todo o material necessário para ser ligado ao cateter. A tecnologia de fabricação dos semicondutores permitiu a fabricação deste conjunto por um preço razoável, facilitando o seu descarte.

Um outro tipo de transdutor existente é o intravascular em que o sensor fica direto no cateter, dentro do vaso. São mais dispendiosos e menos utilizados que os tipos descritos anteriormente.

Para as medidas das pressões arteriais e venosas são utilizados circuitos, cheios de líquidos, que transferem a pressão hidrostática do local de medição até ao transdutor. Estes circuitos são construídos

com materiais específicos, com rigidez, calibre e comprimento adequados. A utilização de materiais diferentes dos projetados, a inclusão de outros dispositivos nos circuitos ou a alteração do seu comprimento, podem levar a distorções nos aspectos das ondas e nos valores apresentados.

Após a montagem do sistema, do seu preenchimento com o líquido e drenagem de bolhas de ar, este deve ser conectado ao cateter intravascular (arterial ou venoso). É importante a montagem do transdutor no nível do alvo da pressão a ser medida. Variações no posicionamento da mesa cirúrgica e no paciente podem deixar o transdutor desnivelado do alvo, resultando em medidas erradas. A colocação do transdutor em suportes apropriados e estes ajustados, ao nível do alvo a ser medido, evitam os inconvenientes das mudanças e leituras erradas. As medidas relacionadas ao nível cardíaco podem ser padronizadas num ponto de interseção localizado no quarto espaço intercostal e no meio da linha do diâmetro antero-posterior do tórax. Nas cirurgias em posições especiais, como as cranianas com o paciente sentado – por exemplo, o nível do transdutor deverá ser adequado. A pressão ao nível do coração será diferente da pressão ao nível do cérebro.

A próxima etapa é a calibração do sistema para produzir uma pressão referencial, uma linha de base igual à zero. Neste momento, após um flush (lavagem) do sistema, por meio do three-way conectado ao transdutor, o transdutor é colocado em contato com a pressão atmosférica – three-way aberto para o ambiente e transdutor e fechado para o vaso (que será o referencial zero) - uma tecla própria no monitor (geralmente Auto-ZERO) será pressionada até que o monitor indique Pressão = 0, ajustando então o referencial. Quando o three-way for re-posicionado permitindo o fluxo entre o transdutor e o cateter intravascular a pressão intravascular será medida.

É recomendado que a cada intervalo de 1 a 2 horas o sistema seja lavado com um pequeno flush e o referencial zero ajustado.

Os problemas mais comuns apresentados por um sistema de monitoração de pressão invasiva estão relacionados na Tabela 1.

Tabela 1 - Problemas mais comuns no sistema de monitoração de pressão

Monitor sem onda	Transdutor não aberto para o cateter Coágulo – obstrução Falta ZERAR o sistema
Onda “achatada”	Transdutor com defeito Escolha errada da escala – usar escala automática Ar na tubulação Obstrução parcial – coágulo Posicionamento do catteter Vazamento no sistema
Falsa Medida (Baixa)	Sistema de lavagem sem pressurização (< 300 mmHg) Transdutor acima do nível do alvo
Falsa Medida (Alta)	Zero incorreto Transdutor abaixo do nível Zero incorreto
Ondas disformes	Comprimento da tubulação Movimentação da tubulação Contato elétrico deficiente Interferência elétrica (bisturi elétrico, furadeiras, outros)
Refluxo de sangue	Desconexão / vazamento Sistema de lavagem sem pressurização (<300 mmHg)



A medida correta e detalhada da pressão envolve outras averiguações do sistema tais como: Determinação da resposta dinâmica (teste da onda quadrada, cálculo da resposta natural, determinação da amplitude e determinação do coeficiente de damping), que fogem do foco desta descrição e devem ser estudados em capítulos específicos sobre monitoração invasiva das pressões.

A instalação, medida e interpretação das curvas de pressões requerem conhecimento médico especializado, além do simples olhar para o monitor e acreditar, para que as medidas terapêuticas requeridas sejam apropriadas para o caso. O conhecimento do material a ser utilizado facilita o seu entendimento, indicações e limitações da aplicação.

Referências Bibliográficas

1. Benumof JL. Clinical Procedures in Anesthesia and Intensive Care. J.B.Lippincott Co. Philadelphia, 1992.
2. Blitt CD. Monitoring in Anesthesia and Critical Care Medicine. 2nd Ed. Churchill Livingstone. New York, 1990.
3. Mark JB. Atlas of Cardiovascular Monitoring. Churchill Livingstone, New York, 1998.
4. Quick Guide to Cardiopulmonary Care. Edwards Lifesciences LLC, 2002.
5. Bailey RH, Bauer JH, Yanos J. Accuracy of disposable blood pressure transducers used in the critical care setting. Crit Care Med 1995; 23:187-192.
6. Gardner RM. Accuracy and reliability of disposable pressure transducers coupled with modern pressure monitors. Crit Care Med 1996; 24:879-882.