

Monitorização Hemodinâmica não Invasiva

Francisco Eduardo Sampaio Fagundes, TSA ¹

Fagundes FES - Non Invasive Hemodynamic Monitoring

Monitorização hemodinâmica é parte fundamental na prática da moderna anestesia. Monitores hemodinâmicos não invasivos proporcionam informações essenciais sem penetrar a superfície da pele. Interesse crescente vem sendo dado aos métodos não invasivos face a sua vasta aplicabilidade e menor número de efeitos colaterais ou complicações.

Os objetivos da monitorização são: identificar alterações fisiológicas, permitindo sua correção precoce, evitar eventos indesejáveis, ou seja, preservar a segurança do paciente.

Eletrocardiografia (ECG):

Monitorizar o ECG tem se tornado prática rotineira em todo paciente submetido a anestesia e cirurgia. Uma das primeiras indicações para monitorizar o ECG foi a detecção de arritmias. Outra indicação importante é o diagnóstico de isquemia miocárdica intra-operatória.

Arritmias:

A incidência exata de arritmias intra-operatórias é desconhecida. Há relatos variando de 16 a 84% ^{1,2}. Tal variação depende dos métodos usados para detecção, da técnica anestésica, do tipo de cirurgia, de doenças associadas e outros distúrbios fisiológicos.

O método de monitorização é o fator mais importante para permitir comparações entre os vários relatos. Um "completo" estudo de incidência deve monitorizar e registrar continuamente o ECG.

Em 1967, Kuner ³ estudou 154 pacientes submetidos a anestesia geral e regional e encontrou arritmia

em 62% dos casos. Entretanto não se considerou taquicardia sinusal como arritmia, o que aumentaria ainda mais a incidência. Anestesia geral se associou a maior número de alterações do ritmo que a regional (66% x 52%). Em cirurgia torácica (93%) houve incidência maior que nos procedimentos periféricos (56%). Cardiopatia pré-existente não foi fator significativo. Pacientes intubados tiveram mais arritmia que os não intubados (72% x 44%).

Em 1971, Bertrand ¹ estudou 100 casos encontrando incidência global de 84%. Os períodos de maior incidência foram a intubação e a extubação. Sessenta por cento dos pacientes intubados apresentaram arritmia nestes dois períodos.

EM 793 casos estudados foi encontrado incidência global de 41,9%, sendo significativamente maior durante anestesia geral (52,4%) que em regional (23,7%) ⁴. Além disso, as arritmias durante anestesia geral foram mais sérias, acarretando maior risco para os pacientes. O tipo de cirurgia fez diferença marcante na incidência, sendo máxima durante adenoamigdalectomias (76,4%). Diferença também marcante ocorreu com cirurgias com duração superior a 3 horas (62,7 x 49,5%), bem como em pacientes com mais de 40 anos de idade (57,3 x 48,4%). As arritmias mais frequentes foram: taquicardia sinusal, bradicardia sinusal, extrassístoles ventriculares e ritmos junccionais.

O ECG deve ser dos primeiros monitores a serem instalados quando o paciente chega à sala de cirurgia, e tão logo seja possível, deve ser registrado da forma mais completa possível para posteriores comparações, intra ou pós-operatórias.

Detector de onda "R" audível deve ser ligado e o traçado observado freqüentemente, mesmo quando o ritmo se mantiver regular. Diante de qualquer alteração de ritmo, um registro deve ser feito.

A maioria das arritmias intra-operatórias não é grave nem requer tratamento, devendo-se identificar e remover ou corrigir sua causa. Alterações de ritmo podem ser perigosas porque podem se associar a alterações hemodinâmicas adversas, à isquemia miocárdica ou deteriorar para arritmias ventriculares letais.

Na análise de uma arritmia é fundamental estabelecer a relação entre a onda "P" e o complexo "QRS".

¹ Professor Adjunto da Faculdade de Ciências Médicas - UERJ
Anestesiologista do Hospital de Cardiologia de Laranjeiras

Correspondência para Francisco Eduardo Sampaio Fagundes
R Teodoro da Silva, 751 Bl 2 Ap 204
20560 -Rio de Janeiro RJ

© 1992, Sociedade Brasileira de Anestesiologia

Num ECG convencional de 12 derivações, as melhores para se observar onda "P" são DII, aVF e V1, porque o eixo normal da atividade atrial está paralelo a elas. Para diagnóstico de arritmias, a derivação DII costuma ser a mais prática.

Muitos monitores de ECG dispõem de dois modos: monitorização e diagnóstico. A diferença entre eles é a frequência de atenuação de sinal. No modo "monitor" todos os sinais abaixo de 0,5 Hz são eliminados, resultando num traçado mais limpo. Este modo oferece uma linha de base estável e bons complexos para monitorização de ritmo. O modo "diagnóstico" filtra frequências abaixo de 0,14 Hz e oferece detalhe necessário para interpretação acurada de alterações do segmento "ST" e da onda "T", em episódios de isquemia ou lesão. Este modo apresenta mais artefatos no traçado, com linha de base oscilando com a respiração, sendo menos favorável à monitorização rotineira de arritmias.

Um dos problemas mais sérios na monitorização do ECG durante cirurgia é o aparecimento e correta identificação de artefatos, que podem mimetizar arritmias. Eletrodos com pasta insuficiente, cabos quebrados, uso do eletro-cautério, aterramento inadequado, movimentos do paciente ou dos cirurgiões e contrações musculares são causas frequentes de artefatos ⁵.

Isquemia Miocárdica:

A presença de doença coronariana é importante fator de risco para o desenvolvimento de isquemia intra-operatória ⁶. Anestesia, especialmente durante a indução, períodos de intenso estímulo cirúrgico e procedimentos de emergência podem produzir alterações hemodinâmicas adversas que afetam o equilíbrio oferta/consumo de oxigênio pelo miocárdio. Hipertensão e taquicardia durante a intubação podem produzir isquemia tanto em pacientes coronariopatas quanto em normais ⁷.

Hipotensão intra-operatória em pacientes com doença isquêmica está associada ao aparecimento de alterações eletrocardiográficas e reinfarto em pacientes com infarto prévio. Rao ⁸ encontrou alta incidência de reinfarto em pacientes que desenvolveram hipo ou hipertensão durante a cirurgia. Slogoff e Keats ⁶ mostraram que taquicardia, mas não hipo ou hipertensão se correlaciona mais com isquemia e infarto.

Derivações precordiais são mais sensíveis que as periféricas no diagnóstico de isquemia e também no de hipertrofia ventricular esquerda e bloqueios de ramo. Blackburn ⁹ mostrou que 89% de todas as alterações de "ST" em teste ergométrico eram detectadas na derivação V5. Em monitores de apenas três cabos, derivações bipolares modificadas também permitem boa avaliação de alterações isquêmicas: CS5, CM5, CB5 e CC5 ¹⁰.

As manifestações de isquemia resultam de alterações na repolarização. Isquemia costuma começar no subendocárdio que é a última região a receber fluxo sanguíneo, surgindo ondas "T" altas, apiculadas e simétricas. Quando a isquemia é transmural, a onda "T" se inverte. O segmento "ST" fica infra-desnivelado na isquemia subendocárdica e quando esta se torna transmural, fica supra-desnivelado ¹¹.

Observação rotineira do ECG falha em detectar episódios de isquemia em muitos casos. Dispositivos de análise automática do segmento "ST" aumentam muito a acuidade diagnóstica de isquemia do ECG ¹².

Pressão Arterial

A medida da PA é o método de monitorização mais usado durante anestesia, sendo considerado, isoladamente, o de maior valor. Seu acompanhamento durante cirurgia foi introduzido por Cushing em 1902¹³, mas seu uso só se tornou rotineiro a partir de 1914.

Pressão arterial é a pressão lateral exercida sobre as paredes dos vasos pelo sangue em seu interior. A PA média é o produto do débito cardíaco pela resistência vascular sistêmica. A PA média avalia a perfusão global. A PA sistólica é particularmente útil na estimativa do consumo de oxigênio pelo miocárdio, enquanto a diastólica se relaciona à oferta. A pressão de pulso é a diferença entre a sistólica e a diastólica e diminui em situações de hipovolemia ¹⁴.

Monitorização das PA sistólica, diastólica, média e do pulso é hoje essencial em todos os procedimentos cirúrgicos, quer de forma invasiva, quer não invasiva. Os métodos invasivos são reservados a pacientes críticos, a situações em que se espera comprometimento hemodinâmico pelo procedimento cirúrgico ou quando são necessárias múltiplas colheitas de sangue. Em todos os outros casos os métodos não invasivos devem ser empregados.

Medidas simultâneas de PA por método direto e indireto no mesmo paciente diferem em até 20 a 30 mmHg. Embora as técnicas sejam reproduzíveis, não se pode esperar valores idênticos, já que se baseiam em propriedades diferentes. Enquanto os indiretos se baseiam na oclusão de uma artéria por um manguito e detecção de movimentos da parede arterial abaixo deste ou no aparecimento de fluxo distal à obstrução, os diretos medem a pressão no interior da artéria.

Métodos indiretos de medida da PA incluem: palpação, ausculta, *doppler*, oscilometria e pletismografia.

Método Palpatório:

O método mais simples para determinação da PA é pela palpação de um pulso distal a um manguito que vai sendo insuflado até uma pressão acima da arterial e, então, gradativamente esvaziado até que o primeiro pulso seja observado.

Modificações sofisticadas do método incluem a detecção do retorno do fluxo sanguíneo por Doppler ou oximetria de pulso ¹⁵.

Método Auscultatório:

O método mais conhecido de determinação não invasiva da PA é o auscultatório, usando os sons de Korotkoff. Estes são produzidos pelo retorno do fluxo sanguíneo através de uma artéria previamente colapsada. Permite a identificação tanto da pressão sistólica, quanto da diastólica. O esvaziamento do manguito deve ser gradativo 2 a 4 mmHg por batimento cardíaco. Esvaziamento muito rápido reduz a acuidade, subestimando a PA sistólica e alterando a diastólica de forma imprevisível. Esvaziamento excessivamente lento provoca congestão venosa que abafa os sons, dificultando a identificação da PA diastólica.

O sensor de pressão no esfigmomanômetro pode ser de coluna de mercúrio ou aneróide. O primeiro é mais preciso e o segundo deve ser periodicamente calibrado usando o primeiro como padrão. O detector de sinal normalmente é um estetoscópio colocado sobre a artéria. Outros sensores incluem campânulas modificadas e microfones piezelétricos.

O tamanho apropriado do manguito é essencial para uma medida acurada. Sua largura deve ser 20% maior que o diâmetro do membro ¹⁶.

Se for muito pequeno, tanto a PA sistólica quanto a diastólica vão estar artificialmente aumentadas e vice-versa. O manguito deve ficar justo no membro mas sem apertá-lo. Manguito frouxo eleva falsamente a PA. Manguito apertado causa congestão venosa e desconforto.

Comparadas com as pressões intra-arteriais, as pressões auscultatórias diferem em 1 a 7 mmHg na sistólica e 8 a 18 mmHg na diastólica ¹⁷.

Alterações circulatórias afetam a medida: vasoconstrição periférica ou hipotensão atenuam progressivamente os sons, chegando a abolí-los. A ausculta também é impossível na ausência de fluxo pulsátil, como durante circulação extracorpórea.

Método Doppler:

O efeito *doppler* se baseia na modificação de frequência quando uma onda de energia é refletida por um superfície em movimento. O método também usa manguito ocluser e um sinal é detectado quando o fluxo sanguíneo é restabelecido, causando movimento da parede da artéria - PA sistólica. Embora seja possível medir pressão diastólica com este método, na prática clínica isto é difícil ¹⁸.

A pressão medida é maior que a obtida por método palpatório e menor que a medida diretamente ¹⁹. Coeficiente de correlação (r) de 0,985 tem sido descrito para o *doppler* em relação ao método direto ²⁰. Uma das grandes vantagens do *doppler* é possibilitar

a medida da pressão em estados de baixo fluxo, como durante circulação extracorpórea e reanimação cardíaco-pulmonar.

O Arteriosonde® é um dispositivo semi-automático que usa o princípio *doppler*. Utiliza um manguito de controle manual com válvula de esvaziamento controlado e contínuo, um aneróide como sensor de pressão e um sensor de sinal *doppler*. Susceptibilidade do equipamento a movimentos do membro, uso de eletrocautério, necessidade de posicionamento preciso do sensor e uso de geléia de contato são desvantagens do método.

Método Oscilométrico

O oscilômetro descrito em 1931 consistia de manguito duplo, o proximal servindo para ocluir a artéria e o distal para detectar as oscilações. Oscilometria é o único método não invasivo que mede a PA média. A pressão oclusiva mínima na qual ocorre oscilação máxima é a PAM ²¹.

O desenvolvimento de sistema automático (DINAMAP®) aumentou a fidedignidade do método. Neste aparelho um único manguito oclui a artéria e detecta as oscilações. A insuflação é automática, bem como o esvaziamento. Manguitos de tamanho adequado para a extremidade devem ser usados. A PA sistólica corresponde ao aumento rápido na amplitude das oscilações e a diastólica à redução rápida após a máxima. O método é bastante preciso, tendo coeficiente de correlação (r) de 0,98 com a pressão sistólica intra-arterial ^{22,23}. A PA diastólica costuma ser 8 a 13 mmHg maior que a real. O método oscilométrico também é preciso em recém-nascidos a termo e prematuros ²⁴. Movimentos do paciente dificultam o funcionamento do aparelho.

Método Pletismográfico:

Baseia-se no método de Penaz modificado ²⁵. Existe apenas um equipamento (Finapres®) que utiliza um pequeno manguito digital contendo um sensor foto-pletismográfico infravermelho de volume. O sensor registra o volume do dedo e o manguito exerce pressão objetivando mantê-lo constante. A pressão necessária varia continuamente e se correlaciona intimamente com a PA. Tanto a curva de pulso quanto os valores de PA e frequência cardíaca são mostrados.

A validade deste sistema tem sido demonstrada ²⁶. Dados recentes sugerem que a medida da pressão no polegar tem maior precisão que nos outros dedos ²⁷. Pressão constante na extremidade digital leva a estase venosa e redução da saturação de oxigênio ²⁸. Vasoconstrição acentuada inviabiliza o método.

A grande vantagem deste sistema é permitir monitorização contínua e não invasiva da PA.

Débito Cardíaco

Como a função básica do coração é gerar fluxo sanguíneo para levar oxigênio e nutrientes aos tecidos, a capacidade de medir o débito cardíaco (DC) de forma fácil, rápida, real e não invasiva é extremamente útil em anestesia.

Atualmente, o método clínico padrão para monitorização do DC é a termodiluição, usando cateter de artéria pulmonar. Tem como desvantagens principais ser método altamente invasivo e intermitente²⁹.

Bioimpedância torácica (BIT):

É também conhecida como cardiografia de impedância, sendo método elétrico, não invasivo, que mede a função cardíaca, sístole a sístole³⁰. Baseia-se na passagem de corrente contínua constante, de baixa amplitude e alta frequência através do tórax. A impedância elétrica à passagem da corrente é inversamente proporcional ao conteúdo de água no tórax. Como a maior e mais rápida variação de água torácica é o volume ejetado pelo ventrículo esquerdo a cada sístole, o volume sistólico, este é medido e multiplicado pela frequência cardíaca, obtendo-se o DC. Estão descritos coeficientes de correlação (r) de até 0,97 com medidas obtidas por termodiluição³¹.

Este método permite cálculo de volume diastólico final, intervalos sistólicos, velocidade de ejeção, fração de ejeção e índices de contratilidade e de água extravascular.

A BIT utiliza quatro pares de eletrodos e oferece todos estes dados a cada sístole, de forma totalmente não invasiva.

Desvantagens da BIT são: interferência de excesso de água intratorácica (como no edema agudo de pulmão) aumentando falsamente o DC e a impossibilidade de medir pressões. A principal limitação a seu uso intra-operatório é que o eletrocautério torna o aparelho temporariamente inativo. Afastadores cirúrgicos colocados na parte superior do abdômen também alteram a leitura, por modificar a forma do tórax. Arritmias com variação acentuada de "R-R", insuficiência aórtica, choques hiperdinâmicos e variações rápidas de hematócrito diminuem a acuidade³².

Doppler:

A técnica *doppler* mede a velocidade do fluxo aórtico que associada à área do vaso, permite o cálculo do DC. Os fluxos aórticos ascendente e descendente são medidos por sensores supra-externais (não invasivos) e esofágicos (semi-invasivos). Nos sistemas disponíveis para uso clínico, o sensor eso-

fágico é um estetoscópio 24F com transdutor *doppler* de 2,5 MHz colocado de 25 a 35 cm dos lábios. A posição ótima é obtida por rotação lenta, inserção e retirada até se obter sinal claro e intenso. O DC medido com o sensor supra-esternal é usado para calibrar o esofágico³³.

Dificuldades com o método incluem o posicionamento adequado do sensor e a necessidade de usar tabela de diâmetro aórtico.

O coeficiente de correlação (r) do DC medido por *doppler* esofágico com o obtido por termodiluição é em torno de 0,68³⁴. O método não considera o fluxo coronariano e perde acuidade com fluxo aórtico turbilhonar (estenose aórtica) e nas situações de baixo débito.

Doenças do esôfago e anomalias da aorta torácica são limitações do método. Eletrocautério e movimentos do paciente alteram a leitura.

Sua validade clínica ainda é discutível^{29,34}.

Ecocardiografia Transesofágica (ETE):

Permite visualização direta de estruturas cardíacas, sua função e medidas de fluxo. Ondas sonoras emitidas por transdutor esofágico têm apenas que atravessar a parede do esôfago e o pericárdio para chegar ao coração, reduzindo a distorção da imagem. Vantagens da ETE incluem a estabilidade da posição do transdutor e a possibilidade de fazer registro contínuo da atividade cardíaca por longo tempo³⁵.

Com este método é possível avaliar as dimensões das câmaras cardíacas, função ventricular, espessura do septo, shunts e massas intra-cardíacas, aorta torácica e perfusão miocárdica. É também possível monitorizar a função ventricular global e regional, permitindo diagnóstico precoce de isquemia miocárdica³⁶.

Doenças do esôfago e cirurgias prévias no local são contra-indicações absolutas.

Conclusão

Os métodos não invasivos para monitorização hemodinâmica estão progressivamente substituindo os invasivos, embora ainda não completamente. Alguns sistemas, como os baseados em tecnologia ultrassônica, ainda são de altíssimo custo, restringindo sua aplicação em nosso meio. Entretanto quando se analisa a relação custo/benefício, conclui-se que estes são os métodos de monitorização do futuro e substituirão totalmente os invasivos.

REFERÊNCIAS

01. Atlee III, J L - Cardiac dysrhythmias and anesthesia: perspectives, em Perioperative Cardiac Dysrhythmias Mechanisms, Recognition and Management. Atlee III J L, Chicago, Year Book Medical Publishers, 1985; 1-15.
02. Bertrand C A, Steiner N V, Jameson A G, Lopez M - Disturbances of cardiac rhythm during anesthesia and surgery. *JAMA*, 1971; 216: 1615-1617.
03. Kurer J, Enescu V, Utsu F, et al - Cardiac arrhythmias during anesthesia. *Dis Chest*, 1967; 52: 580-587.
04. Fagundes, F E S - Estudo das alterações do ritmo cardíaco durante anestesia. Tese de Livre Docência apresentada à Faculdade de Ciências Médicas da UERJ, 1988.
05. Rice M J, Atle III J L - Electrocardiography: Monitoring for Arrhythmias, em Clinical Monitoring. Lake C L, Philadelphia, W B Saunders. 1990: 53-84.
06. Slogoff, S, Keats A S - Does perioperative myocardial ischemia lead to postoperative myocardial infarction? *Anesthesiology*, 1985; 62: 107.
07. Roy W L, Edelist G, Gilbert B - Myocardial ischemia during non-cardiac surgical procedures in patients with coronary artery disease. *Anesthesiology*, 1979; 51: 393.
08. Rao T L K, Jacobs K H, El Etr A A - Reinfarction following anesthesia in patients with myocardial infarction. *Anesthesiology*, 1983; 59:499.
09. Blackburn H, Katigbak R - What electrocardiographic leads to take after exercise? *Am Heart J*, 1964; 67: 184-185.
10. Griffin R M, Kaplan J A - Comparison of ECG leads V5, CS5, CB% and II by computerized ST segment analysis. *Anesth Analg*, 1986; 65: S65.
11. Clements F M, De Bruijn N P - Electrocardiography: Monitoring for Ischemia, em Clinical Monitoring. Lake C L, Philadelphia, W B Saunders, 1990; k27-52.
12. Kotter G S, Kotrly K J, Kalbfleisch J H, et al - Myocardial ischemia during cardiovascular surgery as detected by an ST segment trend monitoring system. *J Cardiothorac Anesth*, 1987; 1:190-199.
13. Cushing H - On avoidance of shock in major amputations by cocainization of large nerve trunks preliminary to their division. With observations on blood pressure in surgical cases. *Ann Surg*, 1902; 36: 321-345.
14. Ream A K - Systolic, diastolic, mean or pulse: Which is the best measurement of arterial pressure? em Essential Noninvasive Monitoring in Anesthesia. Gravenstein J S, New York, Grune & Stratton, 1980; 53-74.
15. Wallace C T, Baker J D, Alpert C C, et al - Comparison of blood pressure measurement by Doppler and by pulse oximetry techniques. *Anesth Analg*, 1987; 66: 1018-1019.
16. Manning D M, Kuchirka C, Kamienski J - Miscuffing: Inappropriate blood pressure cuff application. *Circulation*, 1983; 68:763-766.
17. Holland W W, Humerfelt S - Measurement of blood pressure, comparison of intra-arterial and cuff values. *Br Med J*, 1964; 2:1241-1243.
18. Morgan J L, Kemmerer W T, Halber M D - Doppler shifted ultrasound. *Minn Med*, 1969; 52: 503-506.
19. Hernandez A, Goldring D, Hartman A F - Measurement of blood pressure in infants and children by the Doppler ultrasound technique. *Pediatrics*, 1971; 48: 788.
20. Stegall H F, Kardon M B, Kemmerer W T - Indirect measurement of arterial blood pressure by Doppler ultrasonic sphygmomanometry. *J Appl Physiol*, 1968; 25: 793-798.
21. Lake C L - Monitoring of Arterial Pressure, em Clinical Monitoring. Lake C L, Philadelphia, W B Saunders, 1990; 115-146.
22. Yelderman M, Ream A K - Indirect measurement of mean blood pressure in anesthetized patient. *Anesthesiology*, 1979; 50: 253-256.
23. Hutton P, Dye J, Prys-Roberts C - An assessment of the Dinamap 845. *Anaesthesia*, 1984; 39: 261-267.
24. Kimble K J, Darnall R A, Yelderman M, et al - An automated oscillometric technique for estimating mean arterial pressure in critically ill newborns. *Anesthesiology*, 1981; 54: 423-425.
25. Penaz J - Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. *Digest*, 10th International Conference of Medical Biological Engineers, 1973;104.
26. Smith N T, Beneken J E W - An overview of arterial pressure monitoring, em Essential Noninvasive Monitoring in Anesthesia. Gravenstein J S, New York, Grune & Stratton, 1980; 75-88.
27. Kurki T, Smith N T, Head N, et al - Noninvasive continuous blood pressure measurement from the finger: Optimal measurement conditions and factors affecting reliability. *J Clin Monit*, 1987; 3: 6-13.
28. Gravenstein J S, Paulus D A, Feldman J, McLoughlin G - Tissue hypoxia distal to a Penaz finger blood pressure cuff. *J Clin Monit*, 1985; 1: 120-125.
29. Paulus D A - Noninvasive Monitoring, em Advances in Anesthesia. Stelling R K, Chicago, Year Book Medical Publishers, 1987;123-149.
30. Kubicek W G, Karnegis J M, Patterson R P, et al - Development and evaluation of an impedance cardiac output system. *Aerospace Med*, 1966; 37: 1208-1212.
31. Bernstein D P - Continuous noninvasive real time monitoring of cardiac output by thoracic electrical bioimpedance. *Crit Care Med*, 1985; 13: 355.
32. Salandin V, Zussa C, Risica G, et al - Comparison of cardiac output estimation by thoracic electrical bioimpedance, thermodilution, and Fick methods. *Crit Care Med*, 1988; 16: 1157-1158.
33. Lake C L - Monitoring of Ventricular Function, em Clinical Monitoring. Lake C L, Philadelphia, W B Saunders, 1990; 237-279.
34. Siegel L C, Shafer S L, Martinez G M, et al - Simultaneous measurements of cardiac output by thermodilution, esophageal Doppler, and electrical impedance in anesthetized patients. *J Cardiothorac Anesth*, 1988; 2: 590-595.
35. Thys D M, Konstadt S, Hillel Z - Intraoperative Echocardiography, em Clinical Monitoring. Lake C L, Philadelphia, W B Saunders, 1990; 197-232.
36. Smith J, Cahalan M, Benefield D, et al - Intraoperative detection of myocardial ischemia in high-risk patients: Echocardiography versus two-dimensional transesophageal echocardiography. *Circulation*, 1985; 72: 1015-1021.