

ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER COM MAPEAMENTO DE FLUXO A CORES: PRINCÍPIOS BÁSICOS, PADRÕES NORMAIS DE FLUXO E PRINCIPAIS APLICAÇÕES CLÍNICAS

CARLOS OLIVEIRA LIMA, LILIAM VALDES-CRUZ, BENEDITO MACIEL, IAIN B. SIMPSON, DAVID J. SAHN.
Campinas, SP—San Diego, USA

A combinação da EcoDopplercardiografia (EDC) convencional com o mapeamento de fluxo a cores (ECO-MFC) representa o mais recente avanço no campo da Ecocardiografia¹⁻⁶.

A principal vantagem do ECO-MFC é a de permitir melhor avaliação especial do fluxo sanguíneo intracardíaco.

Nomenclatura

Sendo método recente, várias denominações têm sido utilizadas para a mesma modalidade diagnóstica. “Ecocardiografia Doppler Bidimensional”, “Angiografia Doppler”, “Doppler colorido” e “Doppler com mapeamento de fluxo a cores”.

Princípios Básicos⁷ — O efeito Doppler é fenômeno de modificação da frequência do som pela movimentação ou da fonte de origem ou do observador. Na prática clínica, o transdutor de ultra-som no tórax age como captador do movimento de objetos, isto é, dos glóbulos sanguíneos. A mudança de frequência sofrida pela onda de ultra-som é diretamente proporcional à velocidade destes. Esta relação é definida pela

$$\text{equação: } F_d = \frac{2 F_o}{C} V \cos \theta, \text{ onde}$$

F_d = variação na frequência do Doppler em KHz; F_o = frequência transmitida; V = velocidade do sangue; C = velocidade do ultra-som no meio; θ = ângulo entre o feixe de ultra-som transmitido e a direção do fluxo sanguíneo.

Os equipamentos com MFC têm tecnologia igual a do Doppler pulsátil (DP) convencional, com limitações quanto à medida de velocidades elevadas. No DP, devido a baixa frequência de repetição de pulsos (FRP), necessita-se muito tempo para se obter um gráfico bidimensional de velocidade de fluxo sanguíneo. “Aliasing” ocorre quando a velocidade de fluxo excede determinado limite estabelecido pela FRP (limite de Nyquist). Fluxos de baixa velocidade são representados por tons mais escuros de cores sendo, portanto, mais difíceis de serem visualizados. No equi-

pamento que temos utilizado (Toshiba SSH 65-A) existe um dispositivo que aumenta a intensidade das cores para fluxos de baixa velocidade (“power mode”) A intensidade de um sinal é diretamente proporcional ao número de glóbulos que o gerou. Desta maneira sugere-se que o “power mode” é mais indicativo de qualidade de fluxo, isto é, volume, enquanto que o analisador de variância está mais diretamente relacionado à velocidade de fluxo sanguíneo.

Padrões normais de fluxo

O MFC é realizado como parte da avaliação ecocardiográfica. Como na EDC convencional, devemos tentar maximizar a análise de determinado fluxo através de mudanças na posição do transdutor e da amostra de volume, para posicioná-lo mais paralelo possível à direção do fluxo. Na posição paraesternal, eixo longo, o feixe de ultra-som é dirigido perpendicularmente à direção do fluxo, tanto em sístole através da via de saída do ventrículo esquerdo (VE), como em diástole através das valvas atrioventriculares. Conseqüentemente, a análise de fluxo não é ideal. No entanto, modificações de posicionamento do transdutor permitem visibilizar os fluxos mitral e tricúspide em tons de vermelho em diástole, bem como o de via de saída do VE em tons de azul na sístole.

Na posição paraesternal, eixo menor, ao nível dos vasos da base, o fluxo pelo trato de saída do ventrículo direito (VD), afastando-se do transdutor, pode ser visibilizado em tons crescentes de azul. Ele geralmente excede o limite de Nyquist e, conseqüentemente, uma zona de “aliasing” (em vermelho), pode ser observada na artéria pulmonar.

Isto demonstra que, contrariamente aos conceitos básicos, o perfil de fluxos nos grandes vasos não é totalmente laminar (fig. 1-A).

A posição apical proporciona uma orientação quase sempre paralela aos fluxos mitral e tricúspide. Estes são representados em tons de vermelho, em diástole (fig. 1-B). No interior do VE o fluxo contorna o ápice em direção ao trato de saída e aorta.

Imagens congeladas em sístole demonstram este fenômeno (fig. 1-C), embora, mesmo em diástole, podemos observar o fluxo de saída em azul adjacente ao fluxo mitral em vermelho.

Casa de Saúde Campinas e University of California, San Diego, USA.
Correspondência: Carlos Oliveira Lima—Casa de Saúde de Campinas.
Praça Dr. Tofoli, 28—CEP 13100 Campinas, SP.

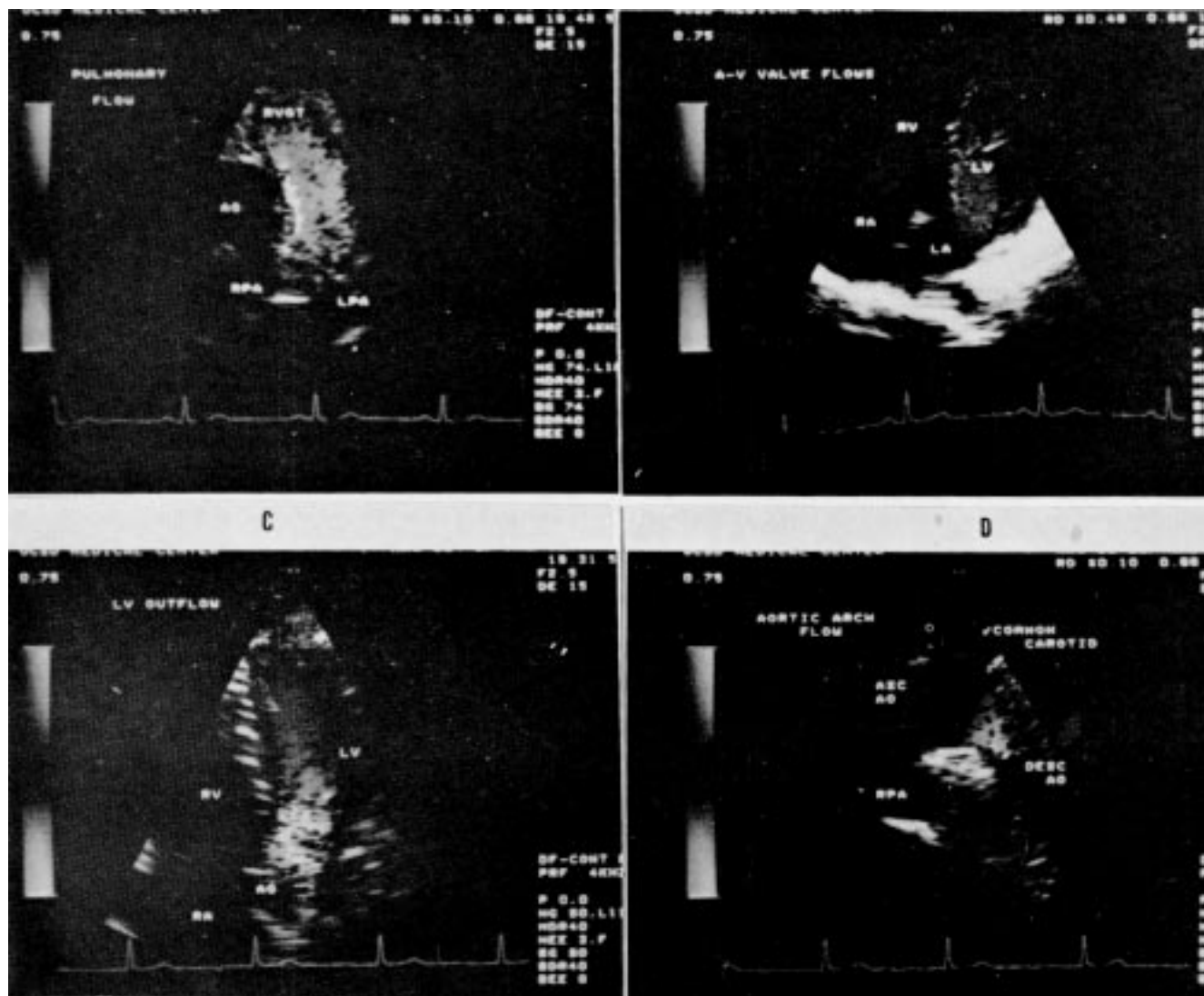


Fig. 1-A) Posição paraesternal eixo menor ao nível dos grandes vasos mostrando o trato de saída do ventrículo direito e artéria pulmonar. O fluxo pulmonar é codificado em azul e apresenta uma zona central de "aliasing" (zona de fluxo em vermelho no interior da artéria pulmonar); B) Posição apical 4 câmaras mostrando o fluxo de via de entrada do ventrículo direito e ventrículo esquerdo ambos codificados em vermelho (em direção ao transdutor); C) Posição apical 4 câmaras com aorta mostrando o fluxo de via de saída do ventrículo esquerdo em azul. Observa-se uma zona de "aliasing" ao nível da valva aórtica; D) Posição supraesternal eixo maior demonstrando o fluxo na aorta ascendente, codificado em vermelho, e o fluxo na aorta descendente em azul. Observa-se o fenômeno de ausência de cores na croça da aorta devido a "dependência de angulação". Ao = aorta; rvot = trato e saída do ventrículo direito; rpa = artéria pulmonar direita; lpa = artéria pulmonar esquerda; ra = átrio direito; la = átrio esquerdo; rv = ventrículo direito; lv = ventrículo esquerdo; av = atrioventricular; asc ao = aorta ascendente; desc ao = aorta descendente. (Reprodução em branco e preto).

Com o transdutor posicionado na região supraesternal, o fluxo na aorta ascendente é codificado em vermelho, pois se dirige em direção ao transdutor enquanto que o fluxo em aorta descendente é codificado em azul. A avaliação de fluxo em vários locais e direções simultaneamente impõe sérias limitações na medida da variação da frequência do Doppler em determinado local.

Recentemente, uma técnica tem sido utilizada para atenuar este problema; é a "auto correlação"⁸. O conceito básico é o de que ecos de diferentes locais, derivados de pulsos de ultra-som sucessivamente transmitidos, são comparados e as diferenças de fase

temporal extraídas e avaliadas. Por esta técnica, ondas de ultra-som transmitidas dos glóbulos podem ser analisadas isoladamente, em termos de velocidade de fluxo, em diferentes locais simultaneamente. A "auto-correlação" é realizada entre o quadrado da frequência de som transmitida e a frequência do som que retorna. Outra função do equipamento para atenuar o problema de "aliasing" é o deslocamento da linha base. Esta técnica já vem sendo utilizada nos equipamentos de EDC convencional e permite medidas de velocidade de até o dobro do limite de Nyquist, que corresponde à metade do FRP; quando este limite é excedido, ocorre ambigüidade de fluxo. Portanto,

para se evitar "aliasing" a FRP deve ser pelo menos o dobro da velocidade máxima de fluxo.

No ECO-MFC as ondas de ultra-som refletidas do coração são separadas em dois componentes. Um deles codifica a "montagem" da imagem anatômica bidimensional do coração em preto e branco e o outro módulo de "auto-correlação" para a codificação em cores. A frequência média com a variância é armazenada no conversor de imagem digital. O conversor de cores então codifica de acordo com três princípios básicos: direção de fluxo, velocidade e variância. Esta última corresponde a um dado estatístico que expressa o grau de variação que as velocidades analisadas por uma dada amostra de volume diferem da média. Por convenção, fluxo que se dirige ao transdutor é codificado em tons crescentes de amarelo até o vermelho, enquanto que o fluxo em direção oposta ao transdutor adquire tons crescentes do azul. Se a velocidade de fluxo exceder uma determinada variável estatística (variância) será codificada em verde. Então, teoricamente, mistura de verde com vermelho ou azul indica fluxo turbulento.

O tempo médio para cálculo da variância é de 2 ms. Quando a velocidade excede o limite de Nyquist ($tFRP/2$) a codificação de cores para a direção oposta será observada na região de mais alta velocidade de fluxo.

Exemplos de aplicações clínicas

1—Estenoses valvares⁹⁻¹³—A EDC convencional tem sido muito utilizada para avaliar de maneira não invasiva, a gravidade das lesões estenóticas. O Doppler contínuo (DC) permite medida de velocidades elevadas. O gradiente de pressão através de estenose valvar pode ser obtido pela equação simplificada de Bernoulli: $G = V^2 \cdot 4$ onde G = gradiente transvalvar; V = velocidade máxima em m/seg. Recentemente, vários trabalhos têm demonstrado a utilidade do uso da equação de continuidade para cálculo de área valvar: $AV = A^*V$ onde, AV = área e velocidade próxima a obstrução; A^*V = área e velocidade na obstrução. Na estenose das valores atrioventriculares a medida da área valvar tem sido estimada através da medida do tempo de meia pressão com razoável acuidade.

O MFC possibilita a avaliação de lesões estenóticas, por tornar mais fácil o alinhamento do DC com o jato produzido pela estenose. Esta opinião é mais relevante quando se trata de jatos excêntricos.

1a.—Estenose Aórtica — O DC acoplado a imagem bidimensional é excelente método para avaliar a gravidade da estenose aórtica.

O MFC pouco contribui neste diagnóstico principalmente, pela dificuldade de individualizar o jato estenótico. Na miocardiopatia hipertrófica, no entanto, a ECO-MFC tem sido útil na demonstração do ponto de maior velocidade ("vena contracta").

A "vena contracta" ocorre no local de contato entre a cúspide anterior mitral e o septo interventricular,

e a aceleração proximal é claramente observada no interior da cavidade do VE.

1b.—Estenose Pulmonar—A estenose valvar pulmonar causa um aumento na velocidade de fluxo, o qual inicia-se com aceleração proximal a valva e continua como fluxo turbulento distal à mesma.

A melhor posição para visualização destes eventos é a paraesternal eixo menor, a nível de vasos da base.

Os jatos decorrentes de estenose pulmonar são mais facilmente detectados dos que os da estenose aórtica, e nesta circunstância o MFC pode ser utilizado para "guiar" o DC na obtenção do gradiente.

1c.—Estenose Mitral — Os jatos decorrentes de estenose mitral são facilmente visualizados através do MFC quando utilizamos a posição apical de 4 câmaras. No início da diástole fluxo de alta velocidade pode ser verificado originando-se da valva mitral estenosada. Ele apresenta parte central de fluxo organizado e é rodeado por jato de fluxo turbulento com um aspecto característico em "chama de vela". Nota-se também, a aceleração proximal ao orifício estenosado (fig. 2-A).

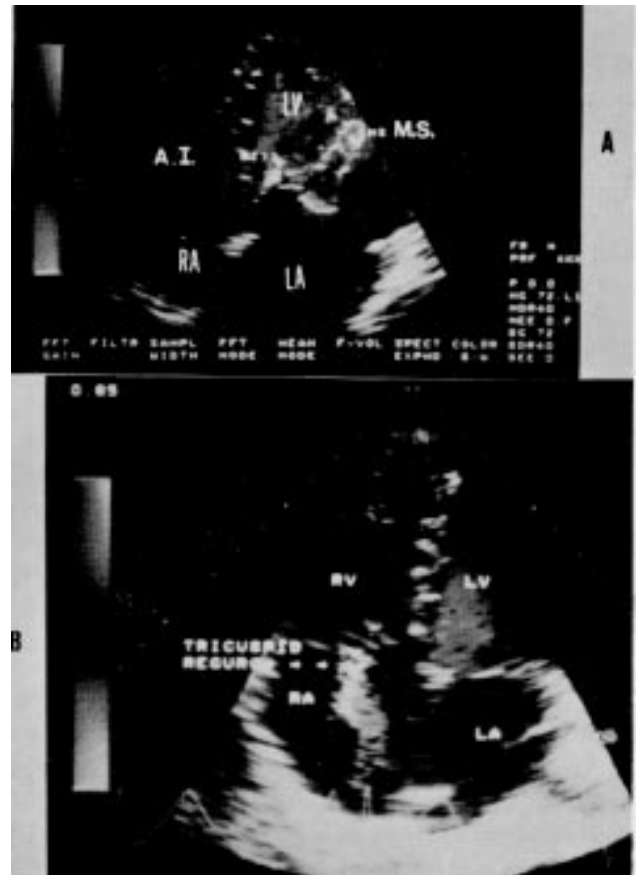


Fig. 2A) Posição apical 4 câmaras mostrando um jato de estenose mitral (MS). Uma zona central de "aliasing" é observada. Um jato devido a refluxo aórtico também é observado no trato de saída do Ve (AI); B) Posição apical 4 câmaras demonstrando um jato secundário a insuficiência tricúspide (Tricuspid Regurg.) dirigindo-se ao septo interatrial. (Reprodução em branco e preto).

Entretanto, a severidade da estenose mitral é melhor avaliada com o DC através da medida dos gradientes de pressão, bem como da medida do tempo de meia pressão e área valvar.

2 — Insuficiências Valvares¹⁴⁻²⁴ — O ECO-MFC é útil para detecção dos refluxos valvares. Entretanto, o método é, atualmente, apenas semi-quantitativo.

2a. — Insuficiência Aórtica — A presença de fluxo turbulento, em diástole, no trato de saída do ventrículo esquerdo (VE) é característica de insuficiência aórtica. Este achado pode ser evidenciado pelo uso de várias incidências, sendo mais utilizadas a posição paraesternal eixo longo, apical longitudinal ou apical 5 câmaras.

O ECO-MFC codifica este fluxo turbulento como mosaico de cores. O Eco modo M com MFC é bastante útil nesta lesão, pois demonstra claramente a relação entre o jato regurgitante e a cúspide anterior mitral. Os jatos decorrentes de insuficiência aórtica podem dirigir-se à cúspide anterior mitral causando vibrações diastólicas ou ao septo interventricular.

A avaliação da insuficiência aórtica pelo MFC é semi-quantitativa. Dois métodos têm sido utilizados com relativo sucesso: 1—Máxima distância de alcance do jato de insuficiência aórtica no interior da cavidade do VE, e 2—medida da proporção entre a largura do jato e a vida de saída do VE, sendo grau I = 25%, grau II = 25-46%: grau III = 47-64%: grau IV = 65-100%.

2b. — Insuficiência Mitral — A detecção de jatos secundários a insuficiência mitral, é relativamente fácil e rápida utilizando-se diferentes posições do transdutor.

Nesta patologia o jato regurgitante pode ser visibilizado no interior do átrio esquerdo (AE) durante a sístole.

A velocidade é geralmente alta, devido ao gradiente pressórico entre o AE e o VE.

A distribuição especial destes jatos regurgitantes é algo variável e as suas dimensões dependentes—entre outros fatores—do gradiente de pressão; portanto os métodos que se baseiam na medida da área dos jatos ou máxima distância de alcance ao AE têm sido falhos na estimativa da gravidade da insuficiência mitral. Entretanto, estes métodos são úteis na avaliação individual seriada com o paciente em condições hemodinâmicas semelhantes e estáveis.

A medida da área do jato em relação à do AE quantifica a insuficiência mitral em: grau I 20%: grau II 20-40%: grau III 40-60%: grau IV maior que 60%.

2c—Insuficiência tricúspide — As posições apical 4 câmaras e a paraesternal eixo menor ao nível dos grandes vasos são as mais comumente utilizadas para visibilizar os jatos da insuficiência tricúspide (IT), que se apresentam com padrão de mosaico de cores no interior do átrio direito (AD).

De maneira análoga à insuficiência mitral, podemos avaliar de maneira semi-quantitativa a gravidade da insuficiência tricúspide através da medida da dis-

tância máxima de intrusão de jato no AD bem como medida da proporção entre a área do jato e a área do AD (fig. 2 B). A IT chamada fisiológica é muito freqüente em indivíduos normais: em algumas séries foi detectada em até 90% dos indivíduos estudados²²⁻²⁴. Estes jatos regurgitantes são de alta velocidade e volume mínimo.

A medida da velocidade máxima do jato regurgitante pode ser utilizada para estimativa da pressão sistólica em artéria pulmonar através da aplicação da equação de Bernoulli usando-se o DC.

3—Lesões com “Shunt” esquerda-direita²⁵⁻³¹. A EDC é de grande utilidade na avaliação da anatomia, pressões intracavitárias e gradientes pressóricos em cardiopatias com “shunt” esquerda-direita, tais como comunicação interatrial (CIA), comunicação interventricular (CIV), e persistência do canal arterial (PCA).

O MFC define a distribuição especial dos fluxos intracardiácos nestas patologias melhorando sensivelmente a acuidade diagnóstica do método neste grupo.

3a—CIA — Geralmente, a EDC convencional pode definir com segurança os diferentes tipos de CIA. No entanto, alguns defeitos altos, tipo selo venoso ou CIAs múltiplas, podem ser mais difíceis de serem diagnosticados. Nestes casos o MFC mostra com clareza a presença e a direção do “shunt”.

O “shunt” através da CIA ocorre em diástole tardia e sístole precoce podendo ser visibilizado com fluxo codificado em vermelho originando-se na CIA ou mesmo no AE estendendo-se ao AD (fig. 3-A).

A magnitude do “shunt” tem sido relacionada com a distribuição especial do fluxo, com algum sucesso^{25,26}. A ocorrência de “aliasing” é comum neste tipo de “shunt” enquanto que o fluxo turbulento é raramente encontrado, pois a velocidade é relativamente baixa. Em presença de inversão do “shunt” teremos a presença de fluxo anormal no AE codificado em azul.

3b—CIV — A maioria das CIVs pode ser diagnosticada através da EDC com alto grau de sensibilidade.

O gradiente pressórico entre VE e VD ser obtido e a pressão sistólica de artéria pulmonar estimada com o uso da equação de Bernoulli.

O MFC aumenta a capacidade diagnóstica em casos de pequenas CIVs e em presença de defeitos múltiplos. A análise temporal do “shunt” durante o ciclo cardíaco pode ser obtida e a inversão do “shunt” que ocorre com o aumento de pressão em território pulmonar pode ser facilmente demonstrada (fig. 3-E).

A presença de CIVs musculares é caracterizada por mosaico de cores no inferior do VD durante a sístole originando-se do miocárdio próximo ao defeito. Nas grandes CIVs o “shunt” pode ser bidirecional e com menor grau de turbulência quando comparado com o das CIVs pequenas, em função da menor velocidade.

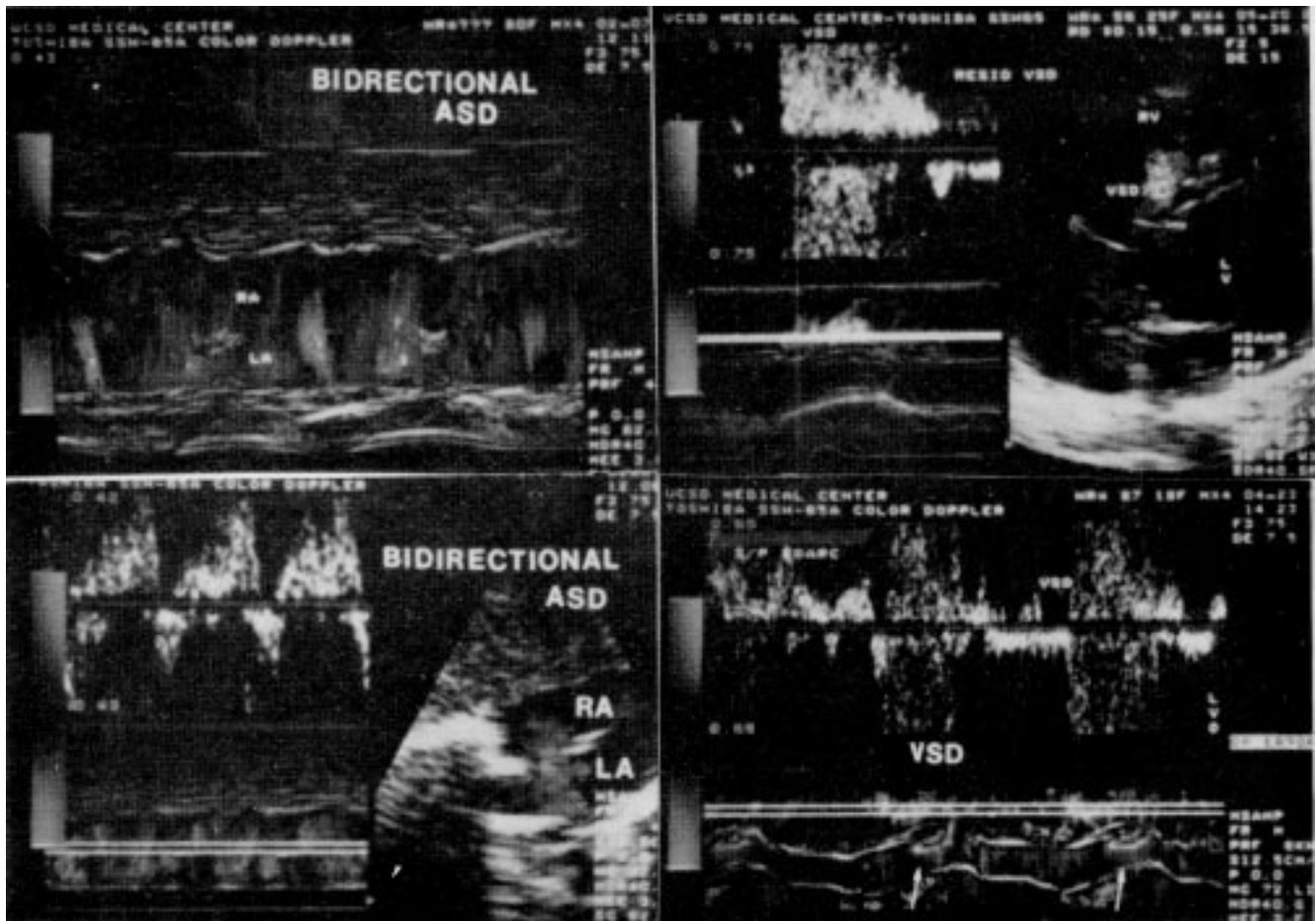


Fig. 3-A) Posição subcostal mostrando o fluxo através de uma CIA ("shunt" bidirecional). Parte superior—Modo M-MFC mostrando a característica bidirecional do fluxo da CIA: fluxo esquerda-direita em vermelho e o fluxo direita-esquerda em azul. ASD = comunicação interatrial. Parte inferior—doppler pulsátil de modo M-MFC demonstrando o "shunt", bidirecional; B) Figura superior—posicao 4 câmaras paraesternal demonstrando o fluxo através de uma CIV residual. O "shunt" é da esquerda para a direita. O Doppler pulsátil e o modo M-MFC também podem ser verificados à esquerda da figura. Figura inferior. O Doppler pulsátil e o modo M-MFC são demonstrados simultaneamente. O "shunt" residual, esquerda-direita através da CIV é visibilizado (seta): Resid VSD = Comunicação interventricular residual VSD = Comunicação interventricular. (Reprodução em branco e preto).

Em nossa experiência o MFC é capaz de demonstrar defeitos com menos de 2-3 mm de diâmetro.

3c—PCA—O MFC permite visibilizar o fluxo através do canal. As posições mais comumente utilizadas são: paraesternal eixo menor com a bifurcação da artéria pulmonar, e supraesternal eixo menor modificada. Na posição paraesternal o fluxo do canal pode ser verificado dirigindo-se em direção a valva pulmonar em diástole.

O fluxo dirige-se excentricamente em direção ao tronco da artéria pulmonar, relacionando-se mais freqüentemente à parede suspero-lateral. Em um número menor de casos o jato do canal é dirigido à parede interna da artéria pulmonar.

O MFC é de grande valia na demonstração de canais arteriais pequenos e tortuosos os quais podem ser diagnosticados com dificuldade pela EDC convencional.

AGRADECIMENTO

Ao Dr. Carlos A. de Oliveira por sua valiosa ajuda na elaboração deste artigo.

REFERÊNCIAS

1. Omoto R, Yokota Y, Takamoto S et al—Clinical significance of newly developed real time intracardiac two-dimensional blood flow imaging system (2-D Doppler). *Jpn Cir J*. 1983; 47: 974.
2. Miyatake K, Okamoto M, Kinoshita N et al—Clinical application of a new type of real time two dimensional Doppler flow imaging system. *Am J cardiol*, 1984;54: 857-62
3. Omoto R (ed)—*Color Atlas of Real Time Two Dimensional doppler Echocardiography*- Philadelphia, Lea & Fibiger, 1984.
4. Durell M, Nanda NC—*Doppler Color flow mapping*- In: Manda NC (ed)—*Doppler Echocardiography*. New York, Igaku Shoin, 1985,p.515.
5. Sahn DJ—Real time two dimensional Doppler echocardiographic flow mapping. *Circulation*, 1985; 71: 849.

6. Namakawa K, Kasai C, Tsukamoto M et al—Real time bloodflow imaging system utilizing autocorrelation techniques In: Lers KI RA, Morley E (eds): *Ultrasound 82*. New York, Pergamon Press, 1983, p. 203.
7. Bommer WJ—Basic principles of flow imaging. *Echocardiography*, 1985; 2: 501-15.
8. DeMaria AN, Smith MD, Kwan OL—Doppler flow imaging: Another step in the evolution of cardiac ultrasound. *Echocardiography*, 1985; 2:495-505.
9. Shelton TN, Kisslo J—Real time Doppler color flow mapping in stenotic valvular lesions. *Echocardiography*, 1985; 2: 523.
10. Morris AM, Roitman DI, Nanda NC et al—Color Doppler assessment of stenotic valvar area. *Circulation*. 1985; 72 (Suppl 111): 111-110.
11. Nakagawa H, Miyataka K, Uzumi S et al Application of real time two dimensional doppler flow imaging system for the measurement of pressure gradiente across the mitral valve in mitral stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 1985, 5: 403-11.
12. Helmoke F, Perry GJ, Nanda NC—Combined color dopper and continuous wave Doppler in the evolution of aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol*. 1986; 7 (Suppl A): 101-A.
13. Hoit B, Sahn DJ, Dalton N et al—Color Doppler flow mapping studies of jet formation in hypertrophic cardiomyopathy (HCM). *Circulation*, 1985; 72 (Suppl 111): 111-47.
14. Switzer DF, Nanda NC —Color Doppler evolution of valvular regurgitation *Echocardiography*. 1985: 2:533.
15. Miyatake K, Izumi IS, Okamoto M et al—Semiquantitative grading of severity of mitral regurgitation by real time two dimensional Doppler flow imaging technique. *J Am Coll Cardiol*, 1986: 7:82-90.
16. Morita H, Senda S, Matsuo H et al—Intracardiac flow visualization of regurgitation by a computer-based ultrasound multigated pulsed Doppler flowmeter. *Am J Cardiol*, 1982; 49: 943.
17. Kitabatake A, Masuyama T, Asao M et al—Non invasive estimation of the degree of regurgitation from two dimensional (2-D), Doppler echo (flow structure) cardiac image. *Circulation*, 1983: 68 (Suppl III): 111-367.
18. Asaka T, Yoshikawa K et al— Sensitivity and specificity of real time two dimensional Doppler flow imaging system in the detection of valvular regurgitation. *Circulation*, 1984:70 (Suppl II): 11-38.
19. Yock PG, Segal, Tehetein PS et al—Doppler color flow map ping: utility in valvular regurgitation. *Circulation*, 1984: 70 (Suppl 111):1138.
20. Sahn DJ, Valdes Cruz L, Scagnelli S et al—Two dimensional Doppler color flow maping for spatial localization and quantification of aortic insufficiency: Validation of a new diagnostic modality using an open chest animal model. *Circulation*, 1984; 70 (Suppl 11): 11-38.
21. Werner M, Funai J, Pandin N et al—Impact of afterload. increase on mitral regurgitation jet size, systolic mitral gradient, atrial pressure and atrial size two dimensional color Doppler. *Circulation*, 1985; 72 (Suppl 111): 111-307.
22. Recusani F, Valdes Cruz L, Daltin N et al—Tricuspid and pulmonary insufficiency and right heart flow pattern in normals: Studies using color coded flow mapping and pulsed Doppler. *Circulation*, 1985:72 (Suppl 111): 111-307.
23. Choog CY, Abascal VM, Weymann H et al—Presence of valvular regurgitation by Doppler echocardiography in patients with structural normal hearts by two dimensional echocardiography. *Am Heart J*. 1989; 117: 31 636-42.
24. Wittlich N, Raimund E, Michael D et al—Color Doppler flow mapping of the heart in normal subjects. *Echocardiography*, 1988; 5:157-171.
25. Swensson RE, Sahn DJ, Valdes-Cruz LM—Color flow Doppler mapping in congenital heart disease. *Echocardiography*, 1985; 2:545.
26. Suzuki Y, Kambara H, Kadota K et al—Detection of intracardiac shunt flow in atrial septal defect using a real time dimensional color coded Doppler flow imaging system and comparison with contrast two dimensional echocardiography. *Am J Cardiol*, 1985: 56:347.
27. Ortiz E, Robinson PJ, Deanfield JE et al—Localization of ventricular septal defects by simultaneous displays of superimposed colour Doppler and cross sectional echocardiographic images. *Br Heart J*. 1985: 54: 53.
28. Sahn DJ, Swansson RE, Valdes-Cruz LM et al—Two dimensional color flow mapping for evolution of ventricular septal defect shunts: a new diagnostic modality. *Circulation*, 1984; 70 (Suppl 11) 11:364.
29. Swensson RE, Sahn DJ, Valdes-Cruz LM et al—Two dimensional color flow mapping for spatial localization and characterization of patent ductus arteriosus shunting in infants. *Circulation*, 1984: 70 (Supl II): 11-455.
30. Shah RM, Roitman DI—Doppler color flow mapping in congenital heart disease. *Circulation*, 1985: 72 (Suppl 111): 111-28
31. Chung KJ, Sherman FS, Shan DJ et al—Real time Doppler color flow mapping for assessment of patch and baffle leake after surgery for congenital heart defects. *Am J Coll Cardiol*. 1986 (Suppl A): 140A.
32. Sahn DJ, Valdes Cruz LM, Jones M et al— Detection of flow through experimentaly created atrial and ventricular septal, defects in animal models by color coded Doppler flow mapping techniques. Spatial accuracy and sensitivity of the technique. *J Am Coll Cardiol*, 1985; 5:453.
33. Valdes Cruz L, Elias W, Dalton N et al—Comparison of cardiac flow calculated with color Doppler flow mapping and conventional Doppler techniques. *J Am Coll Cardiol*, 1985: 5: 452.