

Avaliação Doppler-Ecocardiográfica do Desempenho Hemodinâmico das Válvulas Lillehei-Kaster e Medtronic Hall em Posição Aórtica

Carlos Frederico Kirzner, Orlando Campos F^o, Enio Buffolo
São Paulo, SP

Objetivo - Estabelecer as faixas de normalidade através da Doppler-ecocardiografia dos parâmetros pertinentes ao desempenho hemodinâmico das válvulas (V) Lillehei-Kaster (LK) e Medtronic Hall (MH) com 23mm (VLK-16, VMK-23) e com 25mm (VLK-18, VMH-25) de diâmetro externo, em posição aórtica.

Métodos - Trinta e dois portadores assintomáticos de próteses aórticas normofuncionantes (8 de cada tipo em estudo) foram submetidos ao exame Doppler-ecocardiográfico co.

Resultados - A velocidade máxima transprotética foi de $3,13 \pm 0,46$ m/s nas VLK-16, $2,76 \pm 0,31$ m/s nas VMH-23, $2,82 \pm 0,48$ m/s nas VLK-18 e $2,43 \pm 0,36$ m/s nas VMH-25. O gradiente de pressão transprotético máximo foi de $39,84 \pm 12,05$ mmHg nas VLK-16, $30,70 \pm 0,80$ mmHg nas VMH-23, $32,60 \pm 10,75$ mmHg nas VLK-18 e $24,11 \pm 0,70$ mmHg nas VMH-25. O gradiente de depressão transprotético médio foi de $24,25 \pm 7,09$ mmHg nas VLK-16, $18,50 \pm 4,41$ mmHg nas VMH-23, $18,21 \pm 6,95$ mmHg nas VLK-18 e $13,57 \pm 4,17$ mmHg nas VMH-25. A área eficaz do orifício valvar através da equação de continuidade simplificada, considerando-se a área suboártica determinada através de ecocardiografia bidimensional, foi de $0,62 \pm 0,13$ cm² nas VLK-16, $1,05 \pm 0,21$ cm² nas VMH-23, $0,98 \pm 0,22$ cm² nas VLK-18 e $1,36 \pm 0,36$ cm² nas VMH-25. Considerando-se a área do anel externo da prótese como equivalente à área suboártica, a área eficaz do orifício valvular foi de $1,40 \pm 0,23$ cm² nas VLK-16, $1,65 \pm 0,19$ cm² nas VMH-23, $1,91 \pm 0,43$ cm² nas VLK-18 e $2,37 \pm 0,56$ cm² nas VMH-25. O índice Doppler de velocidades foi de $0,34 \pm 0,05$ nas VLK-16, $0,40 \pm 0,04$ nas VMH-23, $0,39 \pm 0,09$ nas VLK-18 e $0,49 \pm 0,11$ nas VMH-25.

Conclusão - Expressiva e significante superioridade funcional da VMH sobre a VLK ficou demonstrada, reforçando o juízo de que a VLK de pequenos diâmetros deva ser evitada, certamente a partir da VLK-16.

Palavras-chave: próteses das valvas cardíacas, Doppler-ecocardiografia, valva aórtica

Doppler-Echocardiographic Evaluation of the Lillehei-Kaster and Medtronic Hall Prosthetic Valve Hemodynamic Performance in the Aortic Position

Purpose - To establish the range of normal values by Doppler echocardiography of the parameters inherent to the hemodynamic performance of the Lillehei-Kaster (LK) and Medtronic Hall (MH) prosthetic valves (V), in the 23mm (LKV-16, MHV-23) and 25mm (LKV-18, MHV-25) outer diameter valves, in the aortic position.

Methods - Doppler echocardiography was performed in 32 asymptomatic patients, with normally functioning prosthetic aortic valves (8 of each type).

Results - The peak velocity of aortic jet was 3.13 ± 0.46 m/sec for the LKV-16, 2.76 ± 0.31 m/sec for the MHV-23, 2.82 ± 0.48 m/sec for the LKV-18 and 2.43 ± 0.36 m/sec for the MHV-25. The maximal pressure gradient was 39.84 ± 12.05 mmHg for the LKV-16, 30.7 ± 0.80 mmHg for the MHV-23, 32.60 ± 10.75 mmHg for the LKV-18 and 24.11 ± 0.70 mmHg for the MHV-25. The mean pressure gradient was 24.25 ± 7.09 mmHg for the LKV-16, 18.50 ± 4.41 mmHg for the MHV-23, 18.21 ± 6.95 mmHg for the LKV-18 and 13.57 ± 4.17 mmHg for the MHV-25. The valve effective orifice area, considering the left ventricle outflow area determined by two-dimensional echocardiography in the continuity equation, was 0.62 ± 0.13 cm² for the LKV-16, 1.05 ± 0.21 cm² for the MHV-23, 0.98 ± 0.22 cm² for the LKV-18 and 1.36 ± 0.36 cm² for the MHV-25. Considering the left ventricle outflow area equivalent to the valve sewing ring area, the valve effective orifice area was 1.40 ± 0.23 cm² for the LKV-16, 1.65 ± 0.19 cm² for the MHV-23, 1.91 ± 0.43 cm² for the LKV-18 and 2.37 ± 0.56 cm² for the MHV-25. The Doppler velocity index was 0.34 ± 0.05 for the LKV-16, 0.40 ± 0.04 for the MHV-23, 0.39 ± 0.09 for the LKV-18 and 0.49 ± 0.11 for the MHV-25.

Conclusion - Significant hemodynamic performance superiority of the MHV over the LKV was registered, indicating that the small LKV (LKV-16 or smaller) should be avoided.

Key-words: heart valve prosthesis, Doppler echocardiography, aortic valve

Arq Bras Cardiol, volume 61, nº 5, 265-272, 1993

A Doppler-ecocardiografia é atualmente reconhecida como o método propedêutico de eleição para a avaliação do desempenho hemodinâmico das válvulas cardíacas artificiais¹⁻⁵. A partir de 1985, um número crescente de publicações registram a validade do método e relatam os valores dos parâmetros pertinentes ao desempenho funcional de diferentes tipos e tamanhos de válvulas.

A válvula Lillehei-Kaster (LK) tem sido a prótese mecânica mais utilizada em nossa instituição⁶, sendo expressiva e satisfatória a experiência acumulada sobre a mesma em diversos centros⁷⁻¹³. No entanto, um desempenho restritivo e inadequado dessa válvula^{11,14-19} tem sido evidenciado em próteses de pequenos diâmetros, particularmente em posição aórtica, patenteando a necessidade de adoção de outras alternativas em tais casos. Na nossa instituição a opção recaiu sobre a válvula Medtronic Hall (MH), acerca da qual estudos invasivos^{17,20} e experimentais²¹ indicam um desempenho hemodinâmico superior, sendo também farta e satisfatória a experiência clínica acumulada a seu respeito^{19,22-27}. Ressaltamos, contudo, que não observamos na literatura qualquer estudo, comparando sistematicamente, o desempenho funcional das válvulas LK e MH. Constatamos também a inexistência de qualquer estudo Doppler-ecocardiográfico sistematizado acerca da válvula LK e apenas dois artigos acerca da válvula MH^{28,29}. Pareceu-nos, portanto, oportuno um estudo visando a determinação e comparação das faixas de normalidade através da Doppler-ecocardiografia dos parâmetros pertinentes ao desempenho hemodinâmico dessas duas válvulas, particularmente em prótese de pequenos diâmetros, em posição aórtica.

Assim realizamos o presente estudo, com o objetivo de estabelecer os valores normais à Dopplerecociardiografia dos parâmetros relativos ao desempenho hemodinâmico das válvulas LK e MH com diâmetros externos de 23 e 25mm, em posição aórtica e analisar comparativamente, através da Doppler-ecocardiografia, o desempenho hemodinâmico das válvulas LK e MH, com 23 e 25mm de diâmetro externo, em posição aórtica.

Métodos

A partir de uma população de portadores de próteses aórticas LK e MH com diâmetro externo de 23 ou 25mm, foram identificados, priorizando-se os mais recentemente operados, 32 pacientes assintomáticos, sem passado sugestivo de tromboembolismo, sem outras válvulas cardíacas artificiais ou valvopatias significativas, e sem evidências de disfunção protética ou miocárdica ao exame físico ou Doppler-ecocardiográfico.

Todos os pacientes foram operados pela equipe da Disciplina de Cirurgia Cardiovascular da Escola Paulista

de Medicina, entre março de 1985 e março de 1991. O tempo decorrido entre o implante da prótese e o exame do paciente variou de dois a 79 (média de 28,6) meses. Os exames foram realizados entre março e junho de 1991.

Dos 32 pacientes, 16 eram portadores de válvulas LK, sendo 8 de nº 16 (diâmetro externo de 23mm) e 8 de nº 18 (diâmetro externo de 25mm). Os demais 16 pacientes eram portadores de válvulas MH, sendo, da mesma maneira, 8 de nº 23 (diâmetro externo de 23mm) e 8 de nº 25 (diâmetro externo de 25mm). Nossa casuística é, portanto, constituída por 4 grupos de 8 pacientes cada um. Dezoito pacientes eram do sexo masculino e 14 do feminino, com idades de 29 a 75 (média 55,5, mode e mediana de 61) anos, quando do exame. O peso corporal variou de 43,5kg a 94,0 (média 72,25, desvio-padrão 12,46) kg e a área de superfície corpórea variou de 1,35m² a 2,1m² (média de 1,83m², desvio-padrão de 0,18m²) também quando do exame.

Na tabela I observam-se a distribuição por sexo e médias de peso e área de superfície corpórea dos pacientes, por tipo e tamanho de prótese implantada. Todos faziam uso regular de anticoagulante oral, exceto um paciente que era acompanhado, usando ácido acetilsalicílico (portador de prótese MH23). Ao exame físico todos apresentavam sopro sistólico e ruído de fechamento próprios da prótese, não havendo evidências de outras valvopatias significativas, o que foi corroborado pelo Doppler-ecocardiograma. Trinta pacientes encontravam-se em ritmo sinusal, 1 tinha o ritmo cardíaco comandado por marcapasso definitivo (portador de prótese MH25) e um encontrava-se em fibrilação atrial (portador de prótese MH23).

O exame Doppler-ecocardiográfico foi realizado com um instrumento da marca ATL ("Advanced Technology Laboratories") modelo "Ultramark 7", equipado com computador integrado, dotado de ecocardiógrafo unidimensional (módulo M), ecocardiógrafo bidimensional, e sistema Doppler nas modalidades pulsátil, contínua e mapeamento de fluxo a cores. Foi utilizado um

Tabela I - Distribuição dos pacientes por tipo e tamanho de prótese, sexo, médias de peso e área de superfície corpórea

Prótese	Sexo		Peso (kg)	ASC (m ²)
	M	F		
LK 16	2	6	65,3	1,72
MH23	3	5	77,8	1,91
LK 18	6	2	73,5	1,85
MH 25	7	1	72,4	1,84

M-masculino; F- feminino; LK- Lillehei-Kaster; MH- Medtronic Hall; ASC- área de superfície corpórea.

transdutor (*phased array*) de 2,5MHz, capaz de produzir imagens bidimensionais, unidimensionais guiadas pelo ecocardiograma bidimensional, Doppler contínuo e pulsátil orientados por imagens bidimensionais (sistema *duplex*) e mapeamento de fluxo a cores. Também foi utilizado um transdutor de 2,5MHz (tipo Pedoff) de Doppler contínuo sem imagens, guiado apenas pelo sinal de áudio e pela curva espectral. Os exames foram gravados em vídeo VHS, da marca "Panasonic", modelo AG 7300. Todos os exames foram realizados, interpretados e revisados pelo mesmo investigador, utilizando-se o mesmo instrumental, sem prévio conhecimento do tipo ou tamanho da válvula que estava sendo estudada. Para todos os parâmetros avaliados foram realizadas duas aferições, utilizando-se como resultado a média de ambas. Com o paciente em repouso, em decúbito lateral esquerdo, foi realizado um estudo Doppler-ecocardiográfico completo e sistematizado, utilizando-se a ecocardiografia uni e bidimensional e a análise do fluxo sanguíneo pelo Doppler pulsátil, contínuo e mapeamento de fluxo a cores, através das vias e planos convencionais. A fração de ejeção do ventrículo esquerdo (VE) foi calculada a partir dos volumes derivados de suas dimensões internal, aferidas pelo ecocardiograma unidimensional guiado por imagens bidimensionais, no plano longitudinal pela via para-esternal esquerda, sendo os volumes corrigidos pelo fórmula de Teichholz e col30. Valvopatias associadas, não suspeitadas na avaliação clínica, foram eventualmente detectadas em alguns pacientes no exame Doppler-ecocardiográfico, sendo classificadas de acordo com os critérios de Hatle e col31, Khanderia e col32 e Cooper e col33. Refluxo transprotético, quando presente, foi analisado quanto à sua localização e magnitude, avaliados pelo mapeamento de fluxo a cores (fig. 1). O jato regurgitante foi caracterizado como um fluxo diastólico anômalo, turbulento (padrão de mosaico), na via de saída do VE, sendo avaliado a partir de imagens estáticas em diástole,



Fig. 1 - Mapeamento de fluxo a cores no plano longitudinal pela via para-esternal esquerda para avaliação de refluxo transprotético.



Fig. 2 - Ecocardiograma bidimensional no plano longitudinal pela via para-esternal esquerda, para determinação do diâmetro subaórtico.



Fig. 3 - Curva espectral do Doppler pulsátil na via de saída do ventrículo esquerdo pela via apical, para determinação da velocidade máxima subaórtica.

obtidas no plano longitudinal pela via para-esternal esquerda.

O refluxo foi classificado em função da relação entre a largura do jato regurgitante e a largura da via de saída do VE34. O diâmetro subaórtico foi determinado a partir do ecocardiograma bidimensional no plano longitudinal pela via para-esternal esquerda, estimado como sendo o maior diâmetro interno imediatamente abaixo do plano da prótese aórtica, durante a sístole (fig. 2). A área subaórtica (A) foi estabelecida a partir do diâmetro subaórtico (D), através da fórmula $A = \pi D^2/4$, assumindo-se ser a mesma circular e uniforme durante toda a sístole. A velocidade máxima subaórtica foi obtida através da via apical, posicionando-se o Doppler pulsátil, orientado pelo ecocardiograma bidimensional, na via de saída do VE. Inicialmente o feixe ultra-sônico era posicionado em área de fluxo acelerado, indicativo de proximidade da área protética. O feixe era então lentamente recuado, até que uma súbita e acentuada queda da velocidade era observada. Neste local realizava-se o registro da curva espectral do Doppler pulsátil, da qual se estabelecia a velocidade máxima (fig. 3).

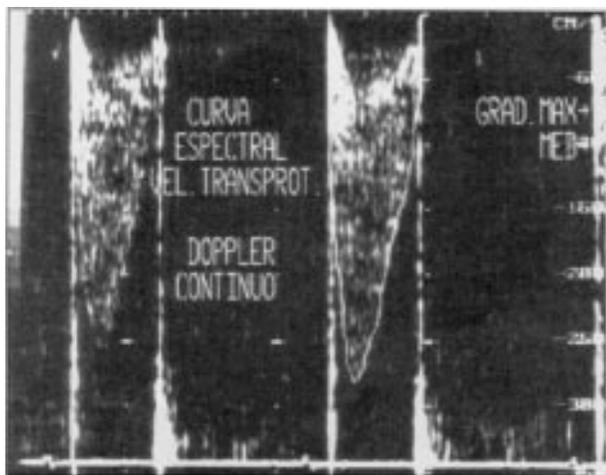


Fig. 4 - Curva espectral do Doppler contínuo através da prótese aórtica pela via apical, para determinação das velocidades máxima e média transprotéticas.

Foram analisadas as seguintes variáveis, relacionadas ao desempenho hemodinâmico das próteses:

Velocidade transprotética máxima - para obtenção das velocidades transprotéticas máxima e média, o feixe ultra-sônico do Doppler contínuo era posicionado ao longo da via de saída do VE e da aorta, através da via apical, guiado ou não pelo ecocardiograma bidimensional, efetuando-se ligeiras inclinações no transdutor, até a obtenção das maiores velocidades. Fazia-se, então, o registro da curva espectral, da qual obtinha-se a velocidade máxima, e, a partir de sua planimetria, a velocidade de média (fig. 4).

Gradientes de pressão transprotéticos (AP) máximo e médio - foram obtidos através da equação de Bernoulli simplificada ($AP=4V^2$), utilizando-se, respectivamente, as velocidades transprotéticas (V) máxima e média, estabelecidas pelo Doppler contínuo. As velocidades subaórticas não foram levadas em consideração.

Área eficaz do orifício protético - obtida através da equação de continuidade simplificada ($A1 V1 \text{ max} = A2 V2 \text{ max}$), utilizando-se as velocidades máximas subaórtica ($V1 \text{ max}$) e transprotética ($V2 \text{ max}$), estabelecidas, respectivamente, pelo Doppler pulsátil e contínuo. A área eficaz do orifício protético ($A2$) foi determinada utilizando-se como área subaórtica ($A1$) tanto a área estabelecida pela ecocardiografia bidimensional, como também utilizando-se a área do anel externo da prótese em estudo.

Índice Doppler de Velocidades - foi estabelecido pela razão entre a velocidade máxima subaórtica e a velocidade máxima transprotética, determinadas respectivamente pelo Doppler pulsátil e contínuo. As válvulas LK e MH, produzidas pela "Medical Incorporated" e "Medtronic Incorporated" respectivamente, são próteses mecânicas de disco basculante, constituídas por uma gaiola de titânio em forma de anel, dentro do qual bascula um disco oclusor de grafite, revestido por carbono pirolítico. Uma cobertura rotatória para sutura, de teflon na

válvula MH, e de poliéster e politetrafluoroetileno na válvula LK, reveste o anel da gaiola. O eixo do movimento basculante do disco é mais central na válvula MH, resultando em uma divisão mais simétrica do orifício valvar nesta prótese. Em sua posição de completa abertura, o disco da válvula LK forma um ângulo do 80° com o anel, sendo este ângulo de 75° na válvula MH. A espessura do anel da válvula MH de nºs 21 a 29 é de 2,5mm, sendo de 3,5 ou 4,0mm nas válvulas LK correspondentes. A numeração da válvula MH se refere ao diâmetro externo do anel, enquanto que na válvula LK esta se refere ao diâmetro do disco, que equivale ao diâmetro interno do anel.

Assim, as válvulas MH23 e LK16 têm 23mm de diâmetro externo, tendo, a 1ª, 18mm de diâmetro interno, enquanto que este diâmetro é de 16mm na 2ª. Da mesma maneira, as válvulas MH25 e LK18 têm um diâmetro externo de 25mm, e um diâmetro interno de 20mm na 1ª e 18mm na 2ª. Nossos resultados são apresentados através das médias e respectivos desvios-padrão estimados. Na comparação dos dois tipos de válvulas, em cada um dos diâmetros externos considerados, aplicou-se o teste "t" de Student para duas amostras independentes³⁵, para cada um dos parâmetros avaliados. Por haver previsão de sentido das diferenças, os testes foram monocaudais. Em todos os testes fixou-se em 0,05 ou 5% ($p \leq 0,05$) o nível para rejeição da hipótese de nulidade.

Resultados

A fração de ejeção do VE variou de 0,50 a 0,82 e em nenhum paciente havia movimento septal discinético, outras discinesias ou hipocinesia do ventrículo esquerdo.

Estenose e ou insuficiência mitral leves foram observadas em três portadores de válvulas MH25, em três de válvulas MH23 e em quatro de válvulas LK16, em um dos quais havia também leve insuficiência tricúspide. Discreta regurgitação através da prótese, sem repercussões hemodinâmicas, foi observada em 17 pacientes (53,1%), sendo 3 portadores de válvulas LK16 (37,5%), 6 de válvulas MH23 (75%), 4 de válvulas de LK18 (50%) e 4 de válvulas MH25 (50%).

O diâmetro da via de saída do VE determinado pela ecocardiografia bidimensional foi sistematicamente menor que o diâmetro externo da prótese, exceto em um portador de válvula MH23, no qual os valores foram idênticos. A média do diâmetro da via de saída do VE, determinado pela ecocardiografia bidimensional, foi de 16,8mm nos portadores de prótese com diâmetros externos de 23mm (diferença de 6,2mm), e de 18,5mm nos de próteses com diâmetro externo de 25mm (diferença de 6,5mm). A velocidade máxima do fluxo sanguíneo na via de saída do VE variou de 0,85 a 1,46m/s (média $1,09 \pm 0,14$ m/s). Os valores dos parâmetros inerentes ao desempenho hemodinâmico das válvulas LK16, MH23, LK18 e MH25 encontram-se na tabela II.

Tabela II - Faixas de normalidade (média e desvio-padrão) dos parâmetros inerentes ao desempenho hemodinâmico da válvulas (VALV) Lillehei-Kaster (LK) 16 e 18, e Medtronic Hall (MH) 23 e 25, através da Doppler-ecocardiografia.

Válvula (m/s)	Velocidade transp máxima (mmHg)	Gradiente de pressão transp máximo mmHg)	Gradiente de pressão transp médio (cm ²)	AEOV - ECO bidimensional (cm ²)	AEOV - Anel ext protético	Índice Doppler de velocidades
LK 16	3,13±0,46	39,84±12,05	24,25±7,09	0,62±0,13	1,40±0,23	0,34±0,05
MH 23	2,76±0,31	30,70±6,80	18,50±4,41	1,05±0,21	1,65±0,19	0,40±0,04
LK 18	2,82±0,48	32,60±10,75	18,21±6,95	0,98±0,22	1,91±0,43	0,39±0,09
MH 25	2,43±0,36	24,11±6,70	13,57±4,17	1,36±0,36	2,37±0,56	0,49±0,11

Transp- transprotética(o); AEOV eco bidimensional- área eficaz do orifício valvular, considerando-se a área da via de saída do VE medida pela ecocardiografia bidimensional na equação de continuidade; AEOV-Anel externo protético- área eficaz do orifício valvular, considerando-se a área do anel externo da prótese na equação de continuidade.

Comparando-se os valores obtidos pertinentes à válvula LK16 com os correspondentes valores pertinentes à válvula MH23 (próteses com 23mm de diâmetro externo), as diferenças foram estatisticamente significantes em relação a todos os parâmetros analisados. O mesmo ocorreu em relação às diferenças entre os valores pertinentes às válvulas LK18 e MH25 (prótese com 25mm de diâmetro externo), exceto quanto ao gradiente de pressão transprotético médio (p=0,064).

Discussão

À exceção apenas das patologias relacionadas às artérias coronárias, praticamente todo diagnóstico antes restrito ao cateterismo cardíaco é hoje executável através de técnicas não invasivas.

Em relação à avaliação funcional das válvulas cardíacas artificiais, uma expressiva correlação entre os resultados obtidos através da Doppler-ecocardiografia e do cateterismo cardíaco tem sido descrita³⁶⁻³⁹. No entanto, não sendo idênticos tais resultados, torna-se necessário o conhecimento dos valores representativos da normalidade através de cada um dos métodos, por tipo e tamanho de prótese. É válido ressaltar que, tanto o método invasivo quanto o Doppler-ecocardiográfico, apresentam limitações importantes, não havendo razões para que se deva considerar um dos métodos como sendo mais preciso ou superior ao outro⁴⁰.

A velocidade do fluxo sanguíneo, diretamente determinada pela Doppler-ecocardiografia, é seguramente a variável mais precisamente obtida através deste método, pois não sofre as conseqüências da interferência de diferentes cálculos, como os necessários à determinação dos gradientes de pressão transprotéticos ou da área eficaz do orifício valvar. Assim, em termos absolutos, a velocidade máxima transprotética deveria ser o parâmetro mais fidedigno na avaliação funcional de uma válvula cardíaca artificial. No entanto, a importância da velocidade máxima transvalvar é limitada pelo fato de que seu valor (à maneira dos gradientes de pressão transprotéticos) depende não apenas da área eficaz do orifício valvar, mas também de todos os fatores que influenciam o débito cardíaco. A velocidade máxima transprotética é também influenciada pelas características estruturais e

funcionais da prótese, podendo até mesmo não refletir a média das velocidades (máximas) transprotéticas simultâneas que ocorrem através de válvulas de perfil hidrodinâmico complexo, como as válvulas St Jude e Starr-Edwards, nas quais este parâmetro é superestimado⁴¹⁻⁴³.

Apesar de suas limitações, a velocidade máxima transprotética se presta como um importante parâmetro de referência quanto ao desempenho de uma válvula, particularmente quando determinada em pacientes sem disfunção miocárdica. Nossos resultados quanto a este parâmetro evidenciam uma significativa superioridade funcional da válvula MH sobre a válvula LK, com diâmetros externos 23 e 25mm, em posição aórtica (p=0,040 e 0,046 respectivamente). É importante destacar que o método Doppler-ecocardiográfico superestima os gradientes de pressão transvalvares, de forma irrelevante nas válvulas Medtronic Hall e Hancock (e certamente nas demais próteses de disco basculante e biopróteses) e mais acentuadamente em válvulas de perfil hidrodinâmico complexo⁴¹⁻⁴³.

O gradiente de pressão transvalvar pico a pico tem sido habitualmente o parâmetro mais valorizado dentre os gradientes de pressão obtidos invasivamente. Não sendo este parâmetro estimado através do método Doppler-ecocardiográfico, cabe ao terapeuta habituar-se a utilizar os gradientes de pressão máximo instantâneo e médio, para cada tipo e tamanho de prótese. Apenas como um possível referencial, nos parece válido destacar os valores determinados por Oh e col⁴⁴, preditivos de estenose severa em valvas aórticas, através da Doppler-ecocardiografia. Estes autores estabeleceram que uma velocidade máxima transvalvar igual ou superior a 4,5m/s, um gradiente de pressão médio a partir de 50mmHg e um índice Doppler de velocidades igual ou menor que 0,25, são fortemente sugestivos de estenose aórtica severa, com uma alta especificidade e uma baixa sensibilidade diagnóstica.

As limitações dos gradientes de pressão transprotéticos assemelham-se às limitações inerentes às velocidades transprotéticas, a partir das quais são diretamente calculados no método Doppler-ecocardiográfico, através da equação de Bernoulli simplificada. Nossos resultados, quanto ao gradiente de pressão transprotético máximo,

evidenciam uma significativa superioridade funcional da prótese MH sobre a válvula LK, com diâmetros externos de 23 e 25mm, em posição aórtica ($p=0,041$ e $0,039$ respectivamente).

Quanto ao gradiente transprotético médio, também foi significativa a diferença entre as válvulas com diâmetro externo de 23mm ($p=0,036$). Em relação às próteses de 25mm, apesar da evidente superioridade funcional da válvula MH sobre a LK, a diferença demonstrada entre estas não foi estatisticamente significativa pare um risco estimado de 5%, provavelmente devido a um acidente amostral ($p=0,064$).

A área eficaz do orifício valvar é certamente o parâmetro mais fidedigno na avaliação funcional de uma válvula cardíaca artificial^{1,18,43,45}. Contudo, tanto a Dopplerecografiografia como o cateterismo cardíaco apresentam importantes limitações e questões não adequadamente solucionadas quanto à determinação deste parâmetro. O método invasivo utiliza a fórmula de Gorlin para determinação da área eficaz do orifício valvar, cuja precisão (particularmente para próteses aórticas) tem sido sucessivamente questionada por diversos autores^{40,45-49}, com erros de até 40%⁵⁰. Por outro lado, também se evidencia a vulnerabilidade da determinação da área eficaz do orifício valvar através da equação de continuidade, utilizada no método não invasivo, a qual é passível de imprecisões (independentemente de dificuldades técnicas) a partir de todos os termos que a compõem, a velocidade transprotética, a velocidade subaórtica e a área subaórtica.

O Doppler contínuo registra, como sendo a velocidade transprotética, a maior velocidade do fluxo sanguíneo ao longo do eixo onde a prótese está situada. Esta velocidade pode não ser adequadamente representativa da média das velocidades simultâneas da válvula (como ocorre acentuadamente nas próteses St Jude e Starr-Edwards), levando o método Doppler-ecardiográfico a subestimar a área eficaz do orifício valvar, por superestimar a velocidade transprotética^{41-43,49}. Na presença de uma estenose aórtica, a velocidade do fluxo sanguíneo na via de saída do VE aumenta progressiva e gradualmente no sentido distal, até que uma aceleração bem mais acentuada é observada em um determinado ponto. A velocidade do fluxo sanguíneo na via de saída do VE deve ser registrada imediatamente proximal a esse ponto, que se situa em torno de 0,5 a 1,5cm da válvula⁴⁹⁻⁵¹. A determinação exata desse local pode não raramente ser imprecisa, resultando em erros de 5% a 14% no registro dessa velocidade⁵⁰.

Limitação importante do método Doppler-ecardiográfico consiste no fato de que a velocidade e o diâmetro subaórticos deveriam ser registrados exatamente no mesmo local, o que é tecnicamente pouco factível, tendo em vista que os dois parâmetros são registrados através de diferentes vias, além de que o trato de saída do VE apresenta um movimento axial de até 1,0cm durante a

sístole^{50,51}.

A área subaórtica parece ser o termo da equação de continuidade mais susceptível a imprecisões. Um erro de até 2mm é inerente à ecocardiografia bidimensional na determinação de distâncias⁵². No caso da determinação do diâmetro da via de saída do VE, ademais dificultada também pela presença de uma prótese aórtica, o erro resultante será magnificado pela elevação do valor obtido ao quadrado, no cálculo geométrico para obtenção da respectiva área circular. Assim, um erro de apenas 2mm na determinação de um diâmetro de 20mm resultará em uma diferença de até 19% no cálculo da respectiva área^{50,52}. Curti e col⁵³ demonstraram não ser a área subaórtica perfeitamente circular, sendo esse mais um fator a contribuir para que a área eficaz do orifício valvar seja subestimada pelo Doppler-ecardiográfico, através da equação de continuidade.

O uso da área do anel externo da prótese valvar como sendo equivalente à área da via de saída do VE^{29,49,54} é uma alternativa, visando contornar as dificuldades e limitações na determinação da área subaórtica. Chafizadeh e Zoghbi⁴⁹ demonstraram um coeficiente de correlação de 0,92 entre os valores do diâmetro da via de saída do VE médico ecocardiograficamente e os correspondentes valores do diâmetro do anel externo das próteses implantadas, observando serem estes últimos superiores àqueles obtidos através da ecocardiografia bidimensional. Conseqüentemente, os valores da área eficaz do orifício valvar determinados pela equação de continuidade foram superiores quando a área da via de saída do VE foi calculada a partir do diâmetro externo das próteses, em relação aos valores obtidos quando a área da via de saída do VE foi calculada a partir do diâmetro médico ecocardiograficamente. Para Raffoul e col⁵⁵, a equação de continuidade permite calcular com segurança a área funcional de próteses aórticas, sendo, no entanto, um problema ainda não satisfatoriamente solucionado, a escolha do diâmetro a ser utilizado para determinação da área subaórtica. Baumgartner e col⁴³ demonstraram experimentalmente que o método Doppler subestima a área eficaz do orifício protético em relação aos valores obtidos pelo cateterismo, mesmo que de forma irrelevante, como nas válvulas Medtronic Hall e Hancock. Demonstraram ainda que os valores obtidos pelo método Doppler que mais se aproximam dos valores obtidos pelo cateterismo, são determinados através da equação de continuidade simplificada, que são superiores aos valores determinados pela equação de continuidade padrão.

Na equação de continuidade padrão são utilizadas as integrais de velocidades subaórticas e transprotéticas sistólicas, pelo tempo do fluxo sistólico, enquanto que na sua forma simplificada são utilizadas as velocidades máximas sistólicas subaórtica e transprotética do fluxo sanguíneo.

A utilização da forma simplificada encontra-se ple-

namente justificada, não apenas pelo exposto, mas também pela elevada correlação de resultados obtidos através das duas formas da equação

de continuidade, demonstrada por diferentes autores⁴⁹⁻⁵⁰. Nossos resultados demonstraram ser a área eficaz do orifício protético significativamente maior na válvula MH em relação à válvula LK, com 23 e 25mm de diâmetro externo, em posição aórtica, tanto quando se utilizou o diâmetro médico pela ecocardiografia bidimensional ($p=0,0001$ e $0,013$, respectivamente para próteses com 23 e 25mm de diâmetro externo), como também quando se utilizou o diâmetro externo do anel da válvula ($p=0,019$ e $0,043$).

A relevante diferença observada entre os resultados obtidos quando se empregou o diâmetro médico pela ecocardiografia bidimensional e quando se utilizou o diâmetro externo da prótese correspondente, na determinação da área eficaz do orifício protético através da equação de continuidade, acentua a importância da questão do diâmetro a ser utilizado para o cálculo da área subaórtica. A razão entre as velocidades máximas (ou integrals de velocidades por tempo do fluxo sistólico) sub aórtica e transvalvar, o índice Doppler de velocidades, também denominado índice de permeabilidade, reflete diretamente a dimensão da área eficaz do orifício valvar. Não sendo vulnerável aos fatores que interferem no débito cardíaco (compensatoriamente, todas as variações a que estiver sujeita a velocidade transprotética, também concomitantemente estará a velocidade subaórtica), este índice parece ser uma grandeza de referência bastante confiável, indicativa de magnitude da área eficaz do orifício valvar.

No cálculo do índice Doppler de velocidades são contornadas as principais possíveis causas de imprecisão inerentes à determinação da área eficaz do orifício valvar através da Doppler-ecocardiografia. Nossos resultados, quanto ao índice Doppler de velocidades, evidenciam uma significativa superioridade funcional da válvula MH sobre a válvula LK, com 23 e 25mm de diâmetro externo, em posição aórtica ($p=0,016$ e $0,039$ respectivamente).

Limitações e implicações clínicas - Não sendo nosso trabalho um estudo prospectivo, não existiu uniformidade no tempo decorrido entre o implante da prótese e o exame de avaliação do seu desempenho. Ressaltamos, no entanto, que todas as possíveis imperfeições praticadas ao longo do estudo se aplicaram igualmente e de forma sistemática a todos os casos. Em nenhum paciente houve maiores dificuldades técnicas para obtenção dos parâmetros analisados. Contudo, deve-se ter em mente a constante possibilidade de um alinhamento imperfeito entre o fluxo sanguíneo e o feixe ultra-sônico, inerente a todo estudo Doppler-ecocardiográfico. Esperamos que a determinação das faixas de normalidade dos parâmetros que estabelecemos através da Doppler-ecocardiografia venha a ser de utilidade na avaliação de próteses suspeitas, auxiliando no diagnóstico de próteses disfuncio-

nantes.

O método Doppler-ecocardiográfico mostrou-se adequado, tanto para avaliação do desempenho hemodinâmico das próteses estudadas, como ainda para análise comparativa entre estas. Assim, esperamos também que trabalhos futuros possam vir a demonstrar vantagens e desvantagens entre outras válvulas cardíacas artificiais. Nosso estudo registrou uma evidente e significativa superioridade funcional da válvula MH sobre a LK, reforçando o juízo de que a prótese LK com pequenos diâmetros deva ser evitada^{11,16}, certamente a partir da válvula com diâmetro externo de 23mm (LK16).

Referências

1. Labovitz AJ - Assessment of prosthetic heart valve function by Doppler echocardiography: A decade of experience. *Circulation*, 1989; 80: 707-9.
2. Bernardes L, Abreu J, Matos P, Ramos JMS, Quininha J, Salomão S - Padrões de fluxo das próteses aórticas monodisco normofuncionantes avaliadas por Doppler ecocardiografia. *Rev Port Cardiol*, 1989; 8: 191-5.
3. Camarano GP - Avaliação não invasiva das próteses cardíacas: o ponto de vista dos anos 90. *Rev Bras Ecocardiogr*, 1990; 3: 4-6.
4. Berdah J, Baubion N, Massougoudji M et al - Évaluation des prothèses valvulaires aortiques par échocardiographie Doppler. *Arch Mal Coeur*, 1991; 84: 27-32.
5. Perin EC, Jin B, Castro CM, Ferguson JJ, Hall RJ - Doppler echocardiography in 180 normally functioning St Jude Medical aortic valve prostheses. Early and late postoperative assessments. *Chest*, 1991, 100: 988-90.
6. Godoy MF, Forte V, Buffolo et al - Resultados da substituição de valvas cardíacas por próteses de Lillehei-Kaster. *Rev Bras Med*, 1976(nº especial): 41-6.
7. Starek PJK, Wilcox BR, Murray GF - Hemodynamic evaluation of the Lillehei-Kaster pivoting disc valve in patients. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1976; 71: 123-8.
8. Santos RG - Substituição da valva aórtica e mitral por prótese de Lillehei-Kaster. (Tese-Docência Livre). São Paulo: Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de Misericórdia de São Paulo, 1977: 98p.
9. Costa ISEA - Substituição da valva mitral pela prótese de Lillehei-Kaster. (Tese Professor Titular). Curitiba: Universidade Federal do Paraná, 1978: 131p.
10. Olessen KH, Rygg IH, Wemleevold A, Nyboe J - Long term follow-up in 262 patients after aortic valve replacement with the Lillehei-Kaster prosthesis: overall results and prosthesis related complications. *Eur Heart J*, 1986; 7: 808-16.
11. Stewart S, Cianciotta D, Hicks GL, Deweese JA - The Lillehei-Kaster aortic valve prosthesis: long term results in 273 patients with 1253 patient-years of follow-up. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1988; 95: 1023-30.
12. Mikhail AA, Ellis R, Johnson S - Eighteen-year evolution from the Lillehei-Kaster to the Omni design. *Ann Thorac surg*, 1989; 48(suppl): 561-4.
13. Milano AD, Bortolotti V, Mazzucco A, Guerra F, Magni A, Gallucci V - Aortic valve replacement with the Hancock standard, Björk-Shiley, and Lillehei-Kaster prostheses: a comparison based on follow-up from 1 to 15 years. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1989; 98:37-47.
14. Starek PJK, McLaurin LP, Wilcox BR, Murray GF - Clinical evaluation of the Lillehei-Kaster pivoting-disc valve. *Ann thorac Surg*, 1976; 22: 362-8.
15. Pyle RB, Mayer Jr JE, Lindsay WG, Jorgensen CR, Wang Y, Nicoloff DM - Hemodynamic evaluation of Lillehei-Kaster and Starr-Edwards prostheses. *Ann Thorac Surg*, 1978; 26: 336-42.
16. Levang OW, Nitter-Hauger S, Levorstad K, Froysaker T - Aortic valve replacement. A randomized study comparing the Björk-Shiley and Lillehei-Kaster disc valves. Late haemodynamics related to clinical results. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg*, 1979; 13: 199-213.
17. Nitter-Hauge S, Enge I, Semb BKH, Hall KV - Primary clinical experience with the Hall-Kaster valve in the aortic position: Results at 3 months including hemodynamic studies. *Circulation*, 1979; 60(suppl I): I-55-162.
18. Morgan RJ, Davis JT, Fraker TD - Estado atual das próteses valvulares. *Clin Cir Am Norte*, 1985; 725-47.
19. Nitter-Hauge S - Invasive evaluation of aortic prostheses. In: Rábago G, Colley DA, ed. - Heart Valve Replacement and Future Trends in Cardiac Surgery. Mount Kisco, Futura Publishing Co, 1987: 391.

20. Semb BKH, Nitter-Hauge S, Hall KV - Intraoperative and postoperative hemodynamic studies in patients undergoing aortic valve replacement with the Hall-Kaster cardiac disc valve prosthesis. *Thorac Cardiovasc Surgeon*, 1979; 27: 92-7.
21. Yoganathan AP, Stevenson DM, Williams FP, Woo Y, Franch RH, Harrison EC - In vitro fluid dynamic characteristics of the Medtronic-Hall pivoting disc heart valve prosthesis. *Scand J Thor Cardiovasc Surg*, 1982; 16: 235-43.
22. Nitter-Hauge S, Semb B, Abdelnoor M, Hall KV - A 5 year experience with the Medtronic Hall disc valve prosthesis. *Circulation*, 1983; 68:(suppl II): II-169-74.
23. Hall KV, Nitter-Hauge S, Abdelnoor M - Seven and one half years' experience with the Medtronic Hall valve. *J Am Coll Cardiol*, 1985 ; 6: 1417-21.
24. Hall KV - Long-term experience with tilting disc valves. In: Rábago G, Cooley DA, ed - Heart Valve Replacement and Future Trends in Cardiac Surgery. Mount Kisco, Futura Publishing Co, 1987:145.
25. Beaudet RL, Nakhlé G, Beaulieu RC, Doyle D, Gauvin C, Poirier NL - The Medtronic Hall valve: Evaluation of its complications and their effect on quality of life. In: Rábago G, Cooley DA, ed. - Heart Valve Replacement and Future Trends in Cardiac Surgery. Mount Kisco, Futura Publishing Co, 1987: 209.
26. Antunes MJ, Wessels A, Sadowski RG et al - Medtronic Hall valve replacement in a third-world population group. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 1988; 95: 980-3.
27. Pires AC - Avaliação evolutiva do desempenho ventricular esquerdo, através da ecocardiografia bidimensional, em pacientes portadores de prótese em posição aórtica (Tese-Mestrado). São Paulo: Escola Paulista de Medicina, 1986: 115p.
28. Raisaro A, Caissi V, Roda G et al - Valutazione Doppler delle protesi Sorin e Medtronic Hall in posizione aortica. *G Ital Cardiol*, 1988; 18: 206-12.
29. Tatineni S, Barner HB, Pearson AC, Halbe D, Woodruff R, Labovitz AJ - Rest and exercise evaluation of St Jude Medical and Medtronic Hall prostheses: influence of primary lesion, valvular type, valvular size and left ventricular function. *Circulation*, 1989; 80(suppl I): I-16-23.
30. Teichholz LE, Kreulen T, Herman MV, Gorlin R - Problems in echocardiographic volume determinations: Echocardiographic - angiographic correlations in the presence or absence of asynergy. *Am J Cardiol*, 1976; 37: 7-11.
31. Hatle L, Angelsen B - Pulsed and continuous wave Doppler in diagnosis and assessment of various heart lesions. In: *Doppler Ultrasound in Cardiology: Physical Principles and Clinical Applications*. 2.ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1985: 97.
32. Khanderia BK, Tajik J, OH JK, Seward JB - Color flow imaging in valvular stenosis. *Ecocardiography*, 1986; 3: 483-91.
33. Cooper JW, Nanda NC, Philpot EF, Fan P - Evaluation of valvular regurgitation by color Doppler. *J Am Soc Echocardiogr*, 1989; 2: 56-66.
34. Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B - Evaluation of aortic insufficiency by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol*, 1987; 9: 952-9.
35. Sokal RR, Rohlf FJ - *Biometry*. San Francisco, WH Freeman Co, 1969: 776.
36. Sagar KB, Wann LS, Paulsen WHJ, Romhilt DW - Doppler echocardiography evaluation of Hancock and Björk-Shiley prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol*, 1986; 7: 681-7.
37. Burstow DJ, Nishimura RA, Bailey KR et al - Continuous wave Doppler echocardiographic measurement of prosthetic valve gradients. *Circulation*, 1989; 80: 504-14.
38. Jaffe WM, Coverdale A, Roche AHG, Brandt PWT, Ormiston JA, Barratt-Boyes BG - Doppler echocardiography in the assessment of the homograft aortic valve. *Am J Cardiol*, 1989; 63: 1466-70.
39. Kapur KK, Fan P, Nanda NC, Yoganathan AP, Goyal R - Doppler color flow mapping in the evaluation of prosthetic mitral and aortic valve function. *J Am Coll Cardiol*, 1989; 13: 1561-71.
40. Schwinger ME - Doppler echocardiography versus cardiac catheterization in the evaluation of valvar heart disease. Do we have a gold standard? *Clin Cardiol*, 1991; 14: 369-73.
41. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G - Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro: a manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation*, 1990; 82: 1467-75.
42. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G - Effect of prosthetic aortic valve design on the Doppler-catheter gradient correlation: an in vitro study of nominal St Jude, Medtronic Hall, Starr-Edwards and Hancock valves. *J Am Coll Cardiol*, 1992; 9: 324-32.
43. Baumgartner H, Khan SS, DeRobertis M, Czer L, Maurer G - Doppler assessment of prosthetic valve orifice area: an in vitro study. *Circulation*, 1992; 85: 2275-83.
44. Oh JK, Taliencio CP, Holmes Jr DR, Reeder GS, Bailey KR, Seward JB - Prediction of the severity of aortic stenosis by Doppler aortic valve area determination: prospective Doppler-catheterization correlation in 100 patients. *J Am Coll Cardiol*, 1988; 11: 1227-34.
45. Wilkins GT, Gillam LD, Kritzer GL, Levine RA, Palacios IF, Weyman AE - Validation of continuous-wave Doppler echocardiographic measurements of mitral and tricuspid prosthetic valve gradients: A simultaneous Doppler-catheter study. *Circulation*, 1986; 74: 786-95.
46. Cannon SR, Richards KL, Crawford M - Hydraulic estimation of stenotic orifice area: A correction of the Gorlin formula. *Circulation*, 1985; 71: 1170-8.
47. Cannon SR, Richards KL, Crawford MH et al - Inadequacy of the Gorlin formula for predicting prosthetic valve area. *Am J Cardiol*, 1988; 62: 113-6.
48. Ihlen H, Molstad P, Simon S et al - Hemodynamic evaluation of the Carbomedics prosthetic heart valve in the aortic position comparison of noninvasive and invasive techniques. *Am Heart J*, 1992; 123: 151-9.
49. Chafizadeh ER, Zoghbi WA - Doppler echocardiographic assessment of the St Jude Medical prosthetic valve in the aortic position using the continuity equation. *Circulation*, 1991; 83: 213-23.
50. Skjaerpe T, Hegrenaes L, Hatle L - Noninvasive estimation of valve area in patients with aortic stenosis by Doppler ultrasound and two-dimensional echocardiography. *Circulation*, 1985; 72: 810-8.
51. Otto CM, Pearlman AS - Doppler echocardiographic evaluation of stenotic bioprosthetic aortic valves. *J Am Coll Cardiol*, 1990; 15: 825-6.
52. Rothbart RM, Castriz JL, Harding LV, Russo CD, Teague SM - Determination of aortic valve by two-dimensional and Doppler echocardiography in patients with normal and stenotic bioprosthetic valves. *J Am Coll Cardiol*, 1990; 15: 817-24.
53. Curti HJV, Ferreira MCF, Silveira SAF - Estudo da forma e dimensões da região subvalvar aórtica (via de saída do VE): implicações para o cálculo da área da valva aórtica segundo a equação de continuidade. *Rev Bras Ecocardiogr*, 1991; 4:10.
54. Denning K, Rudolph W - Estimation of prosthetic aortic valve with the use of the continuity equation by Doppler ultrasound. *Circulation*, 1986; 74(suppl II): II-391.
55. Raffoul H, Abergel E, Cohen A et al - Étude des prothèses valvulaires en echoDoppler. *Arch Mal Coeur*, 1990; 83: 853-61.