

Análise do perfil hidrodinâmico em diferentes modelos de bombas de rolete utilizadas em circulação extracorpórea

Analysis of the hydrodynamic profile in different roller pumps models used in cardiopulmonary bypass

Francisco Ubaldo VIEIRA JUNIOR¹, Reinaldo Wilson VIEIRA², Nilson ANTUNES³, Orlando PETRUCCI⁴, Pedro Paulo de OLIVEIRA⁵, Márcia Milena Pivatto SERRA⁶, Karlos Alexandre de Sousa VILARINHO⁷, Marcio Roberto do CARMO⁸

RBCCV 44205-1075

Resumo

Objetivo: Dentre os equipamentos utilizados em circulação extracorpórea, as bombas de rolete têm grande importância, com diversos modelos disponíveis de vários fabricantes. A calibração é um fator importante nas taxas de hemólise e o seu potencial difere em cada uma delas. Pesquisadores nem sempre abordam detalhes sobre os perfis do leito rígido, supondo que as formas padronizadas de calibração garantem valores iguais e comparáveis para todos os modelos de bombas de rolete. Dispomos principalmente de dois métodos para a calibração das bombas, o que também interfere com o potencial hemolítico. Nenhum dos métodos considera as características de impulsão do fluido, definido pela forma construtiva do leito rígido. O objetivo é avaliar o perfil hidrodinâmico de três modelos de bombas de roletes disponíveis no mercado brasileiro.

Métodos: A oclusão dos roletes foi feita por medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica. Foram utilizados dois diferentes diâmetros de tubos de silicone (3/8 x 1/16 e 1/2 x 3/32 polegadas).

Resultados: Os perfis apresentaram diferenças em suas variâncias. $P < 0,01$ para medidas de velocidade de queda e

$P < 0,0001$ para medidas de calibração dinâmica. Foram encontradas diferenças nas variações de pressão entre as bombas analisadas ($P < 0,002$).

Conclusão: As medidas de oclusão são dependentes da forma do leito rígido e comparações envolvendo bombas de rolete devem ser feitas com cautela. Testes com sangue deveriam ser realizados para verificar a influência das variações de pressão na hemólise.

Descritores: Circulação extracorpórea. Perfusão. Fluxo pulsátil. Bombas.

Abstract

Objective: Among the equipments used in cardiopulmonary bypass the roller pumps have great importance with various models available from several manufacturers. The calibration is an important factor in hemolysis rates and its potential is different in each. Researchers do not always approach details on the pump bed profiles assuming that the standardized calibration settings ensure equal and comparable values for all models of roller pumps. We have mainly two methods for

1. Graduação; Professor da Universidade São Francisco.
2. Doutor-Livre Docente; Coordenador do Departamento de Cirurgia Cardíaca de Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).
3. Mestre; Enfermeiro Perfusionista no Hospital de Clínicas da UNICAMP.
4. Doutor; Professor no Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP.
5. Doutor; Professor Associado da UNICAMP.
6. Doutora; Professora da Universidade São Francisco.
7. Mestre; Médico Assistente no Hospital de Clínicas UNICAMP.
8. Graduado; Biólogo Perfusionista no Hospital de Clínicas da UNICAMP.

Trabalho realizado no Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – São Paulo, SP, Brasil.

Endereço para correspondência:
Francisco Ubaldo Vieira Jr.
R. Alexandre Fleming, 181 – Cidade Universitária (Zeferino Vaz) – Campinas, SP, Brasil – CEP: 13083-970.
E-mail: fubaldo@terra.com.br

Artigo enviado em 19 de março de 2009
Artigo aprovado em 26 de maio de 2009

calibration of pumps which also interferes on the hemolytic potential. In both of them, the characteristics of fluid impulsion defined by the pump bed design are not considered. The aim of this study is to compare the hydrodynamic profile of three models of roller pumps available in the Brazilian market.

Methods: The rollers occlusion was performed by measures of drop and dynamic calibration. Two different silicone diameter tubes were used (3/8 x 1/16 and 1/2 x 3/32 inches).

Results: The profiles showed differences in their

variances, $P < 0.01$ for drop rate measures and $P < 0.0001$ for dynamic calibration. Different changes in pressure were found between the pumps analyzed ($P < 0.002$).

Conclusion: The measures of occlusion are dependent on the design of the pump bed and comparisons involving roller pumps should be performed with caution. Blood tests should be performed to verify the influence of changes in hemolysis pressure.

Descriptors: Extracorporeal circulation. Perfusion. Pulsatile flow. Pumps.

INTRODUÇÃO

Dentre os equipamentos utilizados na circulação extracorpórea (CEC), as bombas de rolete têm fundamental importância pela função de movimentar o sangue por meio dos dispositivos e circuitos até o paciente.

Durante a CEC, o trauma sofrido pelas hemácias libera o conteúdo intracelular, causando a hemólise. Isso acontece por solicitação mecânica, seja pelo efeito da passagem do sangue pelos roletes, cânulas e aspiradores ou pela exposição a diferentes superfícies sobre diferentes velocidades.

As bombas de rolete disponíveis hoje no mercado brasileiro possuem várias características comparáveis entre si, tais como faixa de rotação, estabilidade, acabamento e manejo. Seu ajuste é um fator importante nas taxas de hemólise [1,2] e novos procedimentos e dispositivos têm sido estudados na tentativa de minimizar os efeitos da aspiração do sangue no campo cirúrgico [3,4].

Diversos trabalhos demonstram a forte influência da oclusão nos índices de hemólise com ajustes oclusivos e não oclusivos [1,5], mas comparações entre bombas de rolete e bombas centrífugas, quanto aos aspectos hemolíticos, divergem em seus resultados [2,6]. O sangue aspirado do campo com bombas de rolete tem participação na hemólise observada clinicamente [6-8], confirmado em trabalhos experimentais onde foram comparadas bombas de rolete e sistema de vácuo para esta finalidade [4,9].

Estudos realizados por pesquisadores nem sempre abordam detalhes sobre os perfis de leito rígido das bombas de rolete. Há a suposição de que com as formas padronizadas de calibração, os ajustes realizados nas bombas são iguais para todos os modelos.

Duas formas de ajustes são mais comumente utilizadas, a medida de velocidade de queda (método estático) e a calibração dinâmica, proposta por Tamari et al. [2]. A

velocidade de queda é normalmente medida tomando o ponto inferior do leito rígido ou a média entre 2 ou 3 pontos próximos ao ponto inferior.

O perfil construtivo do leito rígido varia em modelos diferentes de bombas. Pode influenciar nos valores de ajuste que são usados como referências de comparação. É característico de cada modelo de bomba e pode influenciar nas taxas de hemólise.

O objetivo deste trabalho é avaliar o perfil hidrodinâmico de três modelos de bombas de rolete disponíveis no mercado brasileiro pelo método de velocidade de queda e calibração dinâmica.

MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado no Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

Foram testados três modelos de bomba de rolete em perfeitas condições. Provenientes de dois diferentes fabricantes brasileiros, com diâmetro de caçapa de 6 polegadas e características relacionadas na Tabela 1.

Velocidade de queda

O perfil hidrodinâmico das bombas foi estabelecido medindo a velocidade de queda em tubos de silicone de 3/8 x 1/16 polegadas. Foram usados ângulos padronizados do leito rígido das bombas, conforme Figura 1.

Tabela 1. Características gerais das bombas de rolete testadas.

Característica	Bomba 1	Bomba 2	Bomba 3
Tempo de uso	Nova	6 anos	8 anos
Modularidade	Individual	Conjugado (4)	Individual
Ajuste de oclusão simultâneo dos roletes	Sim	Sim	Sim
Regulagem fina dos roletes	Sim	Não	Não
Travamento dos roletes	Sim	Sim	Não
Regulagem de rotação	Fina	Grossa	Fina

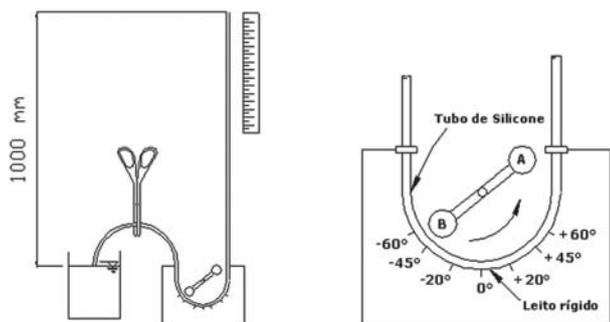


Fig. 1 – Desenho esquemático do sistema de medidas de velocidade de queda e ângulos padronizados

Os tempos foram cronometrados para uma variação fixa de 50 mm de coluna de solução fisiológica a 0,9% de NaCl com 1000 mm em tubo padronizado de PVC de 1/4. Para a leitura dos tempos, utilizou-se cronômetro digital com medida de centésimo de segundo. As medidas foram tomadas sequencialmente, -60° , -45° , -20° , 0° , $+20^\circ$, $+45^\circ$ e $+60^\circ$ para os roletes A e B. Com a bomba ajustada no ponto de oclusão desejado, o rolete foi movimentado manualmente até a coluna de solução fisiológica atingir a medida de 1050 mm. O rolete A foi posicionado inicialmente no primeiro ângulo padronizado de -60° e com a tubulação de entrada da bomba pinçada foi aguardado alguns segundos até a estabilização. A tubulação então foi liberada e os tempos cronometrados entre as posições 1000 e 950 mm.

Mantendo-se o rolete na mesma posição, a tubulação de entrada foi novamente pinçada e, com o auxílio de uma seringa, a coluna foi preenchida até a posição de 1050 mm e nova medida foi tomada na mesma posição após estabilização. O rolete então foi movimentado para a próxima posição (-45°), pinçado e novamente preenchido com auxílio de seringa até a posição de 1050 mm, repetindo o procedimento para os demais ângulos padronizados. O mesmo procedimento foi realizado para o rolete B e o procedimento foi repetido duas vezes para cada ângulo.

Em cada conjunto de medidas tomadas nos roletes A e B, em cada ângulo padronizado, a velocidade de queda adotada foi a média aritmética entre os oito valores medidos nos dois roletes. A temperatura da solução fisiológica foi mantida a $24 \pm 1,0^\circ\text{C}$, e temperatura ambiente de $24 \pm 2,0^\circ\text{C}$ durante todos os experimentos.

A velocidade de queda média foi calculada com os valores obtidos com os ângulos de -20° , 0° e $+20^\circ$.

Calibração dinâmica

Para as medidas de calibração dinâmica utilizou-se o método proposto por Tamari et al. [2]:

- Preenchimento do circuito da bomba com solução fisiológica a 0,9% de NaCl;
- Monitor de pressão colocado na saída da bomba;

- Os roletes foram retraídos para posição não oclusiva;
- A bomba foi colocada em 10 RPM (rotações por minuto), constante;
- A tubulação de saída foi pinçada longe da posição do sensor de pressão;
- A oclusão dos roletes foi ajustada até a pressão média desejada.

As medidas de calibração dinâmica foram realizadas em 15 tubos de $3/8 \times 1/16$ polegadas e 24 tubos de $1/2 \times 3/32$ polegadas. Para medição e armazenamento dos dados foi utilizada uma placa de aquisição de dados, modelo PCI-9112 fabricado por Adlink (Chungho, Taiwan), e um sensor de pressão fabricado pela ASHCROFT WILLY (Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP – Brasil), com faixa de -1.10^5 a 2.10^5 (Pa) de pressão, (-750 mmHg a 1500 mmHg), calibrado. Um programa para aquisição de dados foi desenvolvido para leitura e arquivamento dos dados. A Figura 2A apresenta o desenho esquemático utilizado para as medidas e a Figura 2B mostra os valores registrados de pressão durante a calibração dinâmica e esquematiza a forma de medida adotada.

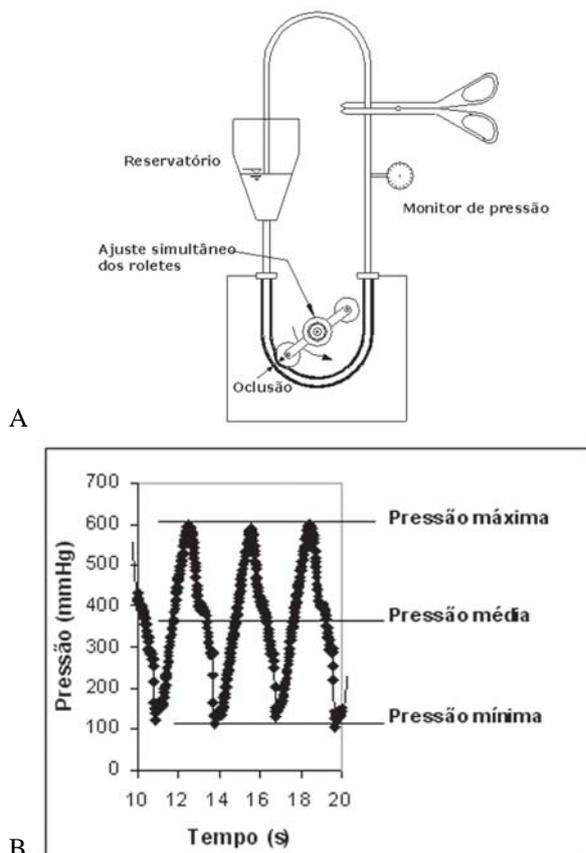


Fig. 2 – A: Desenho esquemático para medidas de calibração dinâmica. B: Indicação dos valores de pressão máxima, mínima e média durante o processo de calibração dinâmica

Devido à característica pulsátil das bombas de rolete, os valores das pressões médias de calibração dinâmica (PCD_{med}) foram adotados tomando-se a média entre todos os pontos registrados dos ciclos com intervalo entre medidas de 20 ms e tempo total de registro de 30 segundos ($n=1500$).

As pressões máximas e mínimas foram adotadas considerando a média dos valores máximos registrados em cada pico ou vale durante o intervalo de tempo de registro (30 segundos).

Análise estatística

Todos os valores obtidos a partir dos registros em arquivo foram calculados com nível de confiança de 95%.

Para a análise estatística foi utilizado ANOVA (distribuição normal) e o teste de Levene (distribuição não normal [1]), análise de regressão linear e o teste “t” para comparação dos coeficientes angulares e interceptos de duas regressões.

RESULTADOS

Velocidade de queda

A Figura 3 apresenta o perfil de velocidade de queda para os três modelos de bomba com valores próximos de velocidade de queda no ponto 0° .

Os dados relativos à Figura 3 apresentaram distribuição normal ($P>0,11$) e a comparação entre as variâncias são apresentadas na Tabela 2.

A Figura 4 mostra os perfis hidrodinâmicos e respectivos diagramas de pressões durante o processo de calibração dinâmica. Os valores de pressão para as três bombas não apresentaram normalidade ($P < 0,01$).

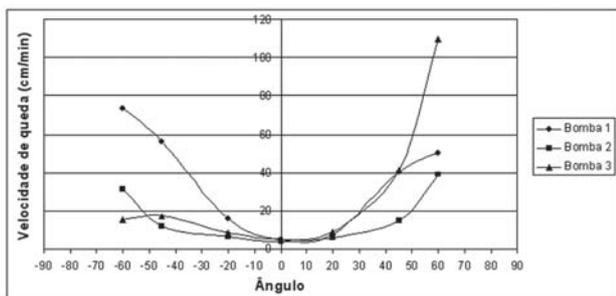


Fig. 3 – Perfil de velocidade de queda nos três modelos de bomba

Tabela 2. Comparação de variâncias dos perfis de velocidade de queda ($n=7$) para os três modelos de bombas.

Modelo de Bomba	P-valor
Bomba 1 x Bomba 2	0,07
Bomba 1 x Bomba 3	0,21
Bomba 2 x Bomba 3	0,01

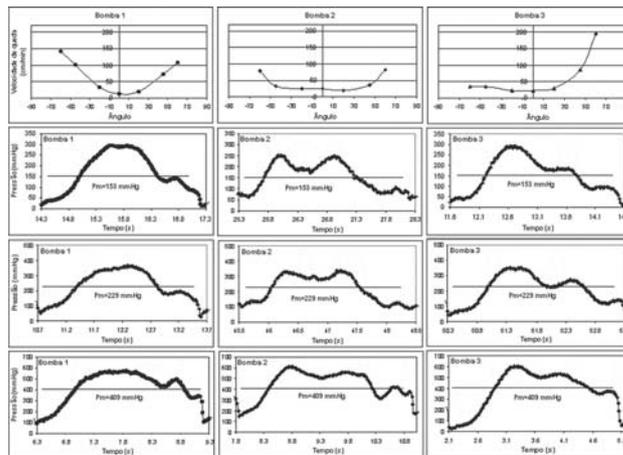


Fig. 4 – Perfis de velocidade de queda com respectivos diagramas de pressões durante a calibração dinâmica. Bombas 1, 2 e 3

Para as condições de $PCD_{méd} = 153 \pm 3$ (média \pm desvio padrão), $PCD_{méd} = 229 \pm 5$ e $PCD_{méd} = 409 \pm 1$ mmHg, as variâncias apresentaram diferenças quando comparadas duas a duas com $P < 0,0001$ para as três condições (estatística de Levene).

A Figura 5 mostra os resultados das medidas de velocidade de queda no ponto 0° comparado com a média calculada entre os ângulos -20° e $+20^\circ$. Bombas 1 e 3.

As bombas 1 e 3 apresentaram um coeficiente de determinação R^2 de 0,92 e 0,97, respectivamente, com coeficientes de regressão iguais ($P>0,56$) e interceptos iguais ($P>0,68$).

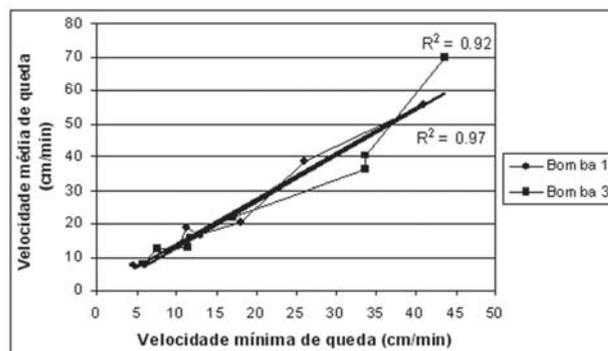


Fig. 5 – Comparação entre a velocidade de queda no ponto 0 e a velocidade média em três pontos para várias oclusões

Calibração dinâmica

A Figura 6 apresenta os resultados dos testes de pressão média de calibração dinâmica pela diferença de pressões registradas. Foram utilizados 30 tubos de $\frac{1}{2} \times \frac{3}{32}$ polegadas.

Os dados referentes à Figura 6 apresentaram distribuição normal ($P<0,05$), e a Tabela 3 mostra os valores de

probabilidade dos coeficientes angulares e respectivos interceptos obtidos por comparação entre as regressões lineares.

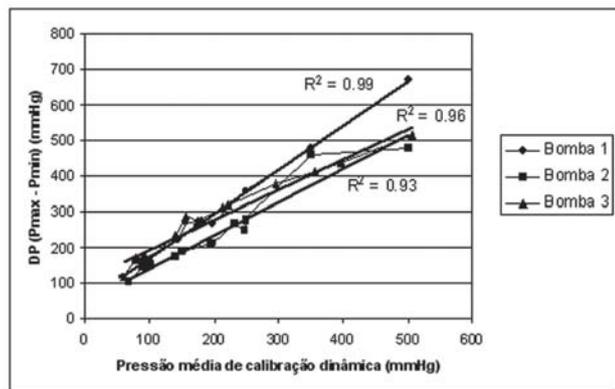


Fig. 6 – Relação entre a pressão média de calibração dinâmica e a diferença de pressão (Pmax – Pmin). Bombas 1, 2 e 3

Tabela 3. Comparação entre regressões das medidas de pressão média de calibração dinâmica e respectivas diferenças de pressão para as três bombas (n=13).

Modelo de bomba	Coefficiente angular	Intercepto
Bomba 1 x Bomba 2	$P < 0,002$	$P < 0,0001$
Bomba 1 x Bomba 3	$P < 0,0001$	$P > 0,23$
Bomba 2 x Bomba 3	$P > 0,37$	$P < 0,0001$

DISCUSSÃO

As bombas de rolete têm grande importância em cirurgias cardíacas. Seu ajuste é um fator importante nas taxas de hemólise e tem sido estudado por diversos pesquisadores.

A forma construtiva do leito rígido varia entre modelos de bombas disponíveis no mercado. Essas diferenças nem sempre são apontadas em trabalhos, e podem apresentar diferenças em seus resultados medidos pelos métodos de calibração.

O perfil hidrodinâmico medido por velocidade de queda para a bomba 1 (Figura 3) apresentou simetria entre a entrada e a saída dos roletes. Contudo, nota-se uma pequena porção do leito rígido próximo ao eixo central da bomba, onde ocorreram as maiores oclusões.

A bomba 2 é caracterizada por uma simetria de velocidades de queda entre a entrada e a saída dos roletes. As maiores oclusões ocorreram em uma parte do leito rígido com velocidade de queda constante nesta região. Essa característica promove a bomba 2 a compressão do tubo por um tempo maior, comparado com a bomba 1.

A bomba 3 apresentou um deslocamento da área de maior oclusão para o ponto de entrada dos roletes e com aumento das velocidades de queda após o eixo central.

As diferenças entre os modelos podem ser visualizadas pelas medidas de pressão durante a calibração dinâmica (Figura 4) para três condições distintas de ajuste. Os perfis de pressão apresentaram variâncias estatisticamente diferentes ($P < 0,0001$) e acompanharam as medidas de velocidade de queda ao longo do leito rígido, nos três modelos.

A pressão medida na saída da bomba, durante a calibração dinâmica, é análoga à pressão estática estabelecida pela coluna de solução fisiológica durante a medida de velocidade de queda [2]. Portanto, a medida de pressão é uma representação das velocidades de queda ao longo do leito rígido.

As diferenças de pressões (Pmax-Pmin) medidas nos três modelos de bomba (Figura 6) confirmam as diferenças nos perfis das bombas. O maior tempo de oclusão faz com que os valores médios sejam menores comparados ao perfil onde o tempo de oclusão é pequeno. Para pequeno período de oclusão, os valores máximos e mínimos precisam ser maiores para a mesma pressão média.

Trabalhos experimentais revelam empiricamente que as taxas de hemólise são mais dependentes da tensão de cisalhamento a qual a hemácia é submetida do que do tempo de exposição a essa tensão [10].

Durante a perfusão, as hemácias poderão estar submetidas a diferentes pressões e tempos de exposição, dependente do modelo de bomba usado. Isso pode influenciar nas taxas de hemólise e deveria ser investigado apropriadamente.

As medidas de velocidade de queda em centro cirúrgico nem sempre são realizadas observando a posição exata dos roletes em relação ao leito rígido. Os diferentes perfis das bombas podem influenciar nos valores medidos, não representando o ponto de maior oclusão.

Alguns perfusionistas [11] utilizam outros métodos para ajuste de bombas. Realizam as medidas em pontos à esquerda e à direita do ângulo 0° e adotam a média. O mesmo procedimento poderia fornecer valores de oclusão diferentes, dependendo do perfil da bomba usado.

Nos três modelos de bomba, o ponto de menor velocidade de queda ficou entre os ângulos -20° e +20°, e em algumas medidas, o ponto de maior oclusão não foi o ponto 0°.

Foram utilizados três lotes de tubos para os testes e possíveis variações nos diâmetros não foram consideradas nas conclusões e considerações feitas neste trabalho.

Durante o processo de calibração dinâmica, a posição dos roletes no momento do ajuste teve influência na variação de pressão observada. Quando o ajuste era realizado com um dos roletes na posição 0°, o rolete oposto

apresentava maior oclusão. Com isso, as pressões nos roletes A e B apresentaram diferenças, em alguns casos superiores a 50 mmHg. Este fenômeno foi observado nas três bombas, sendo mais acentuado no modelo 1 e 2.

A bomba 2 apresentou variações maiores na rotação (± 1 RPM.) durante a calibração dinâmica. Nos modelos de bomba 1 e 3, a estabilidade ficou melhor que $\pm 0,5$ RPM.

CONCLUSÃO

Concluimos que existem diferenças nos perfis hidrodinâmicos nos modelos de bombas analisados. Essas diferenças são dependentes do desenho do leito rígido e podem acarretar medidas indesejadas de oclusão. O valor do ajuste, quando utilizado para comparações entre bombas ou com outros dispositivos, deve ser feito com cautela.

Nas condições de ensaio, as medidas de velocidade de queda calculadas pela média não corresponderam à maior oclusão para todos os modelos de bombas.

As diferentes variações de pressões (Pmax-Pmin) obtidas durante a calibração dinâmica podem contribuir no aumento das taxas de hemólise. Testes com sangue deveriam ser conduzidos para avaliar essa influência.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a Braile Biomédica Indústria, Comércio e Representações S/A, pelo apoio e doação dos tubos de silicone utilizados durante os estudos.

REFERÊNCIAS

1. Bernstein EF, Gleason LR. Factors influencing hemolysis with roller pumps. *Surgery*. 1967;61(3):432-42.
2. Tamari Y, Lee-Sensiba K, Leonard EF, Tortolani AJ. A dynamic method for setting roller pumps nonocclusively reduces hemolysis and predicts retrograde flow. *ASAIO J*. 1997;43(1):39-52.
3. Pierangeli A, Masieri V, Bruzzi F, De Toni E, Grillone G, Boni P, et al. Haemolysis during cardiopulmonary bypass: how to reduce the free haemoglobin by managing the suctioned blood separately. *Perfusion*. 2001;16(6):519-24.
4. Jegger D, Horisberger J, Jachertz M, Seigneul I, Tozzi P, Delay D, et al. A novel device for reducing hemolysis provoked by cardiomy suction during open heart cardiopulmonary bypass surgery: a randomized prospective study. *Artif Organs*. 2007;31(1):23-30.
5. McCaughan JS, McMichael H, Schuder JC et al. The use of a totally occlusive pump as a flowmeter with observations on hemolysis caused by occlusive and nonocclusive pumps and other pump-oxygenator components. *Surgery*. 1958;44(1):210-9.
6. Hansbro SD, Sharpe DA, Catchpole R, Welsh KR, Munsch CM, McGoldrick JP, et al. Haemolysis during cardiopulmonary bypass: an in vivo comparison of standard roller pumps, nonocclusive roller pumps and centrifugal pumps. *Perfusion*. 1999;14(1):3-10.
7. Edmunds LH Jr, Saxena NC, Hillyer P, Wilson TL. Relationship between platelet count and cardiomy suction return. *Ann Thorac Surg*. 1978;25(4):306-10.
8. Morris KN, Kinross FM, Stirling GR. Hemolysis of blood in the pericardium: the major source of plasma hemoglobin during total body perfusion. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1965;49:250-8.
9. Wright G, Sanderson JM. Cellular aggregation and trauma in cardiomy suction systems. *Thorax*. 1979;34(5):621-8.
10. Wurzinger LJ, Optiz R, Eckstein H. Mechanical blood trauma: an overview. *Angiologie*. 1986;38(3):81-97.
11. Mongero LB, Beck JR, Orr TW, Kroschwitz RM, Lee-Sensiba K, Oz MC. Clinical evaluation of setting pump occlusion by the dynamic method: effect on flow. *Perfusion*. 1998;13(5):360-8.