

Visualização de refluxo em aspirador de sangue e reservatório de cardiectomia usados em circulação extracorpórea

Flow visualization in blood aspirator and cardiectomy reservoir used in cardiopulmonary bypass

Francisco Ubaldo VIEIRA JUNIOR¹, Reinaldo Wilson VIEIRA², Eduardo Tavares COSTA³, Nilson ANTUNES⁴, Orlando PETRUCCI JUNIOR⁵, Pedro Paulo Martins de OLIVEIRA⁶, Lindemberg da Mota SILVEIRA FILHO⁷, Karlos Alexandre de Sousa VILARINHO⁸, Elaine Soraya Barbosa de Oliveira SEVERINO⁹

RBCCV 44205-1128

Resumo

Objetivo: Um dos maiores danos causados pela oclusão em bombas de rolete é a hemólise. Estudos comparativos entre bomba de roletes com ajustes não oclusivos e bombas centrífugas têm sido realizados nas últimas décadas na tentativa de desenvolver novos produtos e ajustes que causem menos trauma aos elementos figurados do sangue. Comumente as bombas de rolete são ajustadas pelo método estático devido à preocupação com fluxos variáveis que podem ocorrer com ajustes não oclusivos. Folga excessiva nos roletes permite refluxo e pode acarretar erros no cálculo dos fluxos pela rotação da bomba, de acordo com os dispositivos adicionados ao circuito e a resistência sistêmica do paciente. O objetivo desse trabalho é avaliar o refluxo causado por dois modelos de bombas de rolete em aspirador de sangue e em reservatório de cardiectomia.

Métodos: A visualização do refluxo foi realizada em aspirador de sangue e, em reservatório de cardiectomia, a visualização foi acompanhada de respectiva medida. Foram testados dois modelos de bombas de rolete de diferentes fabricantes, ajustadas pelo método de velocidade de queda e

calibração dinâmica. Os testes foram conduzidos com tubos de silicone de 3/8 x 1/16 e 1/2 x 3/32 polegadas de diâmetro em água e solução análoga ao sangue.

Resultados: Foram registrados visualmente os refluxos em aspirador de sangue e em reservatório de cardiectomia, com respectiva medida dos valores. As bombas apresentaram diferenças nos refluxos medidos ajustadas pelo método de calibração dinâmica. A bomba #2 apresentou refluxo, ajustada totalmente ocluída.

Conclusão: Os refluxos medidos nos dois modelos de bomba apresentaram diferenças ($P < 0,008$). Os resultados indicam diferenças nas características construtivas ocasionadas pelo processo de fabricação, projeto ou possíveis desgastes. Ajustes pouco oclusivos podem proporcionar variações nos fluxos com a resistência adicionada ao circuito, com dificuldade de correção do fluxo pelo incremento da rotação.

Descritores: Circulação extracorpórea. Bombas.

1. Doutor; Professor da Universidade São Francisco.
2. Doutor - Livre Docente; Coordenador do Departamento de Cirurgia Cardíaca de Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).
3. Doutor; Professor do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e Computação da Unicamp. Diretor do Centro de Engenharia Biomédica - Unicamp.
4. Mestre; Enfermeiro Perfusionista no Hospital de Clínicas da Universidade de Campinas.
5. Doutor; Professor no Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP.
6. Doutor; Professor Associado da UNICAMP.
7. Mestre; Médico cirurgião assistente no Hospital de Clínicas da UNICAMP.
8. Mestre; Médico Assistente no Hospital de Clínicas da UNICAMP.

9. Médica contratada junto à Disciplina de Cirurgia Cardíaca da Universidade de Campinas – UNICAMP.

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

Endereço para correspondência:
Francisco Ubaldo Vieira Junior.

R. Alexandre Fleming, 181 – Cidade Universitária (Zeferino Vaz) – Campinas, SP, Brasil – CEP: 13083-970

Email: fubaldo@terra.com.br

Artigo recebido em 25 de março de 2009
Artigo aprovado em 28 de outubro de 2009

Abstract

Objective: One of the major damage caused by occlusion in roller pumps is hemolysis. Comparative studies between roller pump with adjustments non occlusive and centrifugal pumps have been made in recent decades in an attempt to develop new products and adjustments that cause fewer traumas to the figurative elements of blood. Usually the roller pumps are adjusted by the static method due to concern variables flow that can occur with non-occlusive settings. Excessive slack in the rollers provoke back flow and can provides errors in the calculation of flow by the rotation of the pump, according to the devices added to the circuit and the systemic resistance of the patient. The objective of this study is to evaluate the back flow caused by two types of roller pumps in blood aspirator and cardiostomy reservoir.

Method: Back flow visualization was performed in blood aspirator and cardiostomy reservoir. It was tested two different

models of roller pumps, adjusted by drop rate and dynamic calibration. The tests were conducted with silicone tubes of 3/8 x 1/16 e 1/2 x 3/32 inches in diameter in water and solution similar to blood.

Results: We recorded back flow visually in blood aspirator and in cardiostomy reservoir with their measure of values. The pumps had differences in refluxes measured adjusted by the dynamic calibration method. Pump#2 presents back flow adjusted fully occluded.

Conclusion: The back flow measured in two models of pump present differences ($P < 0.008$). The results indicate differences in its characteristics caused by the process of manufacturing, design or possible wear. Non-occlusive adjustments may cause variations in flow with the increase of resistance added to the circuit, with difficulty to fix the flow by increasing the rotation.

Descriptors: Extracorporeal circulation. Pumps.

INTRODUÇÃO

O sistema de sucção cardiostômica tem sido estudado desde os anos 60 e causa declínio do número de plaquetas, diminui suas funções, é a maior causa de hemólise em pacientes durante circulação extracorpórea (CEC) [1,2]. Danos às células vermelhas ocorrem quando ar é aspirado com sangue através do aspirador [3-5].

Em casos onde o sangue é descartado, poucos problemas ocorrem com a aspiração, no entanto em circulação extracorpórea o sangue aspirado retorna ao paciente, então o dano durante a aspiração se torna um importante fator e pode também afetar os procedimentos cirúrgicos.

Parte do sangue circulante durante o *bypass* é coletada em um reservatório e retorna ao paciente. Estudos indicam que grande porcentual do sangue total perfusionado é retornado pelo sistema de sucção cardiostômica, variando de 1,5% a 25,3%, dependendo do tipo de cirurgia [6].

Um dos maiores danos causados pela oclusão, quando se utiliza bomba de roletes, é a hemólise [7]. Comparações entre bomba de rolete em calibração padrão, com ajuste não oclusivo e bomba centrífuga foram realizadas e não foram encontradas diferenças no nível de hemoglobina livre no plasma (HLp) [8].

Tradicionalmente as bombas de rolete são ajustadas pelo método de velocidade de queda, com 2,5 cm/min a partir de 1000 mm de coluna de solução fisiológica, devido à preocupação do refluxo com ajustes não oclusivos [9].

Um rolete excessivamente apertado aumenta o traumatismo do sangue, podendo produzir hemólise acentuada. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, e pode acarretar erros no cálculo do fluxo pela rotação da bomba, de acordo com os dispositivos adicionados ao circuito e resistência sistêmica do paciente.

A visualização de fluxo é uma ferramenta essencial para entender o complexo fenômeno associado a muitos escoamentos e tem sido aplicada com sucesso em biologia e medicina. Em bioengenharia, os traçadores mais utilizados são micropartículas sólidas e traçadores obtidos a partir de corantes alimentares [10].

O objetivo desse estudo é avaliar o refluxo causado por dois modelos de bombas de rolete em aspirador de sangue e reservatório de cardiostomia usados em circulação extracorpórea. Para isso utilizou-se da visualização e medidas de refluxo.

MÉTODOS

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

A visualização foi realizada em aspirador de sangue e em reservatório de cardiostomia normalmente comercializados no mercado brasileiro.

Para a visualização foi utilizado um corante comercial vermelho como traçador líquido, na proporção de 1:50, bombeado por uma bomba de infusão adaptada. As imagens foram registradas com uma câmera digital Sony Cyber-Shot com 7 Mpixel.

Os testes foram realizados com dois modelos de bomba de roletes (bomba # 1 e bomba # 2) do tipo DeBakey, de 6 polegadas, constituídas por dois roletes com as seguintes características:

- Bomba#1 – Nova (sem uso em procedimentos cirúrgicos), com precisão de regulação de rotação de $\pm 0,5$ RPM, ajuste simultâneo dos roletes com travamento.
- Bomba#2 – 8 anos de uso, e normalmente usada

em procedimentos de CEC em perfeitas condições de funcionamento. Precisão de regulação de rotação de $\pm 0,5$ RPM e ajuste simultâneo dos roletes sem travamento.

Visualização de refluxo em aspirador de sangue

Os testes foram realizados em um aspirador comercial com 34 orifícios, sendo 33 deles igualmente distribuídos e um orifício disposto na parte inferior.

Foram utilizados tubos de silicone comerciais padronizados para uso em CEC com diâmetros de $3/8 \times 1/16$ polegadas. Para cada teste, o circuito contendo tubos de PVC e silicone foi substituído por um novo, padronizado com as medidas do fabricante. A temperatura da água foi mantida a $25 \pm 0,5^\circ\text{C}$ durante todos os testes.

Os testes com o aspirador foram realizados em dois modelos de bomba (bomba #1 e #2) reguladas pelo método de velocidade de queda, com 3 cm/min a 100 cm de coluna de solução fisiológica de NaCl a 0,9% em tubo padronizado de $1/4$ polegada.

O bico injetor foi posicionado com fluxo de corante paralelo e perpendicular ao aspirador de sangue em reservatório de vidro. O fluxo foi inicialmente ajustado nas bombas para 1 l/min, medido a partir do mostrador da bomba. O fluxo então foi reduzido gradativamente, variando a rotação até a visualização do refluxo. A câmera foi posicionada e o registro fotográfico iniciado em circuito aberto. A água aspirada com corante foi descartada e uma bomba auxiliar foi encarregada de repor a água no reservatório de vidro, ajustada com o mesmo fluxo mantendo o nível constante.

A Figura 1 ilustra a metodologia usada.

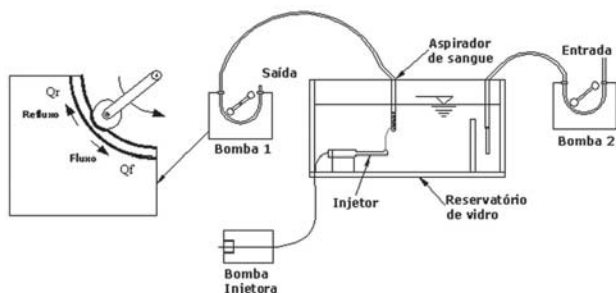


Fig. 1 – Ilustração da configuração usada para visualização em aspirador de sangue

Visualização de refluxo em reservatório de cardiostomia

A visualização em reservatório de cardiostomia foi realizada com solução análoga ao sangue. Essa solução foi elaborada para simular as condições do sangue em procedimentos cirúrgicos com circulação extracorpórea com hematócrito entre 25% e 30% a 25°C .

A solução foi obtida com a mistura de 33% de glicerina

(em massa), 33% de álcool etílico a 95% (em massa) e 33% de água destilada (em massa). Essa mistura resultou em uma viscosidade cinemática $\nu = 2,4 \cdot 10^{-6}$ (m^2/s) e densidade $\rho = 1010$ (kg/m^3) a 25°C [11].

Os ensaios com fluido análogo ao sangue foram realizados com temperatura de $25 \pm 0,5^\circ\text{C}$ e temperatura ambiente de $25 \pm 2^\circ\text{C}$.

Os registros visuais foram realizados nos modelos de bomba #1 e #2 com tubos comerciais de silicone com diâmetro padronizado de $1/2 \times 3/32$ polegadas. Cada registro foi efetuado com tubo novo, sendo descartado após o uso.

Para medição e armazenamento das pressões foi utilizada uma placa de aquisição de dados (modelo PCI-9112 – Adlink, Chungo, Taiwan) e um sensor de pressão (ASHCROFT WILLY, Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil), calibrado para a faixa de pressão de $-1 \cdot 10^5$ a $2 \cdot 10^5$ Pa, (-750 mmHg a 1500 mmHg).

Para as medidas de fluxo e refluxo foi utilizado um medidor de fluxo (Transonic Mod. T206) com probe para medições de 0 a 5 l/min e velocidade de resposta de 100 Hz.

Um programa para aquisição de dados foi desenvolvido para leitura e arquivamento dos dados.

Os ajustes com calibração dinâmica foram realizados preenchendo o circuito da bomba com solução fisiológica a 0,9% de NaCl, um monitor de pressão foi instalado na saída da bomba. Os roletes foram retraídos para posição não oclusiva e a bomba foi colocada em 10 RPM, constante. A tubulação de saída foi pinçada longe da posição do sensor de pressão e a oclusão dos roletes foi ajustada até a pressão desejada [7].

Devido à característica cíclica das bombas de roletes, os valores da pressão de calibração dinâmica foram calculados pela média dos valores registrados em arquivo (PCDméd). O intervalo entre medidas no processo de calibração dinâmica foi de 20 ms, com duração total do registro de 30 s ($n=1500$). A Figura 2 ilustra a metodologia usada.

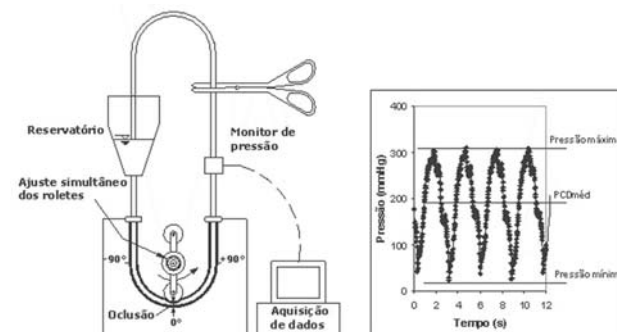


Fig. 2 – Ilustração da configuração usada para calibração dinâmica (esquerda). Curva dos registros de pressão pelo tempo (direita), por conveniência mostrada apenas com intervalo de 12 segundos

Para os registros visuais foi utilizado um dispositivo (válvula) de regulagem de pressão para simular o aumento da resistência ao escoamento proveniente dos diversos equipamentos instalados no circuito, além da própria resistência sistêmica do paciente (Figura 3). Os valores da resistência total adicionada ao circuito foram calculados pela média dos valores registrados em arquivo (R_{tot}), com tempo total de registro variando de 30 a 180 segundos.

A bomba #2 foi regulada com pressão média de calibração dinâmica (PCD_{méd}) de 80 mmHg e simulando através da válvula a resistência total média (R_{tot}) de 150 mmHg a 50 RPM. A bomba #1 foi regulada com PCD_{méd} = 230 mmHg e R_{tot} = 320 mmHg a 50 RPM.

Em circuito aberto, o fluido análogo ao sangue aspirado do reservatório de cardiectomia foi descartado e o registro fotográfico foi realizado até o esvaziamento total do reservatório que iniciou com altura manométrica de 600 mm, medido a partir do centro da bomba.

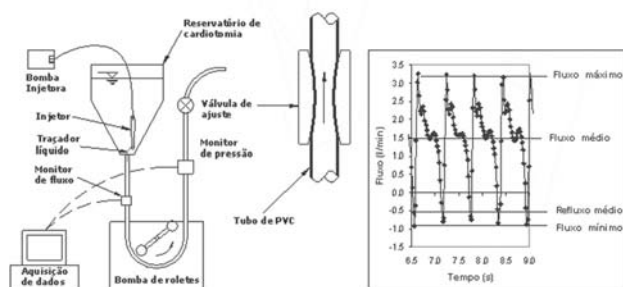


Fig. 3 – Ilustração da configuração usada para visualização em reservatório de cardiectomia (esquerda). Detalhe da válvula de ajuste de pressão (centro). Curva dos registros de fluxo pelo tempo (direita), por conveniência é mostrada apenas com intervalo de 2,5 segundos

Medidas de refluxo

As medidas de refluxo foram realizadas conforme ilustra a Figura 3, fechando o circuito e mantendo uma coluna de solução análoga ao sangue de 430 mm, medida em relação ao centro das bombas.

Os refluxos foram medidos em duas situações diferentes, a primeira mantendo as resistências (R_{tot}) com valor constante e variando as rotações. A segunda mantendo a rotação constante e variando as resistências (R_{tot}).

Para a primeira situação os refluxos foram medidos nos dois modelos de bombas nas rotações: 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 60, 70, 80 e 90 RPM com PCD_{méd} = 170 mmHg e ajuste totalmente ocluído. Para cada rotação os refluxos foram registrados com valores constantes de R_{tot} = 140 mmHg, obtidos com a regulagem da válvula para cada rotação.

As medidas com oclusão total foram realizadas ajustando os dois roletes na posição 0° (Figura 2 - esquerda), até que a velocidade de queda medida fosse nula com uma coluna de 1300 mm de solução fisiológica a 0,9% de NaCl.

Os registros dos fluxos e pressões foram efetuados simultaneamente, com intervalo entre medidas de 20 ms, para rotação de 15 a 60 RPM, e 10ms para as demais rotações. O tempo de duração de cada registro foi de 30s.

Para a segunda situação, as bombas foram mantidas com rotação constante de 70 RPM e os refluxos foram medidos com as resistências (R_{tot}): 50, 100, 185, 220, 250, 290, 330 e 370 mmHg para diversos ajustes de PCD_{méd}.

Para as duas condições de medida de refluxo foram utilizados tubos novos de 1/2 x 3/32 polegadas de diâmetro. Após cada conjunto de medidas realizadas com um valor de PCD_{méd} (variando rotações ou as resistências), o tubo foi descartado e substituído por um novo.

RESULTADOS

Visualização de refluxo em aspirador de sangue

A Figura 4 mostra a visualização do refluxo no aspirador, totalmente submerso em água, nas condições de fluxo de 0,3 l/min em posições distintas.

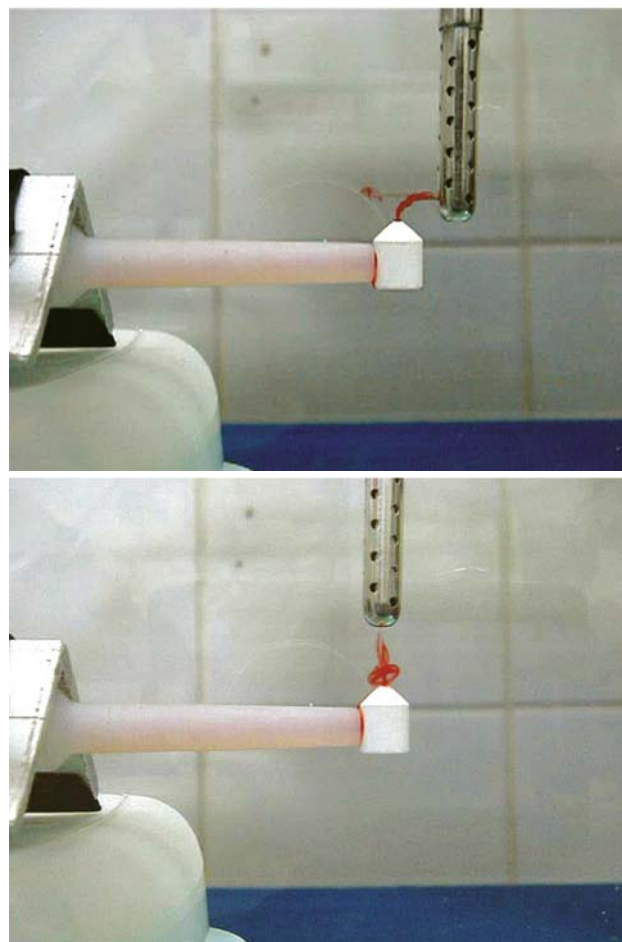


Fig. 4 – Visualização de refluxo em aspirador de sangue comercial em duas posições diferentes com fluxo de água a 0,3 l/min

Visualização de refluxo em reservatório de cardiectomia

As Figuras 5 e 6 mostram os registros fotográficos do refluxo com medidas simultâneas à visualização em reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue. A bomba#2, regulada com $PCD_{méd} = 80$ mmHg e $R_{tot} = 150$ mmHg, resultou em fluxo médio 1,48 l/min e refluxo médio de 0,61 l/min. A bomba#1, com $PCD_{méd} = 230$ mmHg e $R_{tot} = 320$ mmHg, resultou em fluxo médio de 1,69 l/min e refluxo médio de 0,32 l/min.

Medidas de refluxo

A Figura 7A expressa o comportamento do refluxo médio em função da rotação para os dois modelos de bomba com $PCD_{méd} = 169 \pm 8$ mmHg e $R_{tot} = 140 \pm 1$ mmHg (média \pm desvio padrão). Os registros apresentaram distribuição normal ($P > 0,05$).

A análise de variâncias (ANOVA) mostrou diferenças significantes nos valores médios pelo teste de Tukey ($P < 0,008$).

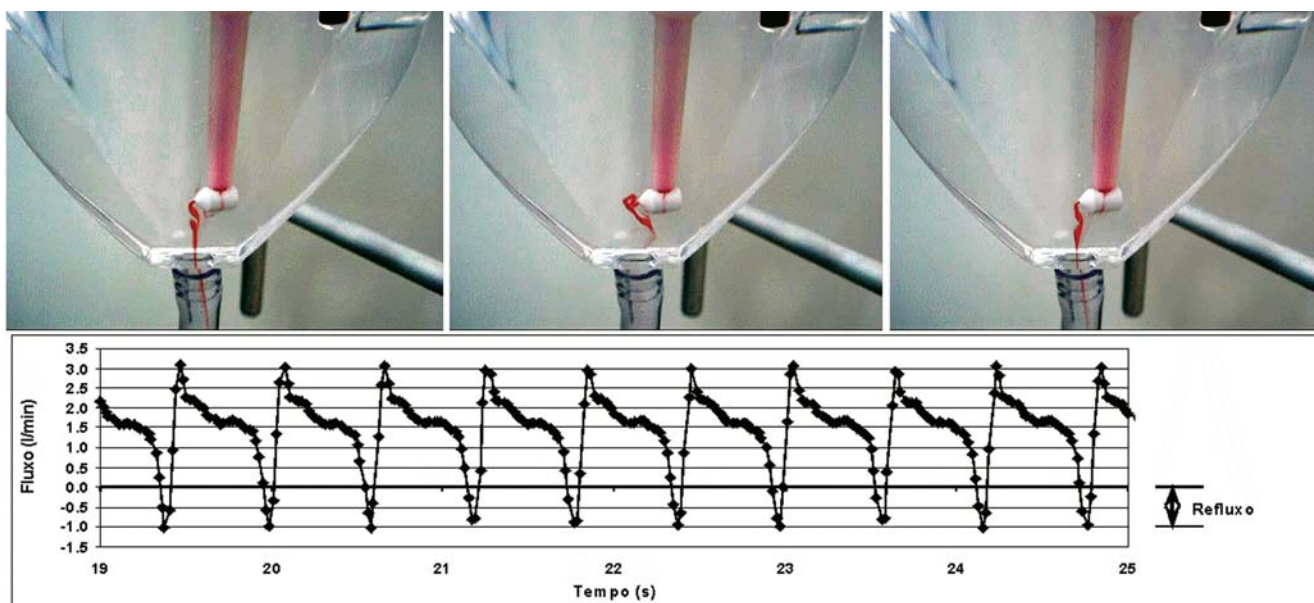


Fig. 5 – Visualização com respectiva medida de refluxo em reservatório de cardiectomia. Fluido análogo ao sangue. Bomba#2. $PCD_{méd} = 80$ mmHg e $R_{tot} = 150$ mmHg

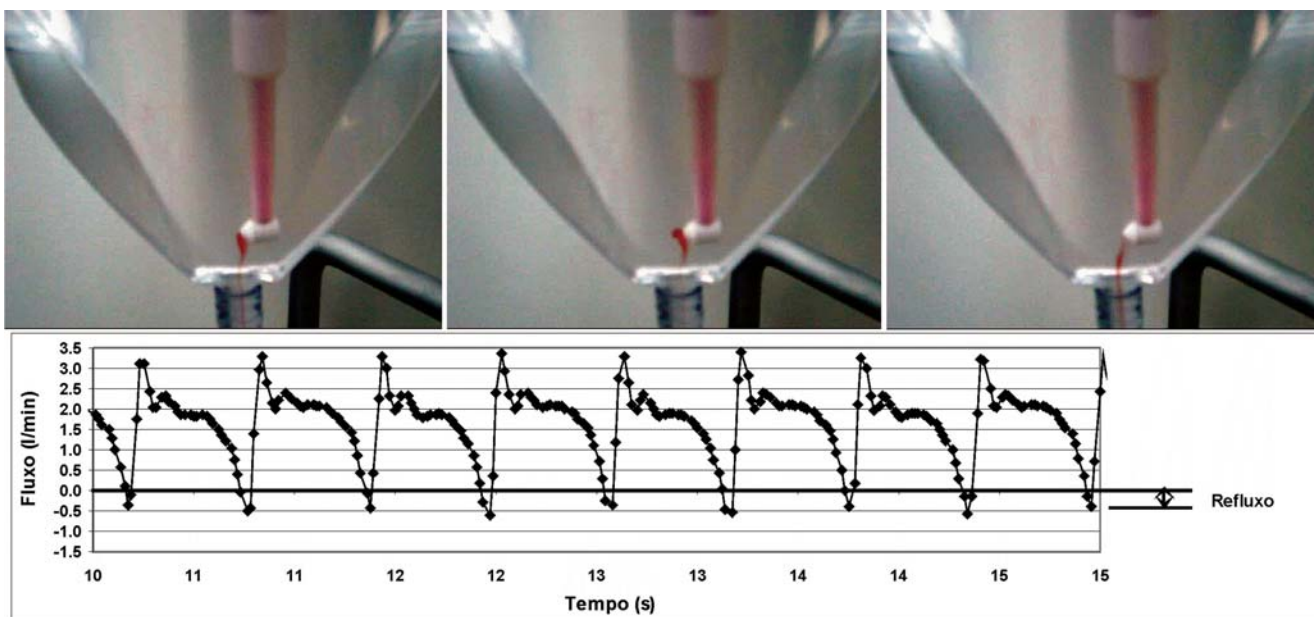


Fig. 6 – Visualização com respectiva medida de refluxo em reservatório de cardiectomia. Fluido análogo ao sangue. Bomba#1. $PCD_{méd} = 230$ mmHg e $R_{tot} = 320$ mmHg

A Figura 7B demonstra as variações do refluxo em função da resistência adicionada com rotação constante de 70 RPM. A bomba#1 ajustada com $PCD_{méd} = 94 \pm 1$ mmHg e a bomba#2 com $PCD_{méd} = 223 \pm 3$ mmHg (média \pm erro padrão). Os registros apresentaram distribuição normal ($P > 0,05$). A análise de variâncias (ANOVA) demonstrou igualdade nos valores médios ($P > 0,96$) e a análise de covariâncias (ANCOVA) mostrou igualdade nos coeficientes angulares das regressões ($P > 0,59$) com interceptos diferentes ($P < 0,004$).

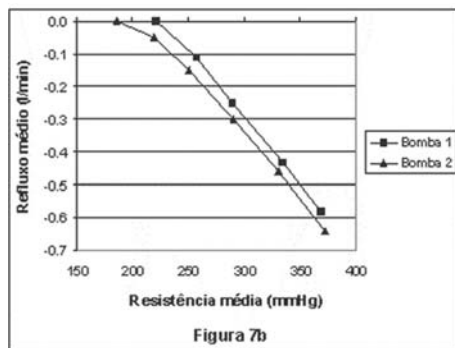
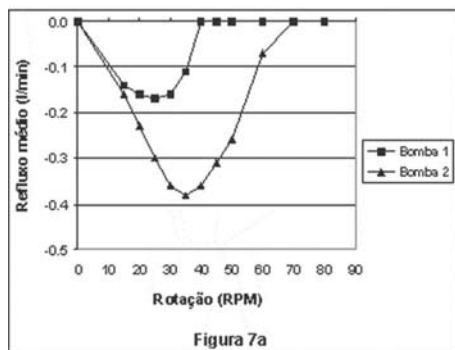


Fig. 7 – A: Refluxo médio pela rotação em reservatório de cardiectomia. $PCD_{méd} = 169 \pm 8$ mmHg e $R_{tot} = 140 \pm 1$ mmHg. B: Refluxo médio em função da resistência adicionada com rotação constante de 70 RPM. $PCD_{méd} = 94 \pm 1$ (bomba#1) e 223 ± 3 mmHg (bomba#2)

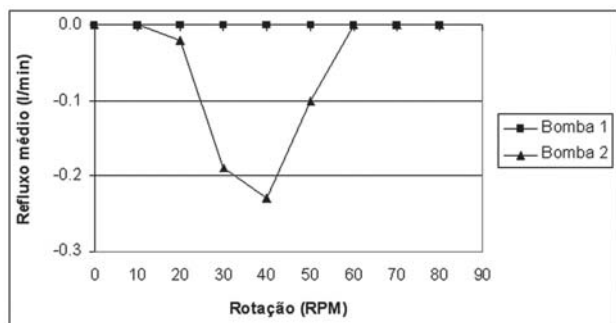


Fig. 8 – Refluxo médio pela rotação nos modelos de bomba#1 e #2 em reservatório de cardiectomia. Fluido análogo ao sangue. Bombas ajustadas com oclusão total e $R_{tot} = 250 \pm 3$ mmHg

A comparação entre os valores das pressões ($n=1500$) de ajuste de calibração dinâmica ($PCD_{méd} = 94$ e 223 mmHg) demonstrou diferenças significantes ($P < 0,0001$).

A Figura 8 demonstra o comportamento do refluxo médio em função da rotação para os dois modelos de bomba com oclusão total e $R_{tot} = 250 \pm 3$ mmHg (média \pm desvio padrão).

DISCUSSÃO

Reduções nos fluxos de sangue na linha arterial em circuitos de CEC com o uso de bombas de rolete podem ser causadas por inúmeros fatores, como erros na calibração, ajustes de oclusão incorretos e resistências adicionadas ao circuito [11]. A correção do fluxo pode ser feita com o aumento da rotação da bomba para compensar o refluxo [12].

A Figura 4 mostra o refluxo visualizado em duas posições diferentes com o modelo do aspirador com a bomba#2. A bomba#1 não apresentou refluxo nas mesmas condições, o que indica diferenças construtivas do perfil do leito rígido. Isso pode ser também verificado com os resultados expressos na Figura 8, onde a bomba#2 apresentou refluxo mesmo em condições de total oclusão. Esse fato pode ter ocorrido devido à forma construtiva do leito rígido, que faz com que a entrada do rolete pressione bruscamente o tubo, refluindo instantaneamente o fluido no seu interior.

O comportamento do fluxo com a resistência adicionada (R_{tot}) em bomba de rolete com ajuste não oclusivo pelo método de calibração dinâmica tem sido estudado por alguns pesquisadores. O nível de resistência ao escoamento aumenta quando dispositivos são adicionados ao circuito durante a CEC, fazendo com que a resistência total chegue a valores de três a cinco vezes maiores que a resistência vascular periférica do paciente.

Comparações entre os ajustes de $PCD_{méd}$ de 350 e 500 mmHg apontam diferenças nos fluxos inferiores a 10% para pressões adicionadas inferiores a 300 mmHg com fluxos de 3 e 5 l/min. Contudo, significantes reduções no fluxo foram desenvolvidas com pressões em torno de 400 mmHg [9].

As Figuras 5 e 6 mostram os registros fotográficos em reservatório de cardiectomia. A visualização nas duas condições estabelecidas pode ser comparada com o respectivo registro em arquivo.

A bomba#2 apresentou maior refluxo visualizado, que pode ser confirmado pelos valores registrados. Registrou redução de 26% comparada a valores de total oclusão, registrados no indicador das bombas. Mesmo com $R_{tot} = 150$ mmHg o refluxo foi acentuado devido ao ajuste pouco oclusivo.

O ajuste realizado na bomba#1 (Figura 6) está em acordo com os valores de pressão para calibração estabelecidos na literatura, entre 150 e 500 mmHg [7]. Apresentou variações de 16% para condições de $R_{tot} = 320$ mmHg e $PCD_{méd} = 230$ mmHg.

A Figura 7A mostra os valores de refluxo registrados para os dois modelos de bombas ajustadas pelo método de calibração dinâmica. Apresentaram diferenças significantes ($P < 0,008$) e indicam que as bombas analisadas possuem comportamentos diferentes quanto ao refluxo. Isso é confirmado pelos resultados expressos na Figura 7B, em que os valores médios dos refluxos mostraram igualdade ($P > 0,96$) com ajustes de calibração dinâmica diferente ($P < 0,0001$).

CONCLUSÃO

Os refluxos medidos em reservatório de cardiectomia apresentaram diferenças ($P < 0,008$) entre os modelos de bombas analisados, sugerem características construtivas distintas entre as bombas, diferenciadas pelo processo de fabricação, projeto ou possíveis desgastes.

Em condições operatórias ajustes não oclusivos podem proporcionar refluxo e variações nos fluxos comparados pelo indicador da bomba. Essas variações podem apresentar diferenças de acordo com o modelo de bomba usado dificultando a correção do fluxo pelo incremento da rotação.

Estudos mais detalhados devem ser feitos para entender as variações de fluxo com a resistência e comparados com diferentes modelos de bombas.

REFERÊNCIAS

1. 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.
2. Jegger D, Horisberger J, Jachertz M, Seigneul I, Tozzi P, Delay D, et al. A novel device for reducing hemolysis provoked by cardiectomy suction during open heart cardiopulmonary bypass surgery: a randomized prospective study. *Artif Organs.* 2007;31(1):23-30.
3. Boonstra PW, Vermeulen FE, Leusink JA, de Nooy EH, van Zalk A, Soons JB, et al. Controlled cardiectomy suction during clinical bubble oxygenator perfusions. *Thorac Cardiovasc Surg.* 1985;33(5):279-82.
4. Clague CT, Blackshear PL Jr. An atraumatic aspirator for use in autologous transfusion and cardiac bypass. *ASAIO J.* 1995;41(3):M551-6.
5. Clague CT, Blackshear PL Jr. A low-hemolysis blood aspirator conserves blood during surgery. *Biomed Instrum Technol.* 1995;29(5):419-24.
6. Edmunds LH Jr, Saxena NC, Hillyer P, Wilson TJ. Relationship between platelet count and cardiectomy suction return. *Ann Thorac Surg.* 1978;25(4):306-10.
7. 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.
8. Hansbro SD, Sharpe DA, Catchpole R, Welsh KR, Munsch CM, McGoldrick JP, et al. Hemolysis during cardiopulmonary bypass: an in vivo comparison on standard roller pumps, nonocclusive roller pumps and centrifugal pumps. *Perfusion.* 1999;14(1):3-10.
9. Tayama E, Teshima H, Takaseya T, Fukunaga S, Tayama K, Hayashida N, et al. Non-occlusive condition with the Better-Header roller pump: impacts of flow dynamics and hemolysis. *Ann Thorac Cardiovasc Surg.* 2004;10(6):357-61.
10. Freymuth P. Flow visualization in fluid mechanics. *Rev Sci Instrum.* 1993;64(1):1-18.
11. Hargrove M, O'Donnell A, Aherne T. Differences in displayed pump flow compared to measured flow under varying conditions during simulated cardiopulmonary bypass. *Perfusion.* 2008;23(4):227-30.
12. 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.