



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

**FILTRO ARTERIAL DE SANGUE PARA CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA:
UM ESTUDO IN VITRO PARA BIOCAMPATIBILIDADE E EFICÁCIA.**

Caio Cesar Justo¹

Edson Emídio dos Reis²

Allyne Fernandes Couto³

Resumo:

O filtro de linha arterial é um acessório do circuito de circulação extracorpórea. Um procedimento que permite substituir temporariamente a função cardiopulmonar em cirurgias cardiovasculares. O filtro arterial é um importante dispositivo nessas cirurgias, protegendo o paciente de embolias. Por isso, tem recomendação IA.

A circulação extracorpórea tem como consequência a hemólise, devido a exposições do sangue ao circuito extracorpóreo. Objetivo: quantificar a taxa de hemólise produzida pelo filtro. Métodos: um modelo teste (T) do filtro foi instalado em um circuito extracorpóreo e outro circuito controle (C) para comparação. O líquido de ensaio foi sangue bovino. As pressões, fluxo e hemoglobina livre foram analisados.

No circuito teste foi instalado o modelo teste do filtro arterial, o controle não recebeu o filtro. Após iniciar a circulação dos circuitos foram realizadas seis coletas de sangue e identificadas em T0, T1, T2, T3, T4 e T5, respectivamente antes do início, 10, 30, 60, 120 e 360 minutos do

¹ Biomédico perfusionista e fisiologista - consultor técnico de produtos médicos - departamento de órteses e próteses cardiovasculares Zammi Instrumental - RJ

² Biólogo geneticista e bioquímico - Coordenador do departamento de pesquisa Zammi Instrumental - RJ

³ Acadêmica da Faculdade de medicina da UNIMES



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

início. Resultados: a pressão na entrada do filtro foi $191,8 \pm 64,5$ mmHg (média) e saída de $142 \pm 46,1$ mmHg. A hemoglobina livre aumentou nos dois circuitos em T4 e T6. A diferença entre hemoglobina plasmática teste e controle foi $0,117 \pm 0,0966$ mg/dl de média (coeficiente de correlação de Pearson 0,9979). Conclusão: A ΔP foi favoravelmente superior comparado a filtros consagrados atualmente. Análise comparativa da hemoglobina livre mostrou forte correlação linear. Pelos parâmetros avaliados e os resultados, o filtro testado produz baixa taxa de hemólise. Entretanto, novos estudos são necessários para confirmação dos achados.

Descritores: hemólise, circulação extracorpórea, filtro de sangue arterial.

BLOOD ARTERIAL FILTER FOR CARDIOPULMONARY BYPASS: AN IN VITRO STUDY FOR BIOCOMPATIBILITY AND EFFICACY

Abstract

The arterial line filter is an accessory of the cardiopulmonary bypass circuit. A procedure that lets you temporarily replace the cardiopulmonary function in cardiovascular surgery. The blood filter is an important device such surgeries, protecting the patient from emboli. For this reason, it has IA recommendation.

Cardiopulmonary bypass results in hemolysis due to exposure of blood to the extracorporeal circuit. Aims: To quantify the hemolysis rate produced by the filter. Methods: a circuit filter test (T) was installed in an extracorporeal circuit and other control circuitry (C) for comparison. The test liquid was bovine blood. Pressures, flow and free hemoglobin were analyzed.

In the test circuit was installed test blood filter model, the control did not receive the filter.

After starting the movement of the circuits were performed six blood samples and identified in T0, T1, T2, T3, T4 and T5, respectively before the start, 10, 30, 60, 120 and 360 minutes from the beginning. Results: the pressure in the filter inlet was 191.8 ± 64.5 mmHg (mean) and output 142 ± 46.1 mmHg. Free hemoglobin increased in two circuits in T4 and T6. The difference



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

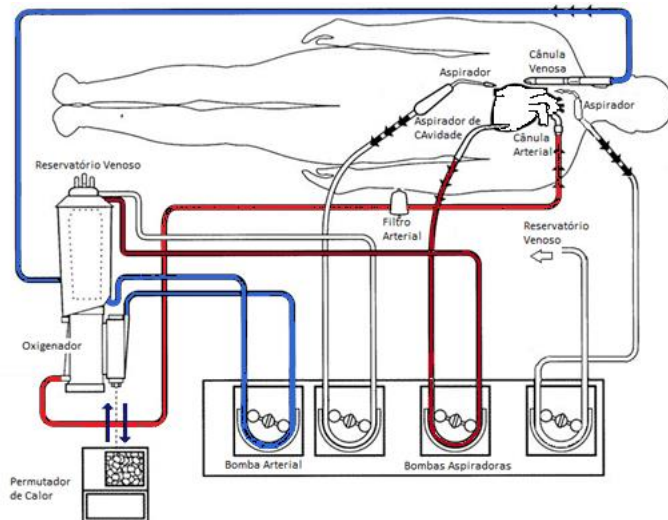
between plasma hemoglobin test and control was 0.117 ± 0.0966 mg / dl average (Pearson correlation coefficient 0.9979). Conclusion: the pressure variation was favorably higher compared to currently established filters. Comparative analysis of the free hemoglobin showed strong linear correlation. The evaluated parameters and results, the tested filter produces low hemolysis rate. However, further studies are needed to confirm the findings.

Key words: hemolysis, extracorporeal circulation, arterial blood filter.

INTRODUÇÃO

O Filtro de linha arterial é um acessório do circuito de circulação extracorpórea (CEC), um procedimento que permite substituir temporariamente a função cardiopulmonar em cirurgias cardiovasculares. Para a sua aplicação é necessário um conjunto de equipamentos que formam o circuito de circulação extracorpórea, o qual é montado na máquina coração pulmão artificial.⁽¹⁾ Nesse procedimento, a circulação sanguínea é desviada do sistema circulatório do paciente através de cânulas posicionadas nas veias cavas ou átrio direito, a drenagem do sangue para o circuito de circulação extracorpórea (CEC) ocorre por meio de tubos interligados ao reservatório venoso (figura 1). O sangue chega ao reservatório venoso, onde é filtrado, depois é impulsionado por um dispositivo de bombeamento ao oxigenador, onde o sangue é aquecido e também sofre as trocas gasosas. Em seguida o sangue é arterializado (recebe oxigênio) e vai para filtro arterial de sangue antes de retornar à circulação arterial do paciente (aorta).

Figura 1. Esquema representativo do circuito básico da circulação extracorpórea.



A aplicação do filtro arterial atende a necessidade de segurança nos procedimentos de CEC principalmente contra a ocorrência de embolias e contribui para minimizar danos neurocognitivos⁽²⁾, ou seja, altamente recomendado como dispositivo de segurança contra complicações neurológicas.

O filtro arterial é um importante dispositivo do circuito de CEC nas cirurgias cardiovasculares, protegendo o paciente de embolias gasosas e sólidas. Por isso, tem recomendação classe I e nível de evidência A.⁽³⁾

A anatomia de um filtro arterial consiste de uma câmara com uma entrada e uma saída de sangue, a câmara do filtro tem diâmetro maior que o tubo da linha arterial com o objetivo de reduzir a velocidade do sangue e permitir que bolhas de ar eventuais que estejam na linha arterial possam se desprender da corrente sanguínea e, devido a sua densidade, se alojar no teto da câmara do filtro. O elemento filtrante é montado em dobras, em forma de fole com o objetivo de aumentar a área de filtração. Na área superior da câmara há uma saída ou expurgo em Luer-lock com diâmetro de 1/8" conectado ao reservatório venoso, essa união da saída do filtro arterial com o reservatório venoso tem função de capturar bolhas de ar que ali se alojam e remetê-las para o reservatório venoso e de lá para o ar ambiente.

Um filtro de sangue para linha arterial deve:⁽²⁻³⁾



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

- I) Funcionar com fluxos de sangue superiores a 6 litros por minuto;
- II) Oferecer baixa resistência ao fluxo de sangue;
- III) Ter pequena porosidade,
- IV) Provocar hemólise mínima;
- V) Possuir baixo volume de enchimento com o intuito de não aumentar excessivamente o volume de enchimento do circuito extracorpóreo;
- VI) Ter baixa velocidade do sangue no seu interior;
- VII) Possuir uma adequada área útil de filtração e;
- VIII) Exercer função “cata-bolhas”.

O equilíbrio entre essas características é o grande desafio para se desenvolver um filtro arterial e equacionar essas características de modo que se permita aperfeiçoar uma funcionalidade como, por exemplo, na redução do volume de enchimento que pode interferir na área total de filtração, a velocidade do sangue dentro do filtro e sua função como “cata-bolhas”.

Uma redução do volume total de preenchimento (prime) do filtro arterial ajuda no controle da hemodiluição, fenômeno que acontece no início da CEC quando se utiliza prime cristalóide (soro fisiológico 0,9%). A hemodiluição promove uma anemia instantânea no paciente submetido ao procedimento. Uma medida para controle da hemodiluição é a redução do volume de preenchimento do circuito de CEC, assim como todos os elementos do circuito, o filtro arterial também sofreu redução de volume com esse intuito, porém, com esse volume menor, o sistema fica exposto a uma possível entrada de ar acidental, que pode ultrapassar a sua capacidade de captura de bolhas ao paciente, o que pode levar a embolia e suas consequências. ⁽⁴⁾

Da mesma forma que a hemodiluição, a hemólise é uma consequência da circulação extracorpórea e é causada, principalmente, pelas alterações na fisiologia do fluxo de sangue, pelo trauma e pela exposição aos elementos do circuito extracorpóreo. ⁽⁴⁾

O estudo da hemólise mecânica é de grande importância, especialmente ao se considerar o uso de dispositivos artificiais e da circulação extracorpórea. Uma das principais causas da hemólise em tais dispositivos é a presença de regiões no escoamento que expõem as hemácias a tensões de cisalhamento ou à turbulência no circuito de CEC. ⁽⁴⁾ A lise de hemácias resulta em lançamento



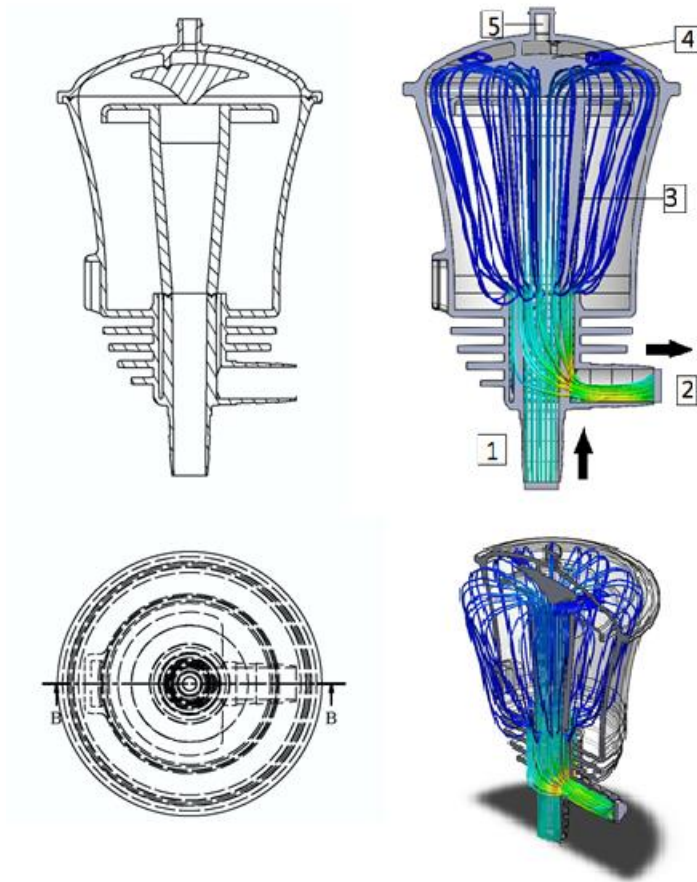
Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

de hemoglobina livre plasmática (HLP) e quando sua concentração no plasma supera 100 mg% a hemoglobina é filtrada pelos rins e a urina passa a apresentar uma coloração avermelhada. Com 3000 mg% existe grande risco de lesão renal. A CEC adequadamente conduzida, com os equipamentos atuais eleva a hemoglobina livre plasmática (HLP) para 20 a 40 mg%, um nível aceitável, contudo, muito acima do valor considerado fisiológico de 6 mg%.

O projeto de um novo Filtro arterial foi proposto (figura 2) com o objetivo de substituir o atual filtro FA 40® (Zammi, Rio de Janeiro, RJ) e melhorar a resposta do paciente à CEC. Esse modelo foi desenhado considerando alguns pontos como: a) o percurso do fluxo de sangue, b) o volume de enchimento (prime), c) a velocidade do sangue no interior do dispositivo, d) a captação de bolhas de ar e finalmente e) a pressure drop (diferença entre a pressão aferida na entrada e a pressão medida na saída do filtro, ΔP). Todos esses fatores são considerados importantes no desempenho de um filtro arterial.

Para avaliar os fatores supracitados fez-se necessário uma etapa de teste in vitro com o intuito de determinar o trauma causado ao sangue. Para tanto, um ensaio de aferição da hemólise máxima foi proposto e elaborado e este é o objetivo desse trabalho, quantificar a taxa de hemólise produzida pelo dispositivo dentro dos parâmetros recomendados pela ISO 10993.

Figura 2. Projeto Filtro arterial Zammi. 1: Conector de entrada de sangue, 2: Conector de saída de sangue, 3: Elemento filtrante; 4: “cata-bolhas”; 5: Expurgo do “cata-bolhas” (Luer-Lock). As linhas de fluxo mostram o comportamento dinâmico do fluxo de sangue no interior do dispositivo. As linhas de continuidade representam o caminho do fluxo de sangue no interior do filtro e a variação de cores se refere a variação de velocidade: azul (velocidade baixa), verde e amarela (velocidade de fluxo mais alta)





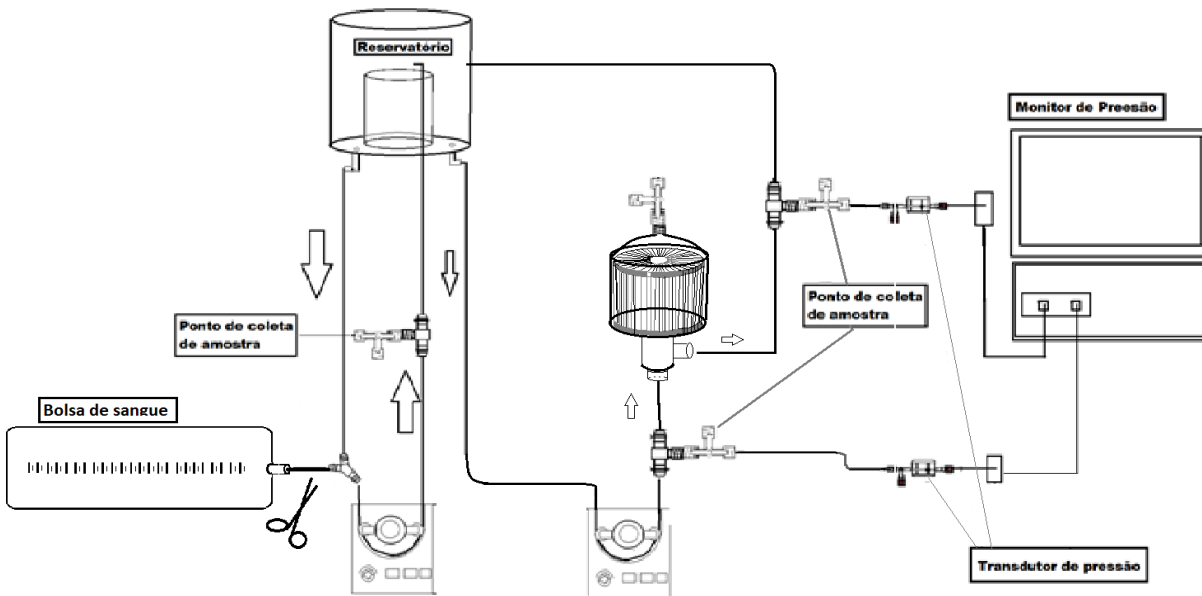
Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

MÉTODOS

Um modelo de teste do filtro arterial foi projetado em acrílico (figura 2), montado com elemento filtrante e composto por uma malha de poliéster com porosidade de 40 μm , SEFAR MEDIFAB® (SUÍÇA), os conectores de entrada e saída foram de policarbonato com 3/8” de diâmetro e o conector luer-lock tipo “fêmea”. Esse modelo foi instalado em um circuito de linhas de PVC com 3/8” conforme figura 3. O volume total de enchimento (priming) foi 160 ml. As normas analisadas para o ensaio foram NBR ISO 7199, ISSO 10993 e ASTM F1841-13. Decidiu-se utilizar para o ensaio a NBR ISO 7199 e ISO 10993. O fluido utilizado foi sangue bovino fornecido pelo Frigorífico Fripai (Juiz de Fora, MG). O sangue foi coletado conforme protocolo, no qual se considerou o Manual para Controle da Qualidade do Sangue Total e Hemocomponentes⁽⁵⁾, RDC N° 35/2014,⁽⁶⁾ e ASTM F1841 para coleta transporte e manejo e conservação do sangue com o objetivo de garantir a qualidade e a viabilidade do sangue para o experimento.

Toda parte experimental do ensaio foi realizada nas instalações do Laboratório de ensaios da Zammi instrumental (Duque de Caxias-RJ). Foi utilizada uma máquina de CEC Zammi MCEC #2403®. As pressões foram monitorizadas por monitor de pressão Zammi modelo protótipo, o fluxo foi controlado por fluxômetro ultrassônico fornecido pela Sonotec, (Halle, Alemanha).

Figura 3. Modelo para teste e controle do experimento in vitro.



Os circuitos foram montados e identificados como sendo circuito teste (T) e circuito controle (C).

No circuito teste foi instalado o modelo de testes do filtro arterial, o circuito controle não recebeu nenhum dispositivo, ambos foram conectados a um reservatório de acrílico, transdutores de pressão foram instalados no circuito, um antes e outro depois do filtro arterial assim como o sensor do fluxômetro e 1000 ml de Solução fisiológica 0,9% foram utilizados para preenchimento dos circuitos. Após o preenchimento, as bombas impulsionadoras de sangue (coração artificial) foram calibradas por método estático. Foram utilizados 5 litros de sangue bovino anticoagulado, foi realizada a normalização do sangue de acordo ISO 10993.



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

O Ensaio foi realizado iniciando o bombeamento simultâneo dos dois circuitos teste (T) e controle (C), ambos com fluxo de 5 litros por minuto. Após iniciar a circulação dos circuitos foram realizadas seis coletas de sangue e identificadas em T0, T1, T2, T3, T4 e T5, respectivamente antes do início, 10, 30, 60, 120 e 360 minutos do início, em ambos os circuitos. Após última coleta o ensaio foi encerrado.

O exame de eritograma foi realizado com Coulter T890, #148612, Beckman Coulter-USA e o controle do tempo de coagulação ativado (TCA) foi utilizado o MCA 200®, #mca1094®, FAJ, (São Jose do Rio Preto, SP). Para análise da hemoglobina plasmática livre (HPL) foi utilizado o método de Harboe e a absorbância por Bioplus-200F®, #10423910006 (BIOPLUS, SP), os reagentes utilizados foram hemoglobina Standard, ref. 47 e Hemoglobina ref. 43, Labtest Diagnóstica®, (Belo Horizonte, MG). As amostras foram centrifugadas por centrífuga modelo 80-2B, SP Labor (SP). Os resultados de absorbância obtidos foram aplicados na fórmula abaixo e pelo método padrão de dosagem da Hemoglobina.

$$Hb_{livre} = [(2A_{405}) - (A_{340} + A_{505})] \times 83,6$$

Onde:

Hb_{livre} = Hemoglobina Livre no Plasma (HLP) em mg/dL;

83,6 = Fator de referência;

A_{405} = Valor lido no filtro de 405nm;

A_{340} = Valor lido no filtro de 340nm;

A_{505} = Valor lido no filtro de 505nm.

Os resultados do cálculo da Hb_{livre} das amostras foram utilizados para a análise da ΔHb_{livre} . Esta análise mostra a produção de Hb_{livre} entre cada intervalo de coleta. Com esses dados foi realizado o cálculo do Índice Normalizado de Hemólise (INH) conforme a equação abaixo.

$$INH(\frac{g}{100l}) = \frac{\Delta Hb_{livre} \times V \times (100 - Htc)}{Q \times \Delta t \quad 100}$$

Onde:

INH: Índice Normalizado de Hemólise

ΔHb_{livre} : Variação da Hemoglobina livre



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

HTC: Hematócrito (%)

V: volume de sangue (em Litros)

Q: Fluxo de sangue (litros/minuto)

Para os cálculos de Hb_{livre} , ΔHb_{livre} e INH foram aplicados ao software Microsoft Excel 2010, Microsoft.

A dosagem padrão da Hemoglobina foi comparada ao método de INH.

RESULTADOS

Os dados obtidos foram registrados e tabulados em planilha e gráficos gerados no Microsoft Excel, versão 2010.

Os dados referentes à pressure-drop foram organizados na tabela 1.

Essa tabela mostra os dados de pressão na entrada do filtro arterial com fluxo sanguíneo de 5 litros por minuto em relação ao tempo. A pressão na entrada registrou média de 191,8 mmHg (+/- 64,5), a pressão de saída apresentou média de 142 mmHg (+/- 46,1) com fluxo de 5,12 litros/minuto (+/- 0,09). A “pressure drop”, diferença entre a pressão de entrada e a pressão de saída foi 13,8 mmHg (+/-8). Foi considerado o valor de pressão máxima para o estudo.

Tabela 1. Tabela de dados obtidos Pressure Drop (P1-P2)

CIRCUITO-TESTE							
Tempo	Hb (g/dL)	Htc (%)	HLP	TCA (s)	P1 (mmHg)	P2 (mmHg)	Fluxo (l/min)
T0	10,32	30,96	0,775	>900	50	45	0
T1	10,32	30,36	0,457	>900	230	200	5
T2	10,74	32,22	0,743	>900	204	194	5,02
T3	10,68	32,04	0,795	>900	225	207	5,2
T4	8,83	26,49	1,014	>900	230	221	5,2
T5	10,62	31,86	1,809	>900	232	221	5,2

CIRCUITO CONTROLE						
Tempo	Hb (g/dL)	Htc (%)	HLP	TCA (s)	P1(mmHg)	Fluxo (l/min)
T0	9,737	29,211	0,915	>900	50	0
T1	9,858	29,574	0,61	>900	145	5
T2	10,4	31,2	0,696	>900	166	5,02
T3	9,374	28,122	0,954	>900	160	5,2
T4	9,475	28,425	1,054	>900	170	5,2
T5	9,33	27,99	2,066	>900	164	5,2

Legenda: Hb: Hemoglobina, HTC: Hematócrito, HLP: Hemoglobina plasmática Livre. TCA: Tempo de Coagulação ativado, P1: Pressão pré

Filtro em mmHg, P2: Pressão pós Filtro em mmHg, s: Segundos, L/min: Litro por minuto, g/dL: gramas por decilitro.

A análise de hemólise pelo Método de Harboe está contida na tabela 2.

O “Harboe Method” (Harboe, 1959) consiste em uma análise, em que a oxihemoglobina absorvida em filtro de 405 nm é identificada por absorção para carbaminohemoglobina e as impurezas são absorvidas de forma linear nos filtros de 340 nm e 505 nm (Harboe, 1959), apud ⁽⁷⁾. A partir dos resultados da Hemoglobina Livre plasmática (HLP) é possível realizar os cálculos da variação da Hemoglobina livre (Δ Hb livre) e o índice normalizado de hemólise (INH).

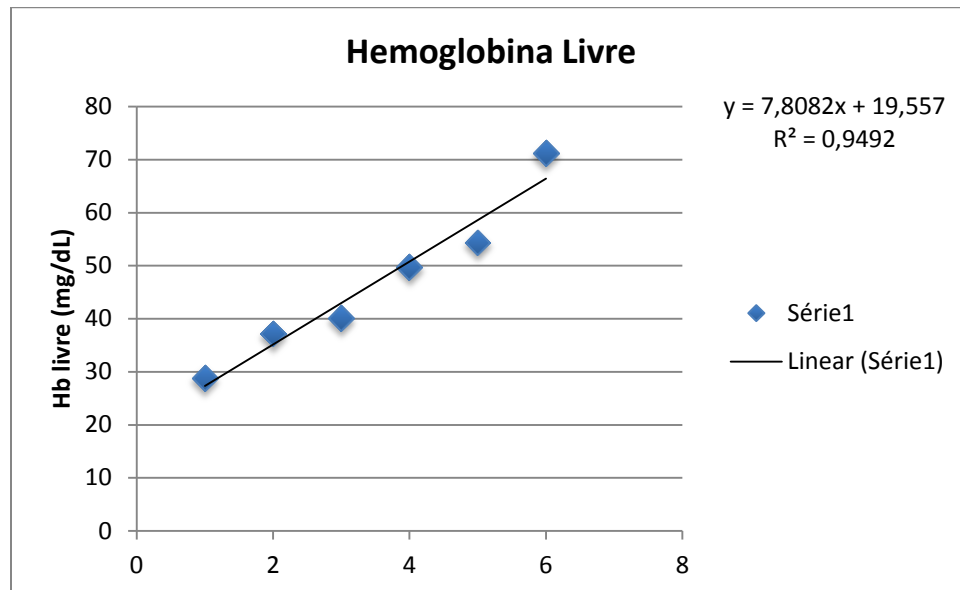
Tabela 2. Análise de hemólise pelo Método de Harboe

Tabela# de Determinação do Índice Normalizado de Hemólise							
Tempo	^A 340 nm	^A 405 nm	^A 505 nm	F. ref.	HbLp	Δ Hb livre	INH
T0	0,268	0,321	0,029	83,6	28,842	28,84	0,69216
T1	0,292	0,385	0,034	83,6	37,1184	8,2764	0,198634
T2	0,318	0,424	0,051	83,6	40,0444	2,926	0,070224
T3	0,336	0,492	0,053	83,6	49,742	9,6976	0,232742
T4	0,351	0,53	0,059	83,6	54,34	4,598	0,110352

T5	0,422	0,712	0,09	83,6	76,2432	21,9032	0,525677
----	-------	-------	------	------	---------	---------	----------

A figura 4 contém um gráfico de dispersão que mostra a curva de crescimento da HLP durante o ensaio. O gráfico evidencia forte correlação da produção de hemólise com a duração do ensaio em uma reta ascendente.

Figura 4. Gráfico da curva de produção de Hemoglobina livre plasmática

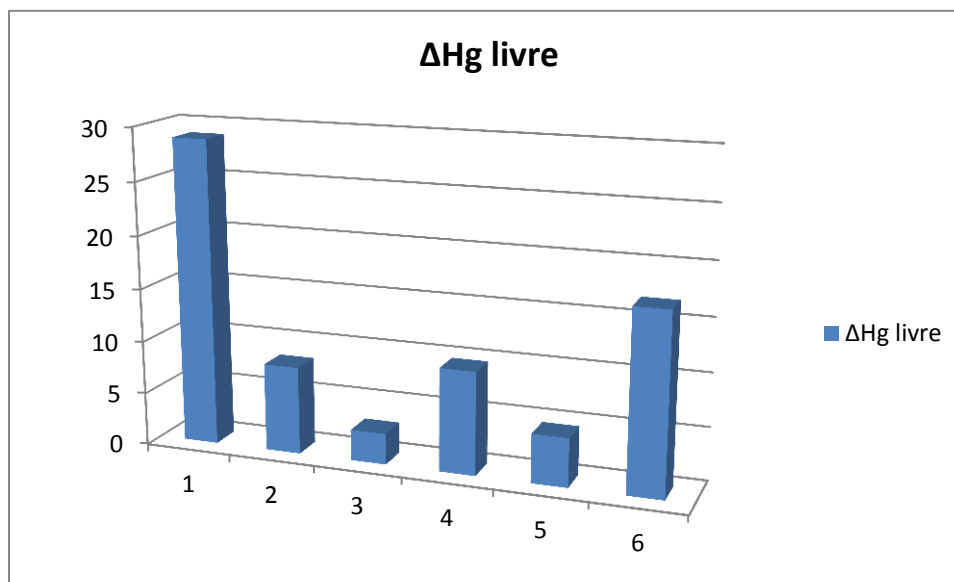


A figura 5 contém o gráfico plotado com os valores da Δ Hb livre. Nota-se que, depois de um valor inicial maior, ocorre uma redução na produção de Δ Hb livre no tempo T2 e T3. Em T4 a Δ Hb livre apresenta um aumento um tanto quanto expressivo e volta a cair em T5, em T6 cresce novamente. Essa curva também se produziu no gráfico do INH o que pode sugerir que a maior produção de hemólise ocorre nos primeiros minutos do procedimento.

Além da dosagem de Hemoglobina pelo método de Harboe, foi realizada análise pela técnica da Hemoglobina padrão ⁽⁸⁾. O resultado foi e a diferença dos valores da hemoglobina plasmática teste menos o controle.

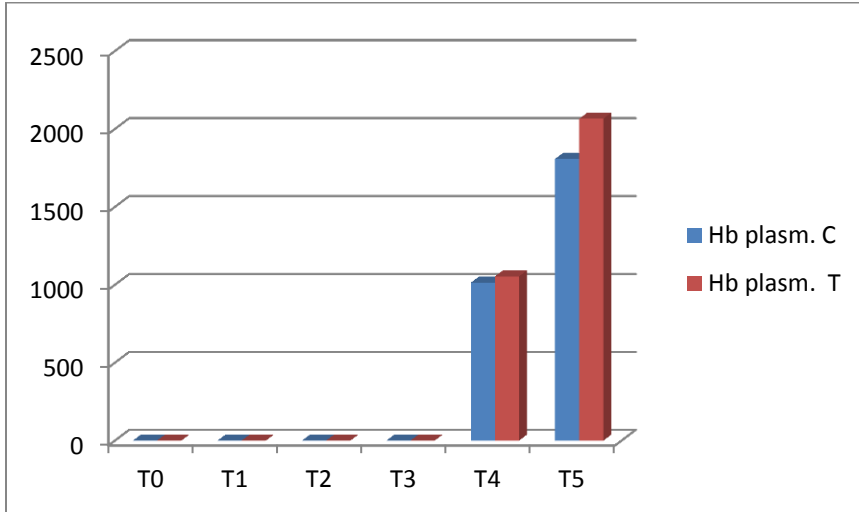
Nessa análise a produção de hemólise tem os valores acumulados e destes resultados foi realizada a subtração do valor teste menos o controle. A média da diferença entre o circuito teste e o circuito controle foi $0,117 \pm 0,0966$ mg/dl.

Figura 5. Variação da Hemoglobina livre



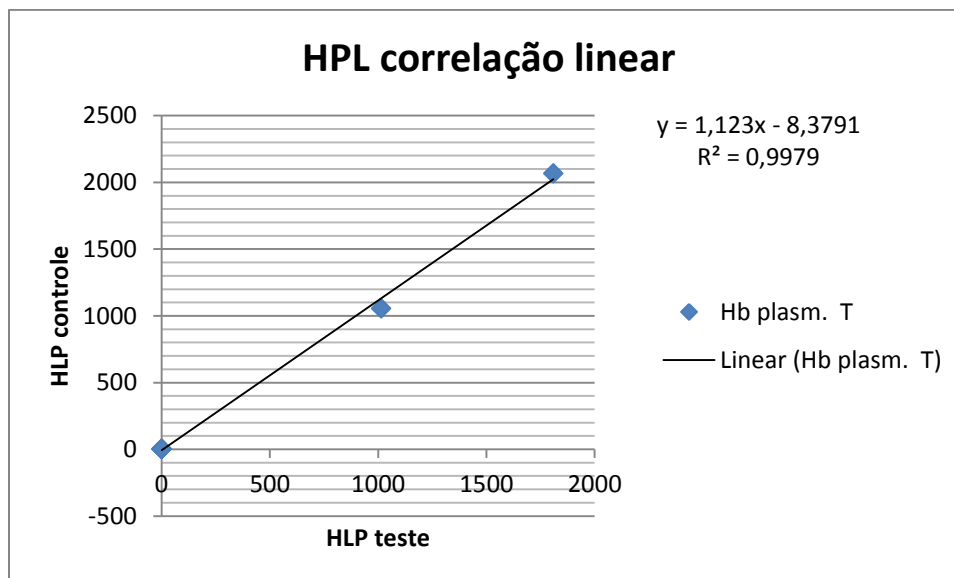
A figura 6 apresenta um gráfico de colunas em que se pode notar a diferença entre os resultados da HPL teste e controle. A figura 7 apresenta gráfico com os resultados do coeficiente de correlação de Pearson. O coeficiente de correlação de Pearson é uma medida do grau de relação linear entre duas variáveis quantitativas. Este coeficiente varia entre os valores -1 e 1. O valor 0 (zero) significa que não há relação linear, o valor 1 indica uma relação linear perfeita e o valor -1 também indica uma relação linear perfeita mas inversa, ou seja, quando uma das variáveis aumenta a outra diminui. Quanto mais próximo estiver de 1 ou -1, mais forte é a associação linear entre as duas variáveis.

Figura 6. Gráfico comparativo de produção de HLP T x HLP C



O gráfico da figura 7 apresenta uma reta com coeficiente de correlação 0,9979, muito próximo de 1 e, portanto, pode-se afirmar que há uma forte correlação entre as curva do grupo controle e do grupo de dados do circuito teste.

Figura 7. Gráfico de correlação de HPL T x HPL C (coeficiente de correlação de Pearson)





Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

DISCUSSÃO

Neste estudo, foi avaliado a biocompatibilidade do novo filtro de linha arterial do ponto de vista da produção de hemólise e a variação da pressão de entrada e saída do filtro (pressure-drop). A pressure drop média foi $13,8 \pm 8$ mmHg. Esse resultado é muito favorável se comparado com os modelos atuais no mercado, superior ao Affinity Pixie®, Medtronic (Minneapolis, MN - EUA) e os modelos da linha P.H.I.S.I.O®, Sorin (Milão, ITA) e muito próximo do AL6X®, Terumo (Tóquio, Japão). Quanto maior é a pressure-drop maior serão as lesões aos elementos figurados do sangue, por outro lado, quanto menor o seu valor, menos trauma físico sofrerá o sangue, nesse sentido pode-se concluir que o modelo testado apresenta menor impacto ao sangue que os similares do mercado.

O INH mostrou que houve maior produção de hemólise nos primeiros minutos do ensaio. Também mostrou aumento no índice de hemólise na segunda metade do teste. A análise comparativa de resultados da Hemoglobina padrão do circuito teste e circuito controle mostrou uma forte correlação linear.

Considerando os parâmetros avaliados e os resultados obtidos, o novo filtro de linha arterial (Zammi) é comparável aos filtros de linha arterial existentes no mercado do ponto de vista de eficácia e segurança. Pela análise de dados pode-se verificar baixo pressure-drop, baixo priming (volume de enchimento inicial) e baixa taxa de hemólise durante o ensaio. Entretanto, este ensaio apresenta limitações considerando-se a pirâmide de evidências. Embora atenda as normas aplicadas, NBR ISO 7199, ISO 10993 e ASTM F1841-13 seu nível de evidencia é intermediário e novos estudos são necessários para confirmação dos achados⁽⁹⁻¹⁰⁻¹¹⁾.

REFERÊNCIAS

1. O., Maria Helena L. Souza e Decio. Fundamentos da Circulação Extracorpórea. [ed.] Centro Editorial Alfa Rio. Fundamentos da Circulação Extracorpórea. Rio de Janeiro : Centro Editorial Alfa Rio, 2006, p. 38.



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

2. Arterial filters ranked for gaseous micro-emboli separation performance: An in vitro study. Riley, Jeffrey B. 2008, JECT, Vol. 40, pp. 21–26.

3. An evidence-based review of the practice of cardiopulmonary bypass in adults: A focus on neurologic injury, glycemic control, hemodilution, and the inflammatory response. Kenneth G. Shann, Donald S. Likosky, John M. Murkin, Robert A. Baker, Yvon R. Baribeau, e Gordon R. DeFoe, b Timothy A. Dickinson, f Timothy J. Gardner, Hilary P. Grocot. 2006, J Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 132, pp. :283-90.

4. dos Reis, Edison Emidio; de Menezes, Livia Dutra Martins; Justo, Caio Cesar Lanaro. Gaseous microemboli in cardiac surgery with cardiopulmonary bypass: the use of veno-arterial shunt as a preventive method. Rev Bras Cir Cardiovasc. 2012;27(3):436-45.

5. Arenales, Bernardo Augusto Roca. Avaliação do Escoamento num Filtro Sanguineo usado em Circulação Extracorporea. [Online] 18-20 de Agosto de 2010. [Citado em: 04 de Agosto de 2015.] <http://www.abcm.org.br/anais/conem/2010/PDF/CON10-0740.pdf>.

6. Alice Sakuma; Maria Ângela Pignata Ottoboni e Patrícia Cressoni Sierra. MANUAL PARA CONTROLE DA QUALIDADE DO SANGUE TOTAL E HEMOCOMPONENTES. São Paulo Centro de Documentação – Coordenadoria de Controle de Doenças/SES, 2011.

7. Agencia Nacional de Vigilancia Sanitaria. RDC nº35/2014. Brasília : s.n., 2014.

8. Estudo comparativo utilizando simulação computadorizada e ensaios "in vitro" de hemólise de uma bomba de sangue-spiral pump. Juliana Leme. Cibele da Silva, Jeison Fonseca, Bruno



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

Utiyama, Beatriz Uebelhart, Daniel Legendre, Alex Santos. Natal : COLAOB - Congresso Latino Americano de Orgaos Artificiais e Biomateriais, 2012.

9. Diagnóstica, Labtest. Hemoglobina padrão. Lagoa Santa - MG : s.n., 2009.

10. O fluxo da informação na prática clínica dos médicos residentes: análise na perspectiva da medicina baseada em evidências. Silva, Maria Gorete Monteguti Savi & Edna Lucia sa. Set/Dez, 2009, Ciencia da Informação, Vol. 38, pp. 177-191.

11. A method for determination of hemoblobin inplasma bynear-ultraviolet spectrophotometry. M., Harboe. 1959, Scand J. Clin Lab Invest,, Vol. 11, p. 66.



Vol.1 – Nº 2 – DEZ-2017 – ISSN:2525-5827

Caio Cesar Justo

Biomédico perfusionista e fisiologista - consultor técnico de produtos médicos - departamento de órteses e próteses cardiovasculares Zammi Instrumental - RJ

Edison Emídio dos Reis

Biólogo geneticista e bioquímico - Coordenador do departamento de pesquisa Zammi Instrumental - RJ

Allyne Fernandes Couto

Acadêmica da Faculdade de medicina da UNIMES

Artigo recebido em 14/08/2016

Aceito para publicação em 14/07/2017

Para citar este trabalho:

JUSTO, Caio Cesar; REIS, Edison Emídio dos; COUTO, Allyne Fernandes. FILTRO ARTERIAL DE SANGUE PARA CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA: UM ESTUDO IN VITRO PARA BIOCOMPATIBILIDADE E EFICÁCIA. Revista Higei@. Revista Higei@, UNIMES, Volume 1, Número2, DEZEMBRO-2017. Disponível em:

<http://periodicos.unimesvirtual.com.br/index.php?journal=higeia&page=index>