

FLUXO PULSÁTIL EM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA. APRESENTAÇÃO DE UM SISTEMA MECÂNICO COM ESTUDOS PRELIMINARES HEMODINÂMICOS E DO TRANSPORTE DE OXIGÊNIO

CELSON LUIZ DOS REIS, PAULO ROBERTO BARBOSA ÉVORA, PAULO JOSÉ DE FREITAS RIBEIRO, JOSÉ CARLOS FRANCO BRASIL, ADONIS GARCIA OTAVIANO, HÉRCULES LISBOA BONGIOVANI, EDSON ALVES MARGARIDO

Estudaram-se 20 pacientes submetidos à cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea (CEC) e hipotermia, 10 deles perfundidos com um novo sistema mecânico para obtenção de fluxo pulsátil.

Os resultados obtidos para cada grupo, pelo estudo das variáveis do transporte de oxigênio, não foram significativamente diferentes. Por outro lado, observou-se diminuição da resistência vascular sistêmica nos pacientes perfundidos com fluxo pulsátil.

Concluiu-se que o sistema para obtenção do fluxo pulsátil em CEC é simples, seguro, estando em andamento outros estudos sobre o método.

Existem vários fatores responsáveis pelas alterações perfusionais que ocorrem durante a circulação extracorpórea (CEC), mas, sem dúvida, é de grande importância a modificação do regime de fluxo que perde sua característica pulsátil, com variações de pressão nas fases sistólica e diastólica dentro do compartimento arterial.

O uso de bombas capazes de produzir fluxo pulsátil em CEC é incomum em nosso meio, muito possivelmente em virtude de três motivos principais: a invasividade requerida por alguns métodos, a alta complexidade do equipamento utilizado e, finalmente, seu elevado custo. Por essas razões, idealizou-se um sistema mecânico para a obtenção de fluxo pulsátil, utilizando-se uma bomba comum de propulsão por roletes¹. O objetivo desse trabalho é o de apresentar esse sistema mecânico e os estudos preliminares hemodinâmicos e do transporte de oxigênio comparativos entre dois grupos de pacientes perfundidos com e sem fluxo pulsátil.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram estudados 20 pacientes de ambos os sexos com idade média de $45,70 \pm 14,25$ anos, submetidos a intervenções cirúrgicas com CEC (9 coronariopatas, 10 valvopatas e 1 portador de cardiopatia congênita). Esses pacientes foram divididos em 2 grupos: em 10

pacientes, utilizou-se fluxo linear convencional (grupo NP) e, nos demais, fluxo pulsátil. (grupo P).

Todos os pacientes foram submetidos à hipotermia até 28°C empregando-se uma bomba propulsora de roletes (modelo Instituto de Cardiologia de São Paulo) e conjunto de oxigenador de bolhas e reservatório (mod. Macchi-Jatene). Em todos os casos, empregou-se hemodiluição total com soluções cristalóides. Nos pacientes submetidos à esternotomia, foi canulada a aorta ascendente com cânula padrão (0,8mm) e, nos pacientes submetidos à torotomia direita, canulou-se a artéria femoral comum direita.

A medicação pré-anestésica constou de flunitrazepan 2 mg por via oral, cerca de 8 horas antes da operação. Todos os pacientes, logo que chegaram à sala cirúrgica, tiveram canulada, por venopunção, uma veia do antebraço, através da qual injetou-se 2 ml de inoval, seguidos de 0,5 mg de flunitrazepan. Procedeu-se, então, à dissecação ou punção da artéria radial esquerda, para instalação de monitorização contínua da pressão arterial média, à punção de veia subclávia para infusão de líquidos e controle da pressão venosa central, à monitorização contínua do eletrocardiograma (ECG) com cardioscópio e à sondagem vesical para o controle da diurese.

Utilizaram-se duas técnicas anestésicas indistintamente nos dois grupos. Em uma delas, a indução da anestesia foi realizada com fentanil, na dose de 5µg

Trabalho realizado no Hospital São Francisco de Ribeirão Preto. Serviço de Cirurgia Cardiotorácica e Terapia Intensiva.

Kg^{-1} , de uma só vez, lentamente, precedido de 0.5 mg de flunitrazepan, seguido de brometo de pancurônio $0,1 \text{ mg Kg}^{-1}$ administrando-se oxigênio a 100% sob máscara e balão durante 5 min, realizando-se a seguir a tubulagem traqueal. A respiração passou a ser controlada em sistema sem reinalação de gases, com uma concentração de 60% de oxigênio (respirador de Takaoka mod 670) e halotano (vaporizador universal de Takaoka) na concentração média de 1,15%. A outra técnica anestésica empregada consistiu apenas de um dose total de fentanil de 25 ugKg^{-1} , com doses subseqüentes de 5 ugKg^{-1} quando necessárias e o mesmo tipo de ventilação controlada utilizada para os pacientes anestesiados com halotano.

O método para obtenção do fluxo pulsátil¹, encontra-se representado em diagrama na figura 1 e em fotos da montagem apresentadas na figura 2. Constou de um bulbo elástico de material atóxico que, juntamente com um pequeno balão de látex, ficou encerrado dentro de um invólucro plástico rígido, do qual se exteriorizaram apenas duas extremidades do bulbo elástico e um cateter em comunicação com o balão de látex que permitiu inflá-lo periodicamente. O invólucro foi completamente cheio de água esterilizada através de orifícios apropriados (O) e, a seguir, hermeticamente fechado. O cateter foi, então, acoplado a um sistema de bombeamento de ar, acionado pelo próprio braço da manivela presa ao eixo dos roletes arteriais. Utilizou-se para a insuflação do balão uma seringa de 50 ml montada em suporte apropriado que permitiu sua fixação nos parafusos normalmente existentes na bomba (suporte T do tubo de látex da linha arterial usual) e no pára-choque da máquina de CEG. O cateter (X) foi então acoplado à seringa da qual se aspirou previamente um volume de ar equivalente ao volume contido no tubo de látex da linha arterial. Com a rotação dos roletes, o braço da manivela acionava de forma intermitente o braço potente da alavanca (C) que expulsava o ar para dentro do balão de látex (L). A pressão a ele transmitida distribuiu-se uniformemente a todos os pontos do líquido dentro do invólucro de plástico rígido (Y) comprimindo de forma regular o bulbo elástico (B), que então, ejetava para o paciente um volume que dependeria da pressão média do paciente e da complacência do sistema arterial. Como o fluxo produzido pela bomba da CEC era sempre centrípeto em relação à artéria canulada, não houve necessidade de dispositivos valvulares. Os parafusos (P) permitiam elevar ou abaixar o corpo da seringa, aumentando ou diminuindo a insuflação do balão (L) e portanto o volume ejetado pelo bulbo (B). Após ser acionada para baixo pelo braço da manivela, a alavanca (C) retomava à sua posição inicial em virtude da elasticidade do balão de látex, do bulbo e, também, por ação da mola (M).

Colheram-se amostras de sangue arterial e venoso aos 15, 30, 45 e 60 min de CEC para realização de gasometrias em um analisador de gases arteriais mod.

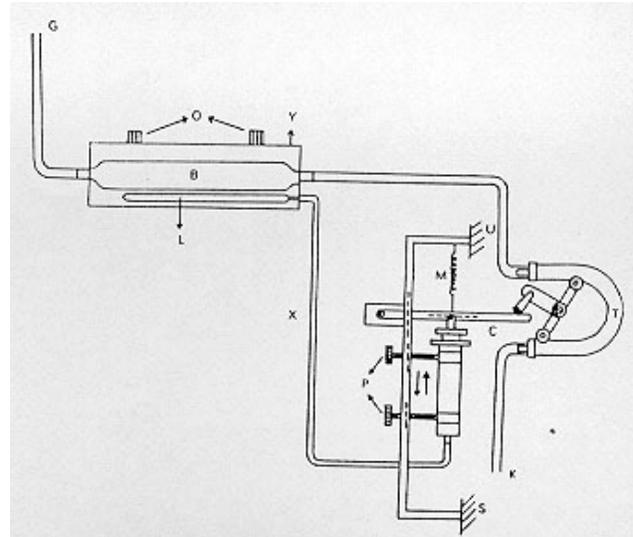


Fig. 1 - Representação esquemática do estudo mecânico para produção de fluxo pulsátil em CEC. U e S - conexão ao chassis da máquina de CEC; T - tubo de látex da linha arterial usual; C - alavanca que aciona o sistema de compressão (seringa de 50 ml); M - mola de retorno; P - parafuso de ajuste do volume de ar a ser comprimido; K - conexão ao oxigenador; B - bulbo elástico de borracha atóxica; L - balão de látex; X - cateter de conexão entre o sistema de compressão e o balão de látex; Y - recipiente de plástico rígido; O - orifício para introdução de água no recipiente; G - conexão à artéria canulada (aorta ou femoral).

IL 330. A partir dos resultados gasométricos devidamente corrigidos para a temperatura, determinaram-se as seguintes variáveis relacionadas com o transporte de oxigênio: diferença arteriovenosa de oxigênio ($D(A-V)O = \text{CaO ml.100ml}^{-1}$), disponibilidade de oxigênio ($\text{Disp } O = \text{CaO} \cdot \text{IC} \cdot 10 \text{ min}^{-1} \text{M}^{-2}$), consumo de oxigênio ($\text{VO} = D(A-V) \cdot \text{IC} \cdot 10 \text{ ml.min}^{-1} \cdot \text{M}^{-2}$) e extração de oxigênio ($\text{Ext } O_2 = \text{CaO} - \text{CVO} / \text{CaO} \%$)²⁻⁵.

Os índices de perfusão estudados foram os seguintes: fluxo de glóbulos vermelhos ($\text{FGV} = \text{IC} \times \text{Ht} \cdot 1 \text{ min}^{-1} \cdot \text{M}^{-2}$), índice de extração tecidual de oxigênio ($\text{IETO} = D(A-V)O / \text{FGV}$) e relação transporte de oxigênio pelo fluxo de glóbulos vermelhos ($\text{ROT/FGV} = \text{VO} / \text{FGV}$)³⁻⁵.

As variáveis hemodinâmicas estudadas foram: o fluxo de CEC ($F = 1 \text{ min}^{-1}$) cujo valor foi admitido como débito cardíaco, o fluxo pela superfície corporal ($F/SC = 1 \text{ min}^{-1} \cdot \text{M}^{-2}$) cujo valor foi admitido como índice cardíaco e a resistência periférica total ($\text{RPT} = \text{dinas.s. cm}^{-5}$). Para o cálculo dessa última variável, adotou-se a fórmula $\text{RPT} = \text{PAM} / \text{DC}$ em $\text{mmHg} \cdot 80 / \text{DC}$ em 1 min^{-1} , onde a pressão arterial média (PAM) foi obtida pela conexão da artéria radial a um manômetro de mercúrio e o débito cardíaco (DC) foi considerado como o fluxo da CEC nos momentos dos controles.

Para a comparação das médias entre as variáveis utilizou-se a distribuição t de Student, fixando-se o nível de significância 0,05.

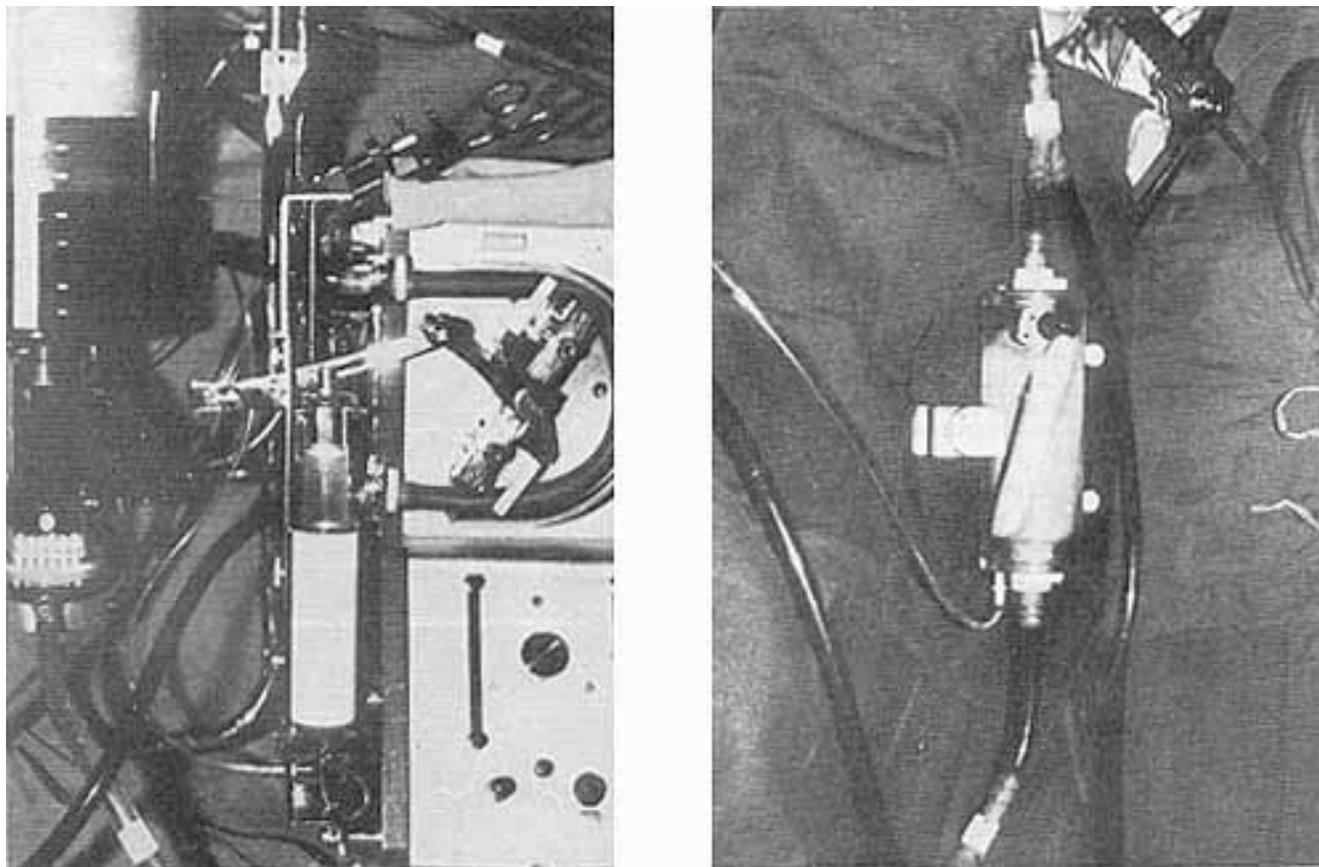


Fig. 2 - Representação fotográfica do sistema mecânico para produção de fluxo pulsátil em CEC (à esquerda: sistema de bombeamento de ar acoplado à bomba de CEC; à direita: detalhe do bulbo de borracha atóxica e balão de látex, contidos dentro do tubo rígido de acrílico).

RESULTADOS

A figura 3 mostra os perfis de fluxo obtidos por “Doppler direcional” na artéria braquial. Registrou-se o fluxo fisiológico normal com o paciente ainda em normotermia, o fluxo linear em CEC, e o fluxo em CEC já com o dispositivo de fluxo pulsátil em funcionamento. O ganho do sistema de registro foi o mesmo nas três condições. Notar que a forma da onda do fluxo pulsátil artificial é diferente da obtida com fluxo fisiológico: sua amplitude é menor e nota-se um pequeno vale após cada pico, provavelmente correspondente à volta do bulbo elástico a sua forma normal. Com o fluxo linear da CEC, obtido com a máquina de roletes convencional, o caráter pulsátil praticamente não existe.

A figura 4 mostra as curvas de pressão obtidas na artéria radial nas três situações anteriores, tendo sido mantido o mesmo ganho do sistema de traçado. Essas curvas foram obtidas por fotografia do cardioscópio. Notar que a onda de pulso, em CEC convencional é de baixa amplitude e gerada apenas pela passagem dos roletes. Nessa condição, não se palpam pulsos arteriais. Já em regime de fluxo pulsátil, obtêm-se ondas de amplitude próxima da fisiológica,

porém, ainda assim, diferentes desta, pois, há simetria entre o lado descendente e ascendente da curva de pulso, o que não ocorre fisiologicamente (ramos ascendente íngreme correspondente ao período de ejeção rápida e ramo descendente com queda mais lenta até o nó dicrótico quando se fecha a valva aórtica). Nessa condição, o pulso foi palpável nas artérias carótidas de todos os pacientes e, eventualmente, também nas artérias braquiais e femorais durante a CEC.

As variáveis relacionadas com o transporte de oxigênio encontram-se representadas na tabela I. As médias não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Os índices de perfusão encontram-se representados na tabela II. A única diferença estatisticamente significativa foi relativa ao IETO dos 45 min.

As variáveis hemodinâmicas encontram-se representados na tabela III. Não houve diferença significativa entre as médias do F/SC. Em relação à RPT, houve diferença estatisticamente significativa a partir dos 30 min. Além disso, observou-se uma constância com tendência à diminuição da RPT no grupo de pacientes submetidos à CEC com fluxo pulsátil e uma tendência ao aumento com o tempo, no grupo de pacientes em que não se utilizou o fluxo pulsátil.

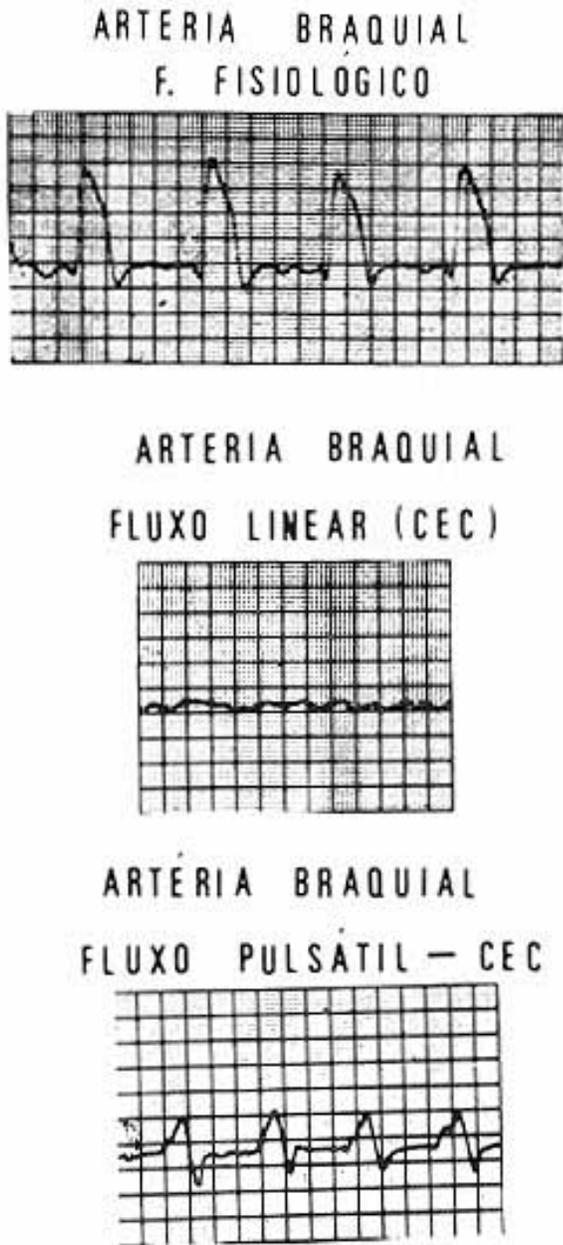


Fig. 3 - Perfis de fluxo obtidos por "Doppler direcional" em artéria periférica (antes da CEC, durante a CEC com fluxo linear e durante a CEC com fluxo pulsátil).

DISCUSSÃO

A bomba convencional de roletes, introduzida por De Bakey, em 1934 ⁶ tem sido o dispositivo propulsor usado mais freqüentemente em cirurgia cardíaca com CEC. Isso se justifica, em parte, por sua simplicidade de funcionamento, sua segurança e seu custo relativamente baixo. O fluxo produzido por tal máquina pode ser considerado fisiologicamente como contínuo, pois as

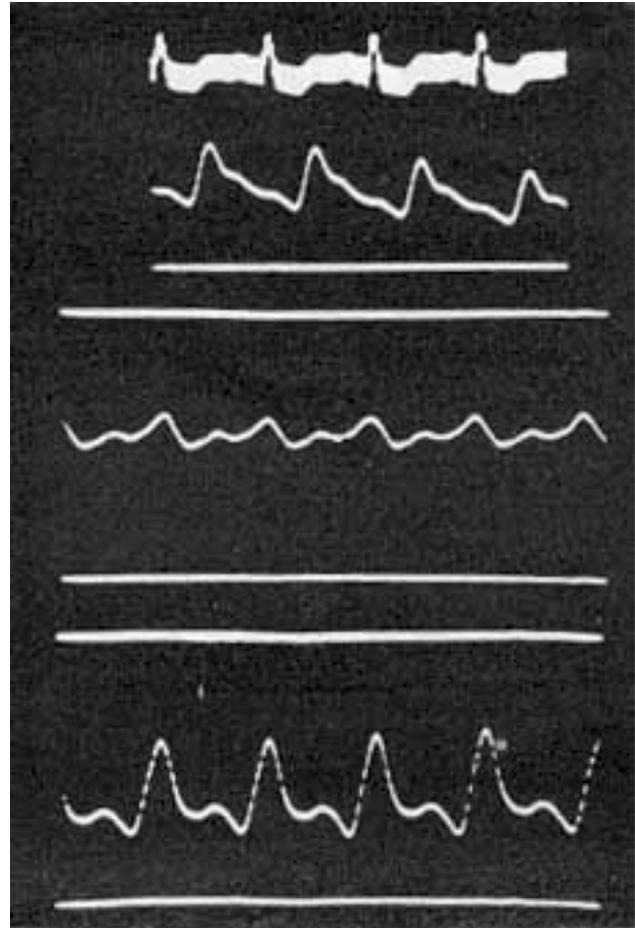


Fig. 4 - Curvas de pressão obtidas na artéria radial (antes da CEC, durante a CEC com fluxo linear e durante a CEC com fluxo pulsátil).

Tabela I - Variáveis relacionadas com o transporte de oxigênio de 10 pacientes submetidos à cirurgia cardíaca com CEC sem fluxo pulsátil e 10 pacientes perfundidos com fluxo pulsátil - ($D_{(A-V)} O_2$ = diferença artério-venosa de oxigênio em $ml.100ml^{-1}$; VO_2 = consumo de oxigênio em $ml.min^{-1}.M^{-2}$ e $Ext O_2$ = extração de oxigênio em %).

	$D_{(A-V)} O_2$		VO_2		Disp O_2		Ext O_2	
	NP	P	NP	P	NP	P	NP	P
15'	2,24	1,81	46,54	39,44	326,82	277,00	15,80	14,89
	±	±	±	±	±	±	±	±
	1,06	0,75	19,55	15,85	102,23	67,35	7,39	6,57
30'	2,44	1,90	45,92	41,79	292,97	264,57	18,00	16,89
	±	±	±	±	±	±	±	±
	0,63	0,44	11,38	7,18	128,97	65,08	5,89	4,20
45'	2,71	1,84	49,06	41,26	258,07	254,28	19,80	18,00
	±	±	±	±	±	±	±	±
	0,58	0,39	8,76	8,21	57,63	53,81	4,29	3,89
60'	2,69	2,17	48,02	46,59	270,70	267,70	19,40	19,75
	±	±	±	±	±	±	±	±
	0,70	0,82	11,98	15,69	62,54	71,76	5,32	8,91

variações de pressão que induz no compartimento arterial são discretas.

Têm sido discutidas as vantagens que os sistemas que produzem fluxo pulsátil em CEC podem trazer,

Tabela II - Índices de perfusão de 10 pacientes submetidos à CEC sem fluxo pulsátil e 10 pacientes perfundidos com fluxo pulsátil (FGV = fluxo de glóbulos vermelhos em $1. \text{min}^{-1} \cdot \text{M}^{-2}$; IETO = índice de extração de oxigênio pelo fluxo de glóbulos vermelhos).

	RGV		IETO		ROT/FGV	
	NP	P	NP	P	NP	P
15'	0,65	0,55	3,34	2,45	75,65	76,93
	±	±	±	±	±	±
	0,21	0,13	2,34	1,78	33,65	34,22
30'	0,52	0,50	4,64	2,67	92,54	87,41
	±	±	±	±	±	±
	0,12	0,3	3,08	2,41	32,93	21,80
45'	0,51	0,49	5,65	2,56	98,87	85,82
	±	±	±	±	±	±
	0,1	0,10	2,11	1,99	20,65	20,69
60'	0,52	0,50	5,37	3,12	94,17	95,89
	±	±	±	±	±	±
	0,10	0,10	2,20	2,99	24,96	42,38

Tabela III - Variáveis hemodinâmicas de 10 pacientes submetidos à cirurgia cardíaca com CEC sem fluxo pulsátil e 10 pacientes perfundidos com fluxo pulsátil (F = fluxo em $1. \text{Min}^{-1}$; F/SC = fluxo pela superfície corporal em $1. \text{min}^{-1} \cdot \text{M}^{-2}$; RPT = resistência periférica total em dinas. s. cm^{-5}).

	F/Sc		RPT	
	NP	P	NP	P
15'	2,29	2,25	1431,70	1491,69
	±	±	±	±
	0,66	0,40	286,22	277,17
30'	1,89	2,26	1784,52	1547,12
	±	±	±	±
	0,36	0,45	328,83	318,04
45'	1,85	2,28	1789,60	1505,56
	±	±	±	±
	0,37	0,41	350,64	185,89
60'	1,83	2,30	1862,10	1404,75
	±	±	±	±
	0,35	0,29	316,49	252,34

quando comparados com os sistemas mais comumente usados e que produzem um fluxo linear ou contínuo. Múltiplos trabalhos têm demonstrado, quer experimentalmente, quer relatando a experiência clínica de vários autores, a melhora hemodinâmica e metabólica, com o uso de bombas capazes de produzir fluxo pulsátil⁷⁻¹⁴. Mesmo assim, o uso rotineiro de tais sistemas tem sido incomum, provavelmente em vista do alto custo do equipamento utilizado, de sua complexidade, de sua invasividade e das dificuldades quanto à disponibilidade do referido equipamento em nosso meio.

Variadas maneiras para se conseguir fluxo pulsátil têm sido propostas, utilizando-se dispositivos puramente mecânicos, ou dispositivos mecânicos acionados eletronicamente. Esses últimos apresentam a vantagem adicional de permitir contrapulsção intra-operatória após a interrupção da CEC, como forma de assistência circulatória mecânica⁷⁻¹⁵.

O sistema para produção de fluxo pulsátil descrito neste trabalho pode ser acionado de forma exclusivamente mecânica pela própria bomba de roletes, ou ainda, em caso de disponibilidade, por uma bomba sincronizada para contrapulsção, no período pós-perfusional intra-operatório, sem que qualquer modificação no campo cirúrgico seja necessário, bastando desacoplar a via pneumática da bomba mecânica e acoplá-la a uma bomba sincronizada, o que é feito pelo próprio perfusionista. Para essa última situação, temos utilizado a bomba balão intraórtico Cordimat IV (Byotronic), ou uma bomba eletromagnética sincronizada com a onda R desenvolvida por nosso grupo.

A ausência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias das variáveis hemodinâmicas e de transporte de oxigênio, com exceção da RPT e do IETO aos 45 min de CEC, pode estar relacionada com vários fatores. Assim, embora a melhora da RPT devesse refletir-se nos índices de perfusão, isso pode não ter ocorrido em virtude de, em hipotermia, as necessidades metabólicas diminuírem. Portanto, a qualidade da perfusão com fluxo pulsátil ou linear não seria evidenciável nessa situação, ou seja, a perfusão convencional com fluxo linear ou contínuo supriria as necessidades teciduais diminuídas pela hipotermia. Também é possível que as variações de pressão, embora discretas, que as bombas convencionais permitem, sejam suficientes para manter os gradientes de pressão transmural que interferem com os mecanismos de angiocinese¹⁷, propiciando assim perfusão adequada ao nível da microcirculação. Contudo, isso é pouco provável, pois a avaliação clínica, ainda que subjetiva, da perfusão de extremidades pela temperatura e coloração das mesmas, mostrou, em todos os pacientes perfundidos com fluxo pulsátil, nítida melhora durante a CEC e no pós-operatório imediato. Pode-se considerar, também, que o tempo durante o qual ambos os grupos foram estudados não tenha sido suficiente para que alterações estatisticamente significativas pudessem ser notadas pois, como já foi descrito, não existem vantagens que justifiquem o uso de fluxo pulsátil em pacientes nos quais a perfusão é de curta duração¹⁸. É possível também que o sistema proposto não permita obter as respostas hemodinâmicas e metabólicas desejadas, mas, isso é pouco provável com base nas observações clínicas continuadas.

Considerou-se a diferença do IETO aos 45 min, no grupo de pacientes perfundidos com fluxo pulsátil como resultado isolado, uma vez que a diferença desapareceu aos 60 min. A melhora da RPT, que se mostra mais uniforme e com tendência a diminuir durante a CEC com fluxo pulsátil, merece discussão concorda com o achado de outros autores^{17,19} e pode ser explicada não só por fatores mecânicos e sua ação direta na microcirculação, como também pela constatação conhecida: para a liberação de renina é mais importante a perda do caráter pulsátil na per-

fusão renal, do que a diminuição da pressão arterial média¹⁷.

É, também, passível de crítica o uso do fluxo da bomba de CEC (em litros por minuto) como DC e esse fluxo pela superfície corporal como índice cardíaco. A limitação imposta por tal aproximação torna-se menos importante ao considerar-se que tal artifício foi utilizado para os dois grupos, tornando possível, pelo menos, o estudo comparativo.

A avaliação do grau de hemólise está sendo realizada, podendo adiantar-se que os resultados parciais são animadores.

Em conclusão, pelo menos no que se refere à resistência vascular sistêmica, à observação clínica da perfusão das extremidades e à mais rápida retomada da consciência, com menor morbidade neurológica, embora seja esse também um dado subjetivo, os resultados preliminares aconselham o prosseguimento da investigação do fluxo pulsátil em CEC, principalmente nas perfusões mais prolongadas em que presumivelmente se torne necessária a assistência circulatória mecânica intra-operatória por contrapulsação.

SUMMARY

This study was carried out on 20 surgical patients who required cardiopulmonary bypass. Ten patients were perfused with a new mechanical system using pulsatile cardiopulmonary bypass.

The preliminary studies on oxygen transport did not indicate any statistical differences. On the other hand, systemic vascular resistance fell significantly.

It is concluded that the mechanical system of pulsatile cardiopulmonary bypass is simple, safe and reliable. Further studies on the same system are being performed.

REFERÊNCIAS

1. Reis, C. L.; Évora, P. R. B.; Ribeiro, P. J. F.; Brasil, J. C. F.; Otaviano, A. G.; Silva, J. R. P.; Margarido, E. A.; Bongivani, H. L.; Bombonato, R. - Apresentação de um sistema mecânico para obtenção de fluxo pulsátil em circulação extracorpórea: Nota prévia. *Rev. Soc. Card. Rib. Preto*, 5: 22, 1981.
2. Conroe, J. H., Jr. - *The Lung*, 2 ed. Year Book Medical Publishers, Chicago, 1962. p. 245.
3. Shoemaker, W. C. - *Shock: Chemistry, Physiology and Therapy*. Charles C. Thomas, Springfield, Illinois, 1967.
4. Shoemaker, W. C. - Cardiorespiratory patterns in clinical shock as physiologic criteria for therapy. In *Advances in Automated Analysis*. Technicon International Congress, 1972. Technicon Instrument Corporation, Tarrytown, New York, 1973. vol. 2. p. 15.
5. Shoemaker, W. C. - Use of cardiorespiratory measurements to evaluate pathophysiology in shock. *Ann. Chir. Gynaecol. Fenn.* 60: 180, 1971.
6. De Bakey, M. E. - A simple continuous flow blood transfusion instrument. *New Orleans Med. Surg. J.* 87: 386, 1934.
7. Bregman, D. - Mechanical support of the circulation. *Clev. Clin. Quart.* 48: 181, 1981.
8. Ciardullo, R.; Schaff, H. V.; Flaherty, J. T.; Gott, V. L. - A new method of producing pulsatile flow during cardiopulmonary bypass using a standard roller pump. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 72: 585, 1976.
9. Dunn, J.; Kirsh, M. M.; Harness, J.; Carrol, M.; Straker, J.; Sloan, H. - Hemodynamic, metabolic and hematologic effects of pulsatile cardiopulmonary bypass. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 68: 138, 1974.
10. Jacobs, L. A.; Klopp, E. H.; Slamone, W.; Topoz, S. R.; Gott, V. L. - Improved organ function during cardiac bypass with a roller pump modified to deliver pulsatile flow. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 58: 703, 1969.
11. Many, M.; Soroff, H. S.; Birtwell, W. C.; Wise, H. M.; Deterling, R. A., Jr. - The physiologic role of pulsatile and nonpulsatile blood flow III. Effects of unilateral renal artery depulsation. *Arch. Surg.* 97: 917, 1968.
12. Nakayama, K.; Tamiya, T.; Yamamoto, K.; Izumi, T.; Akimoto, S.; Hashizume, S.; Limori, T.; Odaka, M.; Yazaka, C. - High amplitude pulsatile pump in extracorporeal circulation with particular reference to hemodynamics. *Surgery*, 54: 798, 1963.
13. Shepard, R. B.; Kirklin, J. W. - Relation of pulsatile flow to oxygen consumption and other variables during cardiopulmonary bypass. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 58: 694, 1963.
14. Trinkle, J. K.; Helton, N. F.; Wood, R. E.; Bryant, L. R. - Metabolic comparison of a new pulsatile pump and a roller pump of cardiopulmonary bypass. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 58: 562, 1969.
15. Gomes, O. M.; Brum, J. M. G.; Salles, D. D. F.; Awad, M. T.; Armelin, E.; Bittencourt, D.; Zerbini, E. J. - Ventriculo em linha: sistema para fluxo pulsátil e circulação assistida intra-operatória. *CEC & Org. Int. Art.* 1: 23, 1980.
16. Singh, R. K. K.; Barratt-Boyes, B. G.; Harris, E. A. - Does pulsatile flow improve perfusion during hypothermic cardiopulmonary bypass? *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 79: 827, 1980.
17. Fiorelli, A. I.; Cecchini, Z. B.; Gomes, O. M. - Fluxo sanguíneo em circulação extracorpórea. *Torac & Cardiovasc.* 1: 43, 1982.
18. Awad, M. T.; Brum, J. M. G.; Gomes, O. M.; Armelin, E.; Verginelli, G.; Zerbini, E. J. - Análise espectral do pulso arterial durante a circulação extracorpórea com fluxo pulsátil e não pulsátil. *CEC & Org. Int. Art.* 1: 11, 1980.
19. Taylor, K. M.; Bain, W. H.; Davidson, K. G.; Turner, M. A. - Comparative clinical study of pulsatile and nonpulsatile perfusion in 350 consecutive patients. *Thorax*, 37: 328, 1982.