

ANÁLISE ESPECTRAL DO PULSO ARTERIAL DURANTE A CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA. ESTUDO EXPERIMENTAL EM CÃES

MICHEL T. AWAD, NOEDIR A. G. STOLF, OTONI M. GOMES, ANTONIO DE PÁDUA JAZBIK, HENRIQUE MURAD, EDUARDO BASTOS
São Paulo, SP

Objetivo: Avaliar o modelo do pulso arterial através da análise espectral que melhor reproduza as condições circulatórias fisiológicas durante a circulação extracorpórea com fluxo pulsátil e laminar.

Material e Métodos: Dez cães adultos submetidos à circulação extracorpórea com bomba de roletes e de fluxo pulsátil instaladas em paralelo. O fluxo da circulação extracorpórea foi ajustado ao pré-existente que foi medido com fluxômetro Statham 2200. As curvas de pressão tanto com bomba de fluxo laminar, quanto com bomba de fluxo pulsátil foram registradas em fita magnética "HP Recorder" e analisados pelo método Fast Fourier Transform (algoritmo CooleyTukeyl. Variou-se o período da bomba pulsátil em relação ao ciclo total de 70, 60, 50, 40 e 30%.

Resultados: O traçado do pulso arterial durante o uso da bomba de roletes mostrou um onda bifida com depressão profunda seguida por outra de pico único. Foram observados, espectralmente, três componentes de mesma amplitude. O uso de bomba pulsátil proporcionou, à análise espectral, componentes harmônicos de amplitudes inversamente proporcionais à relação ejeção/ciclo.

Conclusão: O componente fundamental da curva de pressão durante o fluxo fisiológico, pulsátil e laminar é o mesmo desde que mantido o fluxo sanguíneo, sendo o caráter pulsátil inversamente proporcional à relação ejeção/ciclo. A bomba de roletes produziu padrão de fluxo que não pode ser descrito como laminar. A relação ejeção/ciclo de 30% pareceu ideal para a realização da perfusão com fluxo pulsátil.

Palavras chave: análise espectral, pulso arterial, circulação extracorpórea.

SPECTRAL ANALYSIS OF THE ARTERIAL PULSE DURING CARDIOPULMONARY BYPASS. EXPERIMENTAL STUDY IN DOGS

Purpose: Spectral analysis of arterial pulse was performed during cardiopulmonary bypass with both pulsatile and continuous flow in order to evaluate the pulse model best suitable to reproduce physiological circulatory conditions.

Material and Methods: Ten adult mongrel dogs were submitted to cardiopulmonary bypass with a roller pump for continuous flow and pulsatile flow pump in parallel. The physiological pressure waves, the roller pump waves and the pulsatile pump flow waves were recorded. During the pulsatile flow we varied the ejective period of the pump in relation to the total cycle by 70%, 60%, 50%, 40% and 30%.

Results: The roller pump flow showed a bifid wave followed by single peak wave. During spectral analysis we observed three harmonic components of the same amplitude. The using of the pulsatile pump flow proportionated, by spectral analysis, harmonic components whose amplitudes are inversely proportional for ejection/cycle ratio.

Conclusion: The fundamental component of the pressure wave during the physiological flow, the pulsatile flow, and that of the roller pump stays the same, if the same blood flow is maintained; the pulse of the flow is inversely proportional to the ejection/cycle ratio; the roller pump produces a flow pattern that cannot be described as laminar; the ejective/cycle ratio of 30% seemed ideal for the performance of pulsatile flow perfusion.

Key words: spectral analysis, arterial pulse, cardiopulmonary bypass.

Arq. Bras. Cardiol. 54/3:199-204—Março 1990

A mais importante característica do fluxo arterial é sua natureza pulsátil.

Enquanto o fluxo de sangue progride nas artérias, há alteração continua da sua velocidade e da pressão na dependência da força propulsora do co-

ração ou da máquina de circulação extracorpórea e das propriedades físicas dos vasos periféricos.

O gradiente existente entre as pressões arterial máxima e mínima (pressão ou amplitude do pulso) tem papel importante na elevação da secreção da adrenalina endógena¹. Ele é influenciado pela velocidade de ejeção, volume sistólico e complacência vascular.

A regulação da pressão arterial é efetuada por barorreceptores localizados na parte inicial da artéria carótida primitiva e também na sua bifurcação^{2,4}. Os estímulos são conduzidos ao bulbo, ativam o centro do vago e influenciam o centro cardiomotor, que age através do sistema nervoso simpático.

A decomposição de uma onda periódica em seus componentes sinusoidais (análise espectral) permite expressão numérica e simples para os contornos assimétricos das curvas de pressão e de fluxo observadas na circulação, e seus componentes são denominados Fouriers.

Objetivamos estudar o padrão da onda de pulso através da análise espectral durante circulação extra corpórea (CEC) com dois tipos de fluxo, pulsátil e contínuo.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram utilizados dez cães adultos, machos, mestiços, com peso corporal de 12 a 19 (média de 15) kg, anestesiados com tiopental sódico endovenoso na dose de 25 mg/kg de peso corpóreo e sob ventilação artificial através da intubação endotraqueal e respirador automático Takaoka⁵.

Para a instalação da monitorização eletrocardiográfica, inseriu-se um eletrodo em cada membro, ligado ao polígrafo Hewlett-Packard. A veia umeral esquerda foi cateterizada para mensuração da pressão venosa central. A artéria femoral comum foi isolada bilateralmente, a esquerda conectada a um sistema de avaliação da pressão arterial média e a direita utilizada para registro da onda do pulso através de cateter de polietileno de pequeno poro (6 f), para medir a série de Fourier por ser próprio de transmissão fiel de ondas sinusoidais até dez ciclos/segundo⁷. Este sistema foi ligado a um manômetro de "Strain Gauge" e ao polígrafo citado.

Todos os animais foram submetidos à esternotomia mediana, evitando-se perda sangüínea e variação de pressão durante o ato operatório. A aorta ascendente foi dissecada e isolada por cadarço de algodão e em torno da mesma instalado fluxômetro eletromagnético Statham 2200. Após o registro do fluxo arterial e da onda do pulso antes da CEC, a veia cava anterior foi dissecada no ponto em que cruza o contorno anterior do ramo direito da artéria pulmonar. Este vaso foi isolado e contornado por cadarço de algodão, passando-se posteriormente as duas extremidades através de tubo de borracha, criando-se assim torniquete que permitiu

a sua oclusão quando necessário.

A veia cava posterior foi igualmente isolada e contornada por cadarço de algodão. Na base da aurícula e no átrio direito foram feitas suturas com fios de poliéster (3-0) montados em agulhas atraumáticas passando posteriormente as extremidades dos fios através de tubos de borracha para confeccionar torniquete. Terminadas todas as dissecções, o animal foi heparinizado (3 mg/kg de peso corpóreo), através da punção do átrio direito.

Para o estabelecimento da CEC foi feita sutura em bolsa na face anterior da aorta com fios mersilene 2-0, e na área central foi aberta a artéria sendo a seguir cateterizada com cânula rígida de "Teflon" e ligado à linha arterial do sistema de CEC. As veias cavas foram cateterizadas com tubos de plástico siliconizado com 6 mm de diâmetro e introduzidos dentro de áreas delimitadas em aurícula e átrio direitos a seguir conectados à linha venosa do sistema extracorpóreo.

Foram estabelecidos para a CEC sistemas pulsátil e não pulsátil, o primeiro obtido pelo emprego da bomba tipo Harvard 1423 e o segundo com a de roletes modelo HC Cepeb 2100.

Os dois sistemas da circulação extracorpórea foram instalados em paralelo, de tal modo que facilitassem a mudança de padrão circulatório. Utilizou-se oxigenador de bolhas de coluna variável e solução Ringer-lactato como perfusato no sistema. A análise dos gases sanguíneos foi realizada antes da CEC, aos 30 minutos do fluxo pulsátil e aos 10 minutos do contínuo.

Os animais foram submetidos à avaliação do fluxo aórtico e da onda do pulso antes da CEC e durante o uso do fluxo pulsátil, sendo analisado o período de ejeção em relação ao tempo da retração do pistão da bomba (sístole/diástole).

A proporção ejeção/ciclo variou de 70, 60, 50, 40 e 30% e a duração de cada parâmetro foi de 10 minutos; posteriormente transformou-se o fluxo em não pulsátil, acionando a bomba de roletes e desligando a de fluxo contínuo; em cada novo parâmetro era registrada a onda do pulso. Durante todas as medidas foram mantidos os dois parâmetros constantes, o fluxo aórtico pré-existente e a frequência da bomba da CEC quando pulsátil (ciclos/min) aproximadamente igual à frequência cardíaca antes da CEC. Também foram tratadas a pressão arterial média e a pressão venosa central para que conservassem suas valvas pré-CEC.

A onda do pulso arterial foi submetida à análise espectral para decomposição em seus componentes sinusoidais (fundamental + harmônicos), em três fases diferentes: 1—Avaliação de controle pré-CEC. 2—durante a CEC com fluxo pulsátil e, 3—durante a CEC com fluxo laminar.

O registro da curva de pressão foi feito em fita magnética "HP Recorder" para posterior análise espectral pelo método F.F.T. (Fast Fourier

Transform) obtido pelo computador "HP 2100" utilizando o algoritmo de Cooley-Tukey.

Análise dos gases sanguíneos foi realizada nas três fases e calculada em base de valvas médios.

RESULTADOS

A frequência cardíaca na medida de controle (tab. I) variou de 78 a 92 (média de 85) bpm, mediante fluxo aórtico que variou de 1,8 a 3,5 (média de 2,62) l/min; a pressão arterial média variou de 80 mmHg a 100 mmHg e a pressão venosa central teve média de +4,4 cm H₂O.

Durante a CEC com fluxo pulsátil (tab. II), o número de bombeamentos por minuto variou de 76 a 92 (média de 84), variando a pressão arterial média de 80 a 96 mmHg (média de 86,3) e a pressão venosa central de +2 a +5 cm Hg (média de +3,75). O fluxo arterial foi mantido o mesmo da medida de controle no decorrer da experiência.

Durante o uso de bomba de roletes, a medida da pressão arterial média aos 50 minutos após a instalação da CEC (tab. III) variou de 75 a 95 mmHg, a pressão venosa central de +2 a +4,5 (média de 3,4) e o fluxo arterial manteve-se o mesmo.

A análise dos gases sanguíneos (tab. IV) evidenciou apenas discreta acidose respiratória na última fase.

A onda do pulso arterial registrada na primeira fase através da artéria femoral com fluxo aórtico médio de 2,62 l/min, mostrou-se composto dos seguintes elementos: ramos ascendentes e descendentes, incisura e diminuição exponencial diastólica (fig. 1 e 2). À análise espectral, foram evidenciados quatro componentes: o primeiro à esquerda correspondente à atividade respiratória, o segundo, o fundamental, frequência 1F e os dois últimos com o primeiro harmônico, frequência 2F e o segundo harmônico, 3F (fig. 3). As amplitudes corresponderam a 20 mmHg, 16 mmHg e 8 mmHg respectivamente (tab. V).

Na tabela V também encontramos os valores das amplitudes sinusoidais das ondas do pulso quando usados os pré-estabelecidos métodos da perfusão na pesquisa.

TABELA I—Dados precedentes à circulação corpórea.

Caso	Frequência Cardíaca b/min	Pressão Arterial Média mmHg	Pressão Venosa Central em H ₂ O	Fluxo Aórtico 1 min.
01	86	85	+ 5,0	3,0
02	92	90	+ 3,0	2,5
03	84	95	+ 4,0	3,5
04	88	100	+ 4,5	2,0
05	90	95	+ 4,0	1,8
06	78	85	+ 5,0	2,3
07	90	88	+ 6,0	2,4
08	82	90	+ 5,5	3,0
09	80	85	+ 5,0	2,2
10	84	80	+ 2,0	3,5
Média	85,4	89,3	+ 4,4	2,62

b min—batimentos por minuto; 1 min—litros por minuto.

TABELA II—Dados seqüentes a circulação corpórea com fluxo pulsátil.

Caso	Frequência Cardíaca b/min.	Pressão Arterial Média mmHg	Pressão Venosa Central em H ₂ O	Fluxo Aórtico 1 min.
01	84	86	+ 4,0	3,0
02	92	92	+ 2,0	2,5
03	84	80	+ 3,5	3,5
04	88	90	+ 5,0	2,0
05	88	93	+ 3,5	1,8
06	76	80	+ 4,0	2,3
07	89	86	+ 5,0	2,4
08	82	96	+ 4,0	3,0
09	80	80	+ 3,5	2,2
10	84	80	+ 3,0	3,5
Média	84,7	86,3	+ 3,75	2,62

b min—batimentos por minuto; l/min—litros por minuto

TABELA III—Dados durante circulação extracorpórea com bomba de roletes.

	Pressão Arterial Média mmHg	Pressão Venosa Central em H ₂ O	Fluxo Aórtico 1 min
01	80	+ 3,0	3,0
02	95	+ 2,0	2,5
03	84	+ 3,0	3,5
04	85	+ 4,5	2,0
05	90	+ 3,5	1,8
06	80	+ 4,0	2,3
07	85	+ 4,0	2,4
08	90	+ 3,5	3,0
09	75	+ 3,0	2,2
10	85	+ 3,5	3,5
Média	84,9	+ 3,4	2,62

l min. — litros por minuto.

TABELA IV—Valores médios gasométricos das três fases.

2ª Fase Elementos	1ª Fase	3ª Fase Fluxo Pulsátil aos 30 minutos	Fluxo Laminar aos 55 minutos
pH	7,36	7,34	7,28
pCO ₂ (mmHg)	48	52	57
pO ₂ (mmHg)	100	140	145
Bicarbonato de sódio22,0	21,5	22,0	
BE	+ 2	+ 1	- 2
K	3,8	3,7	3,6
NA	135	132	128

BE—excesso de base: K—potássio; Na—sódio.

TABELA V—Valores médios dos componentes espectrais da onda de pulso dos fluxos fisiológico, pulsátil e laminar.

Natureza de Fluxo	Fundamental (mmHg)	1º Harmônico (mmHg)	2º Harmônico (mmHg)
C	20	16,0	8,0
FL	20	19,0	18,0
FP 70%	20	3,0	2,0
FP 60%	20	4,0	2,5
FP 50%	20	7,5	4,0
FP 40%	20	11,0	5,0
FP 30%	20	16,0	8,0

C—Controle (Fisiológico); FL—Fluxo Laminar; FP—Fluxo Pulsátil.

TABELA VI — Variação média da amplitude dos harmônicos das três modalidades de fluxo (valores relativos %).

Natureza do Fluxo	1° Harmônico	2° Harmônico
C	80,0	40,0
FL	95,0	90,0
FP 70%	15,0	10,0
FP 60%	20,0	12,5
FP 50%	37,5	20,0
FP 40%	55,0	2,5
FP 30%	80,0	40,0

C—Fisiológico; FL—Fluxo Laminar; FP—Fluxo Pulsátil.

A tabela VI apresenta os valores relativos dos harmônicos em comparação com o componente fundamental.

A curva de pressão obtida com o uso da bomba de roletes mostrou onda bífida com depressão profunda e onda de pico único (fig. 1-B). Espectralmente foram observados três componentes da mesma magnitude (fig. 3-B), amplitudes de 20 mmHg, 19 mmHg e 18 mmHg, respectivamente (tab. V).

O uso da bomba de fluxo pulsátil proporcionou ondas de amplitudes e larguras variáveis, quando foi alterado o período ejetivo do tempo total do ciclo da bomba. Com a proporção de sistole/diástole de 70%, o tempo ejetivo prolongado apresentou onda achatada com inclinação lenta (fig. 1-C) e sua análise espectral (fig. 3-C) mostrou uma fundamental de 20 mmHg e harmônicos de 3 e 2 mmHg respectivamente.

Ao diminuirmos a proporção sistole/diástole para 60%, obtivemos traçado de pulso (fig. 2-A), com pequeno aumento da amplitude de seus harmônicos (fig. 3-D) contribuindo para a diminuição entre estes e a fundamental.

Na proporção de 50% de sistole/diástole, o ramo ascendente da curva de pressão tornou-se mais rápido e acentuou-se a incisura (fig. 2-B). Sua

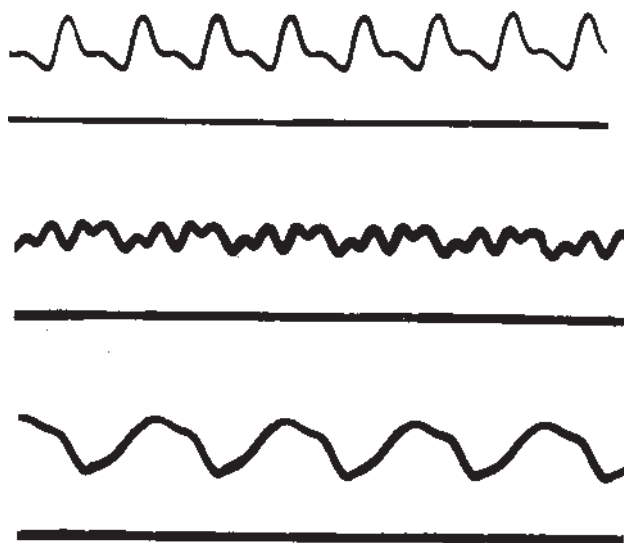


Fig. 1—Traçado da onda de pulso. A—onda fisiológica; B—fluxo não pulsátil; C—fluxo pulsátil com proporção de 70%.

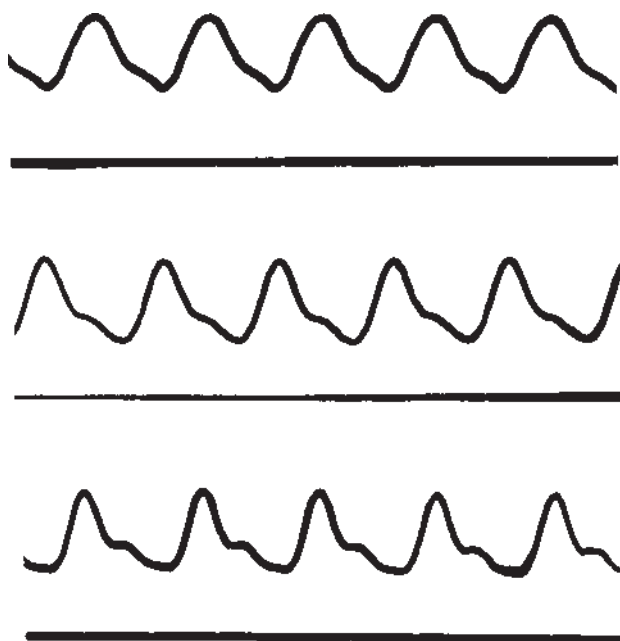


Fig. 2—Traçado da onda de pulso. A—fluxo pulsátil com proporção de 60%; B—fluxo pulsátil com proporção de 50% (ejeção/ciclo); C — fluxo pulsátil com proporção de 30% (ejeção/ciclo).

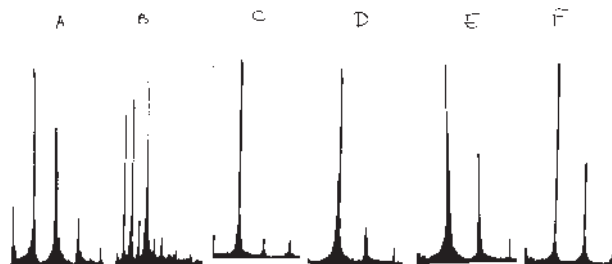


Fig. 3—Análise espectral da onda do pulso: A—traçado fisiológico; B—bomba de roletes; C—fluxo pulsátil 70%; D—fluxo pulsátil 60%; E—fluxo pulsátil 50%; F—fluxo pulsátil 30%.

análise espectral mostrou seus componentes harmônicos com maior magnitude, porém, aquém dos limites fisiológicos (fig. 3-E). Com a proporção de 30% o ramo ascendente do traçado do pulso teve ascensão sistólica brusca, incisura aguda e diminuição exponencial diastólica semelhante à configuração fisiológica (fig. 2-C), seus componentes espectrais tiveram amplitudes semelhantes às fisiológicas (3-F), tab. VI).

DISCUSSÃO

A análise espectral sob vários aspectos é indicação da forma da pulsação da pressão e pode ser obtida a partir dos valores sistólicos máximos e diastólicos mínimos, bem como por estimativas da velocidade de subida e queda da pressão.

Os métodos de análise harmônica que podem ser encontrados em forma introdutória na monografia de McDonald⁹, exprimem qualquer onda periódica como a soma de uma série de ondas

sinusoidais como termo médio. O fluxo pulsátil, por exemplo, pode ser representado como uma função de tempo, $Q(t)$ pela série:

$$Q(t) = Q + \sum_{n=1}^N \frac{M_n}{n} \text{Sen } n\omega t + \phi_n$$

COLOCAR A FÓRMULA

O conjunto dos termos do segundo membro da equação é conhecido como série de Fourier. O primeiro termo (Q) significa fluxo médio e os termos subsequentes representam uma série de ondas sinusoidais, ou harmônicos, e assumem sucessivos valores inteiros de 1 a n . Para cada harmônico, M_n é a amplitude da onda, $n\omega$ é sua frequência em radianos por segundo e ϕ_n sua fase angular que especifica sua relação temporal com outros harmônicos.

Registros experimentais da pressão ou fluxo podem ser convertidos numa série de Fourier por meio de cálculos adequados. A precisão com que a função analítica $Q(t)$ coincide com a forma da onda observada experimentalmente aumenta com o número de harmônicos incluídos na série.

O cálculo da série harmônica e as outras operações necessárias para este tipo de análise tornaram-se muito mais simples pela introdução de computadores digitais.

A resistência definida pela relação entre gradiente de pressão média e de fluxo, por exemplo, pode ser considerada apenas um elemento de um conceito mais geral da impedância vascular¹⁰⁻¹³. Os métodos desenvolvidos por Womersley, McDonald e outros não apenas definem relações teóricas de impedância de um tubo em relação às suas dimensões e características elásticas, mas também permitem que a impedância seja determinada experimentalmente.

A análise harmônica da onda do pulso no grupo de controle evidenciou quatro componentes importantes: o primeiro está relacionado à atividade respiratória e os subsequentes são, sucessivamente, a fundamental ou 1º harmônico de 20 mmHg, o 2º harmônico 16 mmHg, o 3º harmônico 8 mmHg, tendo os demais apresentados amplitudes desprezíveis e portanto não foram considerados. Estes achados coincidiram com os anteriormente demonstrados por Taylor⁵.

A análise espectral da curva de pressão obtida pelo fluxo não pulsátil difere nitidamente da análise da onda do pulso no grupo de controle. Embora preservando o mesmo fluxo arterial, as amplitudes harmônicas medidas em mmHg, mostrou valores de 20 mmHg, 19 mmHg e 18 mmHg respectivamente alcançando valores relativos da fundamental de 95 e 90% respectivamente e não há variações de amplitudes de seus componentes espectrais, portanto,

esta onda de pulso não é oscilante. A proximidade dos valores das amplitudes dos seus componentes espectrais justifica o caráter de fluxo pulsátil peculiar da bomba de roletes, muito distante da morfologia do fisiológico.

Durante o emprego do fluxo pulsátil registraram-se modalidades variadas de pulso arterial cujas amplitudes e larguras variaram conforme a duração da ejeção (sístole) em relação a duração de um ciclo da bomba (sístole/diástole).

Quando foi utilizado o período ejetivo (sístole) elevado da bomba de 70% da duração do ciclo, houve redução significativa da amplitude do primeiro e segundo harmônicos e conseqüentemente alteração da morfologia. Apesar de ser pulsátil este padrão de onda de pressão, certamente, efetua vibração de natureza diferente na parede dos vasos sanguíneos.

À medida que a proporção ejeção/ciclo foi diminuída, os componentes espectrais da onda de pressão tiveram as amplitudes aproximadas de valores fisiológicos, isto é, a amplitude dos componentes espectrais foi inversamente proporcional à relação ejeção/ciclo; durante o emprego da proporção de 30%, produziu-se onda de pulso cujos componentes espectrais tiveram a mesma amplitude e morfologia da onda fisiológica durante a medida de controle.

Durante os fluxos pulsátil e não pulsátil, o 1º harmônico teve a mesma amplitude encontrada na medida de controle desde que mantido o mesmo fluxo arterial pré-existente.

Conforme constatado em estudo anterior¹⁴ a bomba de roletes fornece fluxo sanguíneo com onda de pulso diferente da fisiológica, predominando aspecto pulsátil peculiar; este sensibiliza menos os barorreceptores, e, portanto, induz liberação do centro vasomotor, que por sua vez levaria a liberação de catecolaminas e conseqüentemente à vasoconstricção^{15,16} e a metabolismo celular alterado.

Apesar do fluxo pulsátil obtido ser de natureza aceitável para o leito vascular, deve-se respeitar a duração do período ejetivo que não deve ultrapassar 40% do ciclo total da bomba. Desta maneira, obtém-se onda de pulso semelhante à fisiológica pré-existente, caso contrário, ela será de amplitude diminuída, inadequada à sensibilidade dos barorreceptores, codificados para determinada pressão/tempo.

Entretanto para maior adaptação vascular ao fluxo da bomba, necessita-se variar o número de ciclos/minuto (frequência), enquanto o período ejetivo se mantém fixo.

Em conclusão, os fluxos fisiológico, pulsátil e o da bomba de roletes apresentaram a fundamental de amplitude constante, sempre que seja mantido o mesmo fluxo sanguíneo e a relação ejeção/ciclo de 30% pareceu ideal para a realização da perfusão com fluxo pulsátil, por produzir onda de pulso semelhante à pré-existente no leito vascular.

A análise espectral da onda do pulso arterial permite estabelecer as características do fluxo pulsátil durante a circulação extracorpórea para obter uma onda de pulso arterial cujos componentes sinusoidais sejam semelhantes à fisiológica pré-existente.

REFERÊNCIAS

1. Nakano J, De Schryver C—Effects of changes carotid sinus pulse pressure on catecholamine blood levels. *Am J Physiol*, 1963; 204: 467-70.
2. Clarke CP, Kahn DR, Dufek JH et al—The effects of non pulsatile blood flow on canine lungs. *Ann Thorac Surg*, 1968; 6: 450-5.
3. Heymans C, Delaunois AL, Van Den Heuvel-Heymans G—Tension and distensibility of carotid sinus wall, pressoreceptors and blood pressure regulation. *Circ Res*, 1953; 1: 3-7.
4. Landgren S—On the excitation mechanism of the carotid baroreceptors. *Acta Physiol Scand*, 1952; 26: 1-5.
5. Taylor MG — Use of random excitation and spectral analysis in the study of frequency-dependent parameters of the cardiovascular system *Circ Res*, 1966; 18: 585-95.
6. Takaoka K—Respirador automático Takaoka. *Rev Bras Anest*, 1964; 14: 380-5.
7. Wood EH, Leusen IR, Warner HR, Wright JL—Measurement of pressures in man by cardiac catheters. *Circ Res*, 1954; 2: 294-303.
8. Gomes OM—Oxigenador de bolhas de coluna variável. Tese de doutoramento. Fac. Med. Univ. São Paulo, 1971.
9. McDonald DA—Hemodynamics. *Ann Rev Physiol*, 1968; 30: 525-9.
10. McDonald DA—Blood flow in artery. London, Edward Arnold Publishers, Hd. 1960, pp 234-57.
11. McDonald DA—The relation of pulsatile pressure to flow in arteries. *J Physiol*, 1955; 127: 533-7.
12. Milnor WR, Conti CR, Lewis KB, O'Rourke MF Pulmonary arterial pulse wave velocity and impedance in man. *Circ Res*. 1969; 25: 637-48.
13. Patel DJ, Mason DT, Ross Jr J, Braunwald E Harmonic analysis of pressure pulses obtained from the heart vessels of man. *Am Heart J*, 1965; 69: 785-9.
14. Awad MT, Brun JMG, Gomes OM, Armelin E, Verginelli G, Zerbini EJ—Análise espectral do pulso arterial durante a circulação extracorpórea com fluxo pulsátil e não pulsátil. *CEC & Or Int Art*, 1980; 1: 117.
15. Aviado Jr DM, Schmidt CR—Cardiovascular and respiratory reflexes from the left side of the heart. *Am J Physiol*, 1959; 196: 726-30.
16. Warner HR—A study of the mechanism of pressure wave distortion by arterial walls using an electrical analog. *Circ Res*, 1957; 5: 79-84.