

NILSON ANTUNES

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

***CONTRIBUIÇÃO DA VELOCIMETRIA DOPPLER LASER
PARA A OTIMIZAÇÃO DE COMPONENTES DESCARTÁVEIS
UTILIZADOS EM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA***

CAMPINAS

2002

NILSON ANTUNES

**CONTRIBUIÇÃO DA VELOCIMETRIA DOPPLER LASER
PARA A OTIMIZAÇÃO DE COMPONENTES DESCARTÁVEIS
UTILIZADOS EM CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA**

*Dissertação de Mestrado apresentada à
Pós-Graduação da Faculdade de
Ciências Médicas da Universidade
Estadual de Campinas para obtenção do
título de Mestre em Cirurgia, área de
Pesquisa Experimental.*

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira

Co-orientador: Prof. Dr. Jorge Humberto Nicola

CAMPINAS

2002

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP

An89c Antunes, Nilson
 Contribuição da velocimetria doppler laser para a otimização de
 componentes de descartáveis utilizados em circulação extracorpórea,
 durante operação cardíaca / Nilson Antunes. Campinas, SP : [s.n.],
 2002.

 Orientadores : Reinaldo Wilson Vieira, Jorge Humberto Nicola
 Dissertação (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas.
 Faculdade de Ciências Médicas.

 1. Cirurgia cardíaca. 2. Velocimetria – Doppler por laser. 3.
 Trocadores de calor. 4. Hemólise. 5. Turbulência. 6. Anemômetro.
 7. Laser. 8. Doppler – ultra – sonografia. I. Reinaldo Wilson Vieira.
 II. Jorge Humberto Nicola. III. Universidade Estadual de Campinas.
 Faculdade de Ciências Médicas. IV. Título.

UNIDADE	00
Nº CHAMADA	T/UNICAMP
	An89c
V	EX
TOMBO BC/	54836
PROC.	16-124103
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	24/07/03
Nº CPD	

BIBID. 297433

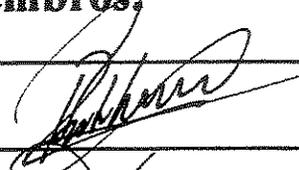
CM00186351-5

Banca examinadora da Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. REINALDO WILSON VIEIRA

Membros:

1.

 Reinaldo W. Vieira.

2.

Josinho do Brasil

3.

DENISE MARIA ZECELL

Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da
Universidade Estadual de Campinas.

Data: 26/07/2002

000000

DEDICATÓRIA

Meu Pai, de quem guardo uma imensa saudade e agora, pela sua perda, sou obrigado a conviver apenas com sua lembrança.

Minha mãe, por sua simplicidade, doçura e amor dedicado a todos seus filhos, do qual me orgulho de fazer parte.

Meus oito irmãos, João Carlos, Luís Alberto, Vilson, Wilson, Sônia, José Carlos, Isabel Cristina e Márcia, que ao longo de nossas vidas dividimos tudo, divido com vocês também esta minha conquista.

Minha esposa Márcia, por compartilhar comigo uma relação amorosa e construtiva, em que cada um está sempre desejando e buscando o melhor para si e para o outro.

Meus filhos Túlio, Caio, Tamíres e Sara, que são o sentido maior do meu viver.

Dr. Raymundo Penha Forte Cintra, com quem trabalhei dos 11 aos 17anos de idade como “secretário” em seu escritório de advocacia. Influenciou decisivamente e positivamente na minha vida, ensinando-me coisas que meu pai, pela sua simplicidade, não conseguiu me ensinar.

Ana Maria Moreira, que nestes anos tem me ajudado a compreender a complexidade da alma humana, por meio de seus conhecimentos psicanalíticos e por sua abordagem humana e amiga.

O amor é a coisa mais alegre.
O amor é a coisa mais triste.
O amor é a coisa que eu mais quero.

Adélia Prado

Amor é dado de graça, é semeado no vento, na cachoeira, no eclipse.
Amor foge a dicionários e a regulamentos vários... Amor não se troca... Porque amor é amor a nada, feliz e forte em si mesmo.

Carlos Drummond de Andrade

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira, a quem tenho profunda admiração pelo Homem que é, desprovido de vaidades, dotado de um profundo espírito paternal capaz de desejar e estimular o crescimento de cada membro de sua equipe.

Ao Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile a quem tive a felicidade de poder conhecer e aprender muito. Grande cirurgião, professor, cientista, empreendedor e ser humano . Imbuído de uma simplicidade e generosidade raras de se encontrar.

Ao Prof. Dr. Jorge Humberto Nicola, incansável trabalhador e pesquisador. Obrigado por toda a sua dedicação e paciência ,seja no meu aprendizado no laboratório de velocimetria laser Doppler, ou nas tantas vezes que me recebeu em sua casa ou em seu trabalho, para tornar possível à elaboração desta dissertação.

À Profa. Dra. Ester Maria Danielli Nicola, pela agradável surpresa de sua amizade.

Ao Márcio Roberto do Carmo, com quem tive o privilégio de poder trabalhar e ter como companheiro de profissão. Amigo no sentido mais amplo da palavra. Sem sua ajuda e compreensão teria sido muito difícil levar adiante este trabalho.

Ao cirurgião cardíaco Orlando Petrucci Jr., a quem tenho admiração pelo médico e cirurgião que é. Tornou-se modelo para todos de nossa equipe, pela disciplina, rigor e aplicação com que se dedica a esta árdua profissão.

Ao cirurgião cardíaco Pedro Paulo Martins de Oliveira, companheiro de tantas viagens e de tantas conversas. Pela sua amizade e simplicidade de ser, que deixa os nossos dias de trabalho mais agradável.

Ao cirurgião cardíaco Lindemberg da Mota Silveira, com quem tenho vivenciado uma agradável amizade.

Ao cirurgião cardíaco Fernando Antonialli, que desde muito cedo se juntou à cirurgia cardíaca cheio de entusiasmo e sonhos e tem sido um grande amigo e colaborador em todas as minhas empreitadas.

Às instrumentadoras Lídia e Dalva, parceiras e amigas da labuta diária.

À Terezinha Aparecida Barreto da Costa, Secretária da Disciplina de Cirurgia Cardíaca, por todo o apoio e otimismo transmitido durante a elaboração deste trabalho.

Aos anestesistas Terezinha, Derli, Francisco, Tazima, Eder e Luís, pela amizade, companheirismo e profissionalismo demonstrados no dia a dia de nossa equipe.

Aos Residentes de cirurgia cardíaca Carlos Roberto, Rose e Karlos Vilarinho, pela amizade, sinceridade e coleguismo dedicados na nossa convivência diária.

À Ana, Willian, Rosana, Miguel, Benedito e demais funcionários do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, pela agradável convivência nos dias de trabalho coletando dados no laboratório de LDV.

Aos colegas da enfermagem do centro cirúrgico, UTI e enfermaria de cardiologia, pela atenção e carinho que dispensam a toda nossa equipe.

À Braile Biomédica, em especial ao Engenheiro Mário Drumond, pela atenção e prontidão no preparo dos trocadores de calor para tornar possível a realização deste estudo.

*Cada um de nós
Compõe a sua história.
Cada ser em si carrega o dom
de ser capaz, e ser feliz.*

*Almir Sater e Renato Teixeira.
“Tocando em Frente”.*

	PÁG.
RESUMO	xxxix
ABSTRACT	xliii
INTRODUÇÃO	47
Motivação.....	49
A cirurgia cardíaca e a circulação extracorpórea.....	49
REVISÃO	53
Máquinas, aparelhos e circuitos da circulação extracorpórea.....	55
Bombas mecânicas: a circulação artificial do sangue.....	55
Oxigenadores: a oxigenação artificial do sangue.....	58
Circuitos: a interligação artificial bomba – oxigenador – paciente.....	60
Trocadores de calor: a termalização artificial do sangue.....	62
As técnicas.....	64
A CEC como um agente agressor.....	69
Hemólise: um problema na circulação extracorpórea.....	70
OBJETIVOS	73
MATERIAL E MÉTODO	77
Velocímetro Doppler a Laser (VDL).....	79
Avaliação e confiabilidade do VDL.....	81
A escolha do componente de CEC a ser estudado.....	82
Preparação do trocador de calor.....	83

Projeto e construção do posicionador da sonda óptica.....	85
A escolha do fluido.....	86
Construção do suporte para estudo do trocador de calor.....	87
Escolha da bomba para circulação do fluido.....	88
Definição dos pontos e velocidades de leitura no trocador de calor.....	89
RESULTADOS.....	91
DISCUSSÃO.....	105
CONCLUSÕES.....	113
SUMMARY.....	117
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	117
FONTES CONSULTADAS.....	123
ANEXOS.....	127

ABREVIATURAS:

1. a	aceleração
2. AD	átrio direito
3. CEC	circulação extracorpórea
4. cP	centipoise
5. dynas.s.cm ⁻⁵	dynas por segundo por centímetro elevado à quinta potência negativa
6. F	força
7. FCM	Faculdade de Ciências Médicas
8. IBM	International Business Machines
9. in	entrada
10. L/min./m ²	litros por minuto por metro quadrado de superfície corporal
11. m	massa
12. mEq/L	miliequivalentes por litro
13. mmHg	milímetros de mercúrio
14. m.s	metros por segundo
15. N.M.C.E	Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental
16. out	saída
17. PVC	cloreto de polivinila
18. RPM	rotações por minuto
19. TCA	tempo de coagulação ativado
20. TC	trocador de calor
21. UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas

21. UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas
22. VCI	veia cava inferior
23. VCS	veia cava superior
24. VDL	velocimetria Doppler a laser
25. V_l	componente de velocidade longitudinal
26. V_t	componente de velocidade transversal
27. X.Y	coordenadas cartesianas

SÍMBOLOS:

1. θ (teta)	define direção e sentido da velocidade
2. ϕ (fi)	fluxo da bomba em uso
3. λ (lâmbda)	símbolo de comprimento de onda
4. Å (angstrom)	10^{-10} m

	PÁG.
Figura 1: Foto do Laser de Argônio do Laboratório de VDL da Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do N.M.C.E.....	79
Figura 2: Foto do divisor de feixe óptico e célula de Bragg montados em trilho óptico.....	80
Figura 3: Desenho esquemático de funcionamento da VDL.....	80
Figura 4: Foto do aquário com bomba de baixa vazão para circulação da água....	81
Figura 5: Foto do reservatório de cardioplegia sangüínea com torneira de três vias acoplada na saída do “shunt” reservatório / oxigenador.....	84
Figura 6: Figura esquemática, mostrando uma região do trocador de calor que deverá ser retificada.....	84
Figura 7: Representação esquemática do sistema para medidas de velocidades do sangue no interior do trocador de calor. Os graus de liberdades estão denotados por X, Y e Z, onde Y é perpendicular ao plano da figura.....	85
Figura 8: Fotografia do posicionador construído e montado sobre placa de alumínio com sonda óptica posicionada.....	86
Figura 9: Fotografia do posicionador do trocador de calor.....	88
Figura 10: Definições dos pontos escolhidos para as medidas de velocidades do fluxo no trocador de calor.....	90
Figura 11: Evolução temporal da velocidade do fluído em um ponto qualquer do TC, pelo uso de uma bomba de roletes.....	93
Figura 12: Evolução temporal da velocidade do fluído em um ponto qualquer do TC, pelo uso de uma bomba centrífuga.....	93

Figura 13:	Sistema de coordenadas ortogonais, visando a obtenção da composição do vetor velocidade, em qualquer ponto estudado do TC. O ângulo, entre a direção longitudinal e a direção da velocidade, é representado por θ	96
Figura 14:	Modelo esquemático do movimento do fluido no espaço entre casco e tubos de um TC comercial.....	109
Figura 15:	Representação esquemática de um corte do TC (plano A), mostrando as componentes longitudinais e transversais, segundo a convenção (v_t, v_l) . O símbolo \oplus representa sentido “Entrando No Plano.....	109
Figura 16:	Representação esquemática do espaço entre casco e tubos do trocador de calor ao longo das 5 direções estudadas, para o caso particular de $\phi = 1$ L/minuto. Os vetores em vermelho representam as velocidades nos pontos medidos.....	111

	PÁG.
Gráfico 1a: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto.....	97
Gráfico 1b: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto.....	97
Gráfico 1c: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto.....	97
Gráfico 1d: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto.....	97
Gráfico 1e: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto.....	97
Gráfico 2a: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto.....	98
Gráfico 2b: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto.....	98
Gráfico 2c: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto.....	98

Gráfico 2d: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto.....	98
Gráfico 2e: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto.....	98
Gráfico 3a: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto.....	99
Gráfico 3b: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto.....	99
Gráfico 3c: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto.....	99
Gráfico 3d: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto.....	99
Gráfico 3e: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto.....	99
Gráfico 4a: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto.....	100
Gráfico 4b: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto.....	100

Gráfico 4c: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto.....	100
Gráfico 4d: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto.....	100
Gráfico 4e: Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto.....	100
Gráfico 5a: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.....	101
Gráfico 5b: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.....	101
Gráfico 5c: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.....	101
Gráfico 5d: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.....	101
Gráfico 5e: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.....	101
Gráfico 6a: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.....	102

Gráfico 6b: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.....	102
Gráfico 6c: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.....	102
Gráfico 6d: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.....	102
Gráfico 6e: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.....	102
Gráfico 7a: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.....	103
Gráfico 7b: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.....	103
Gráfico 7c: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.....	103
Gráfico 7d: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.....	103
Gráfico 7e: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.....	103

Gráfico 8a: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.....	104
Gráfico 8b: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.....	104
Gráfico 8c: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.....	104
Gráfico 8d: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.....	104
Gráfico 8e: Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.....	104

	PÁG.
Quadro 1: Fluxo 1 L/min.....	94
Quadro 2: Fluxo 2 L/min.....	94
Quadro 3: Fluxo 3 L/min.....	95
Quadro 4: Fluxo 4 L/min.....	95



RESUMO

A circulação extracorpórea (CEC) utiliza-se de um conjunto de máquinas, aparelhos e circuitos, associados a técnicas que permite o isolamento temporário de coração e pulmões. Estudar o comportamento do sangue dentro destes elementos utilizados pela CEC sem alterar substancialmente o seu curso requer técnicas avançadas. A Velocimetria Doppler Laser (VDL) tem se mostrado ideal para estes procedimentos por ter seus sinais de natureza óptica.

Dentre as diversas reações suscitadas ao organismo pelo uso da CEC, que produzem alterações do equilíbrio fisiológico de natureza hemodinâmica, física e química, ressaltamos, neste estudo, as alterações físicas geradas pelo trauma mecânico sofrido pelas células do sangue, principalmente as hemáceas.

Objetivos:

1. Estudar e caracterizar os fluxos gerados por bombas centrífugas e de roletes.
2. Estabelecer condições ideais para estudos de turbulência e estagnação do sangue em componente passivo da circulação extracorpórea
3. Validar a Velocimetria Doppler Laser como método de estudo de componente utilizado em circulação extracorpórea (reservatório de cardioplegia sangüínea), visando a otimização de projeto de tal componente.

Material e Método:

Foram realizadas medidas não invasivas de velocidades, utilizando um Velocímetro Doppler Laser, de duas dimensões em um equipamento utilizado na CEC denominado reservatório de cardioplegia sangüínea, que nada mais é que um trocador de calor casco e tubo. Utilizamos como fluido a mistura de 36% de solução de glicerina em água, por ser um fluido com características físicas (viscosidade e densidade) equivalentes ao do sangue. A visualização foi obtida por meio de suspensão de partículas de poliamida de diâmetro de 5 μ m no líquido movimentado por uma bomba centrífuga.

Resultados e Conclusões

O caráter oscilante do fluxo de uma bomba de roletes é bastante significativo, enquanto que o fluxo produzido por uma bomba centrífuga é bastante constante. Isto foi possível ser verificado por medidas com o velocímetro Doppler laser. Tal resultado permite para experimentos relacionados à turbulência e estagnação em um componente de circulação extracorpórea, a eleição da bomba centrífuga como ideal.

A técnica, não invasiva, de velocimetria Doppler laser, devidamente adaptada aos componentes de circulação extracorpórea, associada ainda a definições e convenções para o fluxo de um líquido hidrodinamicamente semelhante ao sangue, se mostra ideal para estudo de turbulência e estagnação em componentes passivos da circulação extracorpórea.

Observamos que não há grandes variações do perfil do escoamento dentro do reservatório de cardioplegia em função dos fluxos utilizados. Por outro lado observamos que as velocidades dentro do reservatório aumentam com o aumento do fluxo, guardando um padrão de semelhança entre as situações equivalentes para os diferentes fluxos, pois há uma pequena impedância no caminho do fluxo, o que nos dá uma idéia da localização de zonas de grande turbulência. Há também confluência de fluxo, representando uma zona de estagnação do fluido, e as demais zonas podem ser definidas como normais ou de baixa turbulência, o que valida a Velocimetria Doppler a Laser como método de estudo para otimização dos componentes descartáveis utilizados em circulação extracorpórea.



ABSTRACT

Introduction:

Cardiopulmonary bypass (CBP) associates techniques that allow a temporary cardiopulmonary isolation through utilization of a set of machines, devices and circuits. Sophisticated techniques must be applied in order to study blood behavior inside cardiopulmonary bypass system without interference. The Laser Doppler Velocimetry (LDV) uses light as source for velocity measurements and therefore, appears to be the ideal method for that kind of study.

Among several disturbs induced by CBP that can lead to physiologic, hemodynamic, chemical and physical imbalance, physical alterations created by mechanical trauma over blood cells have received special attention on this study.

Objectives:

1. To study and describe the flow generated by centrifugal and roller pumps.
2. To establish ideal conditions for the observation of blood turbulence and stagnation inside passive components of CBP.
3. To validate Laser Doppler Velocimetry as an adequate method of study for CBP components.

Material and Method:

A Laser Doppler Velocimeter was utilized to measure velocity in two dimensions inside blood cardioplegia reservoir, a shell and tube heat exchanger component of CBP. A blender of 36% glycerin water solution was used because of its similarity with blood. Observation was obtained through dislocation by a centrifugal pump of a 5 μm polyamide particles fluid suspension.

Results and Conclusions:

Flow created by the roller pump has significant oscillatory characteristics. Flow produced by centrifugal pump is linear. The technique of Laser Doppler Velocimetry might permit comprehension of fluid drainage behavior under conditions developed on this study. These results indicate centrifugal pump as the ideal one

Non-invasive Laser Doppler Velocimetry, well adapted to CPB components and associated to measure flow of hydrostatically blood-like fluid is ideal for study of fluid turbulence and stagnation inside passive CPB components.

No great variations were observed on drainage profile inside cardioplegia reservoir related to type of flow employed. On the other hand, velocity inside the reservoir grew higher as flow increased, maintaining a similar pattern between equivalent situations with different flows, because there is mild impedance on the flow pathway, that leads to identification of severe turbulence zones. There have been observed, in a commercial heat exchanger, zones of flow confluence, representing flow stagnation area, and the remainder were defined as normal and low turbulence zones, which therefore attests Laser Doppler Velocimetry as a method of study for improvement of non reusable components of CBP.



INTRODUÇÃO

Motivação

Em qualquer processo de medida, é sempre desejável que a técnica utilizada seja minimamente invasiva, isto é, o sistema não deverá ser alterado pelo processo de medida utilizado. Medidas “absolutamente não invasivas” são difíceis, pois, para possibilitar o registro da medida são necessárias informações provenientes do objeto/fenômeno observado. No caso simples da avaliação de “tempo de duração” de um evento físico qualquer, o cronômetro utilizado deverá ser acionado por algum sinal proveniente do evento observado. Se os sinais forem de natureza óptica a medida será praticamente não invasiva, enquanto que, sinais gerados pelo contacto físico podem alterar substancialmente o curso do evento, mascarando o resultado da medida.

Estudos experimentais de hidrodinâmica, pelo caráter de fluidez das substâncias estudadas, exigem o uso de técnicas tecnologicamente avançadas (Lim et al, 1998). Nesta categoria de estudos encontram-se os levantamentos de dados para melhor projetar e construir equipamentos relacionados à técnica de circulação extracorpórea (CEC). A Velocimetria Doppler Laser (VDL) tem se mostrado ideal para trabalhos desta natureza.

A Cirurgia Cardíaca E A Circulação Extracorpórea

Souza & Elias (1995), definem circulação extracorpórea como “um conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas, mediante os quais se substituem temporariamente, as funções do coração e dos pulmões, enquanto aqueles órgãos ficam excluídos da circulação”.

Na circulação extracorpórea, a função de bombeamento do coração é desempenhada por uma bomba mecânica, denominada bomba arterial, e a função dos pulmões de trocar gases é substituída por um aparelho capaz de realizar as trocas gasosas com o sangue, denominado oxigenador. Tubos plásticos descartáveis interligam paciente, oxigenador e bomba arterial, permitindo a circulação extracorpórea do sangue.

O desenvolvimento da cirurgia cardíaca remonta a meados do século passado. Nestes últimos anos as técnicas, bem como a circulação extracorpórea (CEC), mostraram um progresso considerável. Entender porque este desenvolvimento vem se dando somente nestes últimos anos, obriga-nos, necessariamente, a reconhecer que o coração, este órgão de massa aproximada de 300 gramas, de tamanho próximo ao de um punho, mostrou ao longo do curso da evolução da humanidade um simbolismo tamanho, ganhando “status” de algo passível de ser ofertado pelos homens aos deuses para conseguir suas dádivas, ou de órgão possível de provocar vidências e desvendar o futuro. Já na idade média foi cantado pelos trovadores como órgão responsável pelas emoções, sede do amor. Estes fatores místicos, associados à dificuldade de abertura da caixa torácica que provocava um desbalanceio do mediastino contribuíram para a demora na abordagem cirúrgica deste órgão.

O desenvolvimento da cirurgia Cardíaca resultou da confluência de diversos avanços científicos e tecnológicos. As principais contribuições vieram dos estudos de fisiologia cardiovascular, da hematologia, das engenharias mecânica e de materiais e da persistência de cirurgiões determinados em abordar cirurgicamente o coração.

Dr. John Gibbon realizou no dia 06 de maio de 1953 a primeira operação cardíaca com sucesso utilizando circulação extracorpórea, tendo no comando da máquina coração-pulmão sua esposa Mary Gibbon (Souza & Elias, 1995). Para execução da CEC tornou-se necessária à adição de um elemento à equipe de cirurgia cardíaca, que se responsabilizasse pela perfusão do organismo do paciente, enquanto o cirurgião realizava a correção cirúrgica proposta. A este profissional definiu-se chamar de Perfusionista.

Segundo Souza & Elias (1995),

“o Perfusionista é um membro da equipe de cirurgia cardíaca com pré-requisitos definidos na área das ciências biológicas e da saúde, com conhecimentos básicos de fisiologia circulatória, respiratória, sangüínea e renal, de centro cirúrgico e esterilização e com treinamento específico no planejamento e administração dos procedimentos de circulação extracorpórea”.

Este profissional necessita de constante aprimoramento, tanto prático como teórico, para melhor desempenhar esta função. A busca de conhecimentos na área da pesquisa o faz participante do processo de aprimoramento e desenvolvimento de novas tecnologias voltadas a CEC e o capacita a contribuir na formação e educação em sua área.



REVISÃO

Máquinas, aparelhos e circuitos da circulação extracorpórea

- **Bombas mecânicas: a circulação artificial do sangue.**

Foi De Bakey (1934) que reconheceu na bomba de roletes, (patenteada em 1855 por Porter e Bradley, *apud* Reed et al, 1988), um instrumento confiável para bombear grandes volumes de sangue pelo interior de tubos flexíveis ao organismo. A bomba é o elemento do circuito que transfere energia mecânica para o sangue. A bomba considerada adequada deveria ser capaz de impulsionar de 1 a 5 litros por minuto de sangue contra pressões de até 200 mmHg, com volume e frequência ajustáveis e mantendo uma relação direta da frequência com o fluxo emitido (Gomes & Conceição, 1985). Dentre os diferentes modelos de bombas de deslocamento positivo estudado para uso em circulação extracorpórea (roletes, sigmamotor e reciprocantes), o desenho de De Bakey, com dois roletes, modificado por diversos autores, adquiriu grande popularidade e passou a ser universalmente adotado para circulação extracorpórea (Souza & Elias, 1995). Embora o princípio de funcionamento das bombas centrífugas seja antigo, na engenharia dos fluidos, apenas recentemente bombas deste tipo foram desenvolvidas para uso em perfusão.

Tipos de Bombas Propulsoras

Existem dois tipos de bomba de circulação extracorpórea sendo utilizadas para propulsão do sangue: a bomba de roletes e a bomba centrífuga. A bomba de roletes é a mais utilizada, tanto para a função de bomba arterial quanto das aspiradoras e de cardioplegia. As bombas utilizadas para aspiração ou cardioplegia podem ser iguais à bomba arterial (de roletes), mas normalmente são utilizadas bombas de roletes menores e de menor fluxo, pois estas trabalham com fluxos menores que os da bomba arterial devido às funções que desempenham no circuito de “bypass” cardiopulmonar.

Bomba de Roletes

A bomba de roletes foi adotada em virtude da sua simplicidade mecânica e da facilidade de construção e uso, além do menor custo. É classificada como uma bomba de deslocamento positivo, gerando um fluxo linear não pulsátil. (Souza & Elias, 1995; Dorson

Jr & Loria, 1988). A bomba é operada eletricamente, mas também pode ser acionada manualmente em caso de falha elétrica ou mecânica do equipamento, utilizando-se de manivelas acopladas ao eixo dos roletes.

Na bomba de roletes, um segmento de tubo elástico é montado em um leito rígido em forma de ferradura, ocupando um segmento de círculo com prolongamentos paralelos, no qual excursionam dois cilindros opostos (roletes), eqüidistantes de um eixo central (.ver anexo1). À medida que o eixo central gira, os roletes comprimem o tubo e impulsionam o seu conteúdo. A todo o momento um dos roletes está comprimindo o tubo, e o grau de oclusão dos roletes é manualmente ajustado pelo operador. Um rolete excessivamente apertado, além do ponto oclusivo, aumenta o traumatismo do sangue, podendo produzir hemólise acentuada. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, causa turbilhonamento e hemólise, além de impulsionar volumes variáveis de sangue, de acordo com a resistência vascular sistêmica do paciente.

Dos modelos de bomba de roletes disponíveis para uso em CEC podemos dividi-los em dois tipos: a bomba compacta e a bomba modular.

Bomba Compacta

A bomba definida como compacta, (anexo 2) compreende uma caixa de metal na qual estão acoplados um rolete maior para fazer a função de rolete arterial (que movimenta o sangue do oxigenador para o paciente) e três roletes menores que poderão ser utilizados como aspiradores ou dois roletes aspiradores e um rolete para cardioplegia (técnica utilizada para realizar a parada do coração e proteção contra a isquemia), com acionamento e controle de velocidade (RPM) dos motores individualizados. Também nesta caixa, encontramos um único reservatório de água que pode ser resfriada com adição de gelo e um compartimento servido por uma resistência elétrica que faz o aquecimento da água, quando necessário. Um dispositivo de servo controle impede que a temperatura máxima da água ultrapasse 42°C. Este sistema de bomba de água faz ligação com o sistema de serpentina do oxigenador por meio de tubos de PVC de diâmetro compatível. Uma haste de aço de aproximadamente 1.50 metro de altura com suporte de soro na sua parte superior é colocada na lateral esquerda onde deverá ser fixado o suporte para oxigenador.

Uma barra transversal sai da haste horizontal para servir de suporte a cronômetro e de reservatório de cardioplegia sanguínea

Bomba Modular

O Outro modelo (anexo 3) de bomba utilizada é denominado modular. Este é composto de um carro onde são acoplados os módulos bomba (normalmente um módulo denominado arterial, dois módulos aspiradores e um módulo para cardioplegia). Este carro tem em ambos os lados hastes de aço na posição vertical, sendo a da esquerda com suporte para soro e uma barra transversal onde normalmente são acoplados: suporte de cronômetros, bomba de seringa e suporte de reservatório de cardioplegia sanguínea. Este modelo tem como vantagem a possibilidade de substituição de um dos módulos quando com defeito. Necessita de um equipamento circulador de água quente e fria à parte. A função da bomba mecânica de roletes é movimentar o fluido do oxigenador para o paciente (arterial e cardioplegia) e do campo cirúrgico para o oxigenador (aspiradores). Uma bomba centrífuga pode ser colocada em substituição ao rolete arterial.

Bomba Centrífuga

O segundo tipo de bomba utilizada em circulação extracorpórea é a bomba centrífuga. Esta é usada apenas para substituição do módulo bomba de roletes arterial.

Existem hoje no mercado dois tipos de bombas centrífugas sendo comercializados para uso na área médica: A bomba tipo vortex (BIOMEDICUS Bio-Pump®) e tipo centrífuga com pás. A Bio-Pump, desenvolvida por Rafferty e Kletschka, é muito utilizada clinicamente por apresentar baixas taxas de hemólise (Kletschka et al., 1975; Lynch et al., 1978; Vasilakis et al., 1990) e por requerer pouca heparinização dos pacientes quando usado para assistência ventricular, sem uso de oxigenador e dos demais circuitos utilizados em CEC (Norman, 1981; Magovern et al., 1985; Musial et al., 1985). Contudo, para CEC de curta duração não existe diferença significativa na produção de hemólise, quando comparada com as modernas bombas de roletes, tendo sua indicação mais precisa para procedimentos de longa duração, como no caso de assistência circulatória ou ventilatória (Linch, 1987; Takeda, 1984).

A bomba centrífuga é do tipo conhecido como bomba cinética, ou seja, uma bomba em que a ação de propulsão do sangue é realizada pela adição de energia cinética produzida por rotação de um elemento rotor. No tipo mais comum, denominado Bio-Pump, (anexo 4) existe um conjunto de cones concêntricos, montado sobre um rotor magnético, dos quais o mais externo, de policarbonato, contém um orifício central, de entrada e um orifício lateral de saída, aos quais se adaptam as linhas correspondentes. Os ímãs, da base e do console de acionamento (anexo 5), são dispostos de forma a gerar um campo magnético suficientemente forte, promovendo o acoplamento entre as partes, sem contato do eixo do acionador com o rotor da bomba. Quando o motor do console é acionado, faz girar os cones e a energia é transmitida ao fluido. A montagem de múltiplos cones tem a função de aumentar a superfície interna de contato com o sangue, proporcionando uma taxa maior de transmissão de energia.

- **Oxigenadores: a oxigenação artificial do sangue.**

Também em 1934 data o início dos trabalhos de pesquisa de John Gibbon, que colocou em prática a idéia de acoplar uma bomba de circulação a um dispositivo oxigenador para permitir intervenção cirúrgica prolongada sobre coração parado. Realiza sua primeira publicação em 1937, empregando com sucesso um oxigenador de telas, em cirurgia experimental (Gibbon, 1937) As pesquisas de Gibbon despertaram interesse de diversos outros pesquisadores por projetos da mesma natureza. Gibbon também despertou o interesse empresarial, tendo, a etapa final de seus trabalhos, sido custeado pela “International Business Machines” (IBM) que cedeu engenheiros para colaborar no desenvolvimento deste projeto (Souza & Elias, 1995).

O grande desafio a ser vencido era construir oxigenadores capazes de oxigenar e remover dióxido de carbono de quatro a cinco litros de sangue por minuto e infundir continuamente no sistema arterial. Vários pesquisadores se lançaram à construção de oxigenadores, utilizando diversas maneiras de oferecer oxigênio ao sangue, que deram origem aos oxigenadores de películas, de bolhas e de membranas. Dentre estes três modelos, apenas o oxigenador de membrana não permite o contato direto entre sangue e gás.

De Wall et al (1956; 1957) descreveram e utilizaram oxigenador de bolhas helicoidal, bastante eficiente, aproveitando os conceitos de desborbulamento com silicone preconizado por Clark, Gollan e Gupta (Clark et al, 1950). Segundo Souza & Elias (1995),

“este oxigenador consolidou os princípios da oxigenação artificial pelo método de bolhas e serviu de modelo para construção de diversos outros oxigenadores, de construção fácil, seqüenciais ou concêntricos. Sua construção com materiais de fácil aquisição permitia o seu descarte após o uso, eliminando problemas de limpeza e re-esterilização. Lillehei, De Wall e Gott, aperfeiçoaram o oxigenador helicoidal e direcionaram sua evolução para um produto industrializado, descartável, fabricado pela empresa americana Travenol”.

Em 1955, Kolff (Kolff, 1956) construiu o primeiro protótipo de oxigenador de membrana a partir de lâminas de polietileno. Clowes e Neville (1957), publicaram uma série de casos operados de forma pioneira com uso de oxigenador de membrana.

Ao longo destes 50 anos, houve grande mudança no universo da circulação extracorpórea. Passou-se da fase da produção artesanal para a produção industrial de materiais descartáveis. Os equipamentos sofreram grandes mudanças com o intuito de otimizar suas funções, produzir o menor dano aos elementos do sangue, conter o menor volume de sangue possível e oferecer segurança no seu manuseio. Modelos de oxigenadores e circuitos adaptados para diferentes pesos foram desenvolvidos.

A fase industrial da circulação extracorpórea é marcada pela extensa participação das mais variadas áreas do conhecimento com objetivo de possibilitar um aperfeiçoamento cada vez maior destes equipamentos para cumprir sua finalidade de uso.

Atualmente há dois modelos de oxigenadores sendo comercializados. O oxigenador de bolhas e o de membrana.

Oxigenador de Bolhas

São os mais antigos. O oxigênio é disperso no interior de uma coluna de sangue, em microjatos, que produzem bolhas. As trocas gasosas se processam na superfície das bolhas. São eficientes para procedimentos de curta duração.(ver anexo 6)

Oxigenador de Membrana

O oxigenador de membrana (anexo 7) têm sido preferencialmente utilizado na maioria dos serviços de cirurgia cardíaca, pois evita o contato direto do sangue com o oxigênio, sendo seu desenho de troca mais próximo do que acontece nos pulmões. A diferença de custo entre oxigenador de membrana e de bolhas é relativamente pequena para influenciar decisivamente na escolha. Por isto, descreveremos características do oxigenador tomando por base o de membrana.

Funções do Oxigenador

- Reservatório de volume para impedir a entrada de ar no sistema.
- Permitir a troca de temperatura com o sangue por uma serpentina instalada em seu interior.
- Filtrar o sangue proveniente dos aspiradores. Possui um filtro interno com capacidade de reter partículas maiores que 100 micrometros.
- Receber sangue proveniente das veias cava superior e inferior quando canuladas ou diretamente do átrio direito quando a opção de canulação for esta.
- Oxigenar e remover o dióxido de carbono do sangue.

Circuitos: a interligação artificial bomba – oxigenador - paciente.

O conjunto de elementos da circulação extracorpórea, tais como cânulas, tubos plásticos, conectores, reservatórios, filtros, quando posicionados em seqüência para uso, constituem o circuito extracorpóreo, ou simplesmente, circuito. Souza & Elias (1995) definem circuito como sendo: "conjunto de elementos que fazem a interligação entre a

bomba, o oxigenador e o paciente”. Este circuito sofreu mudanças ao longo da história da CEC para adequação, de acordo com as necessidades que foram sendo identificadas.

Filtro de Linha Arterial

O filtro de linha arterial (anexo 8) é outro dispositivo utilizado. É instalado na linha arterial, entre o oxigenador e a cânula arterial. Têm função de reter partícula de tamanho superior a 40 micrometros. Têm desenho funcional de cata-bolhas, pois sua entrada se dá na parte superior e saída na parte inferior. Na parte superior existe um encaixe para conectar extensão que deverá fazer sua ligação com o oxigenador, possibilitando uma melhor deaeração do filtro. Possui também uma passagem por fora do filtro que permite um isolamento do mesmo em caso de obstrução com elevação importante da pressão interna.

Reservatório de Cardiostomia

O reservatório de cardiostomia (anexo 9) é utilizado como reservatório auxiliar do oxigenador, permitindo armazenar volume para uma infusão rápida ou quando a drenagem do paciente é superior à capacidade do reservatório venoso do oxigenador conter. Pode ser utilizado também para receber o sangue proveniente dos aspiradores, pois têm em seu interior um filtro igual ao do reservatório venoso do oxigenador.

Sistema de Cardioplegia

Por cardioplegia deve-se entender a técnica que possibilita a parada do coração e sua proteção contra a isquemia. Nesta modalidade existem muitas variações de serviço para serviço. Descreveremos brevemente o modelo utilizado no serviço de cirurgia cardíaca da UNICAMP, preconizado por Braile (1997).

Descrição do Sistema de Cardioplegia - BRAILE

O sistema de cardioplegia (ver anexo 10) consta de um tubo de PVC de ¼ polegada de diâmetro, que retira sangue do oxigenador de bolhas em saída própria, ou no “shunt” que liga câmara de oxigenação ao reservatório venoso do oxigenador de membrana. O sangue passa pelo rolete, responsável pelo seu deslocamento, tendo logo após a saída do mesmo uma conexão em “Y” que recebe solução proveniente de uma seringa injetora elétrica. Após o “Y” o sangue desloca-se até um pequeno trocador de calor, que

também tem a função de misturar sangue com solução cardioplégica (solução enriquecida com cloreto de potássio, sulfato de magnésio, glutamato de sódio e aspartato de sódio) e reter eventuais bolhas. Após o trocador de calor o sangue é conduzido ao sistema coronariano do paciente através de uma tubulação de 3/16 polegada de diâmetro.

O Aumento da Resistência Hidráulica Gerada pelo Circuito no Oxigenador de Membrana

Todos estes elementos que foram adicionados ao sistema de circulação extracorpórea possibilitaram maior segurança na sua execução. Porém, um dos problemas desta adição de equipamentos entre a saída da bomba arterial e o paciente é a elevação da resistência ao escoamento. Conseqüentemente, a diferença de pressão requerida para operação adequada da bomba será maior. Oxigenador, trocador de calor, filtro de linha arterial, conectores e cânulas são adicionados ao circuito para cumprir seu papel durante a operação, fazendo a resistência total do circuito (dispositivo mais paciente) chegar a valores de três a cinco vezes maiores que a resistência vascular periférica do paciente no caso de oxigenador de membrana. O aumento da resistência hidráulica que a bomba deve superar para movimentação do sangue no circuito, reflete-se em maiores taxas de hemólise (destruição das células vermelhas do sangue).

- **Trocadores de Calor: A Termalização Artificial do Sangue.**

A perda de calor do sangue para o meio ambiente, devido a grande superfície de radiação determinada pelo oxigenador e circuito extracorpóreo levou a necessidade de desenvolver sistema de permutador de calor. Gollan & Schuman (1952) tiveram a idéia de tornar os oxigenadores mais compactos, colocando os diversos componentes um dentro do outro, inclusive uma espiral de vidro, com a função de circular água para trocar calor com o sangue, originando o desenho adotado até os dias de hoje.

O uso de CEC, necessariamente é acompanhado de perda de calor do paciente para o perfusato e para o ambiente da sala de operações.

São diversas as causas de perda de calor pelo organismo durante CEC. A mais importante é a exposição continuada do sangue ao ambiente, nas amplas superfícies do sistema extracorpóreo. Contudo, outras causas se associam no favorecimento da perda de calor. Dentre elas podemos citar:

- ❖ Exposição e contato com ambiente externo de temperatura diferente do endotélio vascular.
- ❖ Grandes áreas de perda de calor por radiação para o meio ambiente oferecido pelo circuito de CEC
- ❖ Mistura do sangue com o perfusato do circuito, à temperatura ambiente.
- ❖ Contato direto e o borbulhamento do oxigênio, nos oxigenadores de bolhas, a evaporação do vapor d água contido no sangue, para equilibrar a tensão parcial com os gases do oxigenador.
- ❖ Climatização da sala cirúrgica entre 18 e 22 graus centígrados.

A perda continuada de calor pelo organismo, tornou necessária a adição aos circuitos, de dispositivos ou aparelhos capazes de promover a regulação térmica do paciente, oferecendo calor ao sangue, para manter a temperatura.

Segundo Souza & Elias (1995) “a introdução da hipotermia na CEC, como técnica complementar de preservação metabólica, tornou necessária à construção de novos e mais eficientes sistemas de regulação térmica, capaz de resfriar e aquecer o paciente, variando sua temperatura em até 20°C, em períodos de tempos aceitáveis e compatíveis com a duração dos procedimentos”.

A transferência de calor é a transmissão de energia de uma região para outra como resultado da diferença de temperatura entre elas. A transferência de calor pode se realizar por condução, radiação e convecção.

A condução é um processo pelo qual o calor passa de uma região de maior temperatura para outra de temperatura mais baixa dentro de um mesmo meio, ou em meios diferentes em contato físico direto, pela interação molecular, sem que as moléculas tenham deslocamento apreciável.

A radiação térmica ou calor radiante é a radiação devido à temperatura. O fenômeno é descrito pela teoria das ondas eletromagnéticas e pela teoria dos fótons. Na radiação os corpos podem até estar separados no espaço e pode haver vácuo entre eles.

A convecção térmica é o transporte de energia pela ação combinada de: condução de calor; armazenamento de energia e movimento de mistura. É o mecanismo dominante de transferência de calor entre uma superfície sólida e um fluido. A convecção pode ser natural ou forçada. Na convecção natural, o movimento de mistura ocorre devido a uma diferença de densidade causada pela diferença de temperaturas. Na convecção forçada a mistura é causada por agente externo, como bomba ou ventilador.

Na circulação extracorpórea, o paciente perde calor para o meio ambiente por radiação. No permutador térmico dos oxigenadores (anexos 6 e 7) e reservatório de cardioplegia sanguínea (anexo 11), as trocas acontecem por convecção. Como a transferência de energia, no permutador de calor, é forçada pelo movimento constante dos líquidos, água e sangue, diz-se que esta transferência ocorre por convecção forçada ou incentivada.

- **As técnicas**

A circulação extracorpórea é um procedimento governado por princípios fisiológicos, cuja aplicação prática, na atualidade, está bem padronizada.

Montagem

Os materiais descartáveis compostos por oxigenador e demais circuitos utilizados em CEC são montados na bomba, após escovação das mãos e paramentação cirúrgica. Durante toda montagem do circuito de CEC a técnica asséptica é mantida. Neste momento o paciente é preparado para o início do ato cirúrgico. Após a montagem todo o circuito de tubos, oxigenador e reservatórios por onde deverá circular o sangue são preenchidos com líquido, preferencialmente ringer lactato, procedendo a deaeração do sistema e a exaustiva ação de retirada de bolhas. A seguir procede-se a calibração dos roletes (técnica de ajuste da distancia entre o rolete e o leito rígido no qual ele excursiona – ver anexo 1), com a finalidade de determinar o ponto onde o rolete apenas colapsa internamente o tubo, sem comprimir suas paredes. Permite-se uma queda de 2,5cm por minuto, em uma coluna líquida vertical de 100 a 130 cm de altura, ligada ao tubo (corresponde à cerca de 70 a 80 mmHg) que representa a resistência contra a qual a bomba irá trabalhar. Um rolete excessivamente apertado, aumenta o traumatismo do sangue,

podendo produzir hemólise acentuada. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, causa turbilhonamento e hemólise, além de impulsionar volumes variáveis de sangue, de acordo com o estado da resistência do sistema arteriolar perfundido. O líquido que preenche o sistema é denominado “Priming”, e ele será formado de acordo com a escolha do serviço e as condições do paciente. Para a formação do “Priming”, deve-se saber previamente o valor do hematócrito e hemoglobina do paciente, a fim de poder-se calcular o nível de hemodiluição, objetivando-se um hematócrito em torno de 25% a 28%.

Hemodiluição

A hemodiluição tornou-se essencial em qualquer protocolo de CEC pelas vantagens que oferece ao paciente durante sua aplicação. Dentre estas, temos: um maior volume de líquido entre as hemácias, evitando o “empilhamento” das mesmas, diminuindo-se com isto a chance de hemólise; melhor perfusão da microcirculação, pela menor viscosidade sangüínea, minimizando assim, o efeito gerado pela mudança do fluxo pulsátil para fluxo linear; redução da quantidade total de sangue necessária a cada paciente, durante e após a cirurgia; preserva um maior número de plaquetas e reduz as perdas sangüíneas pós-operatórias; melhora a diurese durante a perfusão.

Apesar de suas vantagens, a aplicação da hemodiluição deve ser criteriosa, pois se realizada em excesso pode causar:

- ❖ hipóxia tissular: quando os níveis da hemoglobina são muito reduzidos, diminui o transporte e a oferta de oxigênio aos tecidos e,
- ❖ edema dos órgãos e tecidos: pela diluição das proteínas do sangue responsáveis pela manutenção da força colóido-osmótica intravascular, acarretando em perda de líquido para o espaço intersticial.

Existem algumas estratégias para melhorar a força oncótica intravascular do paciente, a fim de reduzir a formação do edema. Pode-se usar albumina humana na formação do “Priming” (50 mL para cada 1000 mL de solução cristalóide); uso de solução de manitol a 20% (1 g/ kg de peso corpóreo ou 5 mL/kg de peso corpóreo) e furosemida para estimular a diurese, promovendo uma concentração do sangue. É importante uma diurese elevada durante a CEC, tanto para manter uma boa função renal, quanto para retirar o potássio que é infundido continuamente através da solução cardioplégica enriquecida com este eletrólito.

Anticoagulação

Para iniciar a canulação do sistema arterial e venoso, com vista a estabelecer o desvio para a bomba de CEC, faz-se necessária a anticoagulação do paciente. Antes de receber qualquer dose de anticoagulante (heparina), é colhida uma amostra de sangue e realizada, na sala cirúrgica, um exame denominado tempo de coagulação ativado (TCA). Neste exame são colocados 2 mL de sangue dentro de um tubo de vidro com 12 mg de celite, um ativador da coagulação. Após homogeneização do sangue com o celite o frasco é colocado em um equipamento que faz a leitura automática do tempo de coagulação, registrando o resultado em segundos. O valor normal do TCA varia entre 80 a 160 segundos. Após a heparinização do paciente, o valor desejável do TCA é de aproximadamente 500 segundos, utilizando-se, para isto, em torno de 400 unidades de heparina por kg de peso corpóreo. A realização da anticoagulação com heparina visa impedir a ativação da coagulação e conseqüente formação de trombos, pois quando o sangue não circula por superfícies endoteliais, seu equilíbrio se altera e este tende a coagular. Após a CEC, é usada protamina que age neutralizando o efeito anticoagulante da heparina.

A hemodiluição deve ser revertida tão breve quanto possível ao terminar a circulação extracorpórea. Por isso, caso não haja uma função renal adequada do paciente, ou o volume drenado no reservatório venoso do oxigenador seja elevado, não sendo possível à eliminação rápida de todo o volume por meio da diurese, pode ser realizado um procedimento denominado hemofiltração.

Hemofiltração

Esta técnica é realizada através de um equipamento denominado hemoconcentrador (ver anexo 12), que consiste num reservatório, em que, seu interior contém uma membrana que o divide em uma câmara interna e outra mais externa em relação ao casco do reservatório. O sangue é captado de algum ponto da linha arterial (normalmente linha de re-circulação ou “shunt” do filtro de linha arterial) e infundido na porção inferior do reservatório, passando pela câmara interna, saindo pela extremidade superior do mesmo, retornando então ao reservatório venoso do oxigenador. Na câmara

externa deste reservatório, em sua porção superior, é conectada uma linha de aspiração ligada a uma rede de vácuo. Na porção superior teremos a saída do líquido captado através da membrana, que será conduzido por uma extensão até um frasco coletor graduado para controle do volume filtrado.

Circulação Extracorpórea

Nesse modo de circulação, o sangue venoso é desviado do coração e dos pulmões através de cânula colocada na veia cava superior (VCS) e veia cava inferior (VCI), ou uma cânula única de duplo estágio no átrio direito (AD), sendo levado a um oxigenador onde, circulando por câmaras especiais, recebe oxigênio e elimina dióxido de carbono. Em seguida o sangue é coletado para ser reinfundido ao paciente em um ponto do sistema arterial, geralmente a artéria aorta, na sua porção ascendente, de onde será distribuído a todos os órgãos, para realização dos processos vitais. Após circular pelos capilares dos tecidos, o sangue volta as VCS e VCI, ou AD de onde é novamente recolhido para ser levado ao oxigenador, reiniciando o ciclo. Esse processo é mantido pelo tempo necessário para a correção da lesão cardíaca. (ver anexo 13)

Início da Circulação Extracorpórea

Após o paciente encontrar-se adequadamente anticoagulado e com as canulações da artéria aorta (ou outro acesso arterial escolhido) e das veias cavas superior e inferior (ou átrio direito) feitas, é iniciada a CEC e realizado o clampeamento da aorta. Inicia-se a cardioplegia, que tem como finalidades: parar e manter nutrido o coração durante procedimento cirúrgico. Esta técnica é descrita como cardioplegia sangüínea protetora. Existe outra técnica, hoje menos utilizada, denominada cardioplegia cristalóide, que circula pelo sistema coronariano, solução cristalóide enriquecida com potássio, resfriada a aproximadamente quatro graus Celsius e infundida de forma intermitente 15 a 30 mL/kg de peso corpóreo a cada vinte e cinco a trinta minutos. Sua função é parar o coração e resfriá-lo para diminuir o metabolismo do mesmo. Nas duas técnicas existem diversas modalidades de composição e aplicação que variam de acordo com as preferências de cada equipe.

O objetivo primeiro, após a entrada em CEC é equilibrar o organismo ao novo estado de circulação a que foi submetido. Fluxo de sangue de 2.4 a 2.5 L/min/m² deve ser mantido para um adequado suprimento sangüíneo ao organismo. A pressão arterial desejada em CEC deve ser a que mantém uma resistência vascular periférica entre 1000 a 1200 dynas.s.cm⁻⁵. O resultado de gasometria completa (inclui medidas dos gases sangüíneos, nível dos eletrólitos e taxa de hematócrito e hemoglobina) colhida após entrada em CEC deve nortear os primeiros ajustes e correções. Gasometrias completas são colhidas após ajustes para confirmação dos resultados esperados e a cada 30 minutos para controle. A manutenção do nível de potássio sangüíneo não superior a 5.5 mEq/L deve ser garantido pelo estímulo da diurese com diurético de alça e controle do volume de solução cardioplégica infundida. Avaliação do TCA após 30 minutos de CEC e nova dose de heparina, se o mesmo apresentar-se abaixo de 500 segundos, garante a manutenção da anticoagulação. Resistência vascular periférica em parâmetro adequado, boa diurese, níveis gasométricos desejados, baixo consumo de bicarbonato no sangue, associado ao nível de lactato baixo são sinais de uma CEC adequadamente conduzida.

Término da Circulação Extracorpórea

Após o término das correções realizadas pelo cirurgião no coração ou nas estruturas adjacentes, inicia-se o preparo para a saída de CEC. Para início deste procedimento, é necessário que seja liberado o clamping das veias cavas (caso a canulação venosa tenha sido esta) permitindo a entrada de sangue nas câmaras cardíacas com procedimento de deaeração das mesmas (caso tenha sido feita abertura de câmaras cardíacas). Um módulo bomba de aspiração normalmente é colocado aspirando raiz da aorta (cânula colocada na aorta para realização de cardioplegia anterógrada ou para aspirar retorno de cardioplegia quando realizada por via retrógrada). Normalmente, estando o nível de potássio no sangue abaixo de 5.5 mEq/L e com o estímulo de enchimento das câmaras cardíacas pelo sangue, o coração já inicia seus batimentos. Caso isto não ocorra, pode ser realizado estímulo elétrico com aplicação de choque elétrico (normalmente inicia-se com 5 Joules) por meio de pás sobre o coração. Aporte de drogas é realizado objetivando o estímulo da contratilidade cardíaca, manutenção da resistência vascular periférica em valores desejáveis para não exercer resistência demasiada ao coração. Cateter para medir

pressão de câmara atrial esquerda é colocado, possibilitando medidas contínuas que permitem controle para não distender coração com excesso de volume. Depois de adequada contratilidade cardíaca é realizado o “desmame” do paciente com a CEC, permitindo, pelo pinçamento gradual da linha de cava (linha da CEC que drena o retorno venoso do paciente para o reservatório do oxigenador), um aporte cada vez maior de sangue ao coração e a diminuição do fluxo gerado pela bomba arterial. Este procedimento é realizado pela ação conjunta entre perfusionista, anestesista e cirurgião, garantindo um enchimento cardíaco sem grandes sobrecargas pela infusão de droga vasodilatadora periférica e a manutenção da pressão arterial em níveis satisfatórios até a interrupção total da drenagem venosa para o oxigenador e parada de infusão pelo rolete arterial. Depois da saída de CEC é realizado a retirada das cânulas venosas e arterial. O volume final restante no circuito será passado lentamente para o paciente, enquanto o mesmo recebe dose calculada de sulfato de protamina para antagonizar o efeito da heparina ministrada. Cinco minutos após término da infusão da protamina é realizado TCA para controle. O TCA final deve retornar ao valor original antes do recebimento da dose de heparina. Dose complementar de protamina pode ser necessário caso o TCA esteja superior ao valor inicial.

Após término deste procedimento, os descartáveis são retirados do maquinário de CEC, desprezados em sacos plásticos apropriados. A bomba de CEC e demais equipamentos utilizados são limpos e guardados em seus respectivos lugares.

- **A CEC como agente agressor**

A circulação extracorpórea é identificada pelo organismo como um agente agressor, e, como tal, suscita uma série de reações, produzindo uma série de alterações do equilíbrio fisiológico do mesmo. Estas alterações são de natureza hemodinâmica, física e química. O contato do sangue com superfícies estranhas (circuito extracorpóreo, bombas e outros dispositivos) e a ação mecânica de bombeamento são consideradas causas primárias de tais problemas. O trauma mecânico sofrido pelas células do sangue implica em uma diminuição destes elementos, principalmente hemáceas (responsáveis pelo transporte de O₂ através da hemoglobina) e plaquetas (responsáveis pela coagulação), além de liberar o conteúdo intracelular destes elementos, que atua no mecanismo bioquímico que ativa a cascata de coagulação. A liberação do conteúdo intracelular também provoca a ativação do

sistema imunológico do paciente. Neste trabalho será dada ênfase para o trauma mecânico sofrido pelas hemáceas (hemólise).

Hemólise: um problema na circulação extracorpórea

A destruição das células vermelhas do sangue (hemólise) pode ocorrer de três formas distintas: por seleção natural no baço, por desequilíbrio físico-químico (geralmente patológico), ou pela exposição das células a condições não fisiológicas de solicitação mecânica.

Mecanismo de Hemólise na Circulação Extracorpórea

No caso da circulação extracorpórea a hemólise acontece por solicitação mecânica, seja pelo efeito de trauma direto pela passagem do sangue pelos roletes ou pela exposição a diferentes superfícies sobre diferentes velocidades.

O mecanismo básico pelo qual o sangue é sujeito a tensões de cisalhamento ao escoar em dispositivos artificiais pode ser esclarecido por conceitos básicos de mecânica dos fluidos. Quando temos escoamento de um fluido através de um tubo, temos uma velocidade maior no centro e uma tendência à diminuição desta velocidade conforme sua aproximação com as paredes. Nas paredes encontramos maior tensão de cisalhamento, devido ao efeito de manter o movimento do fluido à baixa velocidade nesta região, e, ao mesmo tempo, resistir ao movimento relativo do fluido com maior velocidade do resto do escoamento. Em regime laminar a intensidade de tensão de cisalhamento é proporcional ao gradiente de velocidade e da viscosidade do fluido. Quando temos escoamento turbulento, um mecanismo adicional, associado ao movimento caótico dos turbilhões, provoca um aumento da taxa de transporte da quantidade do movimento que se reflete em uma maior viscosidade efetiva do escoamento.

As características básicas dos escoamentos cisalhantes descritas acima podem ser aplicadas a soluções complexas como o sangue. Com certeza, as células em suspensão irão afetar os perfis de velocidade, porém, o mecanismo pelo qual o cisalhamento irá agir sobre ela não mudará. Quando uma célula é arrastada a uma região de intenso gradiente de velocidade, sofrerá uma distribuição de tensão de cisalhamento ao longo de sua membrana,

provocada pela ação do fluido. Em resposta a esta solicitação, a célula irá se deformar ou se romper. Quando este evento acontece com a hemácea, temos a liberação da hemoglobina no plasma.

A literatura mostra experimentalmente que as células vermelhas do sangue podem ser danificadas no escoamento por dois fatores, atuando ao mesmo tempo: o nível de tensão de cisalhamento e o tempo de exposição da célula a esta tensão (Leverett et al., (1972), Sutera & Mehrjardi (1975), Blackshear PL & Blackshear GL (1987).) Em escoamentos com tensão de cisalhamento alta e tempo de exposição relativamente baixo, espera-se uma baixa taxa de hemólise. Por outro lado, encontraremos taxa de hemólise alta quando o escoamento for com baixa tensão de cisalhamento, mas com tempo de exposição suficientemente longo. Por isso, um dos requisitos básicos para desenvolvimento de bomba cardíaca é um compromisso ótimo entre tensão de cisalhamento e tempo de exposição.

A busca de um sistema de bombeamento capaz de deslocar grandes volumes de sangue, sem produzir trauma apreciável aos elementos celulares e proteínas do sangue e o desenvolvimento de materiais para construção de oxigenadores e circuitos de CEC, que tenham características mais próximas à apresentada pelo endotélio vascular, continua sendo um desafio de grande porte a ser vencido. Contudo, existem contribuições que podem ser aproveitadas para maior conhecimento dos equipamentos utilizados em CEC.

A Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da FCM – UNICAMP possui um equipamento de Velocimetria Doppler a Laser (VDL) fabricado pela empresa “Dantec Measurement Technology”, que permite realizar medidas, não invasivas de velocidades, bidimensionais, em pontos convenientes do circuito de circulação extracorpórea. Este velocímetro está equipado com um sistema de análise de sinal por transformada de Fourier (Burst Signal Analyser – BSA), controlado por software adequado (BurstWare). O Laser do VDL é de Argônio de potência baixa, operando simultaneamente em comprimento de onda $\lambda = 4.880$ e 5.145 \AA . O equipamento pode medir velocidades de fluidos desde alguns milímetros por segundo até velocidades supersônicas.

Com este equipamento pode-se estudar o comportamento dos fluidos nos diversos circuitos do conjunto de circulação extracorpórea. Verificar se existem zonas de alta turbulência e estabelecer correlação com hemólise ou identificar zonas de estagnação que possibilitem formação de trombos.



OBJETIVOS

Estudar e caracterizar os fluxos gerados por bombas centrífugas e de roletes,

Estabelecer condições ideais para estudos de turbulência e estagnação de fluido com características físicas (viscosidade e densidade) equivalentes ao do sangue em componente passivo da circulação extracorpórea;

Validar a velocimetria Doppler a laser como método de estudo do componente utilizado em circulação extracorpórea (reservatório de cardioplegia sangüínea) visando a otimização de projeto de tal componente.



MATERIAL E MÉTODOS

A Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental da Faculdade de Ciências Médicas (FCM) – UNICAMP possui um Laboratório com equipamento de Velocimetria Doppler a Laser (VDL) fabricado pela empresa “Dantec Measurement Technology”, que permite realizar medidas, não invasivas de velocidades, bidimensionais, em pontos convenientes do circuito de circulação extracorpórea.

Velocímetro Doppler a Laser (VDL)

Para as medidas não invasivas de velocidades bidimensionais, em pontos convenientes no interior de um componente da CEC, utilizamos um Velocímetro Doppler a Laser, de duas dimensões . Este velocímetro é composto, basicamente, por: um Laser de Argônio(figura 1); divisor de feixe óptico; dispositivo ópto-eletrônico (Célula de Bragg- figura 2); fibras ópticas; fotomultiplicadoras; analisador eletrônico de sinais tipo”transformada de Fourier”(Burst Signal Analyser – BSA); sistema óptico de focalização do laser; placa de interface GPIB, software adequado (BurstWare) e computador. O Laser do VDL é de Argônio de potência baixa, operando simultaneamente com comprimento de onda $\lambda = 4.880$ e 5.145 \AA . O equipamento pode medir velocidades de fluidos desde alguns milímetros por segundo até velocidades supersônicas.

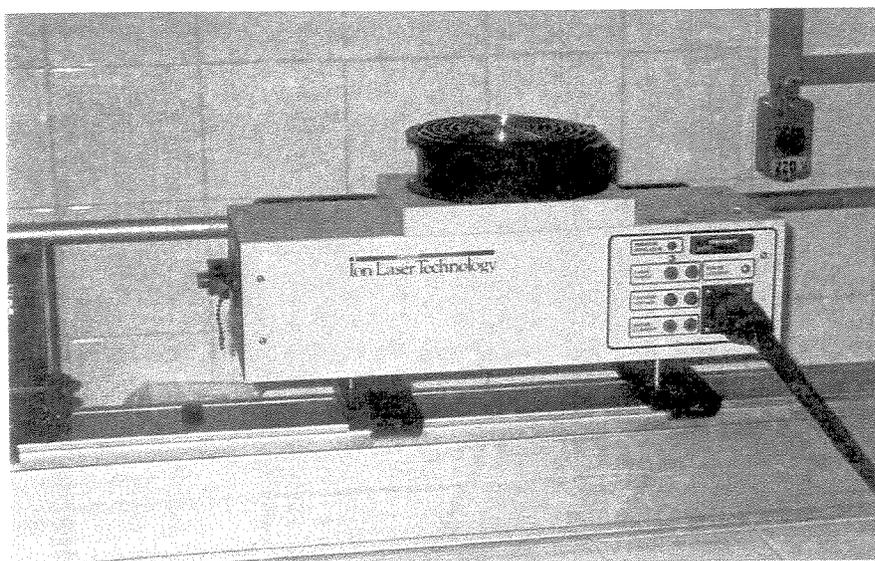


Figura 1 – Foto do Laser de Argônio do Laboratório de VDL da Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental

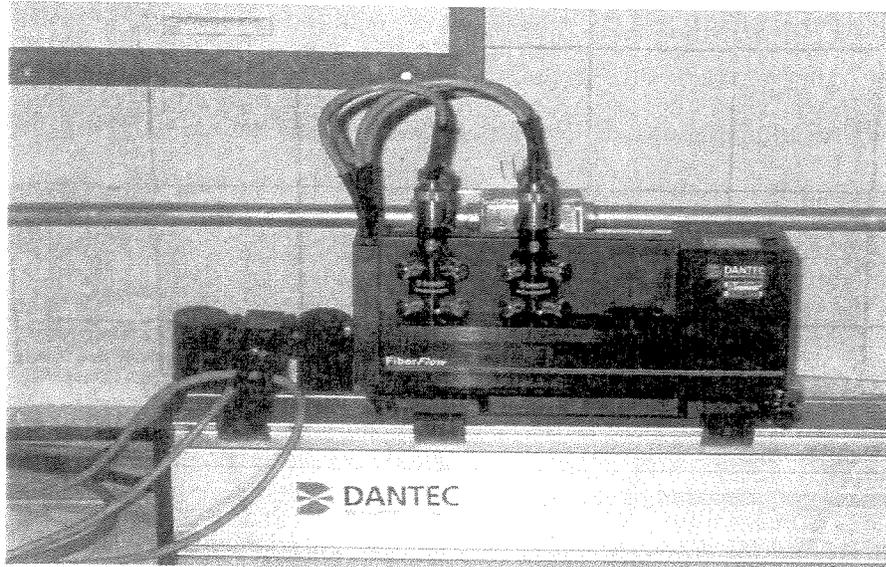


Figura 2 – Foto do divisor de feixe óptico e célula de Bragg, montados em trilho óptico.

Na figura 3 é ilustrado, esquematicamente, uma das dimensões do VDL.

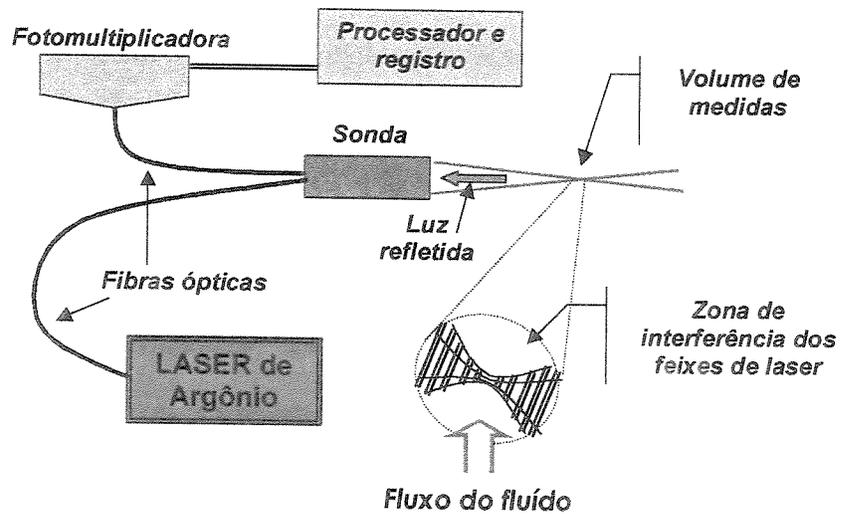


Figura 3 – Desenho esquemático de funcionamento da VDL

A luz do laser de Argônio é separada por um dispositivo, não mostrado na figura, em quatro feixes, sendo dois azuis e dois verdes. Estes feixes são conduzidos para a sonda através de uma fibra óptica múltipla. Cada par de feixe é focalizado pela sonda em um volume da ordem de poucos micrômetros cúbicos, designado na figura como “volume de medidas”. A ampliação mostra a interferência de dois feixes de mesma cor (no caso, azul). O outro par de feixes, constituindo a segunda dimensão do equipamento, situa-se em um plano perpendicular à figura, determinando um volume de interferência coincidente com o primeiro. As partículas que cruzam o volume de interferência óptica refletem luz modulada em frequência, em função das suas velocidades (Efeito Doppler). Este sinal é captado pela sonda e enviada à fotomultiplicadora que, por sua vez, envia o sinal ao sistema eletrônico para processamento e registro do histograma de velocidades das partículas observadas.

Avaliação de confiabilidade do VDL.

Visando verificar a precisão e confiabilidade dos dados obtidos com o VDL, utilizamos um pequeno aquário de vidro de base retangular, no qual montamos uma bomba para circulação de água com baixa vazão, conforme mostrado na figura 4.

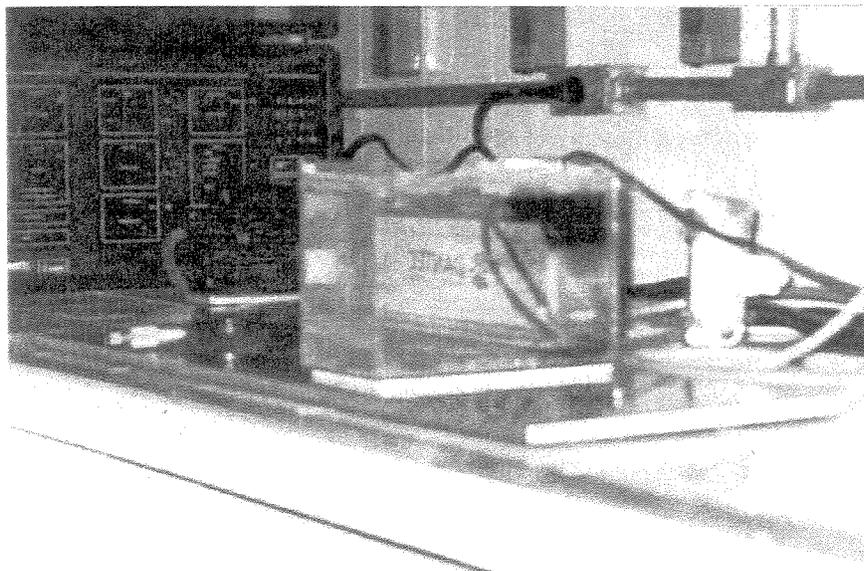


Figura 4 – Foto do aquário com bomba de baixa vazão para circulação da água.

O turbilhonamento do líquido, no reservatório, foi mapeado com o VDL através de medidas sucessivas em região apropriada. Para isto adicionamos à água partículas de grãos de poliamida de tamanho de 5 μm , proporcionando melhor espalhamento de luz laser. As medidas, representadas pelo “número de Reynolds” foram efetuadas, por conveniência, em um plano XY (horizontal), cobrindo uma área de 100 mm^2 . Por comparação das diferentes medidas, efetuadas durante vários dias, concluímos que o equipamento encontra-se dentro das especificações e apto a servir como instrumento para pesquisa tecnológica e científica.

A escolha do componente de CEC a ser estudado

Por conveniência, escolhemos como objeto de análise para este trabalho um dos componentes do conjunto descartável utilizado para realização de circulação extracorpórea, denominado reservatório de cardioplegia sangüínea (figura 5). Este reservatório é utilizado com a finalidade de recipiente de sangue, cata-bolhas e trocador de calor. Construído pela Empresa Braile Biomédica, Industria, Comércio e Representações S/A, este equipamento nada mais é do que um trocador de calor tipo casco e tubo (“Shell and Tube”), que consiste num feixe de tubos paralelos contidos num casco cilíndrico, sendo os tubos posicionados através de uma placa furada chamada espelho. Por dentro dos tubos circula um dos fluídos (água) e por fora o outro (sangue).

Neste trabalho, analisamos apenas a face onde circula o sangue, com o objetivo de mapear o comportamento do fluído ao longo do reservatório, logo abaixo do casco.

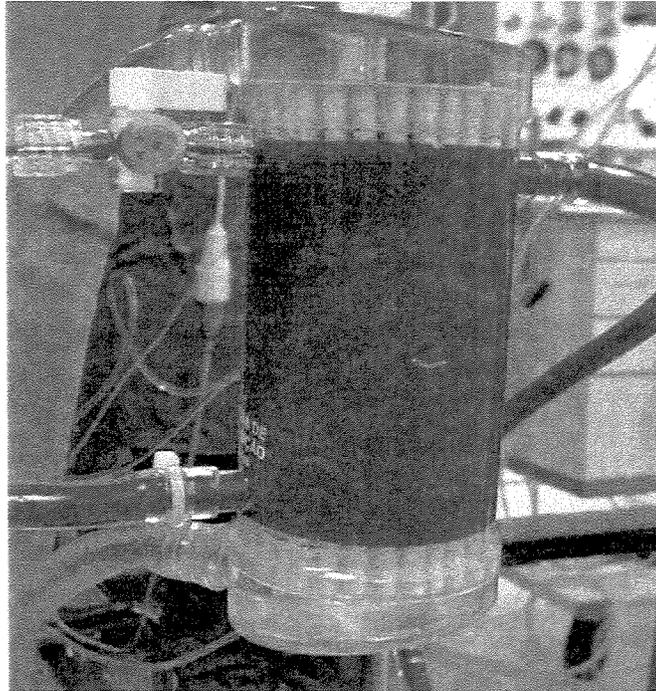


Figura 5 – Foto do reservatório de cardioplegia sangüínea com torneira de três vias acoplada na saída do “shunt” reservatório / oxigenador

Preparação do trocador de calor

Como a superfície externa do trocador de calor é curva, ela age como uma lente convergente. Isto altera a focalização dos feixes laser alterando, portanto, o volume de observação. Para sanar tal dificuldade, utiliza-se uma correção teórica, através de cálculos que levam em consideração, a circunferência externa do trocador de calor, os índices de refração do ar, do plexiglass e do líquido circulante. Nossos cálculos indicaram que o erro pode ser relativamente grande e, por esta razão, abandonamos este procedimento.

Outra possibilidade seria a de colocar o trocador de calor dentro de um recipiente de “plexiglass” com paredes planas. Enchendo-se o recipiente com o mesmo líquido que escoar pelo interior do trocador de calor, obtém-se um “casamento” de índices de refração, fazendo com que o efeito de lente, anteriormente descrito, seja minimizado. Esta possibilidade poderá ser tentada futuramente.

Optamos por uma solução, que pareceu ser mais simples, mas que dependeu de um serviço técnico que foi executado pela Empresa Braille Biomédica, Indústria, Comércio e Representações S/A. A figura 6 mostra a proposta de modificação simples da superfície externa do trocador de calor. Este serviço foi feito com retificação, deixando a superfície com acabamento óptico.

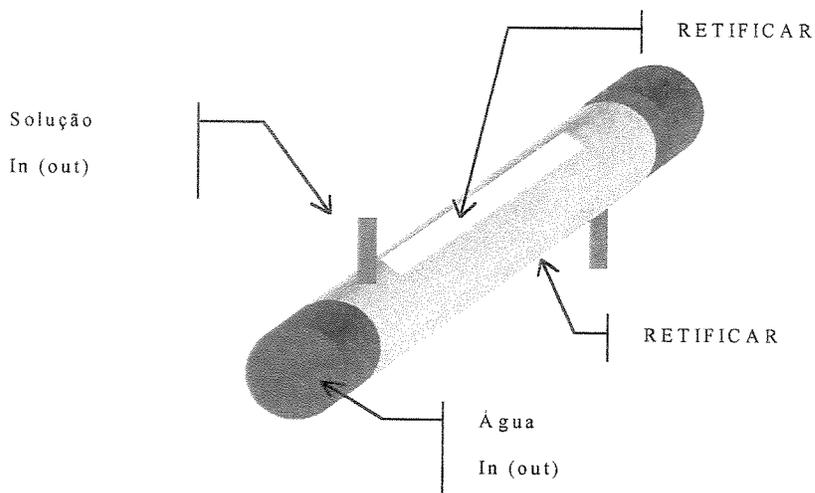


Figura 6 – Figura esquemática, mostrando uma região do trocador de calor que foi retificada.

O feixe de tubos paralelos, contidos no casco cilíndrico cria uma conformação interna em forma de hexágono. Com isto, tornou-se necessário à retificação de seis regiões suprapostas e centralizadas a cada face interna do hexágono do trocador de calor.

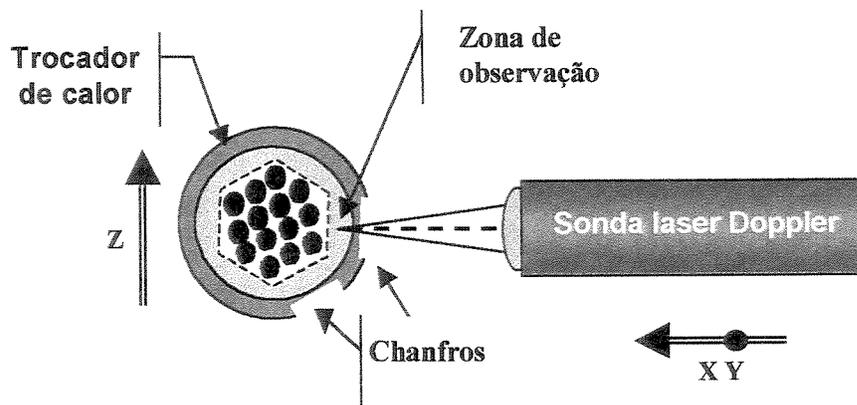


Figura 7– Representação esquemática do sistema para medidas de velocidades do sangue no interior do trocador de calor. Os graus de liberdades estão denotados por X, Y e Z, onde Y é perpendicular ao plano da figura. Por simplicidade, apenas dois chanfros são mostrados na figura.

Projeto e construção de posicionador da sonda óptica.

Projetamos um posicionador do tipo X – Y capaz de suportar o peso da sonda óptica. Para tal, utilizamos micrômetros encontrados no comércio. O corpo do posicionador foi confeccionado por terceiros. Tal dispositivo permite o deslocamento da sonda, no plano horizontal, com curso de 10 mm e precisão de 0,01 mm. Na figura 8 é mostrado o posicionador montado sobre uma placa de alumínio, que serve como base para os diferentes experimentos. A sonda óptica também é mostrada nesta fotografia.

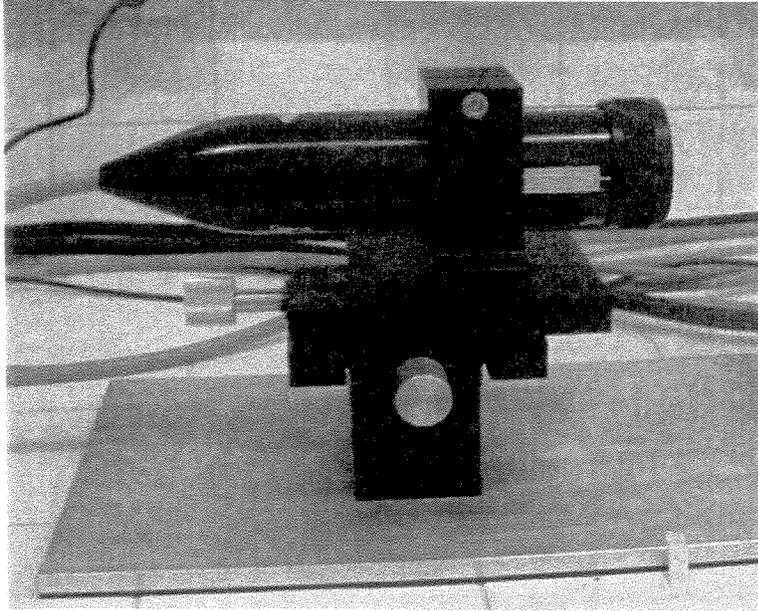


Figura 8 – Fotografia do posicionador construído e montado sobre placa de alumínio com sonda óptica posicionada.

Este posicionador, apesar de suprir as nossas necessidades, é bastante limitado, pois não permite a aquisição de dados automaticamente, isto é, cada ponto do fluido a ser medido deve ser alcançado manualmente. Certamente, em futuro próximo, o Laboratório deverá adquirir um sistema automatizado.

A escolha do fluido

O equipamento, disponível para medidas de velocidade de fluidos, utiliza um laser de argônio como fonte de luz da sonda Doppler. Considerando que:-

- a luz deste laser é verde e azul, as quais são fortemente absorvidas pelo sangue, não sendo possível o uso deste como líquido das experiências projetadas (a absorção da luz pelo sangue, além de destruir suas células, não possibilita o registro de sinais ópticos necessários para a avaliação do movimento do fluido);

- a utilização do sangue traz dificuldades no seu manuseio (coagulação, armazenamento e limpeza do circuito), tornou-se necessário o uso de um outro líquido com características físicas (viscosidade e densidade) equivalentes ao do sangue, conforme descrito abaixo.

O sangue é um líquido viscoso, formado por células e por plasma. Mais de 99% das células sangüíneas são vermelhas – eritrócitos (ou hemáceas). A percentagem do sangue que corresponde às células é chamada de hematócrito. O hematócrito normal de um homem é de 42%, o que significa que 42% do volume sangüíneo correspondem a células e o restante a plasma. Se considerarmos a viscosidade da água como sendo 1, então a viscosidade do sangue total, com hematócrito normal será de cerca de 3. Isto significa que é necessária uma pressão cerca de três vezes maior para empurrar o sangue pelos vasos do corpo do que a que seria para empurrar água pelos mesmos vasos.

Utilizamos a mistura de 36% de solução de glicerina em água, por ser um fluido com características físicas (viscosidade e densidade) equivalentes ao do sangue e ter um índice de refração parcial semelhante (MILLER et al., 1990). Este fluido tem uma viscosidade dinâmica resultante de 3.5cP e uma densidade de 1.01 g cm⁻³. A visibilização foi obtida por meio de suspensão de partículas de poliamida de diâmetro de 5 µm, (comercializado por Dantec Measurement Technology) no líquido movimentado pela bomba.

Construção do suporte para estudo do trocador de calor

Foi construído, especialmente para o presente trabalho, um sistema de suporte do trocador de calor em estudo, mostrado na figura 9, que possibilita o posicionamento do mesmo de forma nivelada, bem como o seu deslocamento horizontal e vertical.

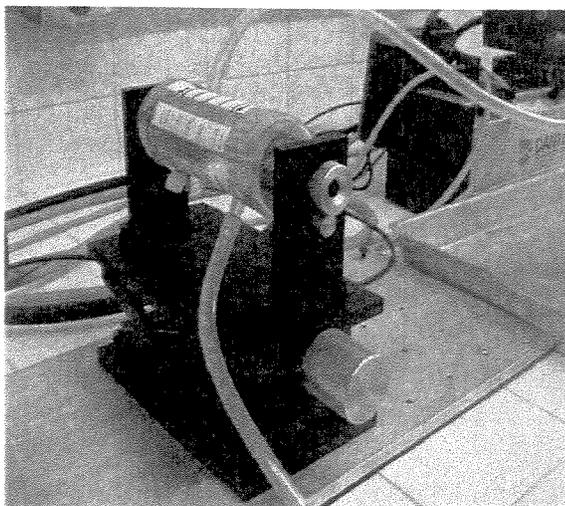


Figura 9 – Fotografia do posicionador do trocador de calor com feixe de laser projetado pela sonda Doppler

Escolha da bomba para circulação do fluido

Para o deslocamento do fluido no trocador de calor, optamos pelo uso de uma bomba centrífuga. Esta bomba produz, em princípio, um deslocamento linear do fluido, não introduzindo componentes de aceleração e desaceleração ao líquido, podendo mascarar o resultado do presente trabalho. O inconveniente da bomba centrífuga é de não trabalhar de forma estável com fluxos baixos, como o utilizado rotineiramente em cardioplegia sangüínea protetora (100 a 300 mL/min.). Considerando que o presente trabalho visa, principalmente, introduzir o uso da Velocimetria Doppler Laser como técnica rotineira para avaliação de componentes da CEC e, na indisponibilidade de uma bomba centrífuga estável na região do fluxo desejado, restringimos nossas medidas a aquelas viáveis com os equipamentos disponíveis. Provavelmente com uma bomba centrífuga dedicada a CEC infantil seria possível trabalhar com fluxos da ordem de 300 mL/min.

A bomba, então utilizada, constitui-se de um módulo de bomba centrífuga com leitor de fluxo TX 40 e cabeça de bomba (unidade descartável composta pelo rotor magnético e pelos cones montados em uma carcaça) fabricada pela Empresa Medtronic-Biomedicus, INC (Eden Praire, Estados Unidos). O módulo de bomba centrífuga foi instalado em uma mesa de altura igual e próxima à bancada onde está o equipamento de

VDL e o reservatório de líquido. Foi instalado um tubo de 3/8 polegada de diâmetro interno com redução para 1/4 polegada de diâmetro interno ligando o orifício central de entrada (diâmetro 3/8 polegada) da cabeça de bomba (instalada no módulo de bomba) ao reservatório de líquido (colocado sobre a bancada próximo ao equipamento de laser) Outro tubo de diâmetro e redução igual ao já citado comunicava o orifício lateral de saída da cabeça de bomba centrífuga a entrada do TC (conexão 1/4 polegada) e, um tubo de 1/4 polegada comunicava a saída do TC ao reservatório de líquido, onde os tubos eram fixados para ficarem imersos no líquido contido no mesmo. Esta imersão evitava a criação de bolhas de ar criadas pelo efeito cascata do líquido ejetado sob pressão no meio aéreo do reservatório, pela linha de retorno do líquido. A presença de bolhas excessivas na cabeça de bomba pode alterar a capacidade de deslocamento do fluido pela bomba.

O fluxo era estabelecido pelo acionamento da bomba centrífuga, que aspirava o fluido do reservatório e ejetava no trocador de calor, de onde saía de volta ao reservatório.

Definição dos pontos e velocidades de leitura no trocador de calor

Cada chanfro, conforme mostrado na figura 10, foi identificado pelas três letras (EEE, FFF, GGG, HHH, III, JJJ) que também identificam os arquivos automaticamente criados pelo programa BurstWare. Por conveniência, escolhemos no trocador de calor, 5 planos perpendiculares aos chanfros, definindo ao longo e no centro destes, pontos marcado por 1, 2, 3, 4 e 5, conforme mostrado na figura abaixo. Estas posições são relativas aos centros dos orifícios de entrada e saída do sangue no trocador de calor e espaçadas igualmente entre si por 1,3 cm ao longo do chanfro que mede 6 cm.

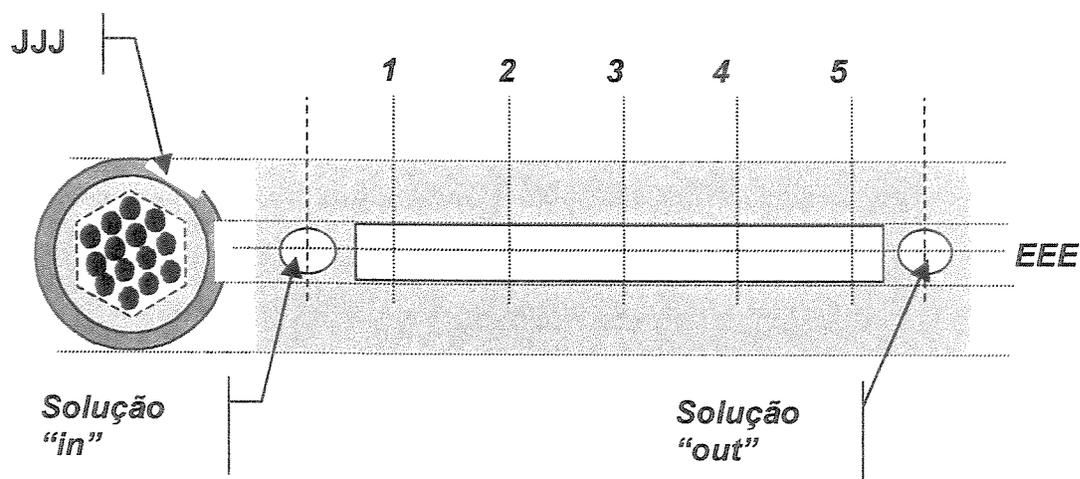


Figura 10 – Definições dos pontos escolhidos para as medidas de velocidades do fluxo no trocador de calor. Por simplicidade os demais chanfros (FFF, GGG, HHH e III) não são mostrados na figura.

Para cada ponto determinado do chanfro no trocador de calor, foram realizadas quatro medidas de fluxos. Decidiu-se analisar medidas em 1,2,3 e 4 litros por minuto, conforme já explicado no parágrafo relativo à escolha da bomba.



RESULTADOS

As figuras 11 e 12 mostram a distribuição de velocidades observadas em uma medida típica do escoamento do fluido, hidrodinamicamente equivalente ao sangue, em um ponto qualquer do TC, pelo uso de (11) bomba de rolete e (12) centrífuga. Tais resultados permitiram, conforme enunciado no capítulo de materiais e métodos e discutido no capítulo seguinte, a definição de qual bomba deveria ser utilizada para o presente trabalho.

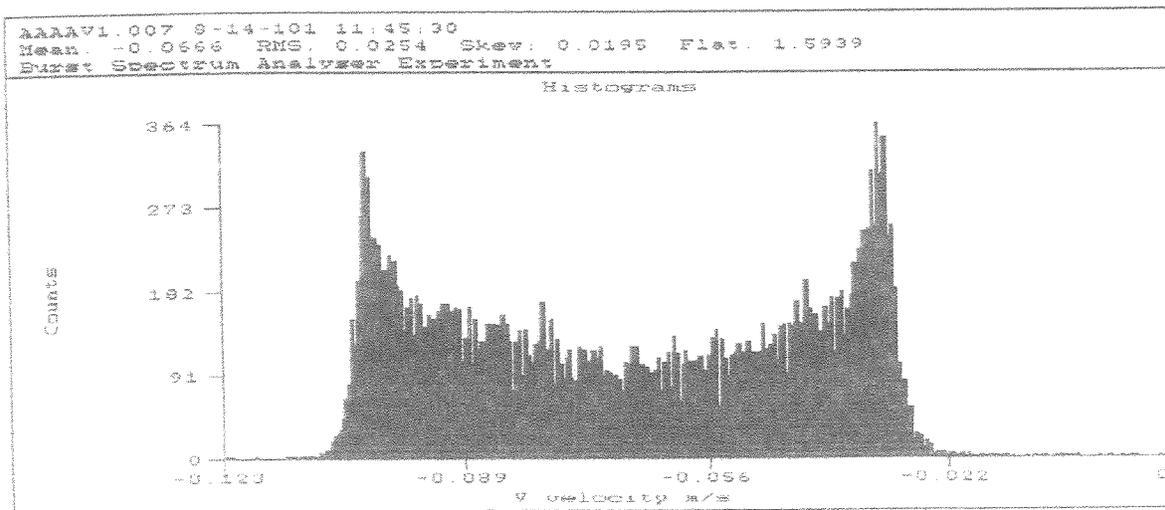


Figura 11-Distribuição de velocidade observada em uma medida típica do escoamento do fluido em um ponto qualquer do TC, pelo uso de uma bomba de rolete .

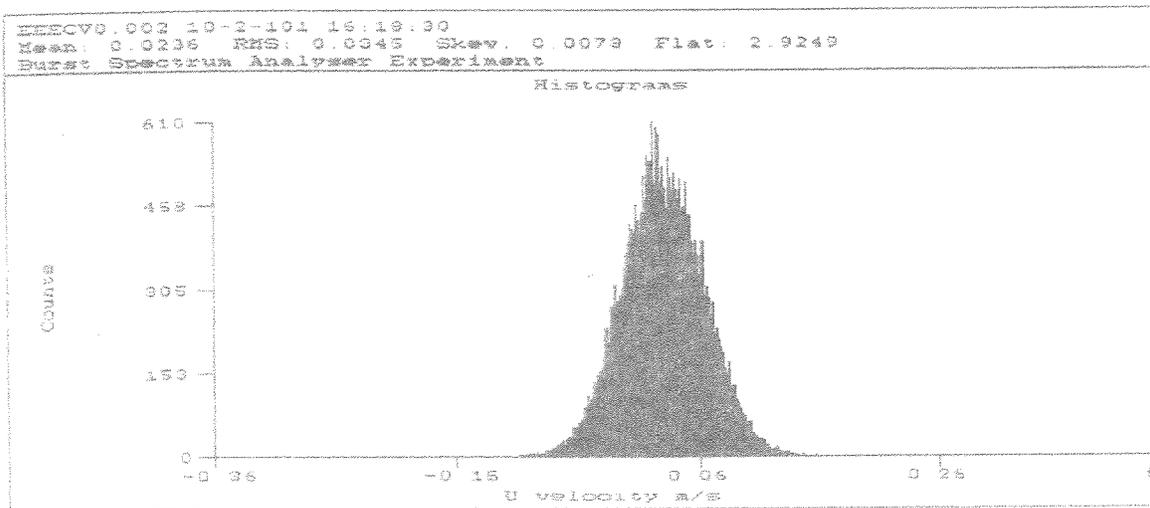


Figura 12-Distribuição de velocidades observadas em uma medida típica do escoamento do fluido em um ponto qualquer do TC, pelo uso de uma bomba centrífuga.

Considerando que definimos 5 planos, em 5 chanfros (um foi excluído por conveniência), 4 diferentes fluxos e duas componentes de velocidades (longitudinal e transversal), temos 200 registros de velocidades. Tais resultados não foram anexados neste trabalho por limitação de volume. Somente registramos abaixo as velocidades médias obtidas (componentes t e l) em decorrência de tais registros. Assim os 4 quadros abaixo (01; 02; 03 e 04) mostram os resultados das medidas não invasivas das componentes transversais (v_t) e longitudinais (v_l) médias das velocidades do fluido, no interior do TC, para cada fluxo, conforme estabelecido no capítulo anterior. O programa BurstWare identifica automaticamente tais componentes como xxxV0 e xxxV1 respectivamente, onde xxx pode ser EEE, FFF, GGG, HHH e III e, ainda, V0 e V1 como v_t e v_l .

QUADRO 1: Fluxo: 1,0 L/min

PLANOS

	1		2		3		4		5	
	V_t	v_l								
	(cm/s)									
EEE	-0,18	0,16	-0,11	0,29	0,02	0,56	0,06	0,35	0,06	0,11
FFF	0,16	0,08	0,18	0,22	0,16	0,20	0,18	0,15	0,23	0,08
GGG	0,14	0,12	0,14	0,26	0,13	0,41	0,18	0,32	0,41	0,11
HHH	-0,08	0,10	-0,05	0,27	-0,05	0,47	-0,05	0,68	-0,57	0,15
III	-0,12	0,12	-0,17	0,28	-0,24	0,34	-0,41	0,32	-0,59	0,17

QUADRO 2: Fluxo: 2,0 L/min

PLANOS

	1		2		3		4		5	
	V_t	v_l								
	(cm/s)									
EEE	-0,66	0,56	-0,03	0,34	0,15	1,04	0,13	1,02	0,11	0,24
FFF	0,41	0,17	0,31	0,27	0,35	0,37	0,40	0,36	0,52	0,21
GGG	0,22	0,20	0,27	0,43	0,25	0,65	0,31	0,61	0,70	0,36
HHH	-0,17	0,20	-0,14	0,45	-0,09	0,72	-0,04	1,06	-0,86	2,28
III	-0,15	0,15	-0,25	0,39	-0,37	0,50	-0,71	0,50	0,82	0,16

QUADRO 3: Fluxo: 3,0 L/min**PLANOS**

	1		2		3		4		5	
	V_t (cm/s)	v_l (cm/s)								
EEE	-0,80	0,90	-0,19	1,07	0,24	1,57	0,20	1,59	0,19	0,38
FFF	0,34	0,19	0,25	0,21	0,44	0,40	0,57	0,44	0,81	0,39
GGG	0,30	0,27	0,41	0,50	0,40	0,85	0,41	0,80	0,00	0,52
HHH	-0,27	0,29	-0,08	0,57	-0,05	0,98	-0,04	1,35	-0,96	0,28
III	-0,17	0,20	-0,32	0,43	-0,44	0,66	-0,95	0,67	-1,37	0,56

QUADRO 4: Fluxo: 4,0 L/min**PLANOS**

	1		2		3		D		5	
	V_t (cm/s)	v_l (cm/s)								
EEE	-1,21	1,19	-0,20	1,36	0,32	2,00	0,23	1,98	0,17	0,89
FFF	0,04	0,13	0,24	0,18	0,53	0,46	0,66	0,48	1,00	0,56
GGG	0,31	0,36	0,53	0,60	0,53	1,05	0,57	0,98	1,50	0,69
HHH	-0,21	0,35	-0,09	0,66	-0,51	1,15	-0,04	1,56	-0,5	0,33
III	-0,18	0,252	-0,37	0,41	-0,47	0,79	-1,18	0,80	-1,80	0,71

Cada par de componentes, dos quadros acima, representam uma velocidade no sentido vetorial, isto é, definem um módulo, direção e sentido. Para obtermos tais parâmetros é necessário lançarmos mãos de um sistema de coordenadas ortogonais conforme definido pela figura 13.

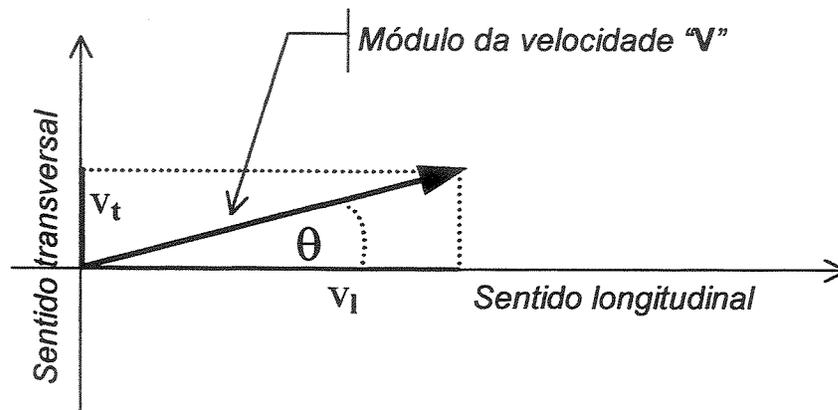


Figura 13-Sistema de coordenadas ortogonais, visando a obtenção da composição do vetor velocidade, em qualquer ponto estudado do TC. O ângulo, entre a direção longitudinal e a direção da velocidade, é representado por θ .

Utilizando alguns princípios fundamentais de trigonometria podemos obter, usando as definições da figura 13, o módulo (V) e o ângulo θ para cada uma das 100 velocidades medidas. Temos;

$$V = \sqrt{V_l^2 + V_t^2}$$

$$\Theta = \arccos \frac{V_l}{V}$$

onde “arccos” é a função arco co-seno que pode ser calculada com o uso de programas simples como o Excel. Os gráficos 1a até 4e mostram os valores calculados dos módulos de V para as 100 medidas efetuadas, enquanto que os gráficos 5a até 8e mostram os respectivos valores dos ângulos.

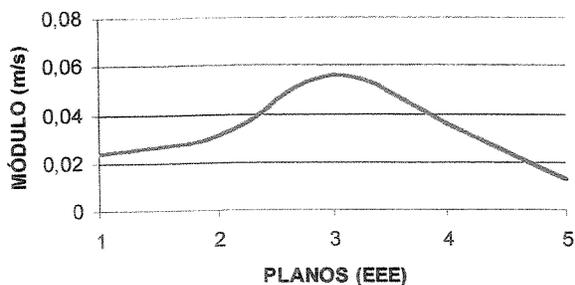


GRÁFICO 1^a – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto

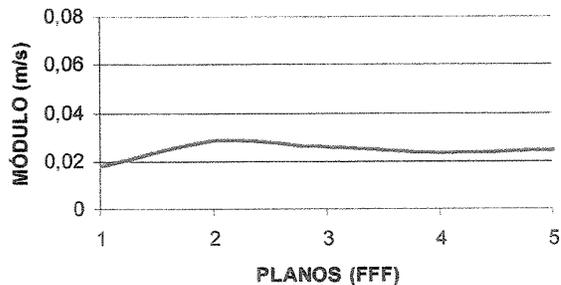


GRÁFICO 1b – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto

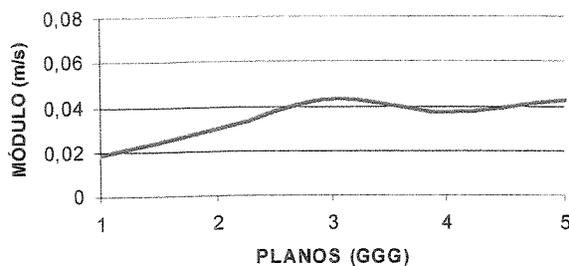


GRÁFICO 1c – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto

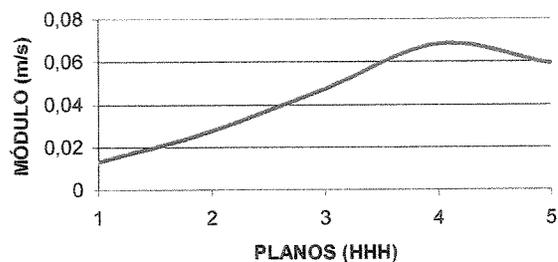


GRÁFICO 1d – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto

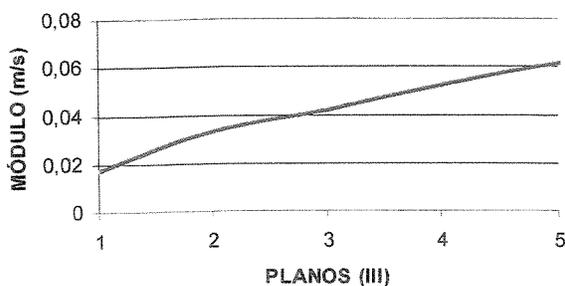


GRÁFICO 1e – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 1 L/minuto

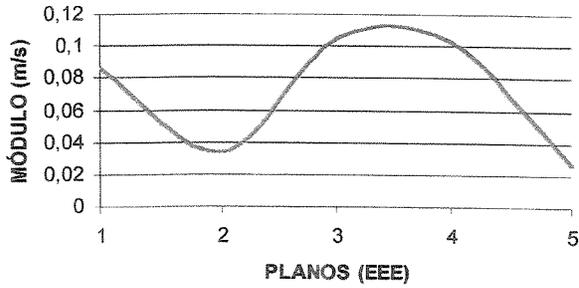


GRÁFICO 2a – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto

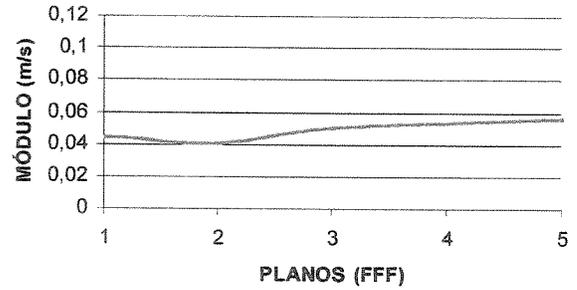


GRÁFICO 2b – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto

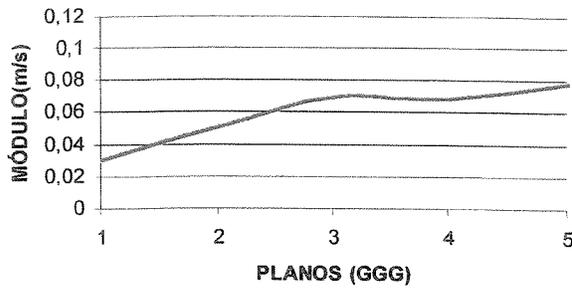


GRÁFICO 2c – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto

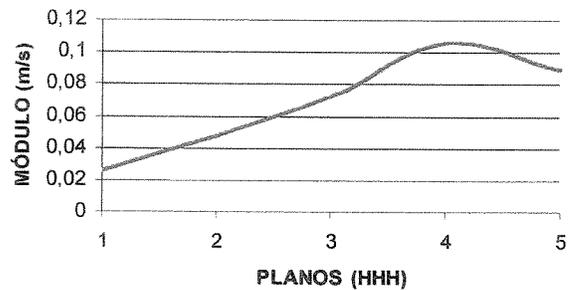


GRÁFICO 2d – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto

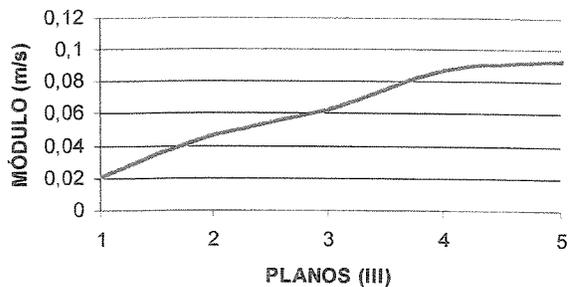


GRÁFICO 2e – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 2 L/minuto

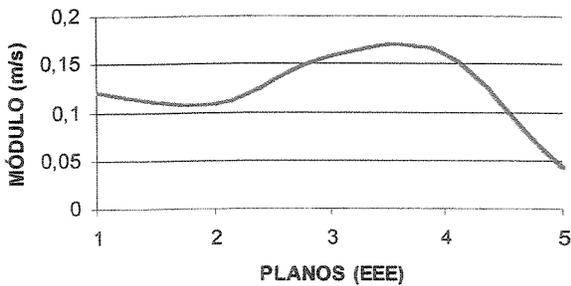


GRÁFICO 3a – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto

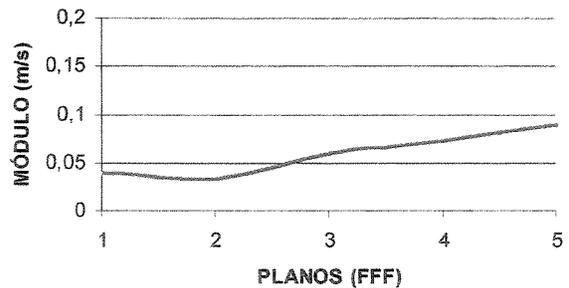


GRÁFICO 3b – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto

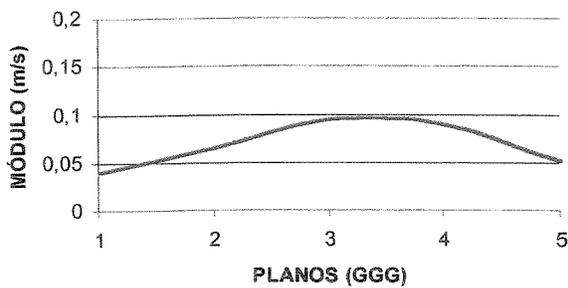


GRÁFICO 3c – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto

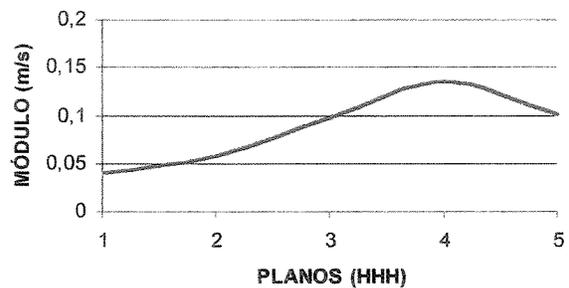


GRÁFICO 3d – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto

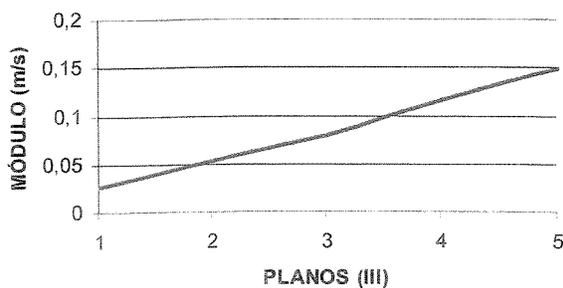


GRÁFICO 3e – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 3 L/minuto

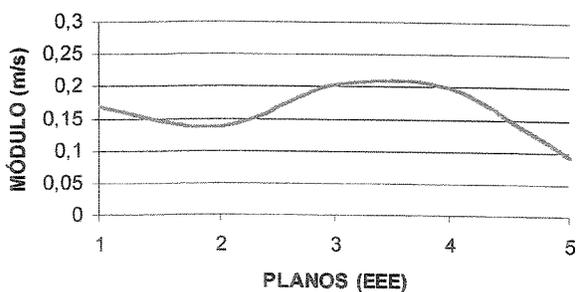


GRÁFICO 4a – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto

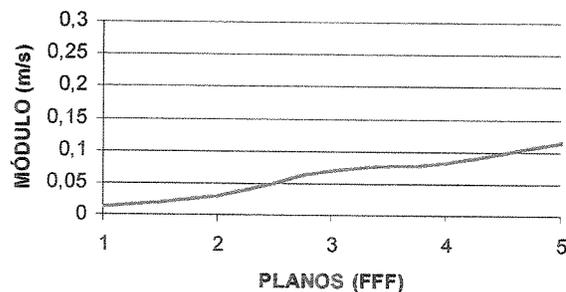


GRÁFICO 4b – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto

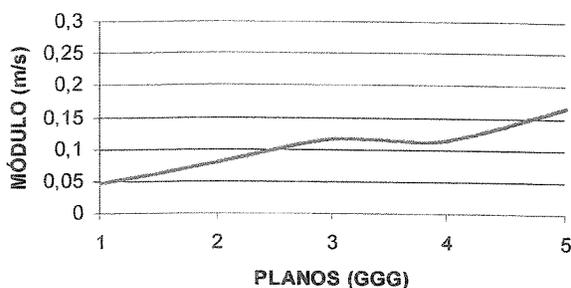


GRÁFICO 4c – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto

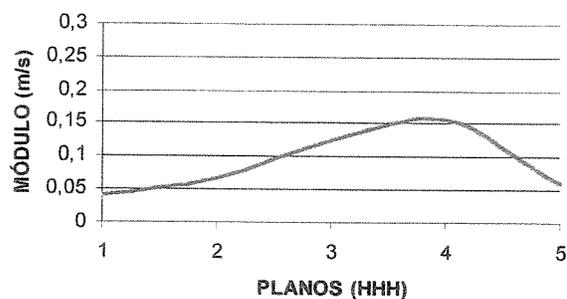


GRÁFICO 4d – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto

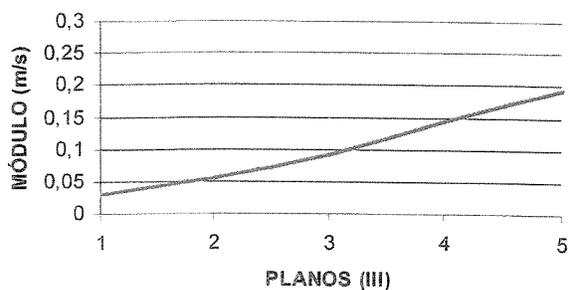


GRÁFICO 4e – Curva representando a extrapolação dos valores do módulo da velocidade do fluido no chanfro III, desde o plano 1 até o plano 5, para 4 L/minuto

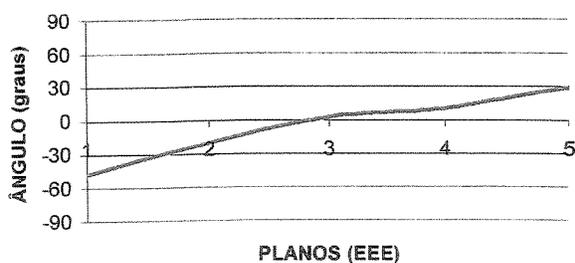


GRÁFICO 5a – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.

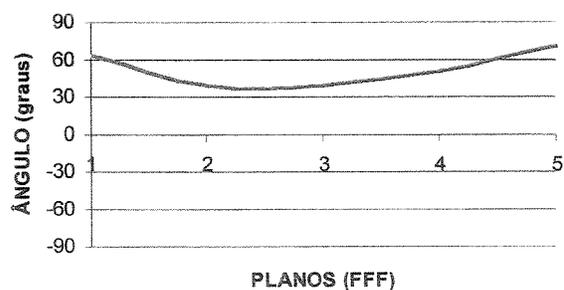


GRÁFICO 5b – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.

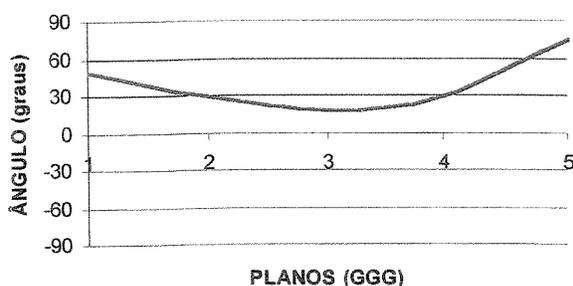


GRÁFICO 5c – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.

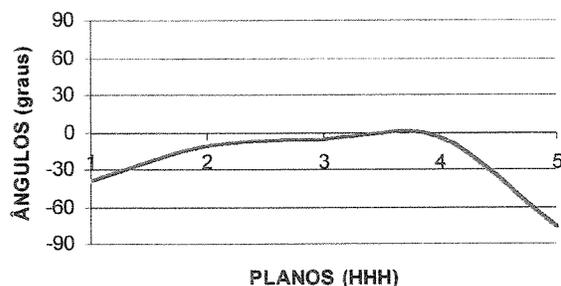


GRÁFICO 5d – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.

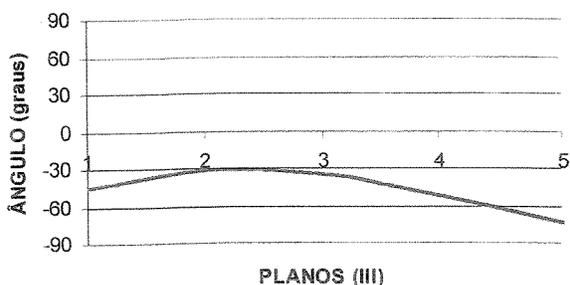


GRÁFICO 5e – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 1 L/minuto.

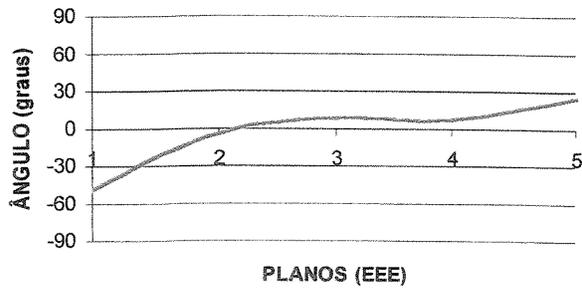


GRÁFICO 6a – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.

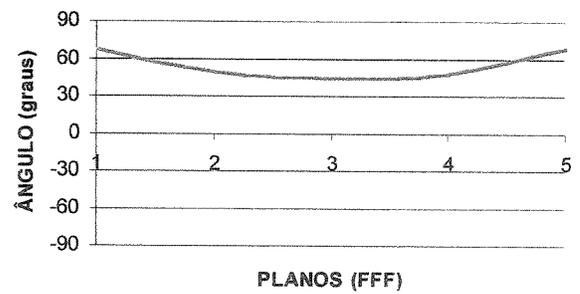


GRÁFICO 6b – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.

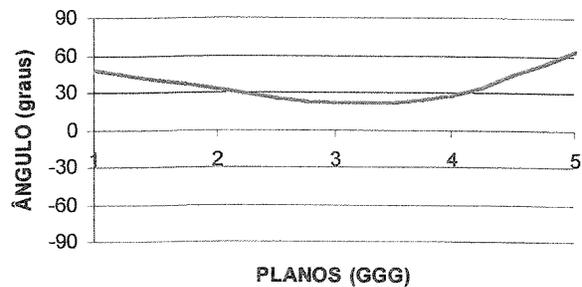


GRÁFICO 6c – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.

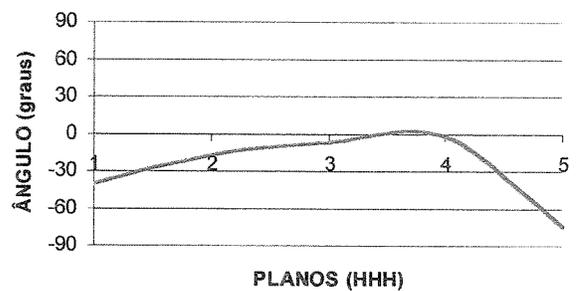


GRÁFICO 6d – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.

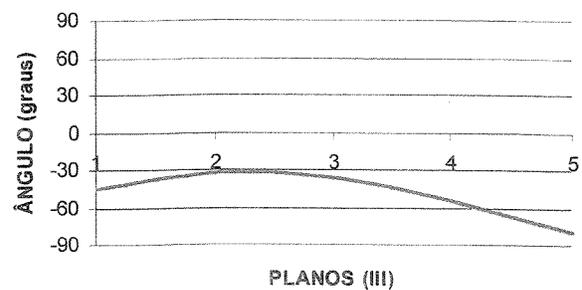


GRÁFICO 6e – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 2 L/minuto.

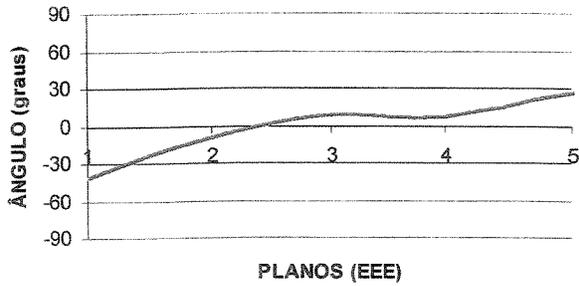


GRÁFICO 7a – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.

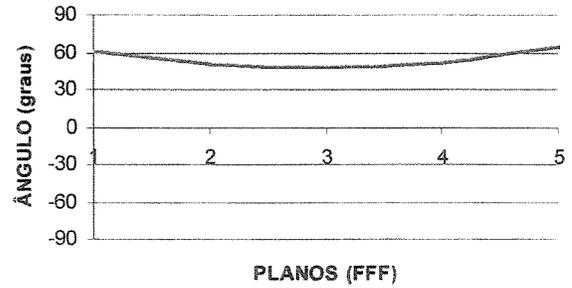


GRÁFICO 7b – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.

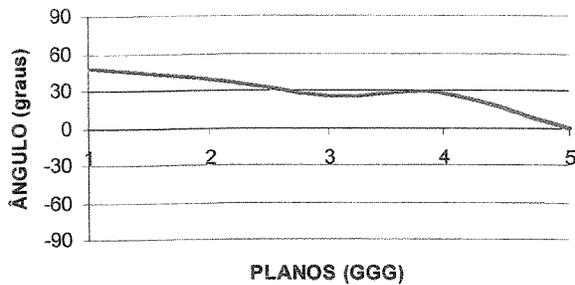


GRÁFICO 7c – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.

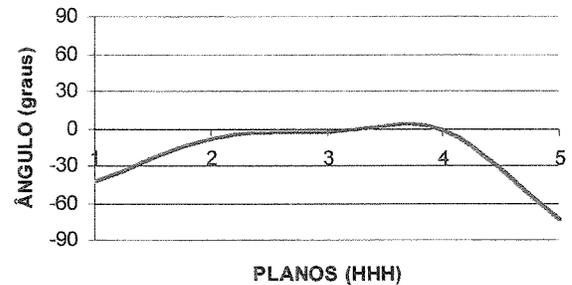


GRÁFICO 7d – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.

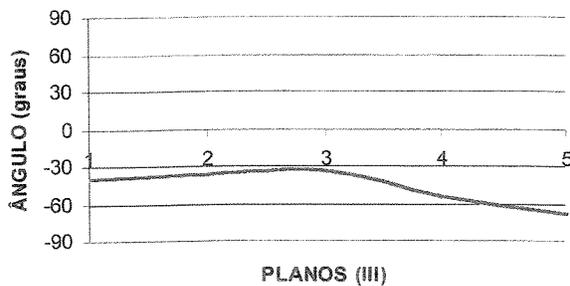


GRÁFICO 7e – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 3 L/minuto.

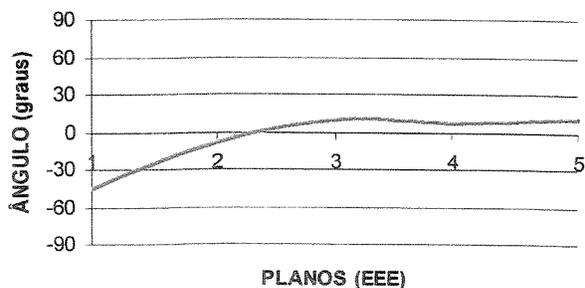


GRÁFICO 8a – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal EEE, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.

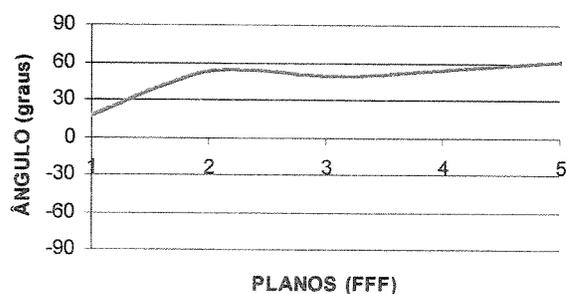


GRÁFICO 8b – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal FFF, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.

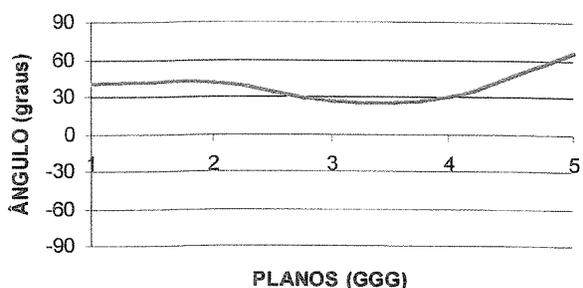


GRÁFICO 8c – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal GGG, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.

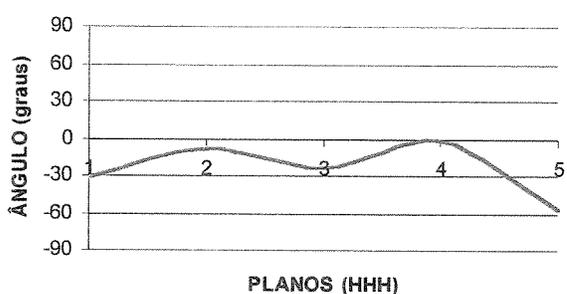


GRÁFICO 8d – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal HHH, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.

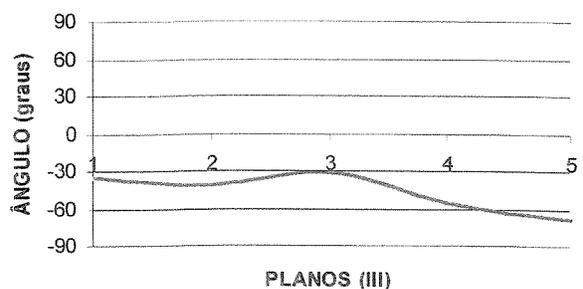


GRÁFICO 8e – Curva representando a extrapolação dos valores do ângulo que a velocidade do fluido faz com o eixo longitudinal III, desde o plano 1 até o plano 5, para fluxo de 4 L/minuto.



DISCUSSÃO

No que diz respeito à escolha da bomba para o presente trabalho, optando pela centrífuga, em prejuízo à disponibilidade de fluxos baixos, é importante notar que o caráter oscilante do fluxo de uma bomba de roletes, registrado pela figura 11, é bastante significativo, podendo, no caso de seu uso em CEC, acrescentar ao possível dano causado às hemácias por turbulências oriundas do projeto mecânico do componente em estudo, um certo dano dinâmico resultante da aceleração e desaceleração rápida aplicada às hemácias. Em termos físicos isto é bem entendido através da segunda lei de Newton:

$$F = m \times a,$$

Onde: F é a força resultante quando uma partícula de massa “m” é acelerada com aceleração “a”.

Como forças aplicadas à hemácias, independentemente de suas origens podem causar hemólise, é esperado que a variação periódica de velocidade (que significa aceleração) possa causar danos às células através da força resultante segundo a equação acima (2ª lei de Newton.) Sendo assim, apesar de não estarmos, no presente trabalho, preocupados com a hemólise propriamente dita (uma vez que trabalhamos com um líquido equivalente ao sangue e não com o próprio sangue) a escolha da bomba foi importante, permitindo isolar efeitos estáticos (que dependem apenas de posição no componente estudado) daqueles dinâmicos que acabamos de descrever.

O volume de dados necessários para descrever com fidelidade a dinâmica do escoamento de um fluido em um componente qualquer de CEC é muito grande. Na verdade, em uma experiência como a do presente trabalho com um TC, o ideal seria criar um arquivo de medidas das componentes instantâneas das velocidades em pontos distanciados entre si por, no máximo, dimensões da ordem das dimensões de uma hemácia. Isto somente seria possível com o uso de um acessório de posicionamento automático da sonda Laser – Doppler. Com tal posicionador se pode programar a experiência para deslocamentos micrométricos da sonda, sincronizados com a leitura e registro dos sinais pelo programa BurstWare™ existente. Como não dispomos de tal acessório coletamos um número razoável de dados, permitindo a extrapolação conforme os gráficos para os módulos e ângulos das velocidades, apresentados junto aos resultados.

A sistematização do estudo, a partir de dados como o do presente trabalho, pode ser direcionada de diferentes maneiras. De uma forma geral a velocidade (módulo e direção) do fluido deve, em princípio, depender do fluxo (ϕ) e da posição de leitura da mesma. Assim podemos escrever as seguintes funções:

$$V = f(l,t,\phi), \quad (\text{equação 1})$$

e

$$\theta = g(l,t,\phi) \quad (\text{equação 2})$$

Onde V é o módulo da velocidade e θ define a direção e sentido da mesma, conforme definido antes e “f” e “g” significam “funções de”, “l” e “t” são as coordenadas espaciais (longitudinais e transversais, como definido antes) relativas a uma origem arbitrária e ϕ é o fluxo da bomba em uso.

Como o objetivo principal do presente trabalho está limitado a mostrar que a técnica de Velocimetria Laser Doppler pode ajudar a entender o comportamento do escoamento de um fluido, semelhante ao sangue humano, em um componente da circulação extracorpórea, em particular um trocador de calor comercial, restringimos a discussão dos resultados ao aspecto qualitativo sem lançar mãos de cálculos mais avançados, normalmente utilizados em estudos da dinâmica dos fluidos.

Existem modelos matemáticos teóricos para as duas equações acima, para V e θ , que pelo *fitting* das curvas dos dados experimentais permitem a obtenção das expressões analíticas de “f” e “g” em termos de parâmetros tais como o “Número de Reynolds”, forças de cisalhamento e outros, entretanto esta análise fica além dos objetivos imediatos do presente trabalho.

A figura 14 nos ajuda a visualizar o caminho do fluxo dentro do trocador de calor.

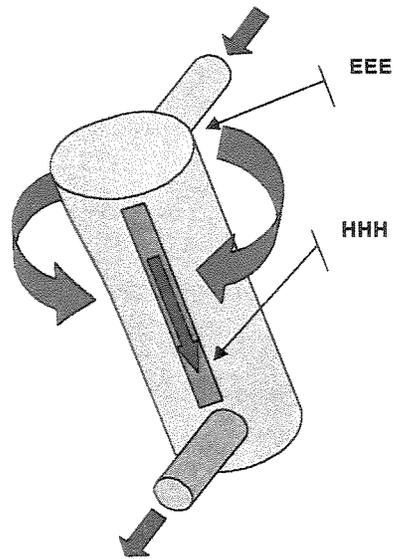


Figura 14 – Modelo esquemático do movimento do fluido no espaço entre casco e tubos de um TC comercial. Por simplicidade destacamos apenas os chanfros EEE e HHH.

A figura 15 permite estabelecer uma convenção de sinal a ser adotada aqui para os sentidos das velocidades em relação à posição da sonda Doppler. Temos, portanto: “+” significando deslocamento do plano 1 para o plano 5 (componente longitudinal) e “-“ para o sentido contrário. Para a componente transversal a convenção leva a velocidades positivas para deslocamentos sempre à esquerda de um observador externo situado em qualquer parte do plano em consideração.

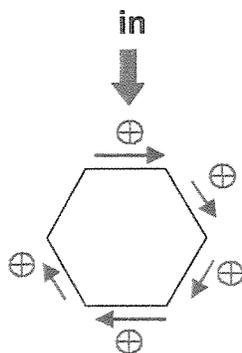


Figura 15 - Representação esquemática de um corte do TC (plano 1, por exemplo), mostrando as componentes longitudinais e transversais, segundo a convenção (v_l, v_t) . O símbolo \oplus representa sentido “entrando no plano”. A entrada do fluido está representada por “in”.

Um estudo comparativo entre os gráficos (5a,b,c,d,e até 8a,b,c,d,e), que representam os ângulos entre a direção das velocidades com a direção longitudinal definida, mostra que não há grandes variações do perfil do escoamento dentro do TC em função dos fluxos utilizados no presente trabalho. Ainda, fazendo-se uma comparação entre os gráficos (1a,b,c,d,e até 4a,b,c,d,e), que representam o módulo das velocidades nos diferentes pontos do TC observa-se, facilmente, que as velocidades dentro do TC aumentam com o aumento do fluxo, guardando, entretanto, um padrão de semelhança entre as situações equivalentes para os diferentes fluxos. Isto somente é esperado para dispositivos que, por seu dimensionamento hidrodinâmico, apresente pequena impedância no caminho do fluxo.

As considerações colocadas acima representam, qualitativamente, a dependência das funções representadas pelas equações 1 e 2, com ϕ . Certamente, os dados representados pelos gráficos em apreço, permitem uma análise mais profunda do que a apresentada aqui. Isto, entretanto foge de nossos objetivos.

Para entendermos, fenomenologicamente, as dependências das funções em estudo (equações 1 e 2) nos parâmetros representativos das posições internas ao TC (l e t, nas equações) lançamos mãos de uma representação esquemática no plano, do espaço entre casco e tubos do trocador de calor, ao longo das 5 direções estudadas, como mostrado na figura 16 para o caso particular de $\phi = 1$ L/minuto.

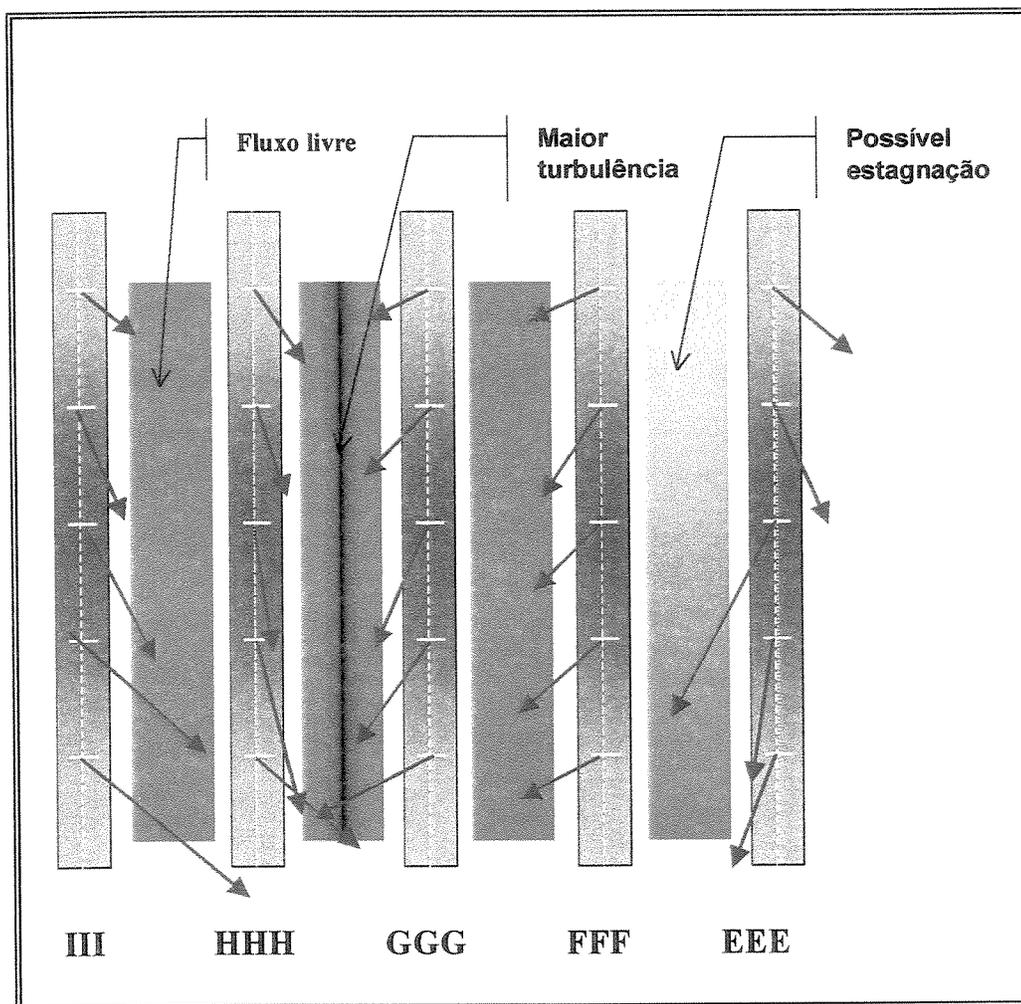


Figura 16- Representação esquemática do espaço entre casco e tubos do trocador de calor ao longo das 5 direções estudadas, para o caso particular de $\phi = 1$ L/minuto. Os vetores em vermelho representam as velocidades nos pontos medidos.

Esta figura mostra, através de simples inspeção visual da distribuição de velocidades no TC, uma idéia da localização de zonas de grande turbulência, como a marcada entre os chanfros GGG e HHH. Isto é fácil de entender, pois, as velocidades medidas por Velocimetria Doppler do presente trabalho e mostradas na figura, há uma confluência de fluido para tal zona, acarretando a criação de vórtices no meio fluido incompressível o que representa aumento de turbulência.

Outra zona que deve ser destacada pelo presente trabalho, é a definida entre os terços superiores dos chanfros EEE e FFF. Em tal localização demonstramos que não há confluência de fluido, representando, então, uma zona de estagnação do fluido.

As demais zonas podem ser classificadas como “normais” ou zonas de baixa turbulência já que, a direção e o sentido das velocidades não encontram contra-fluxos, escoando sem mudanças abruptas de direção.

Como a análise fenomenológica que apresentamos antes, relativa ao comportamento das duas funções propostas (f e g) com o fluxo, mostrou que o fluido (hidrodinamicamente equivalente ao sangue) se escoava seguindo um padrão semelhante para os quatro diferentes valores de fluxos, produzidos pela bomba centrífuga, a análise da figura anterior, feita para $\phi = 1$ L/minuto, será válida também para as demais situações.



CONCLUSÕES

1- O caráter oscilante do fluxo de uma bomba de roletes é bastante significativo, enquanto que o fluxo produzido por uma bomba centrífuga é bastante constante. Isto foi possível ser verificado por medidas com o velocímetro Doppler laser. Tal resultado permite para experimentos relacionados à turbulência e estagnação em um componente de circulação extracorpórea, a eleição da bomba centrífuga como ideal.

2- A técnica, não invasiva, de velocimetria Doppler laser, devidamente adaptada aos componentes de circulação extracorpórea, associada ainda a definições e convenções para o fluxo de um líquido hidrodinamicamente semelhante ao sangue, se mostra ideal para estudo de turbulência e estagnação em componentes passivos da circulação extracorpórea.

3- Observamos que não há grandes variações do perfil do escoamento dentro do reservatório de cardioplegia em função dos fluxos utilizados. Por outro lado observamos que as velocidades dentro do reservatório aumentam com o aumento do fluxo, guardando um padrão de semelhança entre as situações equivalentes para os diferentes fluxos, pois há uma pequena impedância no caminho do fluxo, o que nos dá uma idéia da localização de zonas de grande turbulência. Há também confluência de fluxo, representando uma zona de estagnação do fluido, e as demais zonas podem ser definidas como normais ou de baixa turbulência, o que valida a Velocimetria Doppler a Laser como método de estudo para otimização dos componentes descartáveis utilizados em circulação extracorpórea.



*REFERÊNCIAS
BIBLIOGRÁFICAS*

- ADDUCI, E.J. – The CO₂ laser: a new treatment for urethral caruncle. Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation. **J Inter Med** 4: 23-7, 1979.
- BLACKSHEAR, P.L. & BLACKSHEAR, G.L.. – Mechanical Hemolysis, Cap. 15. In: **HandBook of Bioengineering**. 2^a ed. Vol. 1. Mc Graw Hill, New York, 1987.
- BRAILE, D.M. - Cardioplegia sangüínea isotérmica anterógrada retrógrada de baixo volume. 2. ed. rev. aum. São José do Rio Preto, 1997.
- CLARK, L.C.; GOLLAN, F.; GUPTA, V.B. – The oxygination of blood by gas dispersion. **Science** 111: 85-87,1950.
- CLOWES, G.H.A. & NEVILLE, W.E. – further development of a blood oxygenator depend upon the diffusion of gases through plastic membranes. **Trans Amer Soc Art Intern Organs** 3: 52-58,1957.
- DE BAKEY, M.E. - A simple continuous flow blood transfusion instrument. **New Orleans Med Surg J** 87:386-9,1934.
- DE WALL, R.A.; WARDEN, H.E.; READ, R.C.. – A simple, expendable, artificial oxigenator for open heart surgery. **Surg Clin North Am** 6: 1025-1034,1956.
- DE Wall, R.A.; WARDEN, H.E.; VARCO, R.L.; LILLEHEI, C.W. – The helix reservoir pump-oxigenator. **Surg Gynecol Obstet** 104: 699-710,1957.
- DORSON JR., W.J. & LORIA IV, J.B. Heart-lung machines. In: Webster, JG. **Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation**. USA, John Wiley & Sons, 1988, 3: 1440-1457
- GIBBON JR, J.H. – The maintenance of life during experimental occlusion of pulmonary artery. **Arch Surg** 34: 1105,1937.
- GOLDSTEIN JR. L. Transferência de calor industrial. Vol. 1. ed. rev. Campinas, **Departamento de Engenharia Térmica e de fluidos da Universidade Estadual de Campinas**, Campinas,1989.
- GOLLAN, F; BLOS, P.; SCHUMAN, H. – Studies on hypothermia by means of a pump-oxigenator. **Amer J Physiol** 171: 331-340,1952.

GOMES, O.M. - Histórico. In: GOMES, O.M. & CONCEIÇÃO, D.S. **Circulação Extracorpórea**, 2 ed., Belo Horizonte, 1985.

KLETSCHKA, H.D.; RAFFERTY, E.H.; OLSEN, D.A.; CLAUSEN, E.W.; HUBBARD, L.C.; ROBINSON, A.R.; LARSON, W.H. Artificial Heart, III – Development of efficient atraumatic blood pump. A review of the literature concerning in vitro testing of blood pumps for hemolysis. **Minnesota Medicine** 10: 757-781, 1975.

KOLFF, W.J.; EFFLER, D.B.; GROVES, L.K.; PEEREBOOM, G.; MORACA, P.P. – Disposable membrane oxygenator (heart-lung machine) and its use in experimental surgery. **Cleveland Clinic Quart** 23: 69-79, 1956.

LEVERETT, L.B.; HELLMMS, J.D.; ALFREY, C.P.; LYNCH, E.C. – Red blood cell damage by shear stress. **Biophys J** 12: 257-273, 1972.

LIM, W.L.; CHEW T.Y.; CHEW T.C.; LOW H.T. – Steady flow dynamics of Prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques. **Journal of Biomechanics** 3: 411-421, 1998.

LINCH, M.F.; PETERSON, D.; BAKER, V. - Centrifugal blood pumping for open heart surgery. **Minnesota Medicine** 9: 536-537, 1978.

MAGOVERN, G.L.; PARK, S.B.; MAHER, T.D. - Use of centrifugal pump without anticoagulants for postoperative left ventricular assist. **Word J. Surg**, 9: 25-36, 1985.

MUSIAL, J.; GLUSZKO, P.; EDMUNDS, H. - Evaluation of surface-bound heparin and platelet inhibition in a centrifugal pump left ventricular assist system. **Word J. Surg**, 9: 72-77, 1985.

NORMAN, J.C. Mechanical ventricular assistance: A review. **Artificial Organs** 5, n.2, 103-117, 1981.

REED, C.C.; KURUSZ, M.; LAWRENCE JR, A.E. - Safety and Techniques in Perfusion. **Quali-Med, Inc. Stafford**, 1988.

SOUZA, M.H.L. & ELIAS D.O. - Fundamentos da circulação extracorpórea. Rio de Janeiro. Centro editorial Alfa Rio. 1995. 441p.

SUTERA, S.P. & MEHRJARDI, M.H. – Deformação and fragmentation of human red blood cells in turbulent shear flow. **Biophys J** 15: 1-10,1975.

VASILAKIS, A.; ROZAR JR, G.E.; HILL, R.C.; MURRAY, G.F. - Left atrial to femoral arterial bypass using the biomedicus pump for operations of the thoracic aorta. **The American Surgeon** 56: 802-805, 1990.



FONTES CONSULTADAS

HERANI, MLG - Normas para apresentação de dissertações e teses – Bireme - Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde, São Paulo, 32 p, 1990

Normas e Procedimentos para Publicação de Dissertações e Teses – Baseada no of. Circ./PRPG/06/95 – Faculdade de Ciências Médicas – UNICAMP – 1997



ANEXOS

Foto do módulo bomba de roletes arterial com destaque para o leito rígido em forma de ferradura, ocupando um segmento de círculo com prolongamentos paralelos, no qual excursionam dois cilindros opostos (roletes), eqüidistantes de um eixo central

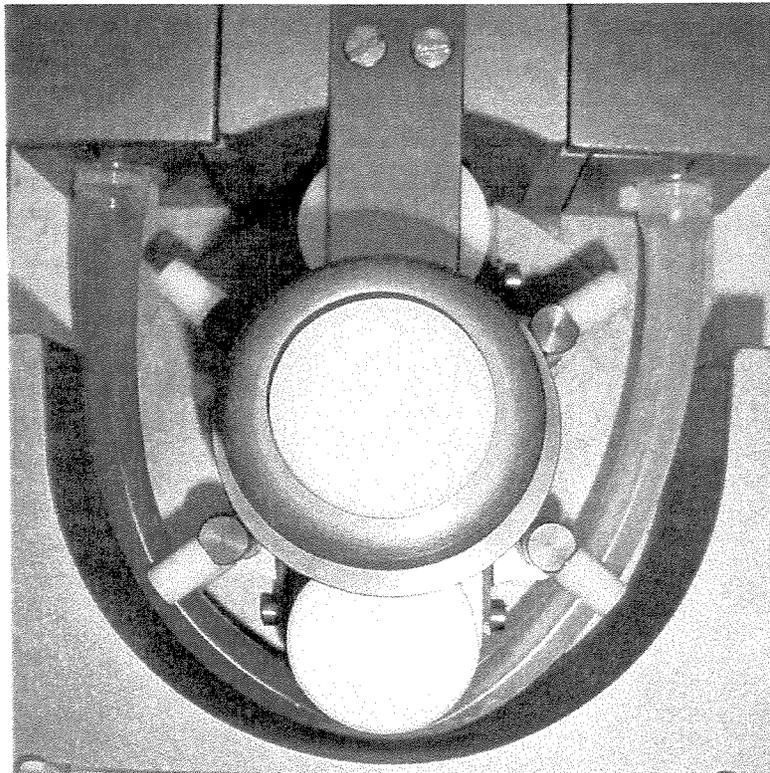


Foto de bomba compacta ECOBEC fabricada por Braile Biomédica Industria, Comércio e Representações Ltda.

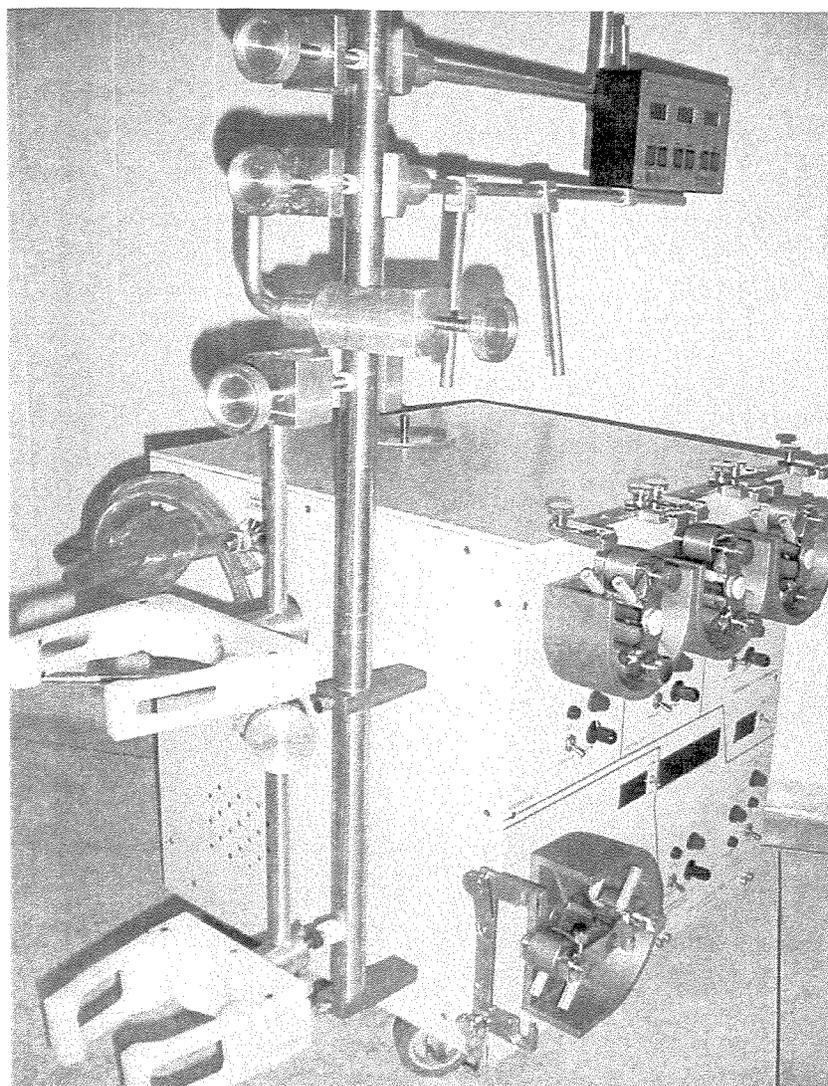
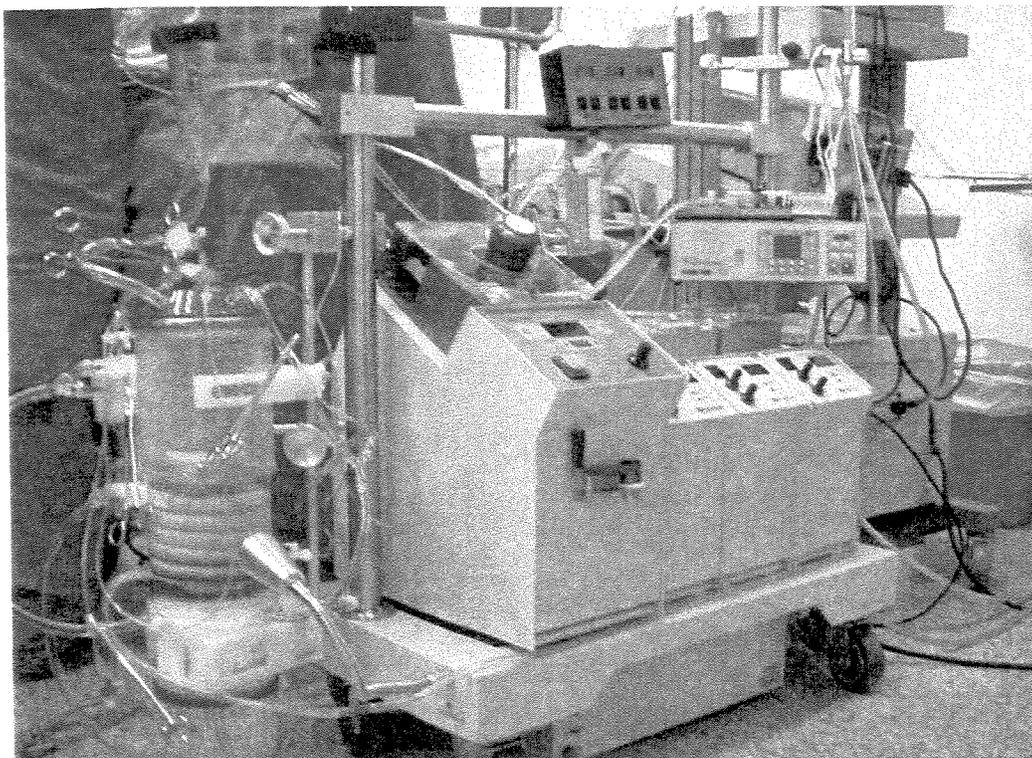
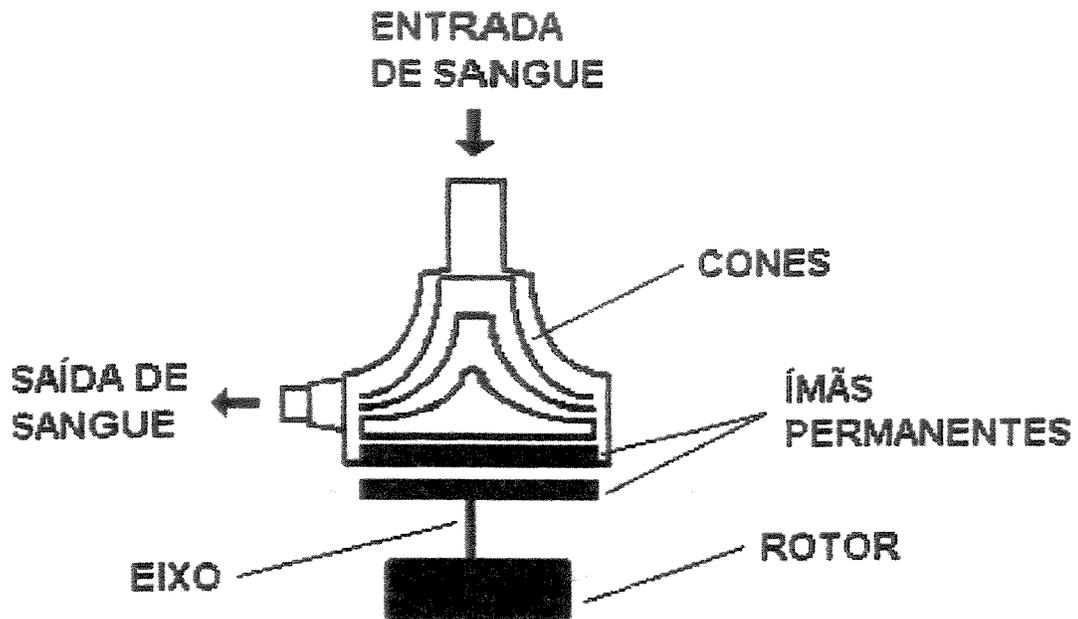


Foto de bomba de circulação extracorpórea tipo modular fabricado por Braille Biomédica, Industria, Comércio e Representações S/A.



Desenho esquemático do sistema de acionamento da bomba centrífuga Bio-Pump.



Fotos do console de bomba centrífuga marca Biomédicus fabricado por Medtronic Inc

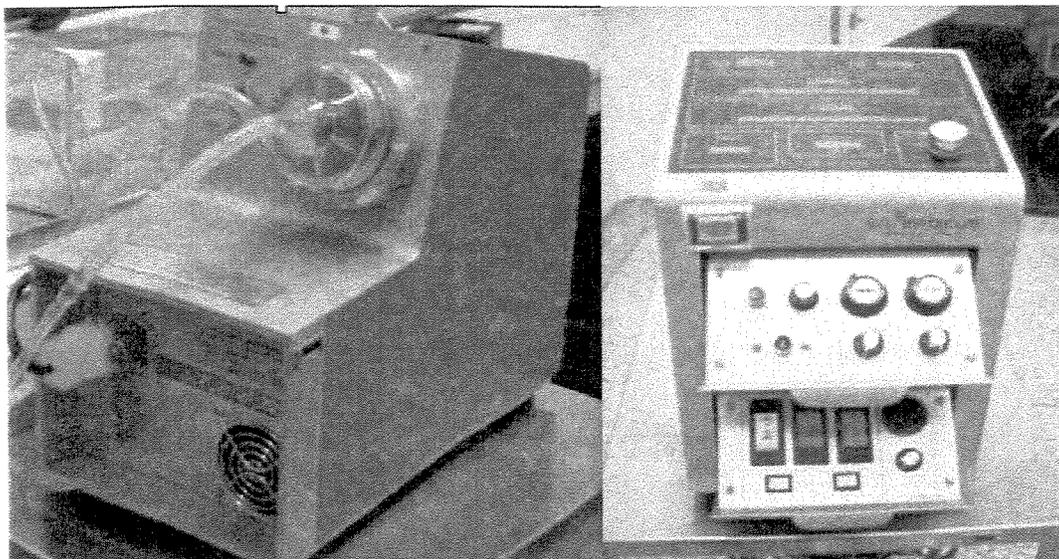


Foto de oxigenador de bolhas gentilmente cedida por Braille Biomédica Industria, Comércio e Importações S/A

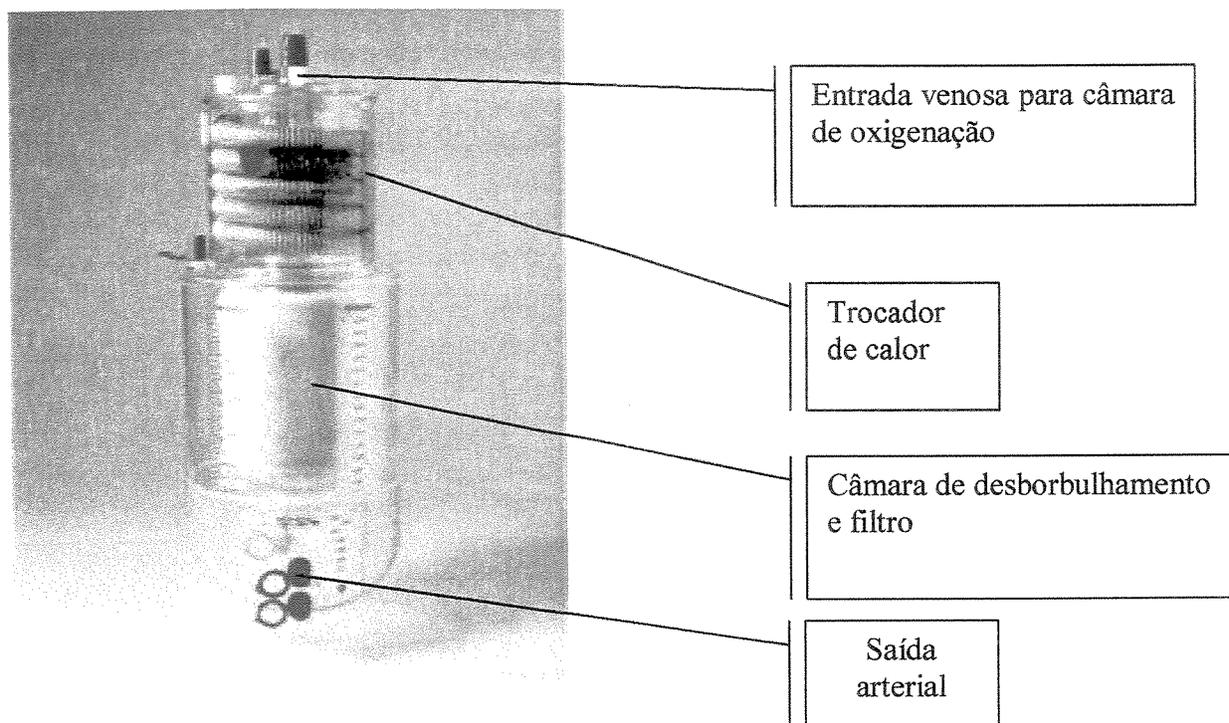


Foto do Oxigenador de Membrana gentilmente cedida por Braile Biomédica Industria, Comércio e Importações S/A

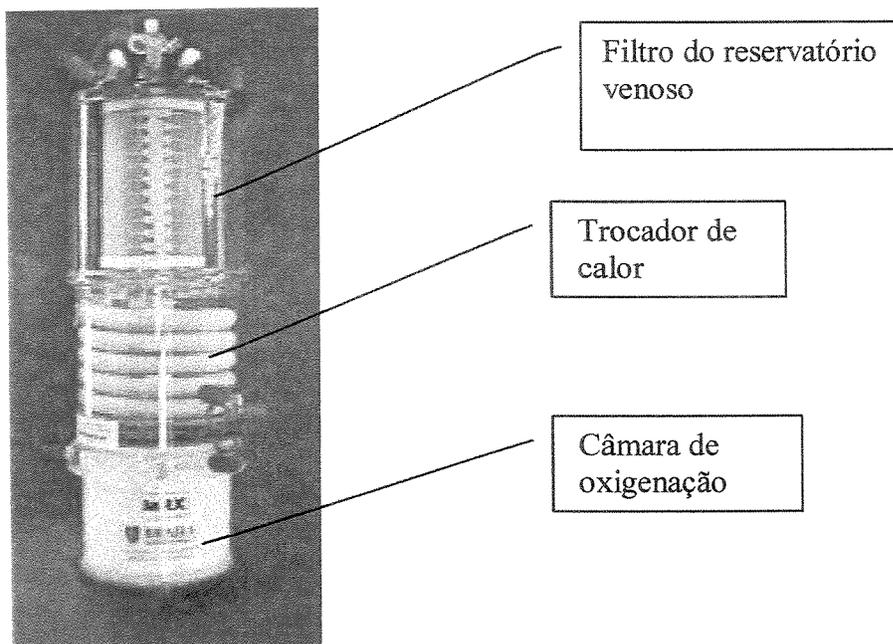
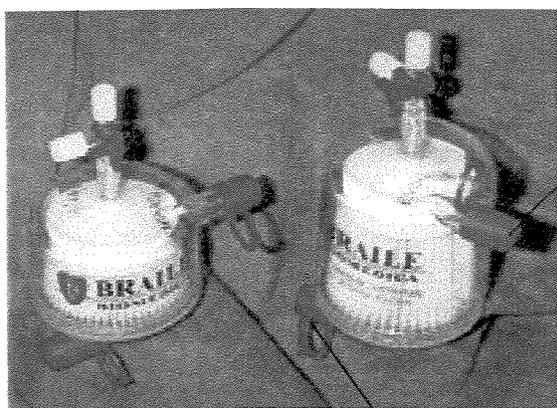


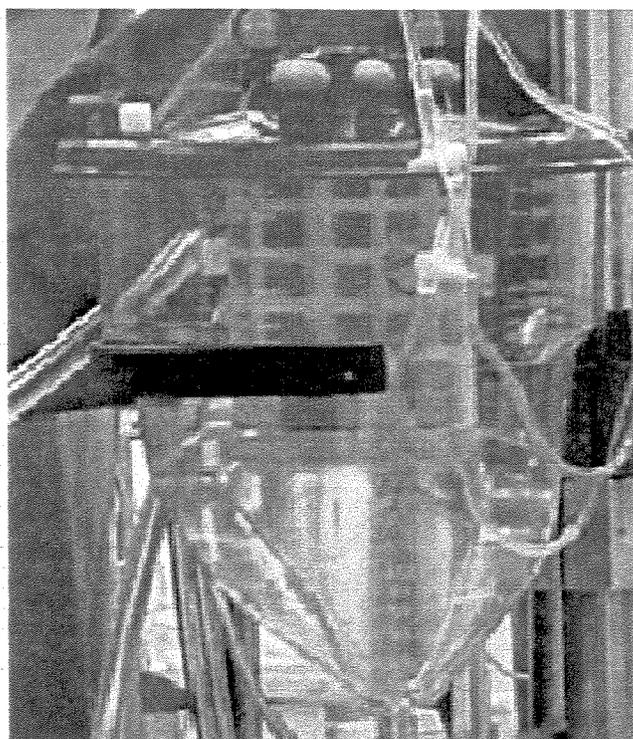
Foto de filtro de linha arterial, tamanhos adulto e infantil gentilmente cedida por Braile Biomédica Industria, Comércio e Importações S/A. A disposição superior da entrada e inferior da saída confere ao filtro a função de cata-bolhas.



Entrada do
sangue

Saída do sangue

Foto do reservatório de cardiostomia fabricado por Braile Biomédica, Indústria, Comércio e Representações S/A.



Desenho esquemático do sistema de cardioplegia sangüínea desenvolvida por BRAILE, copiado de BRAILE, D.M. - Cardioplegia sangüínea isotérmica anterógrada retrógrada de baixo volume. 2. ed. rev. aum. São José do Rio Preto, 1997

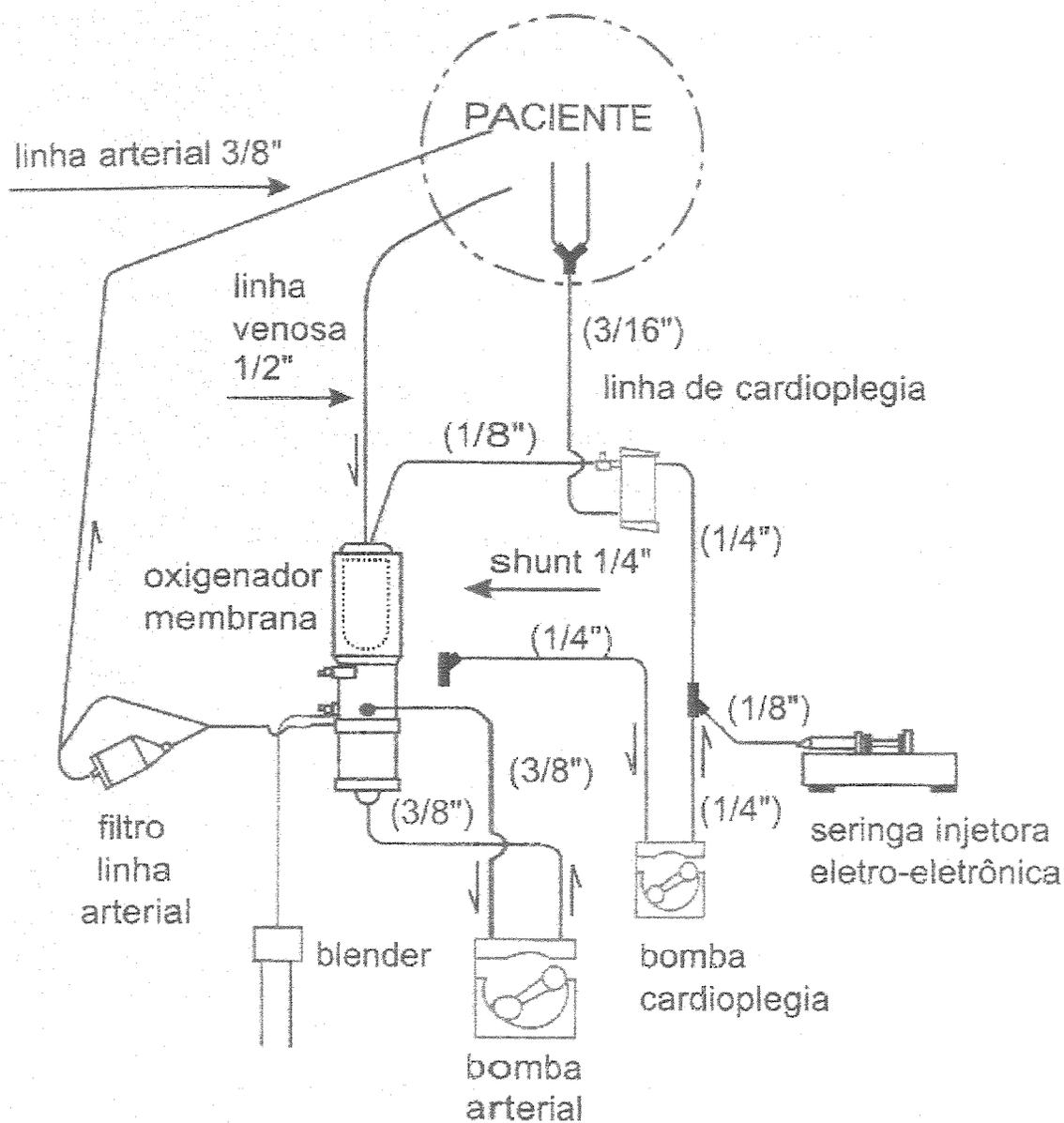


Foto do reservatório de cardioplegia sangüínea – trocador de calor tipo casco e tubo- com chanfros realizados para estudo. .

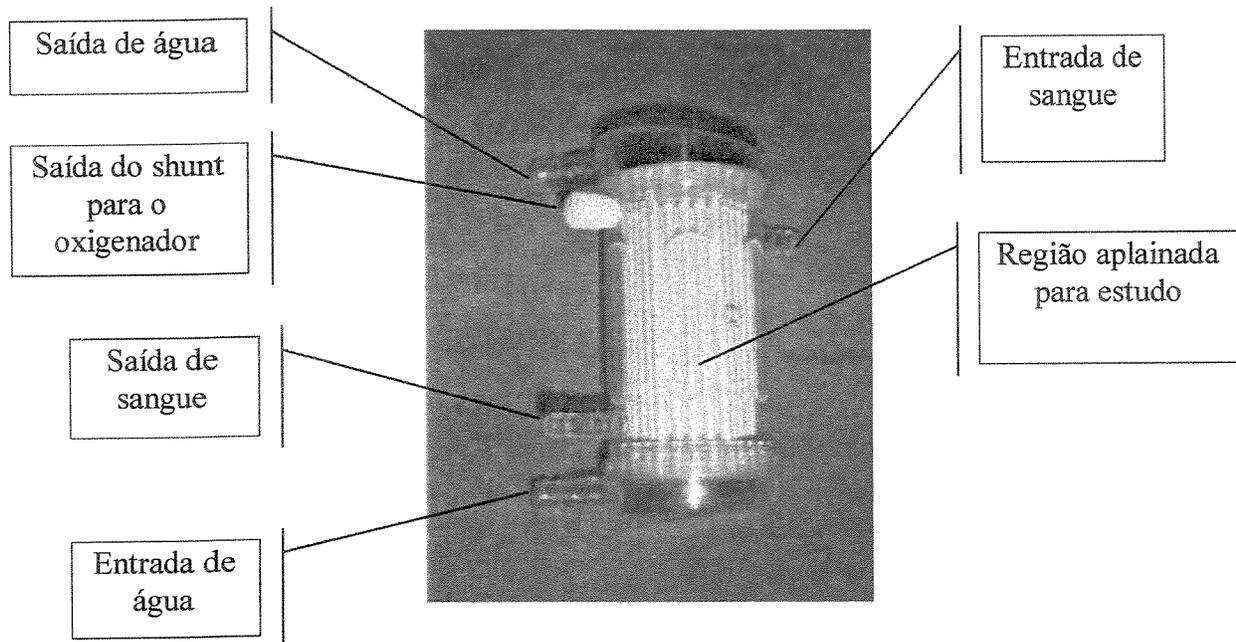
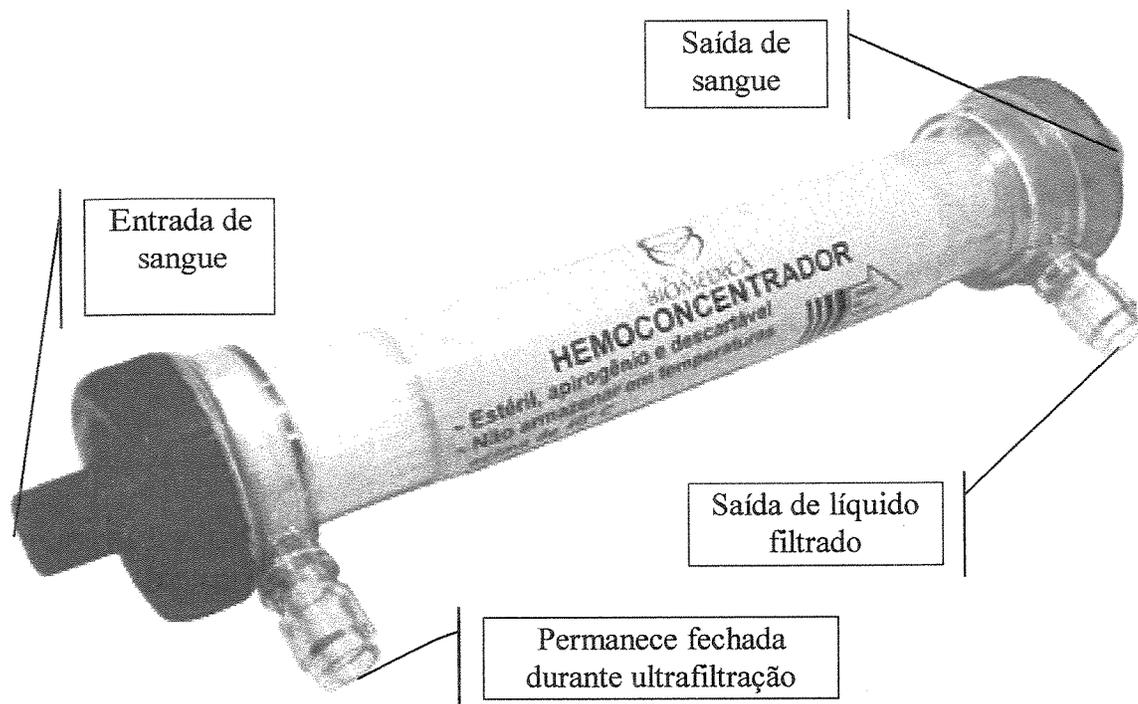


Foto de hemoconcentrador gentilmente cedida por Braille Biomédica Industria, comercio e Representações S/A



Representação esquemática do circuito de "bypass" com oxigenador de membrana (adaptado de SOUSA & ELIAS, 1995)

