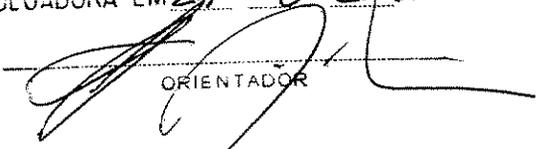


ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR Mário Drummond
E APROVADA PELA
COMISSÃO JULGADORA EM 24.08.2001


ORIENTADOR

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Projeto, Construção e Avaliação de um
Trocador de Calor de Baixo Volume de Sangue
Usado para Proteção do Miocárdio Durante
Cirurgia Cardíaca**

Autor: **Mário Drummond**
Orientador: **Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda**
Co-orientador: **Prof. Dr. Waldyr Parolari Novello**

08/2001

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**Projeto, Construção e Avaliação de um
Trocador de Calor de Baixo Volume de Sangue
Usado para Proteção do Miocárdio Durante
Cirurgia Cardíaca**

Autor: Mário Drummond

Orientador: Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda

Co-orientador: Prof. Dr. Waldyr Parolari Novello

Curso: Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Materiais e Processos de fabricação

Dissertação de mestrado apresentada à comissão de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Campinas, 2001
S.P. – Brasil

UNIDADE	OC
Nº CHAMADA	UNICAMP
	D844p
V	EX
TOMBO	48157
PROC.	837/02
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	
Nº CPD	

CM00165776-1

18 ID 235903

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

D844p Drummond, Mário
Projeto, construção e avaliação de um trocador de calor de baixo volume de sangue usado para proteção do miocárdio durante cirurgia cardíaca / Mário Drummond. --Campinas, SP: [s.n.], 2001.

Orientadores: Antônio Celso Fonseca de Arruda, Waldyr Parolari Novello.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Engenharia biomédica. 2. Calor - Transmissão. 3. Sangue - Circulação extracorpórea. 4. Miocárdio - Proteção. 5. Coração - Cirurgia. I. Arruda, Antônio Celso Fonseca de. II. Novello, Waldyr Parolari. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. IV. Título.

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

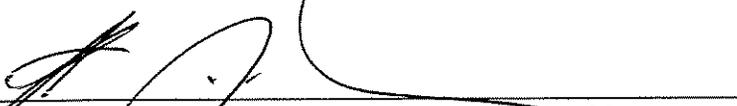
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

**Projeto, Construção e Avaliação de um Trocador
de Calor de Baixo Volume de Sangue Usado para
Proteção do Miocárdio Durante Cirurgia Cardíaca**

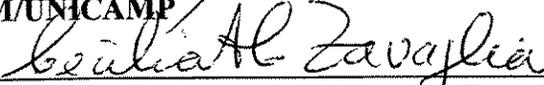
Autor : **Mário Drummond**

Orientador: **Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda**

Co- orientador: **Prof. Dr. Waldyr Parolari Novello**



**Prof. Dr. Antônio Celso Fonseca de Arruda, Presidente
FEM/UNICAMP**



**Prof. Dr. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia
FEM/UNICAMP**



**Prof. Dr. Maria Helena Santana
FEEC/UNICAMP**

Campinas, 24 de Agosto de 2001

6297/10001

*“Every man has his own destiny:
the only imperative is to follow it,
to accept it, no matter where it leads him”
Henry Miller- “The Wisdom of the Heart”*

Resumo

DRUMMOND, Mário; Projeto, Construção e Avaliação de um Trocador de Calor de Baixo Volume de Sangue Usado para Proteção do Miocárdio Durante Cirurgia Cardíaca, Campinas,: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2001. 63 p. Dissertação (Mestrado)

O presente trabalho refere-se ao projeto, construção e avaliação de um sistema capaz de trocar calor do sangue durante circulação extracorpórea em cirurgias cardíacas. O funcionamento do sistema baseia-se na passagem do sangue por um trocador de calor sanfonizado que foi hermeticamente fechado em uma carcaça de acrílico, formando-se duas câmaras. Na câmara interna circula água aquecida ou resfriada proveniente de um circulador de água, na câmara externa circula o sangue proveniente do reservatório de um oxigenador ou mesmo do próprio paciente. A avaliação foi realizada através de testes "in vitro" onde foram analisados parâmetros como: fluxo através do trocador, transferência de calor, eficiência térmica, gradiente de pressão. Por meio dos estudos dos parâmetros funcionais e construtivos foi possível obter um sistema eficiente, seguro e de fácil manuseio, podendo ser utilizado com fluxos de sangue de até 1,5 L/min.

Palavras chaves:

Engenharia Biomédica, Trocadores de calor, Circulação extracorpórea

Abstrat

DRUMMOND, Mário; Projeto, Construção e Avaliação de um Tocador de Calor de Baixo Volume de Sangue Usado para Proteção do Miocárdio Durante Cirurgia Cardíaca, Campinas,; Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2001. 63 p. Dissertação (Mestrado)

The aim of this work is the design, construction and evaluation of a system to myocardium protection which control the blood or solution temperature infused in coronaries arteries during cardiopulmonary bypass in cardiac surgeries. Blood pass through a foil type heat exchanger device closed in acrylic shell. The device has two chambers: the cooled or warmed water flows through in a internal chamber and blood flows in a external chamber from reservoir or from oxygenator. The evaluation was performed by "in vitro" tests of parameters like: heat transfer, pressure drop and hemolysis tendency. The result has show that the developed system offers low resistance to flow, it is efficient, safety and it has low tendency to hemolysis.

Key Words

Biomedical Engineering, Heat Exchanger, Cardiopulmonary Bypass.

Índice

Lista de Figuras	ii
Lista de Tabelas	iv
Nomenclatura	v
1- Introdução	01
2 - Materiais e Métodos	18
3- Resultados	40
4 - Discussão	53
5- Conclusões e sugestões para próximos trabalhos	58
Referência Bibliográficas	60

Listas de Figuras

1 – Circuito para cardioplegia sangüínea de baixo volume	15
2 - Estrutura metálica do trocador de calor proposto	19
3 - Desenho esquemático do Trocador de Calor Proposto	20
4 - Componentes do trocador de calor proposto	20
5 - Vista da entrada de sangue com difusor	21
6 - Trocador de Calor de tubos de Aço Inoxidável	22
7 - Trocador de Calor com Tubos de Alumínio	23
8 - Trocador de Calor de Tubos de Polipropileno	24
9 - Circuito do teste de transferência térmica “In Vitro”	26
10 - Camada Limite Térmica	28
11 - Mudanças que ocorrem em trocador de calor em contra fluxo	30
12 – Células Vermelhas do Sangue – Hemáceas	35
13 – Circuito utilizado no teste de Hemólise “In Vitro”	39
14 – Gradiente de pressão entre os diversos protótipos	41

15 – Curva de tendência para o trocador de calor proposto	41
16 – Transferência de calor entre os protótipos	42
17 – Curva de tendência para a transferência de calor – Tipo Fole	42
18 – Gradiente de pressão trocador de calor de Tubos de Alumínio	43
19 - Gradiente de pressão trocador de calor de Tubos de Aço Inoxidável	43
20 - Gradiente de pressão Trocador de calor de Tubos de Polipropileno	44
21 – Eficácia Térmica de Trocador de Calor de Tubos de Alumínio	44
22 - Eficácia Térmica de Trocador de Calor de tubos de Aço Inoxidável	45
23 – Eficácia Térmica de Trocador de Calor de Tubos de Polipropileno	45
24 – Gradiente de Pressão – Comparação entre os trocadores testados	46
25 – Eficácia Térmica – Comparação entre os trocadores testados	46
26 – Hemoglobina Livre Plasmática nos diversos trocadores de calor	48
27 – Leucócitos nos diversos trocadores de calor	49
28 – Plaquetas nos diversos trocadores de calor	49
29 – Índice de Hemólise comparado os trocadores de calo testados	50
30 – Tendência da Hemoglobina Livre Plasmática no Trocador Tipo Fole	50
31 – Volume interno dos Trocadores de Calor testados	51
32 - Tempo de aquecimento dos Trocadores de Calor	52

Lista de Tabelas

1 - Consumo de Oxigênio pelo Miocárdio (VE)	16
2 - Materiais e espessuras utilizados nos protótipos	24
3 - Coeficientes de condutividade térmica dos materiais utilizados	25
4 - Área útil dos protótipos testados	25
5 - Classificação da Hemólise	36
6 - Resultados Hematológicos do trocador de Calor Tipo Fole	47
7 - Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Aço Inox	47
8 - Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Alumínio	48
9 - Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Polipropileno	48
10 - Volume interno nos diversos Trocadores de Calor	51

Nomenclatura

PSI – Pound Square Inch – lb/in^2

PVC – Cloreto de Polivinila

K – Condutividade Térmica do Material – $\text{Kcal/m.h.}^\circ\text{C}$

ISO – International Organization for Standardization

FET – Fator de Eficiência Térmica

T_{ss} – Temperatura do Sangue na Saída

T_{se} – Temperatura do Sangue na Entrada

T_{ae} – Temperatura da Água na Entrada

T_{as} – Temperatura da Água na Saída

U_∞ - Velocidade do Fluido em um ponto fora da camada limite

T_∞ - Temperatura do Fluido em um ponto fora da camada limite

$U(y)$ – Velocidade do Fluido ao longo do escoamento

T_y – Temperatura do Fluido ao Longo do escoamento

q'' – Fluxo de calor – W/m^2

c – Calor específico do Fluido

F – Fluxo Sangüíneo

$T_{q,e}$ – Temperatura do fluido quente na entrada do trocador

C_q – Calor específico do fluido quente

dT_q – Diferencial de temperatura do fluido quente
 ΔT_1 – Gradiente de Temperatura no ponto 1
 ΔT_2 – Gradiente de Temperatura no ponto 2
 ΔT – Gradiente de Temperatura
 $T_{f,e}$ – Temperatura do fluido frio na entrada
 dT_f – Diferencial de temperatura do fluido frio
 dA – Diferencial da área
 U – Coeficiente Global de Transmissão de Calor
 m – Massa do fluido
 c_f – Calor específico do fluido frio
 $DTML$ – Diferença de Temperatura Média Logarítmica
 A – Área (m^2)
 V_s – Volume de Sangue (L)
 Q_s – Vazão de sangue (L/MIN)
 Htc – Hematócrito
 $Hbli$ – Hemoglobina livre plasmática inicial
 $Hblf$ – Hemoglobina livre plasmática final
 Hb – Concentração de Hemoglobina
 t – Tempo do experimento (H)
 V_{dil} – Volume diluído
 $Htci$ – Hematócrito inicial
 $Htcp$ – Hematócrito pretendido
 IH – Índice de Hemólise

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Quando falamos de trocadores de calor pensamos em aplicações que notamos no dia a dia, tais como: geladeiras, sistemas de ar condicionado, sistema de arrefecimento de carros, etc. Mas existe uma aplicação muito mais específica para estes dispositivos, que é o uso na área médica, com ênfase em cirurgias ou tratamentos que utilizam a circulação extracorpórea, isto é, circulam o sangue fora do seu leito natural. Nesta técnica o sangue perde calor para o meio externo, pelo contato com superfícies metálicas e plásticas dos dispositivos descartáveis. Por estes fatores é necessária a introdução de dispositivos ou aparelhos com a finalidade de promover o controle térmico do paciente.

Existem casos em que é necessária uma redução da temperatura do paciente para promover a redução do metabolismo, como é o caso das cirurgias cardiovasculares, onde o cirurgião necessita tempo para concluir o procedimento cirúrgico. Como exemplo, podemos citar a cirurgia de troca valvares cardíacas, onde o paciente é mantido à temperaturas abaixo de 30 °C, com isto o consumo de oxigênio do coração é reduzido e a necrose dos tecidos retardada².

Quando falamos da utilização de trocadores de calor em seres humanos a abordagem do projeto é bem mais complexa, do que em trocadores de calor para uso

normal, pois vamos trabalhar com um fluido que se comporta de forma diferente de todos os fluidos utilizados na engenharia. O sangue possui gases dissolvidos, células e proteínas que são muito sensíveis às mudanças de temperatura¹⁹. O sistema onde este trocador de calor vai atuar, o corpo humano, é complexo e auto regulado.

Para sabermos mais sobre a complexidade deste projeto teremos que retornar no tempo e conhecer um pouco sobre o início da circulação extracorpórea e todos os dispositivos que foram criados para permitir os avanços obtidos nas cirurgias cardíacas e que influenciaram também outras áreas.

CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA

As modernas técnicas de cirurgia cardíacas tiveram início com o advento da circulação extracorpórea. Com esta tecnologia os cirurgiões foram capazes de ter uma visão direta do coração e com isto corrigir as lesões existentes.

A circulação extracorpórea é constituída de um conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas, que substituem temporariamente as funções do coração e dos pulmões enquanto estes órgãos ficam desprovidos de circulação¹. A função de bombeamento do coração é realizada por meio de uma bomba mecânica e a função dos pulmões é feita por aparelhos que oxigenam e retiram o gás carbônico do sangue. A ponte de ligação entre o paciente e todos estes circuitos é feita por meio de tubos de Policloreto de Vinila (PVC), especialmente formulados para este tipo de aplicação.

A primeira utilização da circulação extracorpórea data de 1953 quando, após longo período de pesquisas, o Dr. Gibbon construiu um sistema de circulação e respiração artificial, para correção de comunicação interatrial, com capacidade de suprir por um curto período de tempo as necessidades metabólicas de um ser humano². Logo em seguida, em 1954 C. Walton Lillihey realizou a primeira série consecutiva de cirurgias cardíacas com circulação extracorpórea². Estas pesquisas

revolucionaram as técnicas de cirurgia cardíacas e incentivaram muitos pesquisadores a melhorarem estes dispositivos até os que conhecemos atualmente.

No Brasil, o primeiro cirurgião a realizar a circulação extracorpórea foi o Prof. Hugo Felipozi, em 1957, que apresentou sete cirurgias cardíacas associadas ao dispositivo de circulação extracorpórea³.

Ao longo desses anos a cirurgia cardíaca teve seu desenvolvimento em paralelo com os dispositivos de circulação extracorpórea, com melhorias nas bombas de sangue, nos oxigenadores, nos materiais utilizados nos circuitos, bem como nos avanços nos estudos de fisiopatologia, dos distúrbios da coagulação, no emprego da hipotermia, na proteção miocárdica e cerebral^{1,10,16,27}.

Os dispositivos que substituem o pulmão na função de oxigenação do sangue são chamados **OXIGENADORES**, que além de oxigenar também removem o dióxido de carbono²⁰. Os oxigenadores podem ser separados em três grupos de acordo com a maneira com que efetuam a transferência de oxigênio para o sangue, são eles:

Oxigenadores de películas

Oxigenadores de bolhas

Oxigenadores de membranas

OXIGENADORES DE PELÍCULAS

Os oxigenadores de películas foram os mais utilizados no início da circulação extracorpórea, seu princípio de funcionamento era a distribuição do sangue venoso em finas películas em um suporte e expondo o sangue a uma atmosfera rica em

oxigênio, com isto se processava a troca gasosa. Podemos subdividir os oxigenadores de películas pela forma que produzem a película.

Os oxigenadores de cilindro utilizavam cilindros que giravam em torno de um eixo principal, dentro de um reservatório onde circulava uma corrente de ar ou oxigênio puro e o sangue venoso era drenado por gravidade. A rotação propiciava o revestimento do cilindro por uma fina película de sangue, desta forma ocorria a troca gasosa.

Os oxigenadores de telas, constituídos por uma moldura, semelhante a um quadro, onde no seu interior era colocada uma tela. Várias telas eram dispostas na vertical, o sangue venoso fluía na sua parte superior e escoava ao longo das telas formando uma película de sangue nos dois lados, o oxigênio circulava entres as telas e ocorrendo a troca gasosa. Este tipo que foi utilizado pelo Dr. Gibbon, um sistema complexo e incluía duas bombas, uma para efetuar a circulação do sangue entre as telas e outra para efetuar o retorno do sangue arterial ao paciente².

Os oxigenadores de discos eram formados por um conjunto de discos metálicos, montados em um eixo na horizontal, separados por distanciadores dentro de uma cúpula de vidro onde o sangue circulava, com seu movimento giratório os discos entrando em contato com o sangue formavam uma película que ficava exposta ao oxigênio durante o tempo de rotação do disco, o primeiro oxigenador de discos foi construído por Bjork em 1948. Este oxigenador foi muito utilizado no início dos anos setenta, sendo abandonados com o advento dos oxigenadores de bolhas. Uma versão descartável deste oxigenador foi desenvolvida por pesquisadores brasileiros sendo objeto de uma patente internacional²⁶.

OXIGENADORES DE BOLHAS

Os oxigenadores de bolhas recebem este nome por utilizarem o principio do borbulhamento de oxigênio diretamente no fluxo de sangue dentro do aparelho. Este

princípio já era conhecido deste 1882, nesta época varias tentativas de se construir um aparelho para oxigenar o sangue foram frustradas por não ser possível retirar as bolhas e espuma que se formavam no sangue. Somente com a introdução dos silicones usados na industria alimentícia como antiespumante, foi possível resolver este problema. Entre 1950 e 1952 Clark construiu o primeiro protótipo do oxigenador de bolhas.

O oxigenador de bolhas é constituído por uma câmara de borbulhamento, onde o sangue entra em contato com o oxigênio através de um dispersor, feito de material vítreo poroso, sendo oxigenado. Esta primeira câmara é conectada a outra chamada de câmara de desborbulhamento, que contém no seu interior um elemento filtrante de espuma de poliuretano, com sua superfície de contato impregnada com silicone anti-espumante, que reduz a tensão superficial das bolhas do sangue favorecendo seu rompimento. Todo sangue já oxigenado passa por este conjunto, de forma que ao atingir o outro lado o sangue esta novamente na forma líquida, em seguida o sangue escoo para um reservatório, onde é bombeado de volta ao paciente.

Os oxigenadores de bolhas em uso atualmente seguem na sua construção o modelo descrito. Na sua maioria são do tipo concêntrico e tem em seu interior o sistema trocador de calor integrado à este conjunto.

OXIGENADORES DE MEMBRANA

Os oxigenadores de membrana tiveram um desenvolvimento bem mais lento que os outros modelos, pois envolviam etapas críticas como a seleção de materiais para a construção das membranas, sua compatibilidade com o sangue, a permeabilidade aos gases, o desenho do percurso do sangue e dos gases na membrana propiciando uma menor resistência ao fluxo e sistemas construtivos que produzissem uma distribuição do sangue em finas camadas, tentando se aproximar da espessura da membrana do pulmão que fica em torno de $0.5 \mu\text{m}^{19}$, melhorando desta forma as trocas gasosas. O inicio dos estudos de oxigenadores de membrana

data de 1944 quando Kolff e Berk observaram que quando o sangue passava pela câmara de celofane de seu rim artificial tornava-se arterializado e com isto Kolff iniciou uma série de estudos. Em 1955 Kolff projetou o primeiro oxigenador de membrana, um sistema tipo bobina feito de lâminas de polietileno. O polietileno foi o primeiro material utilizado para a fabricação das membranas, mais tarde foram desenvolvidas membranas de Teflon permeável que foram utilizados entre 1958 a 1968 apesar de sua baixa eficiência.

Em 1969 foi desenvolvido uma membrana à base de um copolímero de dimetil silicone e policarbonato com alta capacidade de permeabilidade aos gases, sendo fabricado durante muitos anos pela General Electrical Co. , o oxigenador possuía área útil reduzida para os padrões da época, era de difícil montagem e apresentava vazamentos com facilidade.

Nesta mesma época surgiram as membranas semipermeáveis de silicone, sendo mais resistentes e de menor custo e que gradualmente substituíram as membranas de Teflon. O modelo mais conhecido foi o de Kolobov, que adotou uma configuração semelhante à de Kolff. Tiras de silicone que eram sustentadas por um envelope com espaçadores que não deixavam que a membrana colabasse, enrolados em forma de bobina onde o sangue circulava no interior das tiras e o oxigênio na direção do eixo central. Uma versão atualizada deste modelo ainda é comercializada atualmente.

Os oxigenadores de membranas em uso corrente utilizam membranas de polipropileno microporoso ou silicone. Os demais materiais, como o Teflon, Polietileno e outros, foram abandonados. Os oxigenadores de membrana podem ser agrupados em 3 (três) tipos principais:

1. **Oxigenadores de placas** - O material da membrana é dobrado em forma de Z como o fole de uma sanfona. Sangue e gás fluem em lados opostos da membrana. As membranas microporosas eram produzidas em polipropileno

expandido. Os principais exemplos de oxigenadores que utilizaram essas membranas são: Cobe Excel, Cobe VPCML, Shiley M-2000.

2. **Oxigenadores em espiral** - O material da membrana é enrolado em torno de um eixo central, como em um novelo, ligeiramente espiralado. Existe um único fabricante desse tipo de oxigenadores, a empresa Avecor.

3. **Oxigenadores de Fibras Ocas** - O material da membrana é constituído de tubos capilares porosos que são dispostos em feixes paralelos ou em novelos. São os oxigenadores mais usados na atualidade. As fibras ocas, fibras capilares ou membranas capilares são produzidas de polipropileno microporoso.

Os oxigenadores de fibras ocas ou membranas capilares compreendem dois subgrupos, conforme o tipo de circulação do sangue em relação à fibra capilar:

A. *O sangue flui no interior do capilar* - É o tipo mais antigo. O feixe de fibras capilares em que o sangue circula é imerso no fluxo de gás, dessa forma, o sangue circula no interior das fibras e o gás circula no seu exterior, em sentidos opostos. Há um alto gradiente de pressão, produzido pela resistência à passagem do sangue no interior das fibras. Os principais exemplos destes oxigenadores são Bentley CM40, Terumo Capiox Série 300, etc. Nenhum desses oxigenadores é fabricado no Brasil.

B. *O gás flui no interior do capilar* - É o tipo mais moderno. O feixe de fibras capilares percorridas pelo gás no interior das fibras é imerso no fluxo de sangue. Essa configuração reduz acentuadamente o trauma produzido pela passagem do sangue no interior dos capilares; o gradiente de pressão é baixo. Essa modalidade permite também reduzir a área efetiva das membranas, otimizando o aproveitamento das características dinâmicas dos aparelhos.

TEORIA DAS BOMBAS DE SANGUE

A bomba de sangue é o único medidor de fluxo disponível no circuito extracorpóreo. Sua calibração deve se manter estável durante toda a perfusão mesmo com variação de temperatura nas partes mecânicas tais como redutores e variadores de velocidade. Durante o procedimento cirúrgico as variações de pressão vascular não deve influenciar a distribuição de sangue para os tecidos e órgãos, desta forma a bomba deve ser insensível, isto é, seu fluxo de saída deve ser independente da resistência do circuito extracorpóreo. Para alcançar tal objetivo a bomba deve ser oclusiva, isto é, funcionar como uma válvula direcionando o fluxo apenas em um sentido. Quando a bomba não é oclusiva ocorre o que chamamos de fluxo retrógrado, com isto não consegue vencer a resistência do circuito, produzindo turbilhonamento neste retorno causando hemólise do sangue. A bomba deve ser oclusiva até um limite que não exceda a resistência mecânica da membrana dos eritrócitos, pois sua superação pode também causar hemólise^{1,2,18,21}.

O ponto de maior controvérsia a respeito das bombas de sangue é o fluxo pulsátil ou não pulsátil. A fisiologia clássica assume que o pulso pressórico é responsável pela perfeita perfusão dos órgãos. Por outro lado a circulação extracorpórea tem sido realizada durante dezenas de anos com bombas de fluxo contínuo sem aparente prejuízo aos tecidos e órgãos, e até o momento isto não tem sido um fator limitante ao procedimento²⁴.

No decorrer destes quarenta anos de cirurgia cardíaca foram desenvolvidas inúmeros modelos de bombas para uso em circulação extracorpórea, não vamos abordar todos os tipos, vamos dar uma breve explicação dos modelos que são utilizados atualmente com mais frequência, que são, as bombas de roletes, as bombas centrífugas e as bombas de ventrículos.

As Bombas de Roletes: Estas bombas pertencem às classes das bombas de deslocamento positivos, isto é, bombas que deslocam o líquido por meio de sua

sucção até sua saída progressivamente. Este tipo em particular utiliza roletes que vão comprimir um tubo de material termoplástico flexível num processo de ordenha, deslocando o fluido de uma extremidade à outra. Possuem muitas configurações, tais como: rolete único, roletes duplos e roletes triplos.

Há evidências que a hemólise está quantitativamente relacionada com o número de passagens do rolete sobre o tubo. Por este ponto de vista o melhor sistema seria com rolete simples, um tubo de grandes dimensões e baixa velocidade, mas temos os limitantes construtivos, principalmente no que diz respeito aos tubos flexíveis, que em dimensões acima de 12.7 mm e dureza de 65 Shore A não possibilita uma extrusão adequada e estável, deixando seu diâmetro ovalado, prejudicando o bombeamento.

Para promover a ação oclusiva em torno da sua carcaça, a bomba deve ser fabricada com alto grau de precisão. O eixo ao qual o rolete irá se movimentar deve permanecer concêntrico durante todo o tempo de uso. Uma oclusão mínima pode ser obtida por meio de uma mola de tensão ou por parafusos micrométricos, onde ocorrerá o deslocamento do rolete ao longo do eixo radial da bomba. Esta bomba de oclusão por roletes tem uma pequena ação pulsátil devido a momentânea queda de fluxo quando o rolete deixa a extremidade da carcaça.

TROCADORES DE CALOR NA CIRCULAÇÃO EXTRACORPÓREA

Na circulação extracorpórea temos necessariamente uma perda de calor do paciente para o perfusato e para o ambiente da sala de cirurgia. Esta perda de calor já era conhecida desde os primórdios da CEC onde os pesquisadores usavam dispositivos tais como lâmpadas para manter a temperatura dos animais nos experimentos ou dos pacientes. O fator mais importante da perda de calor é a exposição do sangue a amplas superfícies do sistema extracorpóreo. Portanto a perda de calor e a conseqüente queda na temperatura do paciente é proporcional ao tempo do procedimento cirúrgico⁵.

Com esta perda contínua de calor tornou-se necessário a inclusão de dispositivos ou sistemas capazes de regularem a temperatura do paciente fornecendo calor ao sangue. Quando da introdução da hipotermia pelo fisiologista Frank Gollan em 1951¹⁶ como técnica complementar da preservação dos tecidos, foi necessário a construção de sistemas de regulação térmica mais eficazes, tendo a capacidade de esfriar e aquecer um paciente adulto, variando sua temperatura em até 20° C, em períodos de tempo aceitáveis e compatíveis com a duração do procedimento cirúrgico. Mesmo atualmente com o retorno da circulação extracorpórea normotérmica há necessidade de um permutador de calor eficiente^{7,10}.

Tipos de Trocadores de Calor

Existem vários tipos de trocadores de calor, porém são utilizados basicamente quatro tipos em circuitos de circulação extracorpórea:

1. Tubo espiralado
2. Carcaça e tubos
3. Tubos aletados
4. Superfície corrugadas

Aspectos Construtivos

Para construção dos trocadores de calor utilizados na circulação extracorpórea devemos utilizar materiais atóxicos, que possuam boa condutibilidade térmica, resistentes quimicamente e de boa usinabilidade.

A maioria dos trocadores de calor atuais são construídos de aço inoxidável ou alumínio², que são materiais que possuem excelentes propriedades térmicas e tem custos compatíveis com a utilização em um aparelho descartável, podendo desta forma ser incorporado ao corpo de oxigenadores ou fazer parte de sistemas isolados.

O alumínio por ter estrutura molecular que na presença de oxigênio cria uma camada de óxido, necessita de um tratamento químico adicional antes de ter contato com sangue. O aço inoxidável utilizado é do tipo austenítico 316L possui alta resistência à corrosão, principalmente contra “pitting”, estabilidade dimensional a mudanças bruscas de temperatura e possui baixo nível de magnetismo.

Todos os trocadores de calor tem sua base de desenvolvimento nos desenhos originais de Harrison e Gollan, caracterizados pelos tubos em paralelos e tubos único espiralados respectivamente, estes modelos são bastante utilizados em reservatórios de administração de soluções cardioplégicas, tanto cristalóides quanto sangüínea⁷.

Os trocadores de calor de tubos paralelos são constituídos de um número variável de tubos retos, normalmente cilíndricos. Quando o material dos tubos é o aço inoxidável, temos condições de trabalhar com diâmetro reduzido e o sangue pode circular no seu interior e a água circular externamente, sempre em fluxo cruzado. Para o uso de tubos de alumínio existe a limitação de fabricação de tubos com pequeno diâmetro e há necessidade de um tratamento superficial, isto nos obriga a inverter os sentidos de passagem do sangue e da água, para estes casos o sangue circula na parte externa e a água na parte interna, também no contra fluxo, podendo ter passagem dupla ou simples.

A grande maioria dos trocadores de calor são fabricados e testados para suportar pressões de 40 PSI no lado onde circula a água. As bombas que circulam a água são dimensionadas para fluxos que podem variar de 12 a 20 litros por minuto e normalmente trabalham com baixas pressões.

O principal aspecto que devemos considerar no projeto de um trocador de calor para uso em circulação extracorpórea é a segurança contra vazamentos, principalmente comunicação entre a água e o sangue, pois uma pequena passagem

de água para o lado do sangue durante a perfusão representa um acidente grave, causando hemólise, contaminação e embolia gasosa¹⁷.

PROTEÇÃO DO MIOCÁRDIO

A proteção do miocárdio é realizada por um conjunto de métodos e técnicas com o objetivo de evitar o comprometimento da função contrátil do coração durante a operação cardíaca. Os principais métodos disponíveis para a proteção do miocárdio estão relacionados abaixo^{6,10}:

- Perfusão contínua sem clampeamento da aorta
- Fibrilação ventricular com perfusão da aorta
- Clampeamento aórtico intermitente
- Hipotermia miocárdica tópica ou seletiva
- Cardioplegia

Os dois primeiros métodos (perfusão contínua e fibrilação ventricular) realizam as operações sem o clampeamento da aorta evitando a ocorrência de isquemia e reduzindo possíveis danos ao miocárdio. Em geral, estes métodos são associados a hipotermia sistêmica. Na atualidade, a fibrilação ventricular ressurge como método coadjuvante, nas técnicas denominadas como "cirurgia minimamente invasiva", em que as vias de acesso ao coração expõem minimamente as estruturas para a realização das operações.

O clampeamento aórtico intermitente procura restringir o dano ao miocárdio. A reperfusão, promovida por interrupção do clampeamento, reverte alterações bioquímicas reversíveis. Como na maioria dos casos a injúria não é cumulativa, alguns períodos de 15 minutos de isquemia alternados por 3 a 5 minutos de reperfusão podem ser bem tolerados pelo miocárdio¹¹.

A hipotermia tópica e a cardioplegia são métodos que oferecem proteção contra a isquemia produzida pelo clampeamento aórtico.

A hipotermia tópica visa preservar o miocárdio pela interrupção da atividade eletromecânica do coração e pela redução do consumo metabólico de oxigênio a baixas temperaturas^{10,27}.

A cardioplegia produz a interrupção rápida da atividade eletromecânica por ação de agentes químicos despolarizantes (potássio e/ou magnésio), resultando em completo relaxamento diastólico e manutenção das reservas energéticas celulares do miocárdio.

CARDIOPLEGIA

A cardioplegia, nas suas diversas formas, é o método mais freqüentemente utilizado na proteção do miocárdio, especialmente na cirurgias pediátricas e em neonatos.

A cardioplegia consiste na perfusão da circulação coronariana por soluções contendo concentrações elevadas de potássio e/ou magnésio, estas soluções são capazes de parar o coração rapidamente, interrompendo as atividades mecânica e elétrica, sem desgaste da energia armazenada no miocárdio.

Há duas modalidades de soluções cardioplégicas, conforme o veículo que transporta os agentes químicos (potássio/magnésio) para a produção da assistolia e relaxamento do miocárdio.

O potássio pode ser diluído em soluções cristalóides, como a solução de Ringer, constituindo a cardioplegia cristalóide. A cardioplegia cristalóide é sempre hipotérmica.

Alternativamente, o potássio e outros componentes podem ser diluídos no perfusato do oxigenador, que oferece oxigênio e os demais metabolitos celulares, é a

cardioplegia sangüínea. Esta última pode ser hipotérmica, normotérmica ou isotérmica, quando realizada à temperatura do perfusato, sem preocupação com o resfriamento ou o aquecimento da solução.

A cardioplegia pode ser administrada em doses periódicas (cardioplegia intermitente) ou pode ser administrada sem interrupção (cardioplegia contínua).

A cardioplegia pode ser administrada pela raiz da aorta ou por introdução direta nos óstios coronarianos e o fluxo da solução segue as vias normais da circulação coronariana; é a via anterógrada. Alternativamente, a solução cardioplégica pode ser infundida pelo seio coronariano no átrio direito e seguir a circulação coronariana no sentido inverso, é a via retrógrada. Em determinadas circunstâncias a combinação das duas vias de introdução das soluções cardioplégicas pode ser utilizada.

A introdução da cardioplegia na proteção do miocárdio na cirurgia de adultos resultou em extraordinária redução da ocorrência e da gravidade do baixo débito cardíaco. A experiência tem demonstrado, contudo, que o grande impacto produzido na proteção do miocárdio maduro ou adulto, não se repetiu tão marcadamente na cirurgia cardíaca infantil, especialmente nos neonatos e pequenos lactentes.

O miocárdio dos neonatos e lactentes tem características próprias, estruturais e funcionais, que os diferenciam do miocárdio dos adultos. Além disso, o miocárdio nas cardiopatias congênitas é hipertrofiado, na quase totalidade dos casos e, em qualquer circunstância, o miocárdio hipertrófico é mais difícil de proteger que o miocárdio normal ou o miocárdio isquêmico^{1, 27}.

A figura 1 ilustra um circuito de cardioplegia propriamente dito, uma linha de PVC de ¼ "é conectada em um conector "Y" ,previamente instalado na linha de recirculação do oxigenador de membrana (linha A), levando sangue oxigenado ao módulo de cardioplegia (linha B). Este módulo permite fluxos estáveis e precisos,

variando entre 50 a 500 ml por minuto. Este módulo também recebe outra linha de PVC de 1/8" proveniente dos frascos com solução cardioplégica de indução e de manutenção (linhas C e D), estas duas linhas se unem após a bomba de cardioplegia na entrada do trocador de calor onde é realizada a mistura do sangue com a solução cardioplégica. Esta solução cardioplégica sangüínea é levada para o campo operatório por uma linha de 1/4" (linha E).

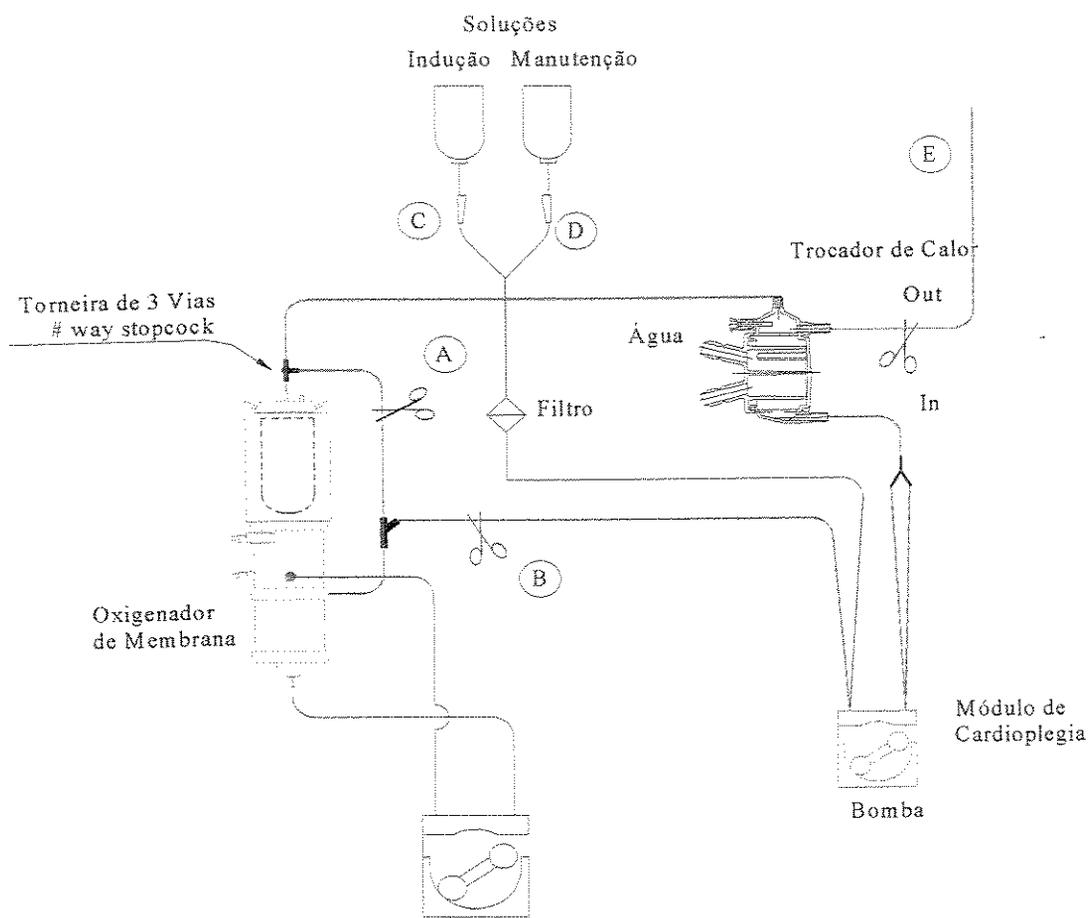


Figura 01: Circuito para cardioplegia sangüínea de baixo volume

CONSUMO DE OXIGÊNIO

Os métodos de proteção do miocárdio procuram manter um balanço adequado entre a oferta de oxigênio e as necessidades de consumo, preservando a viabilidade celular e armazenando a energia necessária à atividade eletromecânica. O novo patamar do balanço é obtido pela redução das necessidades (ou do consumo) de oxigênio e pela manutenção de uma oferta compatível com as novas necessidades.

O consumo de oxigênio pelo miocárdio do ventrículo esquerdo varia nas diferentes situações: com o coração batendo à temperatura normal ou com o coração parado e sem atividade mecânica e com o coração parado, a baixas temperaturas. Os principais valores do consumo são apresentados na tabela abaixo e aplicam-se indiferentemente ao miocárdio adulto e ao miocárdio infantil²⁷.

Batendo a 37 °C	9 ml/100 g/ min.
Parado à 37 °C	1 ml/ 100 g/ min.
Parado a 22 °C	0.5 ml/ 100 g/ min.
Parado a 15 °C	0.3 ml/ 100 g/min.

Tabela 1: Consumo de Oxigênio pelo Miocárdio (VE)

O miocárdio do ventrículo esquerdo batendo à temperatura de 37°C tem um consumo de oxigênio de 9 ml/100 g/min.. Quando relaxado e sem atividade eletromecânica, à mesma temperatura de 37°C, o consumo do miocárdio do ventrículo esquerdo cai para 1 ml/100 g/min.. Estes dados demonstram que 80 a 85% da energia consumida pelo miocárdio corresponde ao desempenho da atividade

contrátil. Quando resfriamos o miocárdio relaxado até os 22°C, o consumo se reduz para 0,5 ml/100 g/min., temperaturas mais baixas não reduzem significativamente o consumo e não oferecem benefícios adicionais.

O grande fator de consumo de oxigênio é a atividade eletromecânica do miocárdio, a simples parada do coração reduz o gasto de oxigênio consideravelmente ($\pm 85\%$). Isto demonstra que uma boa proteção do miocárdio pode ser obtida sem hipotermia. O resfriamento é um coadjuvante de menor magnitude e atua como um complemento protetor, ao manter reduzidas as necessidades de oxigênio. A hipotermia, entretanto, também produz a parada eletromecânica do coração.

Os dados analisados mostram que o consumo de oxigênio do miocárdio parado a temperaturas entre 15°C e 22°C é cerca de 30 vezes menor que o consumo do miocárdio batendo à temperatura de 37°C¹⁶.

OBJETIVO

Este trabalho tem como objetivo o projeto, construção e avaliação “In Vitro” de um trocador de calor de baixo volume de sangue usado para proteção do miocárdio durante cirurgia cardíaca de coração aberto. O dispositivo é constituído de uma estrutura tipo fole, que manterá a temperatura do coração estável de acordo com a necessidade do procedimento cirúrgico, resfriando ou aquecendo, a uma taxa média de 1.85°C/min., auxiliando no momento do retorno às condições normais de funcionamento cardíaco.

Capítulo 2

MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 – O trocador de calor

Devemos sempre considerar que ao projetarmos um trocador de calor incorporado a um oxigenador ou mesmo desmembrado, para uso exclusivo em cardioplegia, alguns parâmetros devem ser considerados, tais como:

- Material da superfície de troca de calor e sua espessura
- Superfície de troca de calor
- Volume interno do lado do sangue (priming)
- Gradiente de pressão do circuito de sangue
- Eficiência do trocador de calor e o tempo de aquecimento
- Hemólise
- Facilidade na remoção de ar no circuito de sangue
- Facilidade de confecção

Todos estes parâmetros devem ser otimizados de forma a gerar um dispositivo de baixo custo, eficiente e seguro. Muitas vezes a combinação de

parâmetros que levam a uma máxima eficiência podem provocar um aumento de custos. Por isso devemos definir qual a meta que poderemos chegar tanto ao nível de eficiência como quanto ao custo.

O trocador de calor utilizado na proteção miocárdica é construído por uma estrutura termoplástica e uma metálica. A estrutura metálica é constituída de chapa de aço inoxidável soldada por processo de plasma e conformada a frio com configuração de fole (figura 2). A escolha do aço inoxidável se deve ao fato de ser o aço com maior resistência à corrosão e a oxidação com relação aos outros aços, sendo largamente utilizado em aplicações médicas e ortopédicas. A determinação de sua espessura foi caracterizada por experimentos práticos no momento da conformação mecânica e a disponibilidade comercial deste material, a escolha de uma chapa de 0.16 mm de espessura conciliou as duas necessidades. Na figura 3 temos o desenho esquemático do trocador de calor proposto identificando as entradas e saídas de água e sangue.

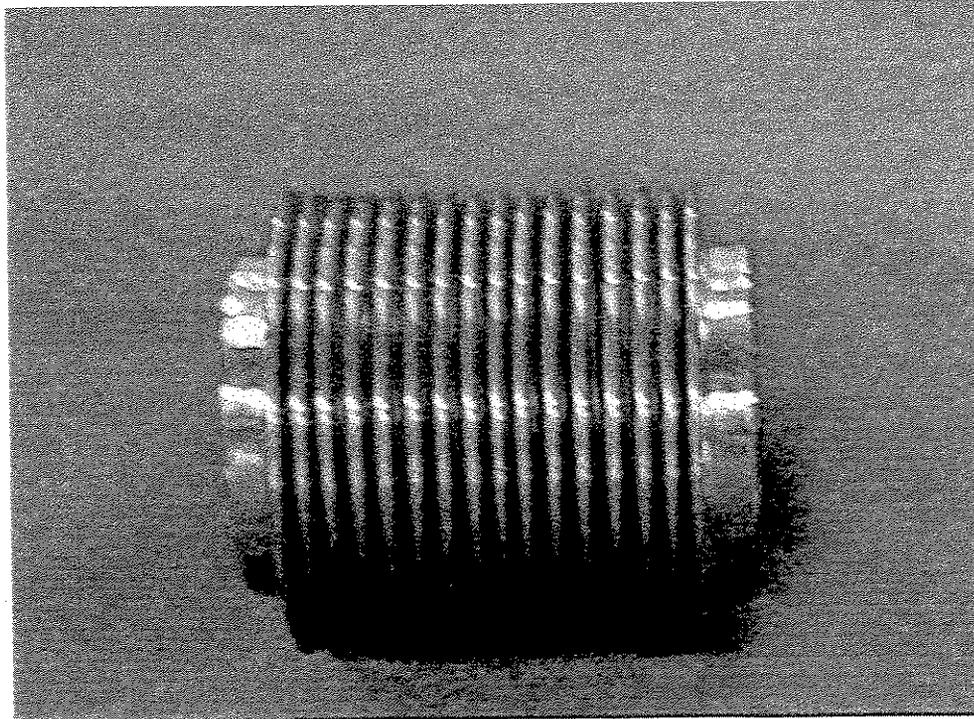


Figura 02: Estrutura metálica do trocador de calor proposto

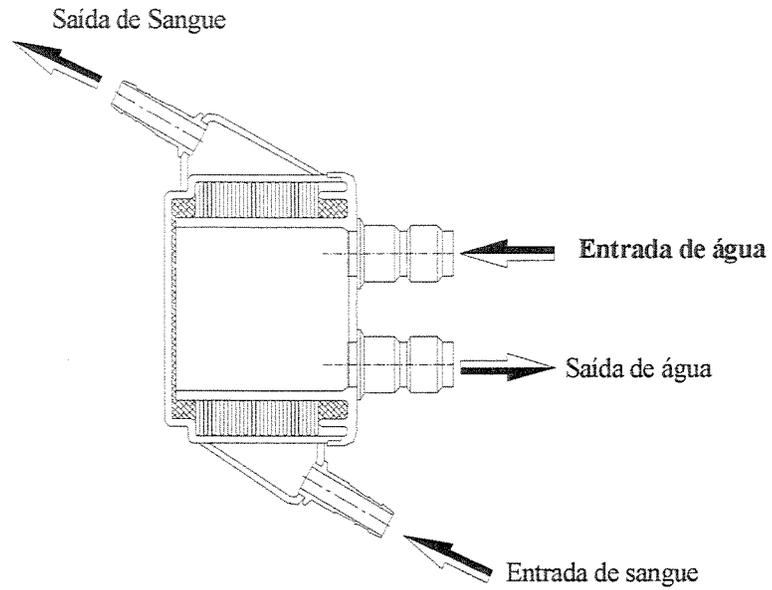


Figura 3: Desenho esquemático do Trocador de Calor Proposto

A estrutura externa de material termoplástico, foi dada preferência ao acrílico, por ser um material transparente, resistente ao impacto e biocompatível. Esta dividida em duas partes, a externa onde circulará o sangue e uma interna onde passará a água (figura 4).

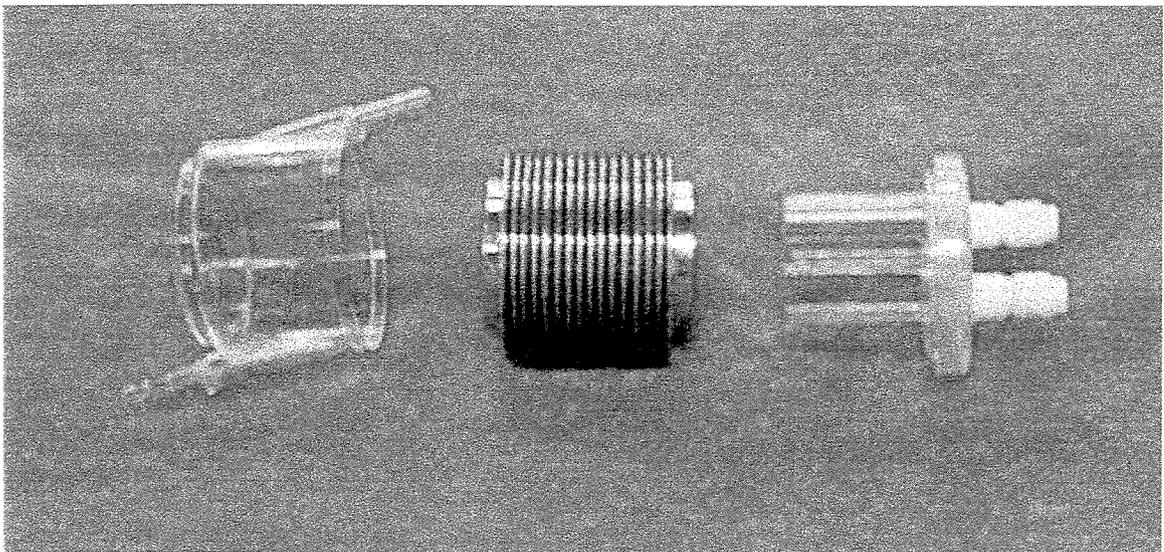


Figura 04: Componentes do trocador de calor proposto

Na estrutura externa o sangue irá entrar por um difusor de fluxo localizado na porção superior do permutador. Este difusor foi dimensionado para proporcionar uma distribuição homogênea do fluxo sanguíneo por todas as espiras da estrutura metálica, otimizando assim a troca calórica (figura 5).

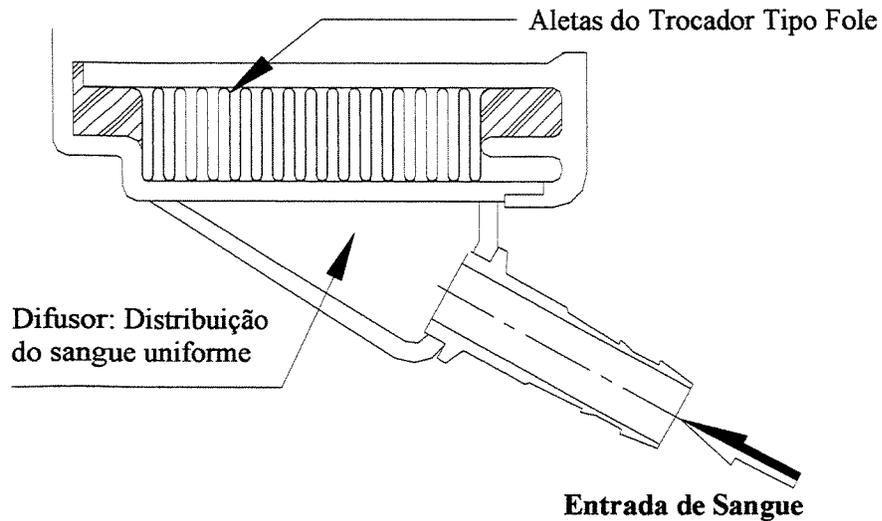


Figura 5: Vista da entrada de sangue com difusor

Em conjunto com o trocador de calor são utilizados também tubos de PVC para condução de sangue e água, bomba peristáltica com ajuste de fluxo de sangue.

O trocador de calor desenvolvido foi comparado com três modelos de trocadores de calor quanto à transferência calórica, gradiente de pressão, hemólise e volume interno.

O primeiro trocador de calor (Figura 6) foi do tipo carcaça e tubos, com tubos de aço inoxidável com diâmetro externo de 1,2 mm, dispostos em forma triangular em uma carcaça em acrílico com diâmetro interno de 52 mm e comprimento útil de 45mm. A entrada e saída de água estão dispostas lateralmente na carcaça em fluxo cruzado.

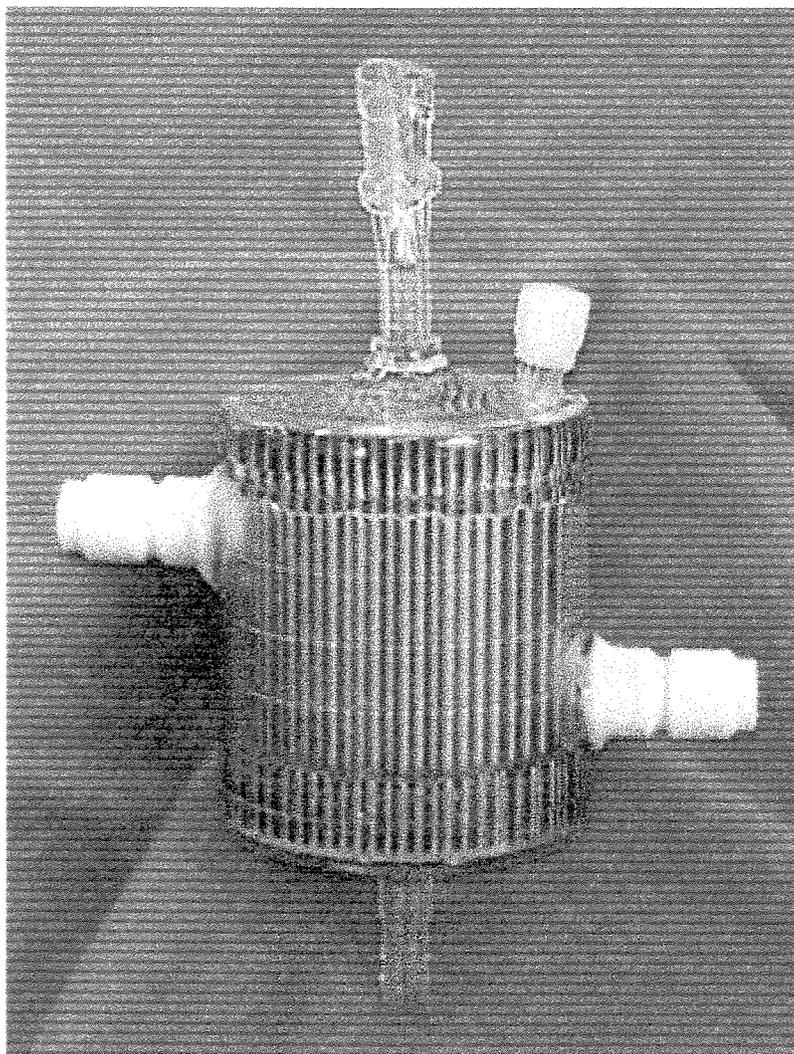


Figura 6: Trocador de Calor de tubos de Aço Inoxidável

O segundo (Figura 7), de mesmo tipo do anterior, mas com tubos de alumínio anodizado com diâmetro externo de 4,0 mm, carcaça em acrílico com diâmetro de 47 mm e comprimento útil dos tubos de 75 mm. Neste modelo a água circula no interior dos tubos em uma única passagem e o sangue passa paralelamente ao fluxo com entrada nas laterais da carcaça.

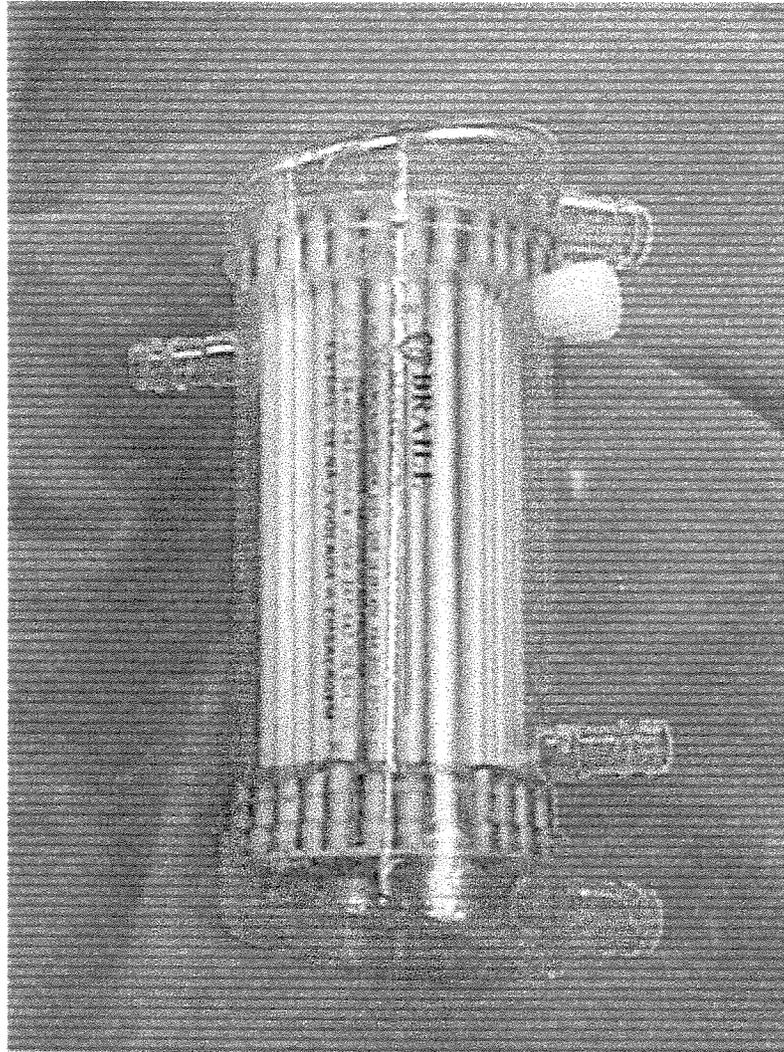


Figura 7: Trocador de Calor com Tubos de Alumínio

O terceiro feito com micro tubos de polipropileno (Figura 8) com diâmetro externo de 0.60 mm e espessura de parede de 0.065 mm, dispostos em forma de esteira, fixadas com fio de poliéster, com espaçamento de 18 fibras por polegada. As fibras foram enroladas em um eixo central com diâmetro de 52 mm e comprimento útil de 45 mm. O sangue circulará internamente aos tubos em simples passagem e a água no lado externo do tubo em fluxo cruzado. As características de todos os trocadores estão evidenciadas na tabela abaixo.

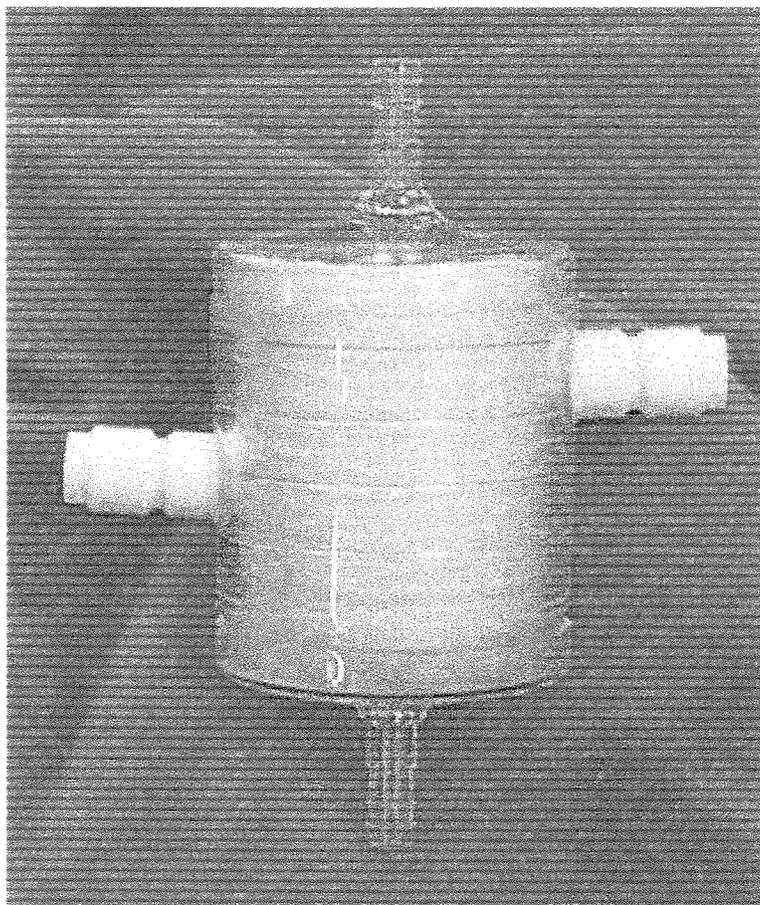


Figura 8: Trocador de Calor de Tubos de Polipropileno

Tabela 2: Materiais e espessuras utilizados nos trocadores de calor

MATERIAL	ESPESSURA
Aço Inoxidável	0.16 mm
Polipropileno	0.075 mm
Alumínio	0.50 mm

Tabela 3: Coeficientes de condutividade térmica dos materiais utilizados

MATERIAL	K
Aço Inoxidável	25 Kcal/m.h.°C
Polipropileno	24 Kcal/m.h. °C
Alumínio	175.5 Kcal/m.h. °C

Tabela 4: Área útil dos trocadores de calor testados

TROCADOR DE CALOR	ÁREA ÚTIL
Tubos de Aço Inoxidável	0.22 m ²
Tubos de Polipropileno	0.30 m ²
Tubos de Alumínio	0.06 m ²
Trocador Proposto (Fole)	0.22 m ²

Os testes foram realizados numa estação para avaliação “In vitro” de oxigenadores e permutadores de calor especialmente construída para esta finalidade pela área de pesquisa e desenvolvimento da Braille Biomédica S.A. de acordo com os padrões da norma ISO/D7199-3, a qual estabelece parâmetros para os testes de aparelhos utilizados em circulação extracorpórea.

Para o teste de transferência calórica utilizamos a seguinte montagem conforme esquema da figura 9.

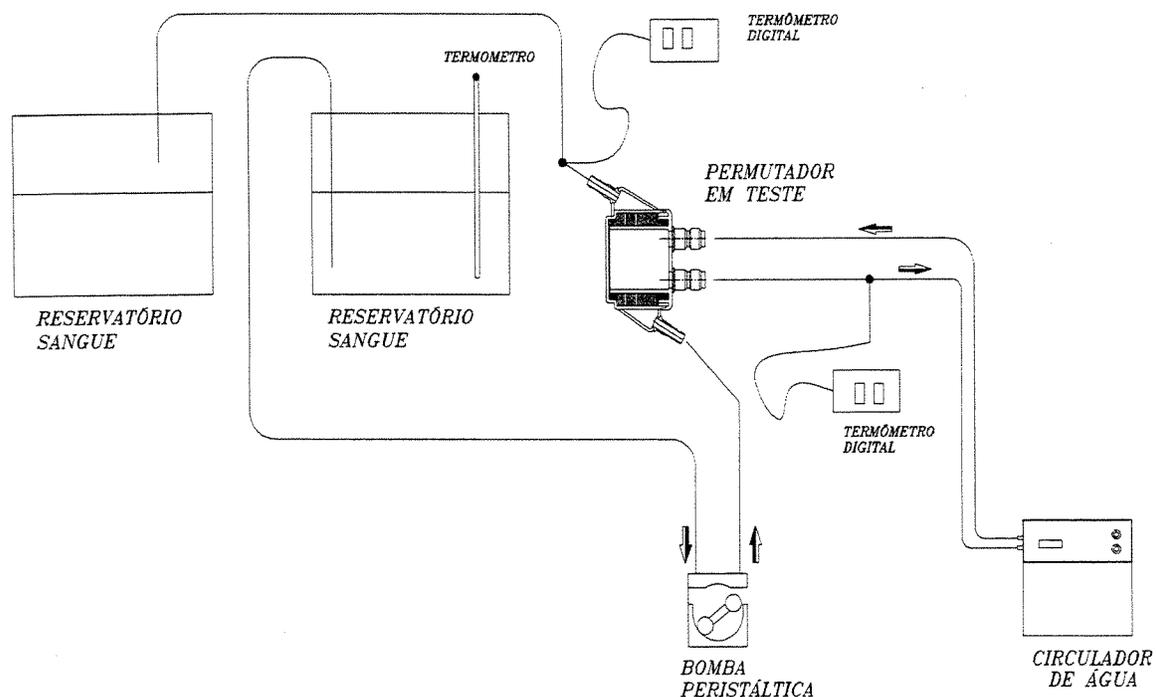


Figura 9: Circuito do teste de transferência térmica “In Vitro”

O teste de transferência calórica é efetuado com sangue bovino fresco heparinizado com Hematócrito de 25% em um circuito com 2 reservatórios de sangue, bomba peristáltica, termômetros e sistema de circulação e aquecimento de água. A análise do tempo de aquecimento será feito em conjunto com o de transferência calórica, sempre se levando em conta o fator de 1.85 °C / Min. como limite máximo para este tempo, considerado como ótimo, não elevando o tempo do procedimento cirúrgico e não causando danos aos elementos constituinte do sangue.

O fator de eficiência térmica (FET) foi calculado pela equação:

$$FET = \frac{T_{ss} - T_{se}}{T_{ae} - T_{se}}$$

Onde: Tss = temperatura na saída de sangue, Tes = temperatura na entrada de sangue e Tea = temperatura na entrada de água do permutador de calor.

A temperatura de entrada do sangue (T_{es}) e a temperatura de entrada da água (T_{ea}) são definidas pela norma ISO ²¹ nos seguintes valores:

$$T_{es} = 30^{\circ} \text{ C}$$

$$T_{ea} = 40^{\circ} \text{ C}$$

2.2 Bases Teóricas

O projeto de trocadores de calor para o aquecimento ou resfriamento do sangue esta baseado na fabricação de uma superfície inerte capaz de conseguir o desejado coeficiente de troca calórica, sem produzir nenhum sobreaquecimento localizado no sangue. Normalmente a energia transferida pelo trocador de calor é provida por água não estéril que circula através de uma unidade de aquecimento/resfriamento externa, a qual faz parte dos aparatos utilizados na perfusão. Quando o resfriamento é desejado, a água circula através de um sistema com gelo, e quando o aquecimento é necessário a água é aquecida por meio de uma resistência elétrica.

O uso da água como fluido de transferência térmica é simples e seguro, propiciando uma distribuição de temperatura uniforme na superfície do trocador de calor, sem pontos de concentração como ocorre em elementos de aquecimento elétrico.

A superfície de troca é usualmente feita de aço inoxidável ou alumínio. Ambos os materiais tem boa condutividade térmica e com tratamentos superficiais minimizam a interação com o sangue. Para maximizar a eficiência térmica do trocador de calor podemos projetá-los com grandes áreas mas isto exigia um grande volume de “priming”, inviabilizando sua utilização com sangue. Desta forma temos sempre que concentrar-mos em dispositivos compactos e com um nível de eficiência que atenda sua utilização. Nestes casos podemos melhorar muito a eficiência do trocador de calor fazendo fluir o sangue e a água em direções opostas (trocador de calor de contra-fluxo).

A diferença de temperatura entre a água circulante e o sangue conduz a transferência de calor. A camada limite térmica existe no fluxo sanguíneo justamente no lado da parede do trocador de calor, isto é, a parede que separa o sangue e a água, uma área onde ocorre uma variação de temperatura desde a parede até o fluxo de corrente livre ²⁷. O perfil exato de temperatura na camada limite depende muito do perfil da velocidade, mas tipicamente é semelhante ao mostrado na figura 10.

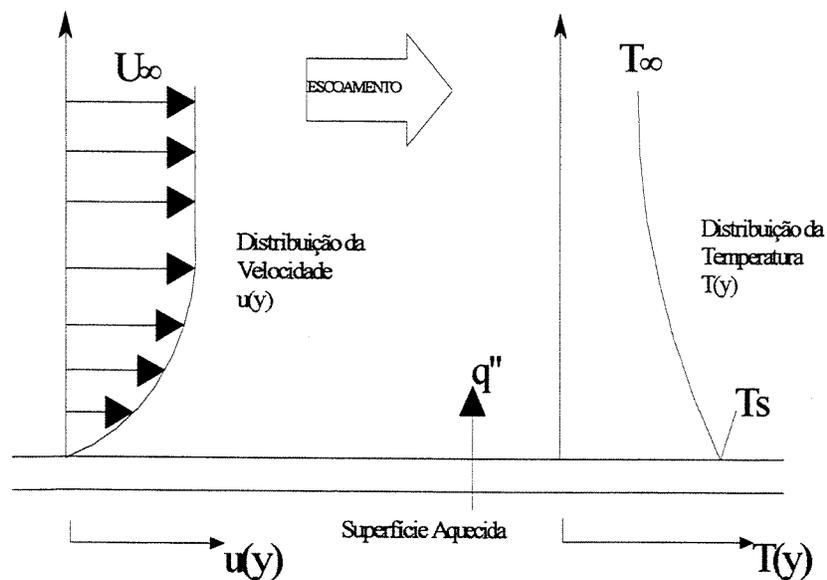


Figura 10: Camada Limite Térmica

Um rápido resfriamento é empregado no início da circulação extracorpórea, quando a água circulante é resfriada a temperaturas próximas de 0 °C, então ocorre um rápido resfriamento do sangue. Tipicamente a taxa de resfriamento no início da circulação extracorpórea esta limitada somente pela camada limite térmica e a diferença de temperatura entre o sangue e a água.

Por outro lado, no final da circulação extracorpórea a taxa de reaquecimento está limitada não somente por restrições físicas, mas relacionadas aos danos provocados ao sangue devido ao sobreaquecimento e a formação de bolhas por causa da baixa solubilidade dos gases no sangue aquecido. Os danos ao sangue, devido principalmente à desnaturação protéica, limitam a temperatura máxima absoluta (42 °C) que pode ser obtida no sangue ^{1, 2, 19, 20}. Desta forma a máxima diferença de temperatura entre a água e o sangue venoso esta limitada para prevenir a formação de bolhas devido ao rápido decréscimo da solubilidade aos gases. Isto tem sido mostrado em testes durante circulação extracorpórea que a microembolia gasosa pode ser evitada limitando a diferença de temperatura do sangue/água em 10 °C. Deste modo é aconselhável realizar o aquecimento do sangue na fase venosa onde temos baixas tensões de oxigênio.

O total de calor transferido é prontamente quantificado pelo simples balanço de energia como definido pela primeira lei da termodinâmica. A energia térmica do sangue pode ser determinada pela equação (1):

$$Q = c. F. (T_s - T_i) \quad \text{Eq. 01}$$

Onde: c = calor específico do sangue (0.9 Kcal. Kg⁻¹. °C).

F = Fluxo sangüíneo em massa (Kg/min.).

T_i = Temperatura de entrada do sangue (°C).

T_s = Temperatura de saída do sangue (°C).

Com isto determinamos a transferência de calor instantânea usualmente expressa em kilocalorias por minuto (Kcal / min.).

Se um fluido escoar na mesma direção do outro, o trocador é do tipo de fluxo paralelo. Se os fluidos escoam em direções opostas, o trocador é do tipo de contra-fluxo. Quando os dois fluidos escoam ao longo da superfície de transferência de

calor mas em um ângulo de 90° , o trocador é do tipo de fluxo cruzado. Há três tipos de trocadores de calor de fluxo cruzado: ambos os fluidos misturados, um fluido misturados e o outro não, ambos os fluidos não misturados. Considera-se fluido misturado aquele onde sua temperatura é uniforme através de qualquer seção e varia somente na direção do fluxo (água) e o fluido não misturado (sangue) o qual escoa através dos tubos ou passagens em um escoamento não turbulento^{04,27}.

A diferença de entre o sangue e a água, em geral, não é constante ao longo do comprimento do trocador e a taxa de transferência de calor também varia de seção para seção. Para determinar a taxa de fluxo de calor à diferença média de temperatura é usada para ajustar estas variações. É uma pratica normal analisar um trocador de calor complexo como sendo um simples trocador do tipo paralelo ou de contra fluxo e então empregar tabelas e gráficos projetados para corrigir estes fatores⁰⁴.

Podemos verificar na figura 11 a ilustração das alterações em ambos os fluidos um trocador de calor tipo carcaça e tubos em contra fluxo.

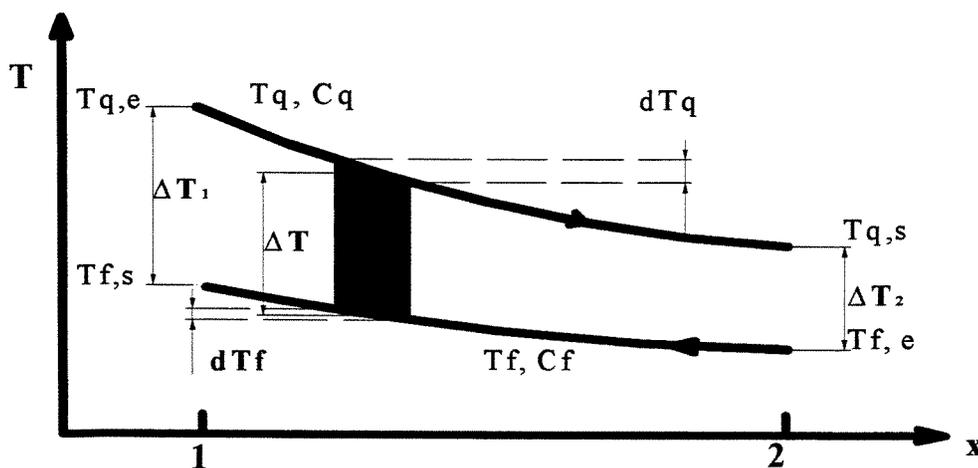


Figura 11. Mudanças que ocorrem em trocador de calor carcaça e tubos em contra fluxo.

Para determinar a taxa de transferencia de calor em qualquer trocador temos a expressão derivada da equação 01:

$$dq = U.dA.\Delta t \quad \text{Eq. 02}$$

Integrando-se a equação 02 em relação à área e o comprimento do trocador de calor. O balanço de energia sobre o diferencial da área A produz:

$$dq = m_q .cp_q .dT_q = m_r .cp_r .dT_r = U.dA.(T_q - T_r) \quad \text{Eq. 03}$$

Se o calor específico dos fluídos não variam consideravelmente com a temperatura, como é o caso de trocadores de calor para uso médico onde as variações de temperatura, como foi dito, ficam em torno de 10° C, teremos:

$$-c_q.(T_q - T_{qe}) = c_r(T_r - T_{re}) \quad \text{Eq. 04}$$

Que podemos escrever como:

$$T_q = T_{qe} - \left(\frac{c_r}{c_q} \right) \cdot \left(\frac{T_r}{T_{re}} \right) \quad \text{Eq. 05}$$

Para o trocador de calor em sua área total, a equação 04 pode ser expressa como:

$$\frac{c_r}{c_q} = - \left(\frac{T_{qs} - T_{qe}}{T_{fs} - T_{fe}} \right) \quad \text{Eq. 06}$$

Substituindo a equação 05 na equação 03 e integrando-se sobre o comprimento total do trocador de calor obtemos:

$$\ln \left[\frac{\left(1 + \frac{c_f}{c_q}\right) \cdot (T_{fe} - T_{fe}) + T_{qe} - T_{fe}}{T_{qe} - T_{fe}} \right] = - \left(\frac{1}{c_f} + \frac{1}{c_q} \right) \cdot U \cdot A \quad \text{Eq. 07}$$

Em geral para um escoamento de um fluido incompressível:

$$q = m \cdot c_p \cdot \Delta T = c \cdot \Delta T$$

Para este caso, temos:

$$q = c_f \cdot (T_{fs} - T_{fe})$$

$$c_q = q \cdot (T_{qe} - T_{qs})$$

$$c_f = \frac{q}{(T_{fs} - T_{fe})}$$

$$c_q = q \cdot (T_{qe} - T_{qs})$$

portanto:

Eq. 08

Substituindo c_f/c_q da equação 06 no lado esquerdo da equação 07 e substituindo-se c_f e c_q da equação 08 no lado esquerdo da equação 07, teremos o seguinte resultado:

$$\ln \left(\frac{T_{qs} - T_{fs}}{T_{qe} - T_{fe}} \right) = \left[(T_{qs} - T_{fs}) - (T_{qe} - T_{fe}) \right] \frac{U \cdot A}{q} \quad \text{Eq. 09}$$

Rearranjando a equação 09 e resolvendo em função de q , temos:

$$q = U.A. \left[\frac{(T_{qe} - T_{fs}) - (T_{qs} - T_{fe})}{\frac{\ln(T_{qe} - T_{fs})}{T_{qs} - T_{fe}}} \right] \quad \text{Eq. 10}$$

O termo entre colchetes é conhecido como diferença de temperatura média logarítmica (DTML) e recebe a simbologia ΔT , sendo aplicado nos dois tipos de fluxo paralelo e contra-fluxo. Desta forma a equação 10 pode ser escrita como:

$$q = U.A.\Delta T \quad \text{Eq. 11}$$

Este tipo de análise é realizada quando todas as temperaturas terminais são conhecidas. Se alguma das temperaturas de saída não é conhecida, a solução deve ser feita através de inúmeros procedimentos de cálculos. Para obter a taxa de transferência de calor, na qual não envolvemos alguma temperatura de saída, o conceito de efetividade (E) ou fator de eficiência térmica (FET) é introduzido. O fator de eficiência térmica é definido como a razão da taxa real de calor transferido em um trocador de calor em relação máxima taxa de transferência de calor possível. Isto é obtido em um trocador de calor de contra-fluxo com área de troca de calor infinita. Contudo, o FET compara a taxa real de transferência de calor com a máxima taxa a qual esta limitada pela 2ª Lei da termodinâmica, onde determina que o processo continua em uma certa direção mas não no sentido oposto ²⁸. Dependendo de qual capacidade de calor é menor temos:

$$FET = \frac{c_q \cdot (T_{qe} - T_{qs})}{c_{\min} \cdot (T_{qe} - T_{fe})} \quad \text{Eq. 12a}$$

$$FET = \frac{c_r \cdot (T_{fe} - T_{fs})}{c_{\min} \cdot (T_{qe} - T_{fe})} \quad \text{Eq. 12b}$$

Onde c_{\min} é o menor valor para $m_q \cdot c_{pq}$ ou $m_f \cdot C_{pf}$, aplicado em qualquer tipo de trocador de calor.

Uma vez que o FET é conhecido, a taxa de transferência de calor pode ser determinada de:

$$q = \text{FET} \cdot c_{\min} (T_{qe} - T_{fe}) \quad \text{Eq. 13}$$

Para o nosso sistema a água e o sangue são os fluidos usuais, e dentro da faixa de utilização da temperatura e do fluxo podemos afirmar que:

$$C_{\min} = C_{\text{sangue}} = m_{\text{sangue}} \cdot c_{\text{sangue}}$$

Como a fase de aquecimento é a que nos interessa, temos também:

$$c_f = c_{\text{sangue}}$$

$$c_q = c_{\text{água}}$$

Desta forma a equação 12a pode ser rearranjada levando-se em consideração que o trocador a ser testado é do tipo de contra corrente para:

$$\text{FET} = \frac{c_q (T_{ss} - T_{se})}{c_{\min} (T_{ae} - T_{se})} = \frac{c_s (T_{ss} - T_{se})}{c_s (T_{ae} - T_{se})} = \frac{(T_{ss} - T_{se})}{(T_{ae} - T_{se})} \quad \text{Eq. 14}$$

$$\text{FET} = \frac{T_{ss} - T_{se}}{T_{ae} - T_{se}} \quad \text{Eq. 15}$$

2.3 Estudo da Hemólise

O sangue é composto de vários elementos, sendo 40-50% de células e o restante pelo plasma. Entre as células as hemácias são as mais numerosas tendo em torno de 14 mg a 15 mg por 100 cm³ de sangue.

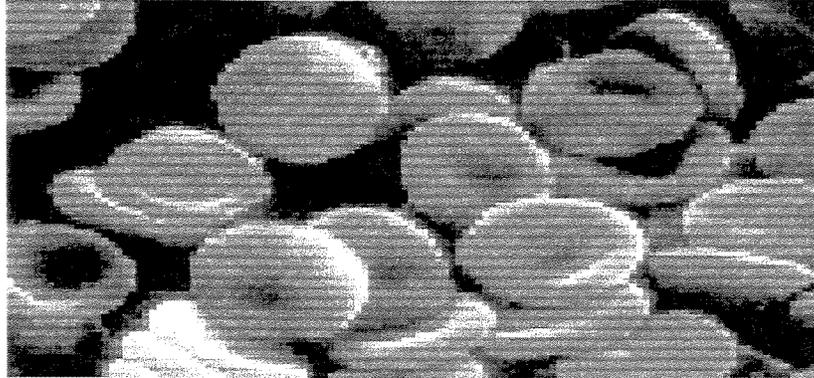


Figura 12: Células Vermelha do Sangue - Hemácias

Um dos fatores principais que diferenciam um aparelho que será utilizado com sangue é o nível de lesão aos seus elementos constituintes. Este nível de lesão é avaliado através da hemólise (rompimento de hemácias), redução do número de plaquetas, variação leucocitárias, ativação de complementos, etc.^{19, 23, 28}.

A hemácia ou glóbulo vermelho do sangue humano tem, em repouso, a forma bicôncava e apesar de sua capacidade de sofrer extremas deformações e de deslizar passivamente através dos vasos mais estreitos, quando ela é retirada do corpo humano pode-se romper devido a vários fatores, tais como: osmolaridade, temperatura, gradiente de pressão e tensão de cisalhamento.

Nos trocadores de calor existem dois fatores hemolíticos associados, o gradiente de pressão e o diferencial de temperatura.

A hemólise pode ser avaliada pela quantificação da hemoglobina livre no plasma. O método mais utilizado na avaliação da hemólise em órgãos artificiais é a determinação do Índice de Hemólise (IH), que é calculado pela equação:

$$IH = \frac{Vs \cdot (1 - Htc) \cdot (Hblf - Hbli) \cdot 10^3}{Qs \cdot t \cdot Hb} \quad \text{Eq. 16}$$

onde:

V_s = Volume de sangue (dl)

Q_s = Vazão de sangue (dl/min.)

H_{tc} = Hematócrito

H_{bli} = Hemoglobina livre plasmática inicial (mg/dl)

H_{blf} = Hemoglobina livre plasmática final (mg/dl)

H_b = Concentração de Hemoglobina (g/dl)

t = Tempo do experimento (minutos)

O índice de hemólise pode ser analisado segundo a classificação apresentada na tabela abaixo.

IH (mg/dl)	1-9	10-29	30-49	50-99	>100
Classificação	Excelente	Bom	Satisfatório	Ruim	Inaceitável

Tabela 5: Classificação da Hemólise

Plaquetas, leucócitos e complementos são avaliados através dos gradientes entre os valores iniciais e finais.

Avaliação da Hemólise (“In Vitro”)

Materiais e Equipamentos

Sangue bovino fresco heparinizado, protótipo do trocador de calor, trocador de calor comercial para comparação, duas bombas peristálticas, suportes,

reguladores de rotação, módulo de bomba de água e sistema de aquecimento, conjuntos de tubos de PVC, proveta, banho-maria, termômetro, hemoglobonômetro, reservatórios, cronômetro, pipetas, ponteiras, solução fisiológica e filtro de sangue.

Procedimento:

1. Filtrar 2 litros de sangue.
2. Diluir o sangue com solução fisiológica para que seu hematócrito atinja 30%, determinado pela equação:

$$V_{dil} = \frac{V_s \cdot (H_{tci} - H_{tcp})}{H_{tcp}}$$

onde,

V_{dil} = Volume de diluente

V_s = Volume de sangue

H_{tci} = Hematócrito inicial

H_{tcp} = Hematócrito pretendido

3. Montar os dois circuitos de testes de forma que o sangue circule de forma independente no protótipo e no trocador de calor.
4. Preencher cada circuito com um litro de sangue.
5. Conectar as linhas de água nos trocadores de calor.
6. Calibrar cuidadosamente as bombas peristálticas deixando que os roletes suportem uma coluna de 1 metro de altura e fixar as travas do mecanismo de ajuste dos roletes.

7. Ligar o aquecimento e a bomba de água. Recircular o sangue até que sua temperatura chegue a 37° C nos dois circuitos. Nunca ultrapassar a gradiente de 10° C entre água e o sangue. Manter a temperatura entre 36.5° e 37.5° C.

8. Retirar as amostras iniciais dos dois circuitos e uma amostra de controle de cada circuito.

9. Colocar as amostras de controle em “banho-maria”.

10. Ajustar o fluxo de sangue em 1.0 L/min. nas duas bombas peristálticas.

11. O experimento terá a duração de 3 ou 4 horas, onde serão colhidas amostras de 2 ml a cada 2 horas.

12. Colocar o sangue retirado em tubos de ensaio e centrifugar por 20 minutos. Retirar o plasma com pipeta e enviar para análise.

13. Medir os níveis de hemoglobina livre plasmática em todas as amostras retiradas. Comparar as diferenças entre os valores iniciais e finais. Avaliar a condição do sangue pela amostra de controle.

14. Calcular o índice de hemólise para cada circuito utilizando a equação 16.

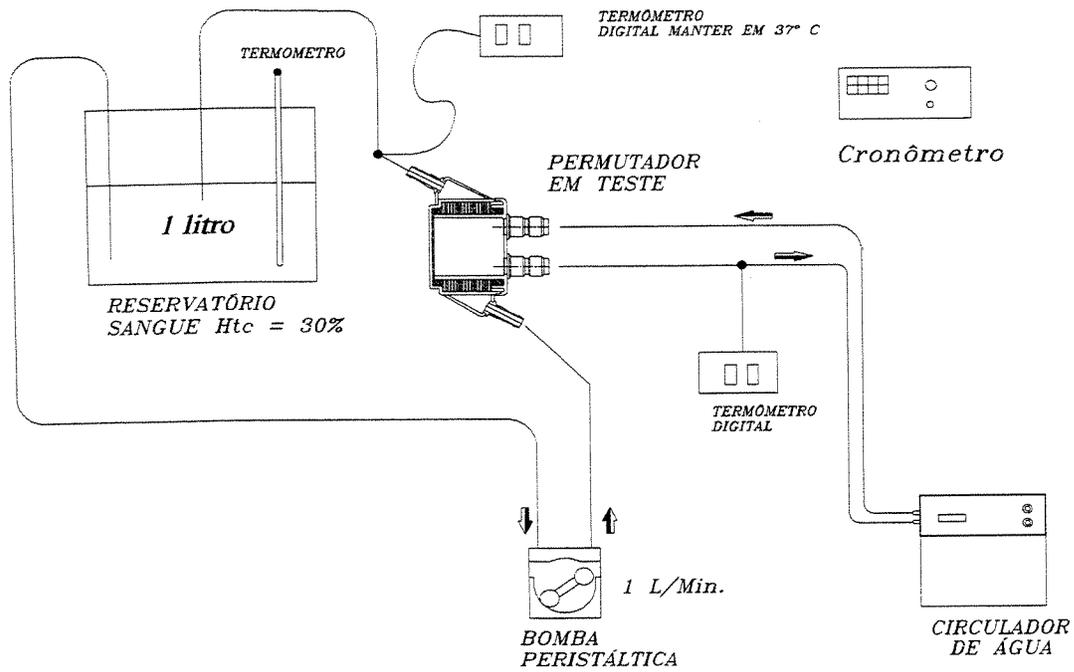


Figura 13: Circuito utilizado no teste de Hemólise “In Vitro”

Capítulo 3

RESULTADOS

São apresentados os resultados obtidos em quatro protótipos do trocador de calor tipo fole, construídos sistematicamente sem alterações nas suas características de projeto para não afetar os testes de transferência térmica, gradiente de pressão e hemólise.

As avaliações “ In Vitro “ dos trocadores de calor foram realizadas de acordo com as normas internacionais²¹ e comparadas com trocadores de calor existentes no mercado, os resultados estão apresentados em gráficos e tabelas, sempre apresentado resultados comparativos dos protótipos do trocador tipo fole em comparação com os outros trocadores.

Os resultados do fator de eficiência térmica (FET) foi calculado com base na equação (15).

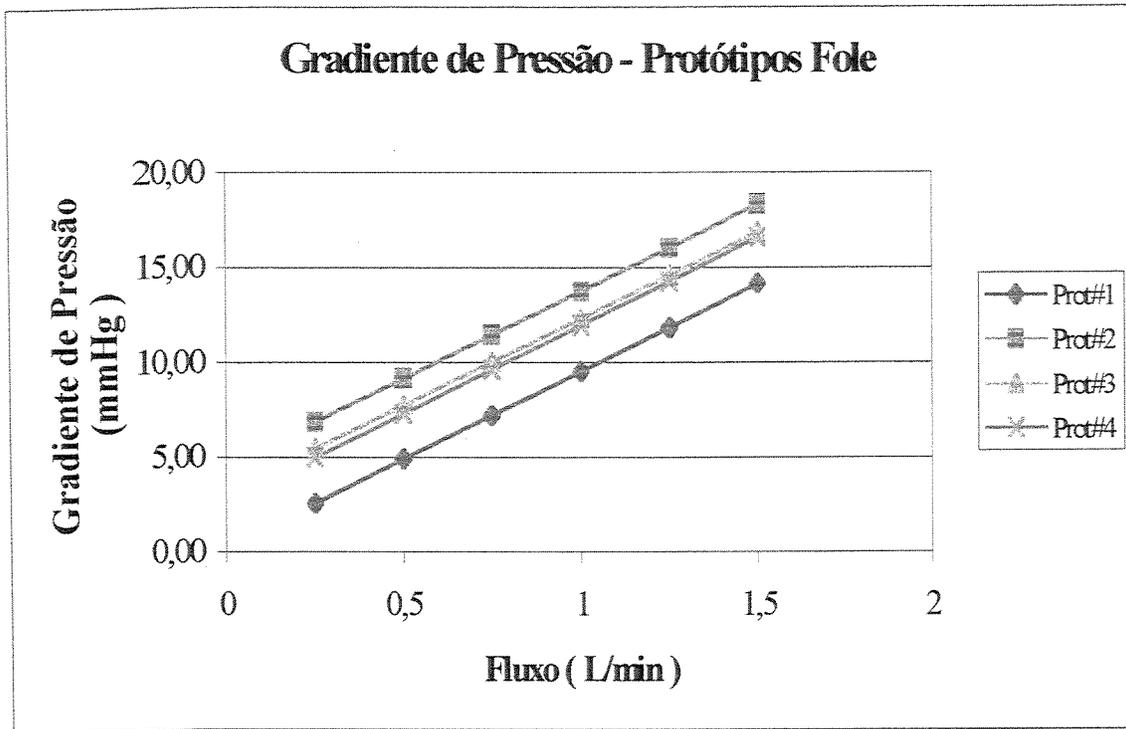


Figura 14 – Gradiente de pressão entre os diversos protótipos do trocador de calor tipo Fole

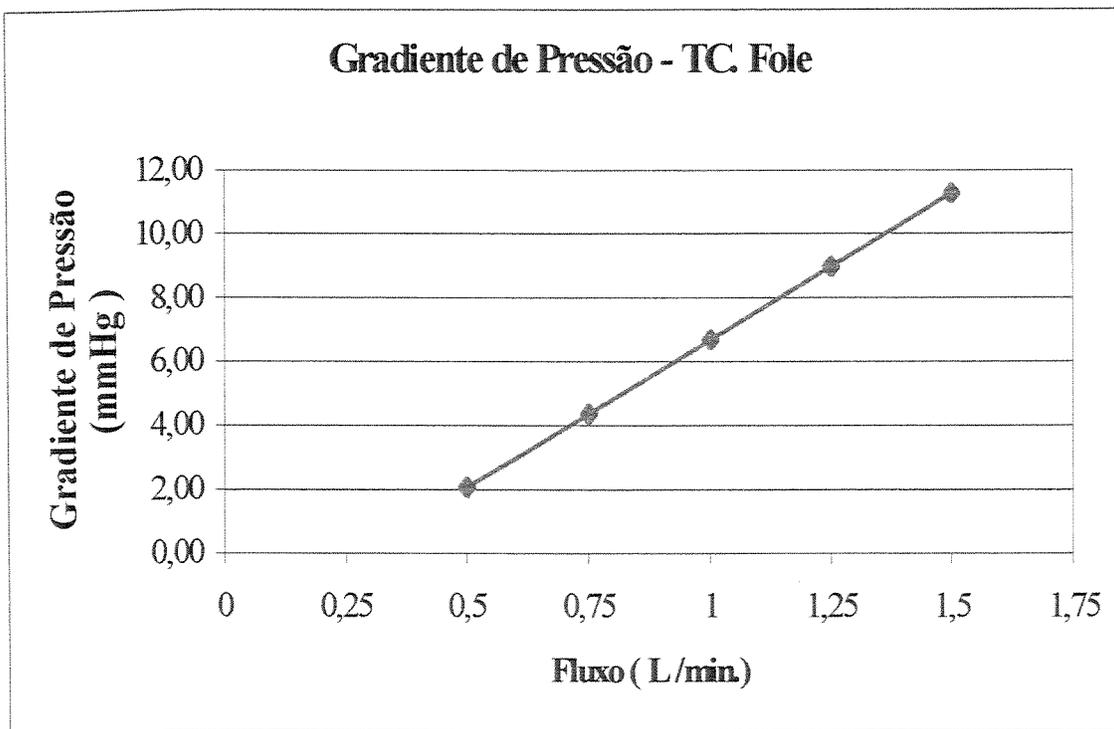


Figura 15 – Curva de tendência para o trocador de calor proposto

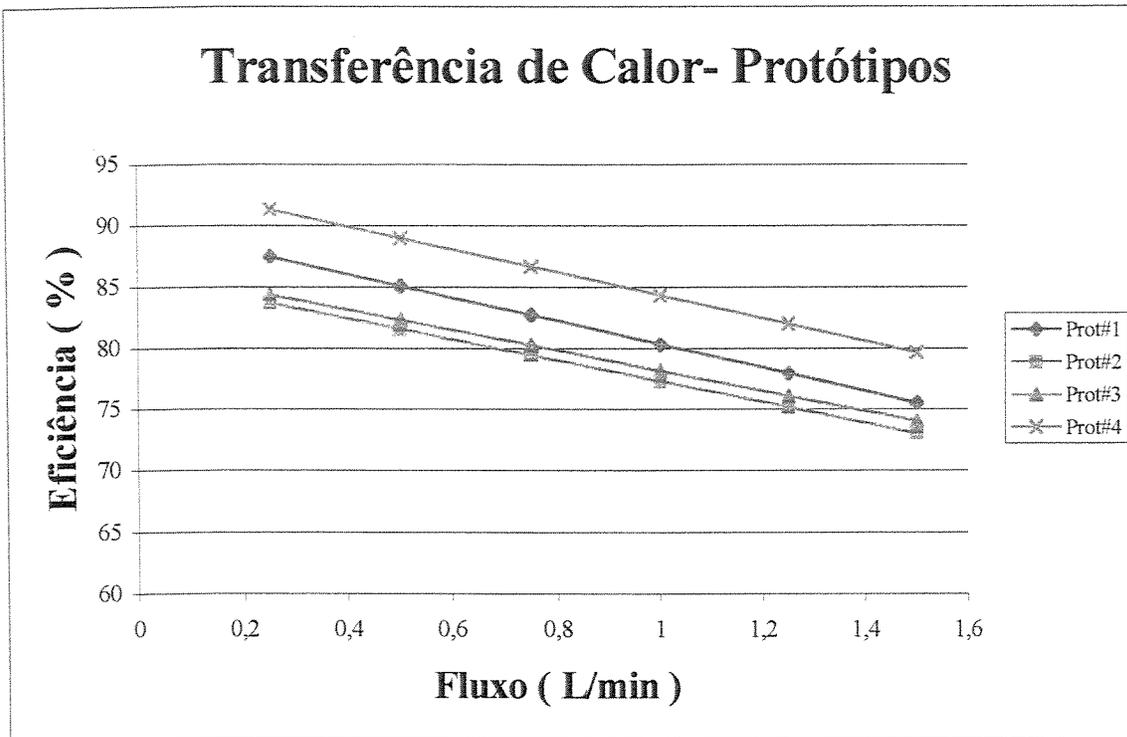


Figura 16 – Transferência de calor entre os protótipos do trocador tipo Fole

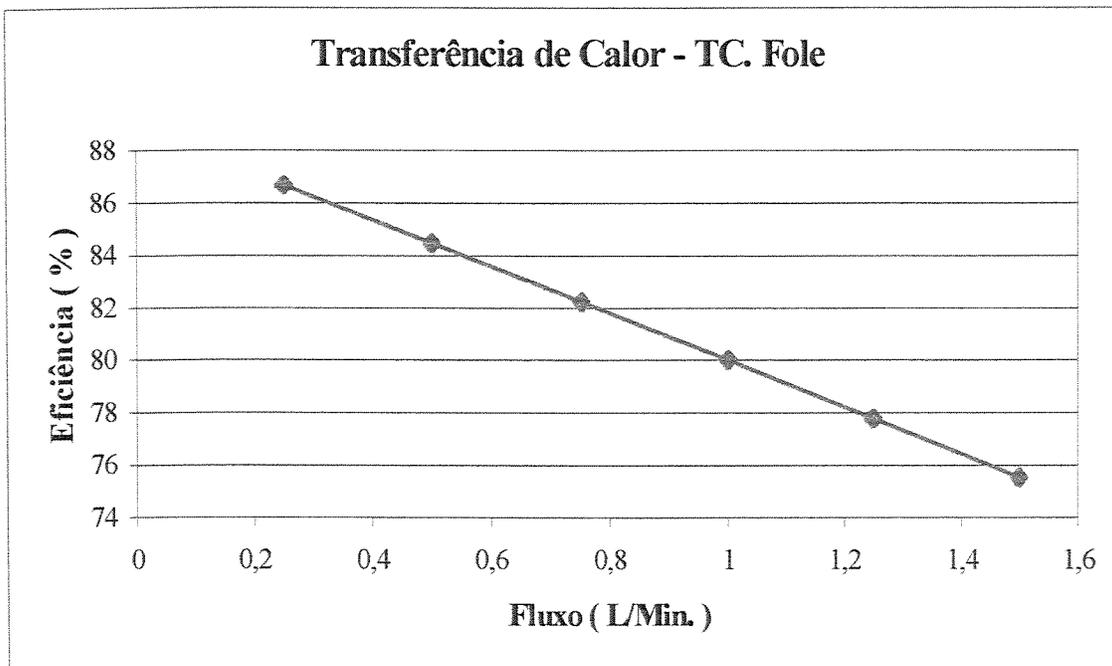


Figura 17 – Curva de tendência para a transferência de calor – Trocador Tipo Fole

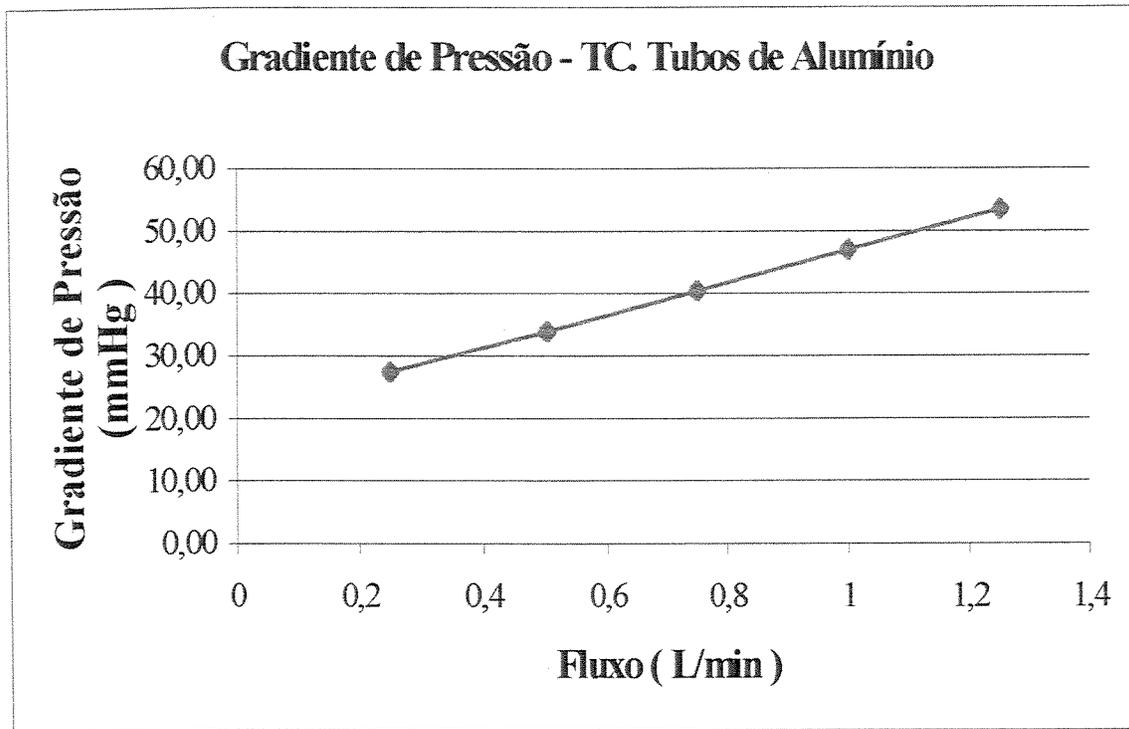


Figura 18 – Gradiente de pressão trocador de calor de Tubos de Alumínio

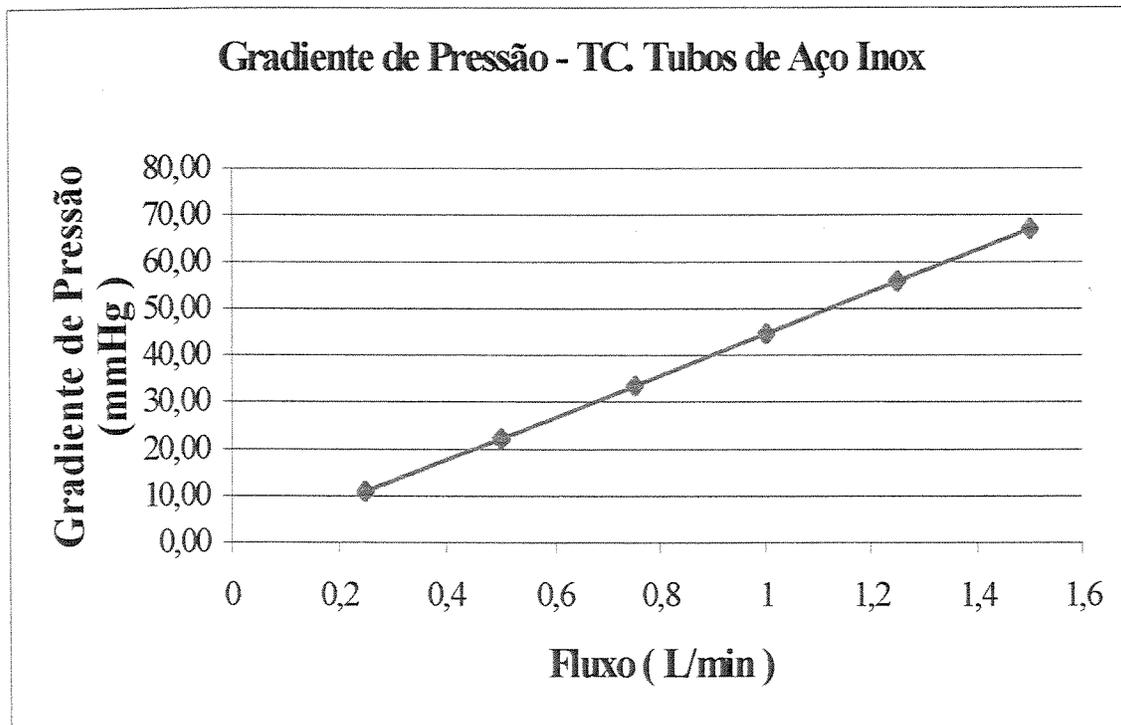


Figura 19 - Gradiente de pressão trocador de calor de Tubos de Aço Inoxidável

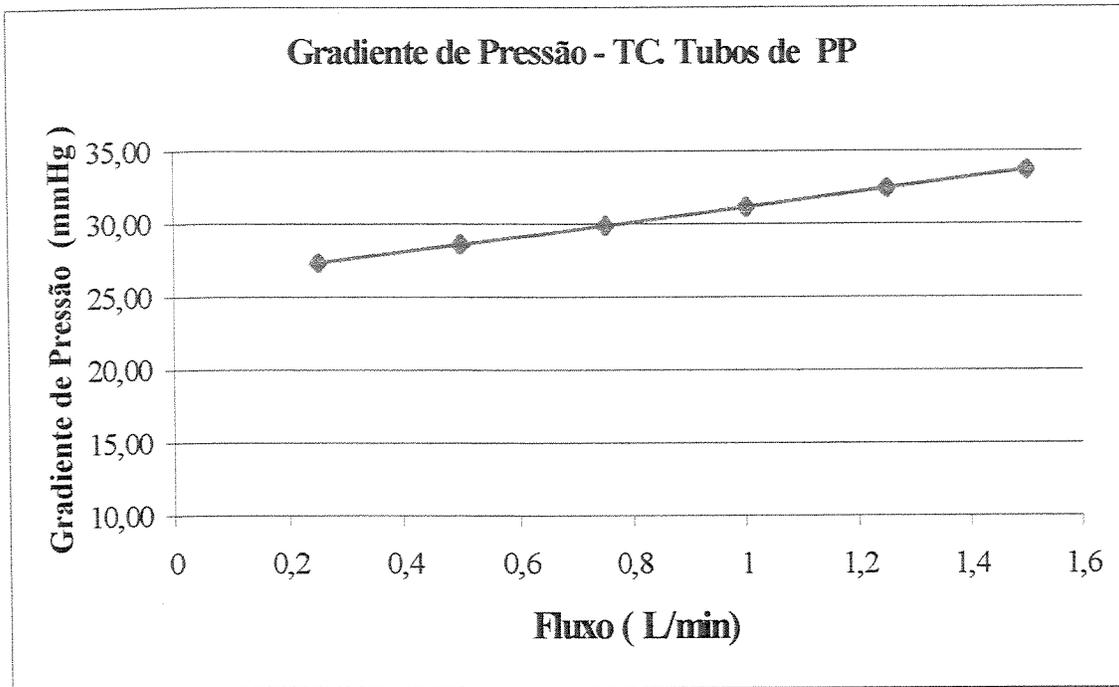


Figura 20 - Gradiente de pressão Trocador de calor de Tubos de Polipropileno

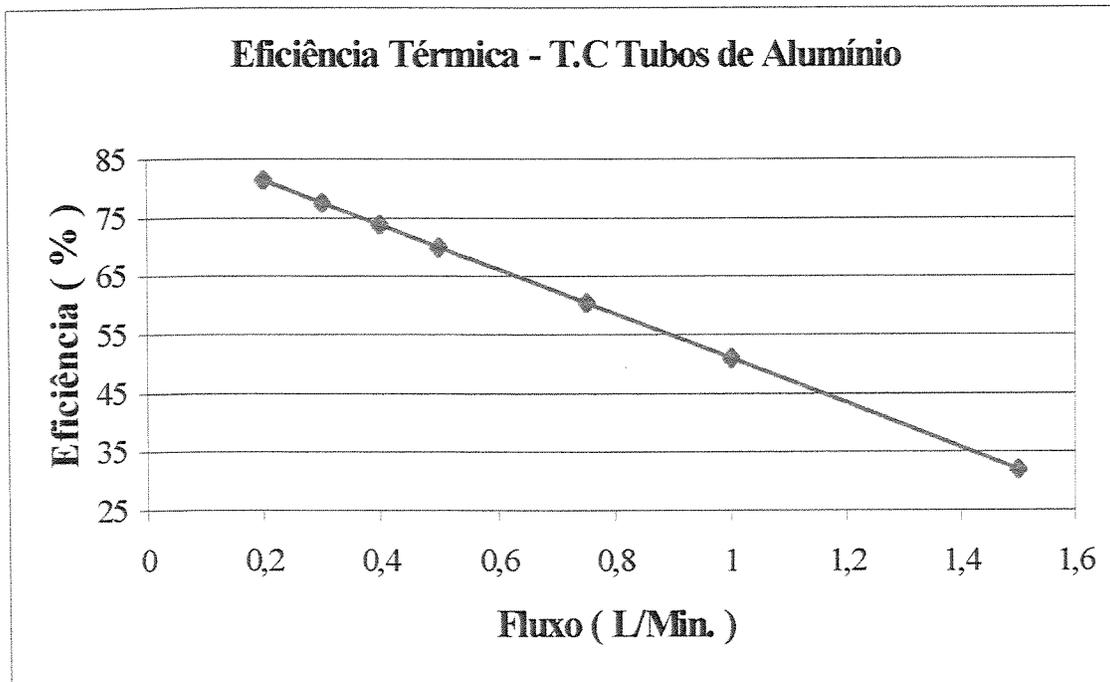


Figura 21 – Eficiência Térmica de Trocador de Calor de Tubos de Alumínio

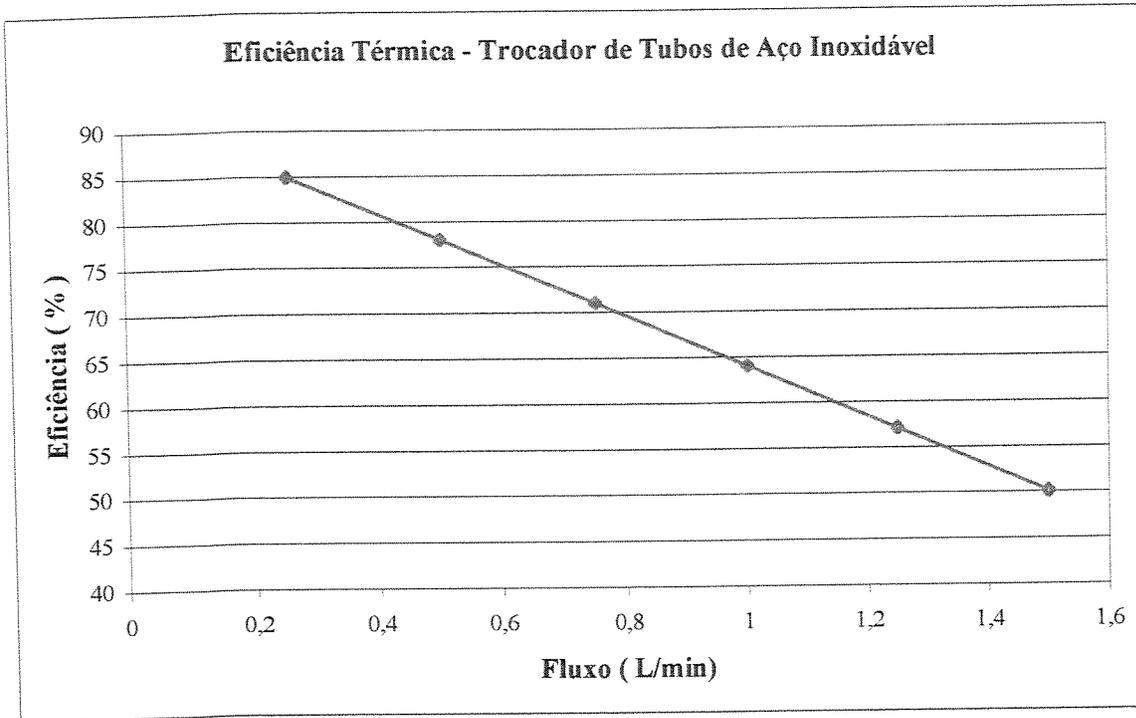


Figura 22 - Eficiência Térmica de Trocador de Calor de tubos de Aço Inoxidável

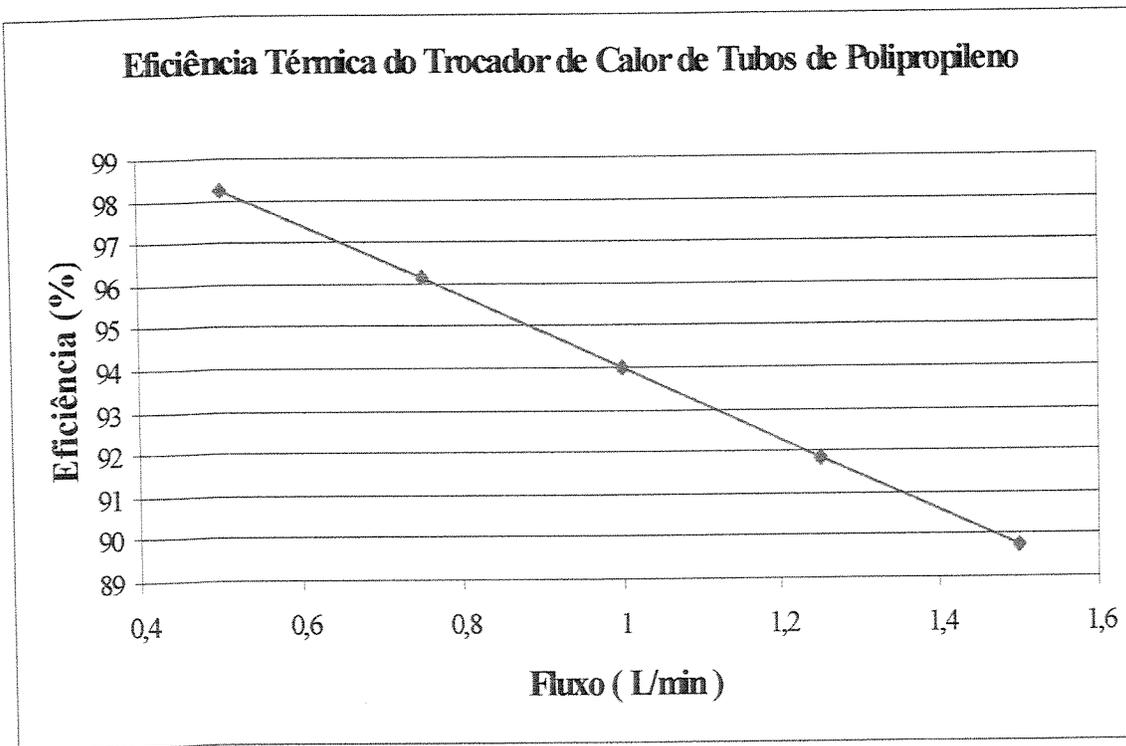


Figura 23 – Eficiência Térmica de Trocador de Calor de Tubos de Polipropileno

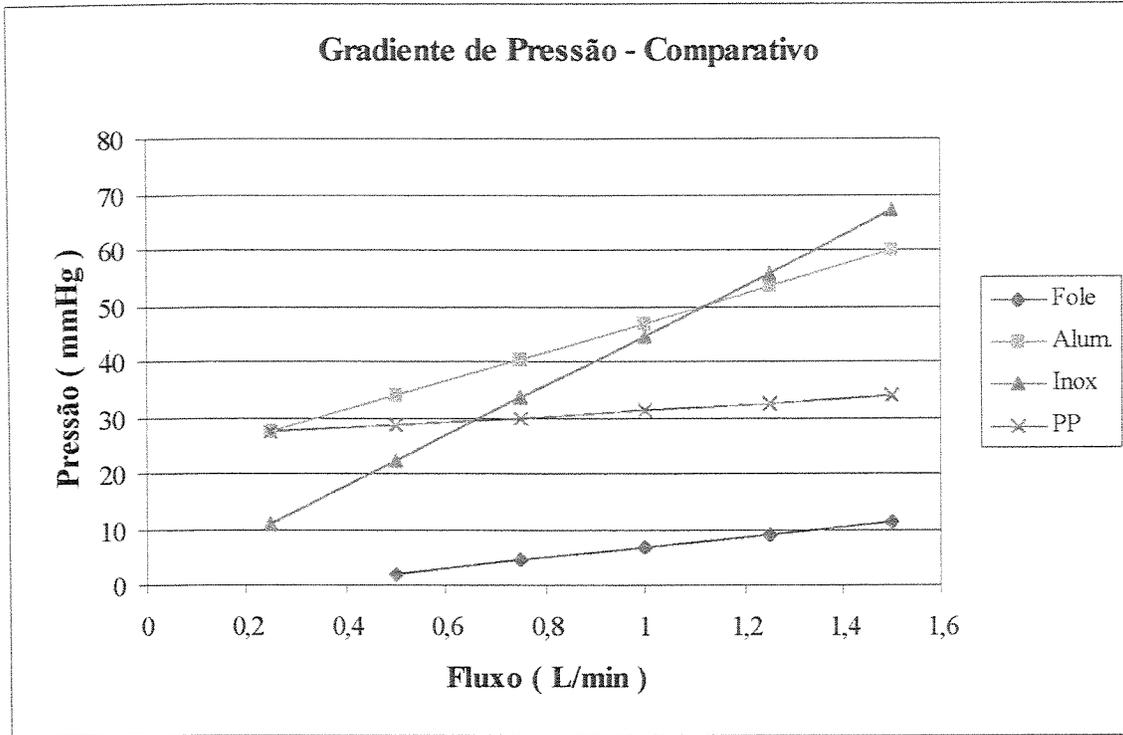


Figura 24 – Gradiente de Pressão – Comparação entre os trocadores testados

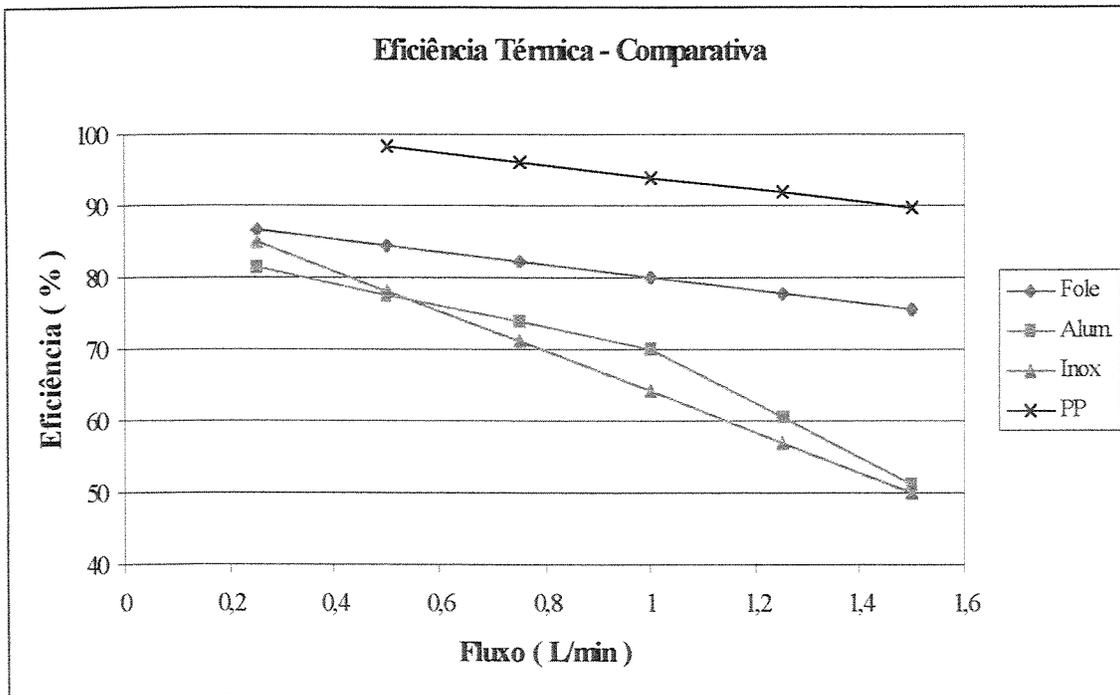


Figura 25 – Eficiência Térmica – Comparação entre os trocadores testados

Hemólise

A seguir serão apresentados os resultados obtidos no teste de hemólise “In vitro”. Este experimento foi realizado comparando-se o protótipo do trocador de calor desenvolvido em relação a outros trocadores de calor utilizados normalmente em procedimentos cirúrgicos e disponível no mercado nacional. A metodologia do teste seguiu o procedimento descrito na seção de materiais e métodos no item 2.3.

A análise da significância estatística utiliza o t de Student com base na comparação das diferenças dos índices de hemólise nos experimentos. A análise foi efetuada para valores emparelhados, pois os dados são relacionados dois a dois, de acordo com as condições do sangue.

Trocador de calor Tipo Fole	Inicial	2 Horas	4 Horas
Hb livre plasmática (mg/dl)	23.9	36.2	39.4
Leucócitos / mm³	9000	6800	6500
Plaquetas / mm³	127000	115000	110000

Tabela 6: Resultados Hematológicos do trocador de Calor Tipo Fole (p<0.05)

Trocador de calor Tubo Inox	Inicial	2 Horas	4 Horas
Hb livre plasmática (mg/dl)	24.2	34.8	39.9
Leucócitos / mm³	9500	7400	7000
Plaquetas / mm³	128000	118000	115000

Tabela 7: Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Aço Inox (p<0.05)

Trocador de calor Alumínio	Inicial	2 Horas	4 Horas
Hb livre plasmática (mg/dl)	27.0	33.7	44.0
Leucócitos / mm ³	9200	6800	6500
Plaquetas / mm ³	128000	110000	109000

Tabela 8: Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Alumio (p<0.05)

Trocador de Tubos de PP	Inicial	2 Horas	4 Horas
Hb livre plasmática (mg/dl)	25	36	42
Leucócitos / mm ³	9600	7200	6800
Plaquetas / mm ³	130000	108000	105000

Tabela 9: Resultados Hematológicos do trocador de Calor de Tubo de Polipropileno (p<0.05)

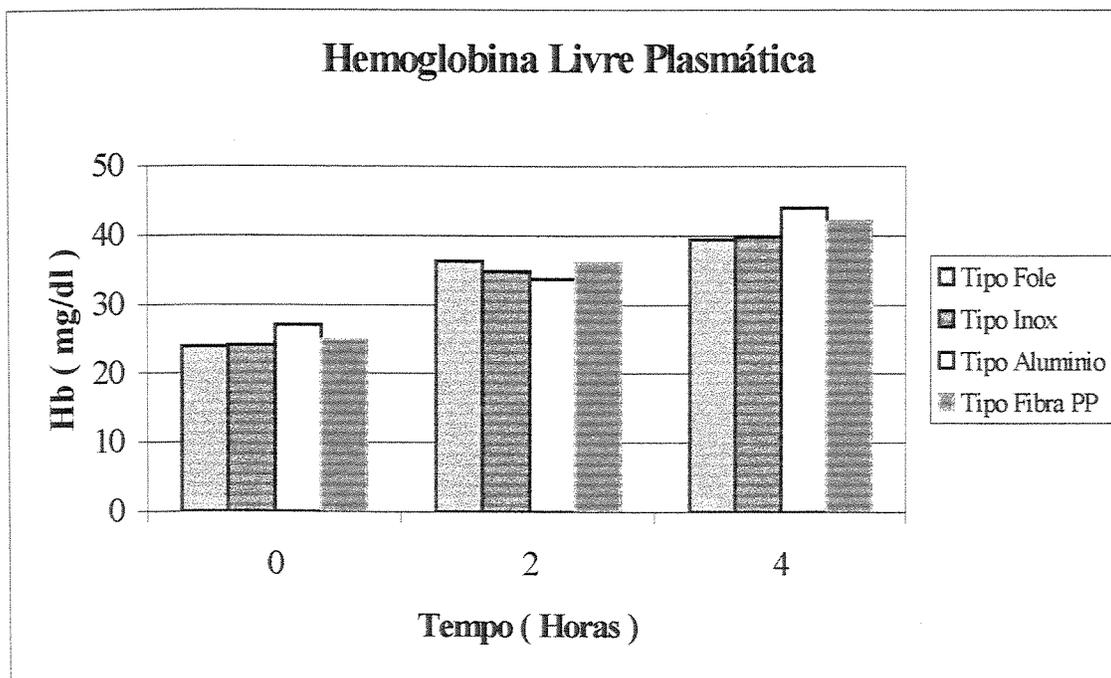


Figura 26 – Hemoglobina Livre Plasmática nos diversos trocadores de calor

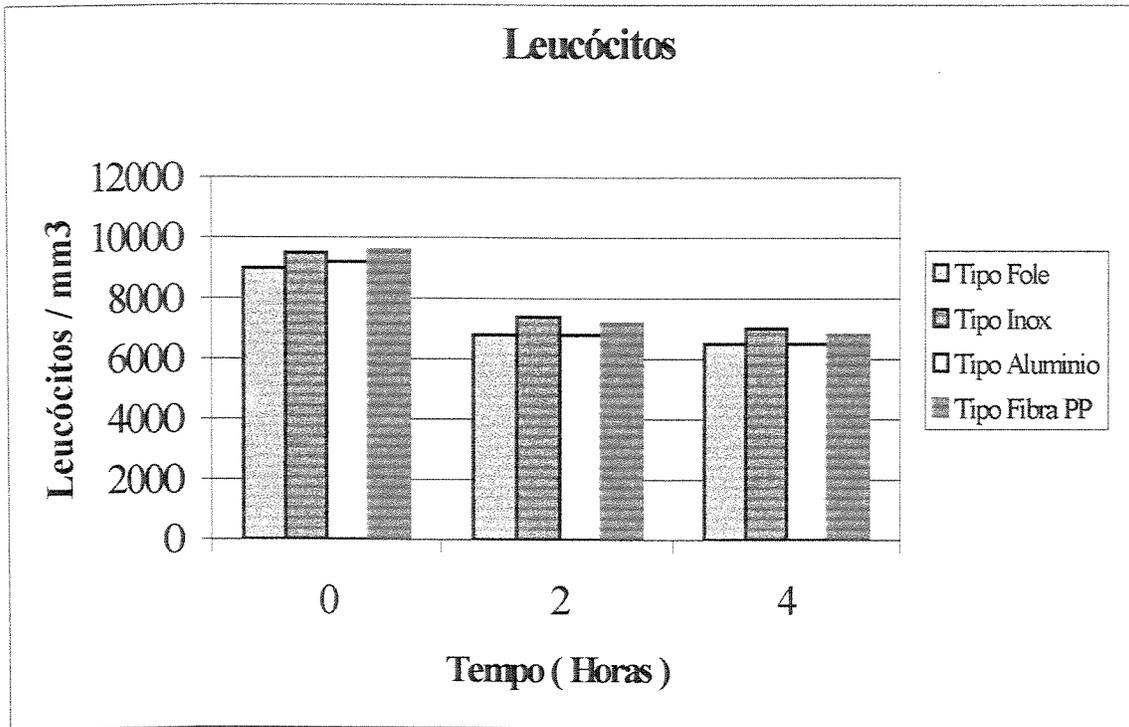


Figura 27 – Leucócitos nos diversos trocadores de calor

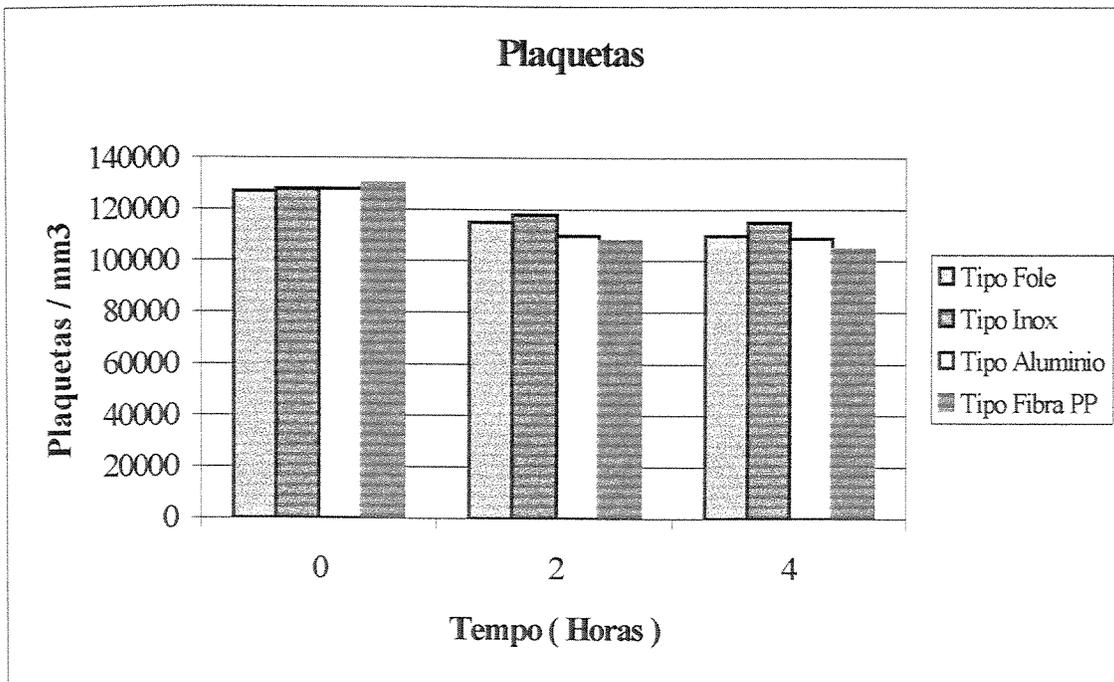


Figura 28 – Plaquetas nos diversos trocadores de calor

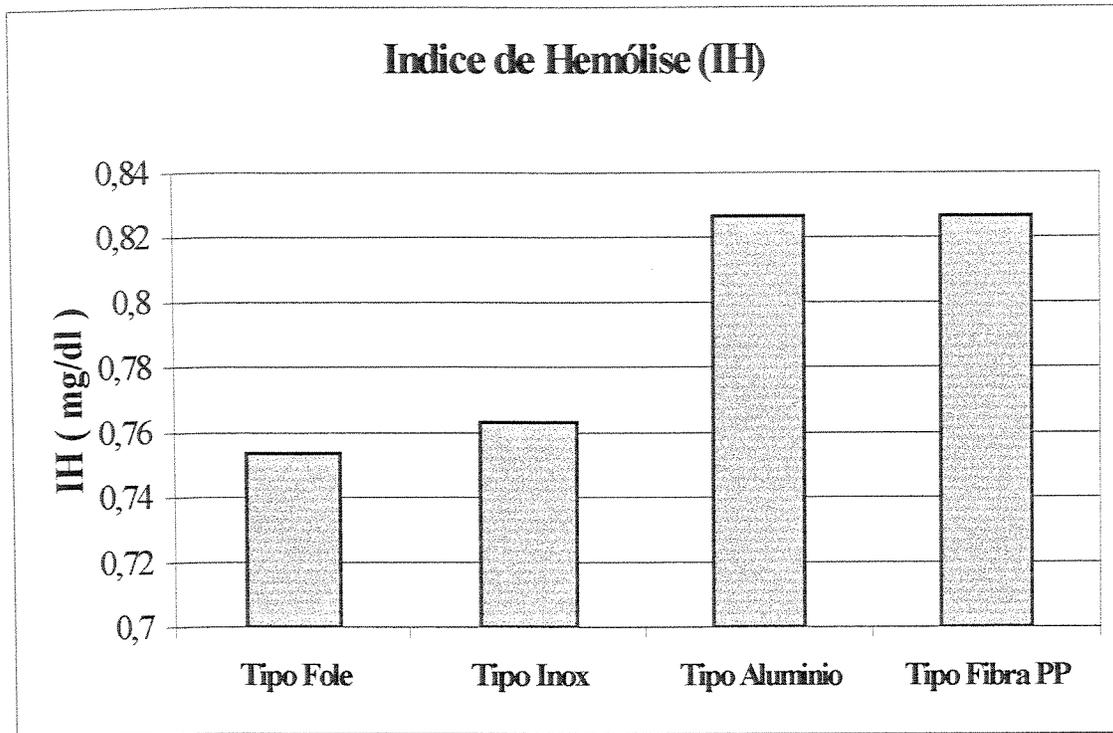


Figura 29 – Índice de Hemólise comparado os trocadores de calor testados

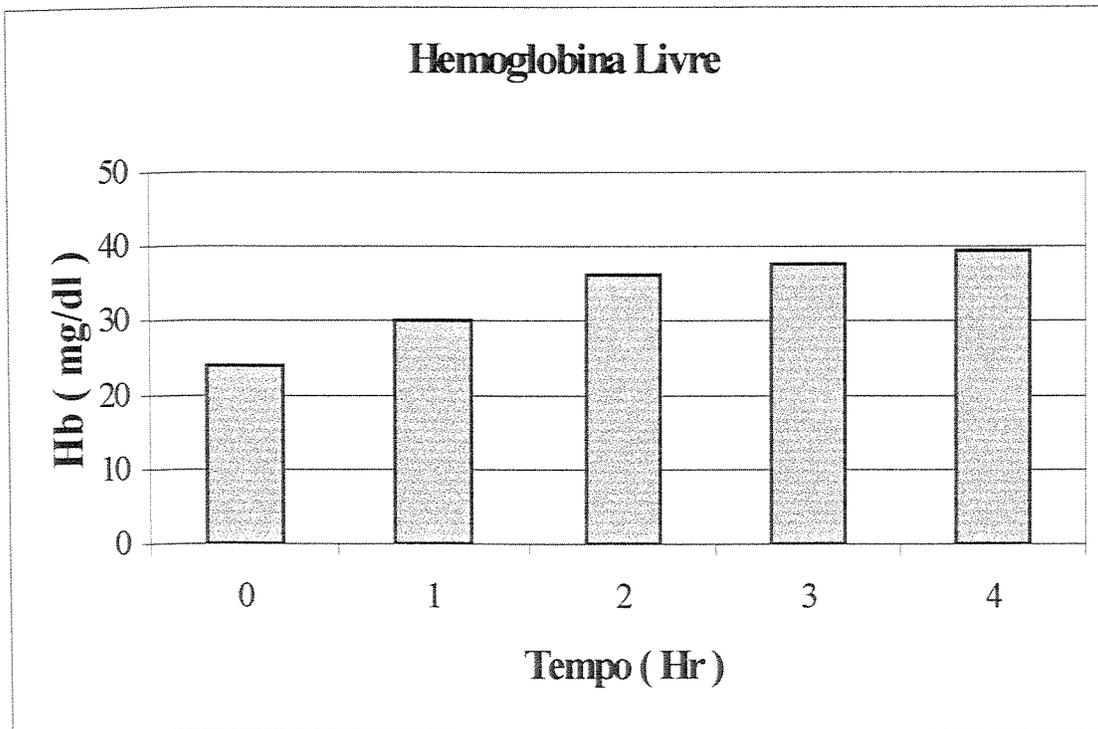


Figura 30 – Tendência da Hemoglobina Livre Plasmática no Trocador Tipo Fole

Foram realizados testes para verificar o volume de priming de cada trocador de calor testado, a análise deste fator é muito importante pois pretende-se um dispositivo com suficiente área de troca térmica com menor volume interno possível, os resultados estão na tabela abaixo.

MODELO DE TROCADOR DE CALOR	VOL. INTERNO (ml)
Tubos de Alumínio	80
Tubos de Aço Inoxidável	55
Tubos de Polipropileno	32
Modelo proposto (Fole)	25

Tabela 10: Volume interno nos diverso Trocadores de Calor

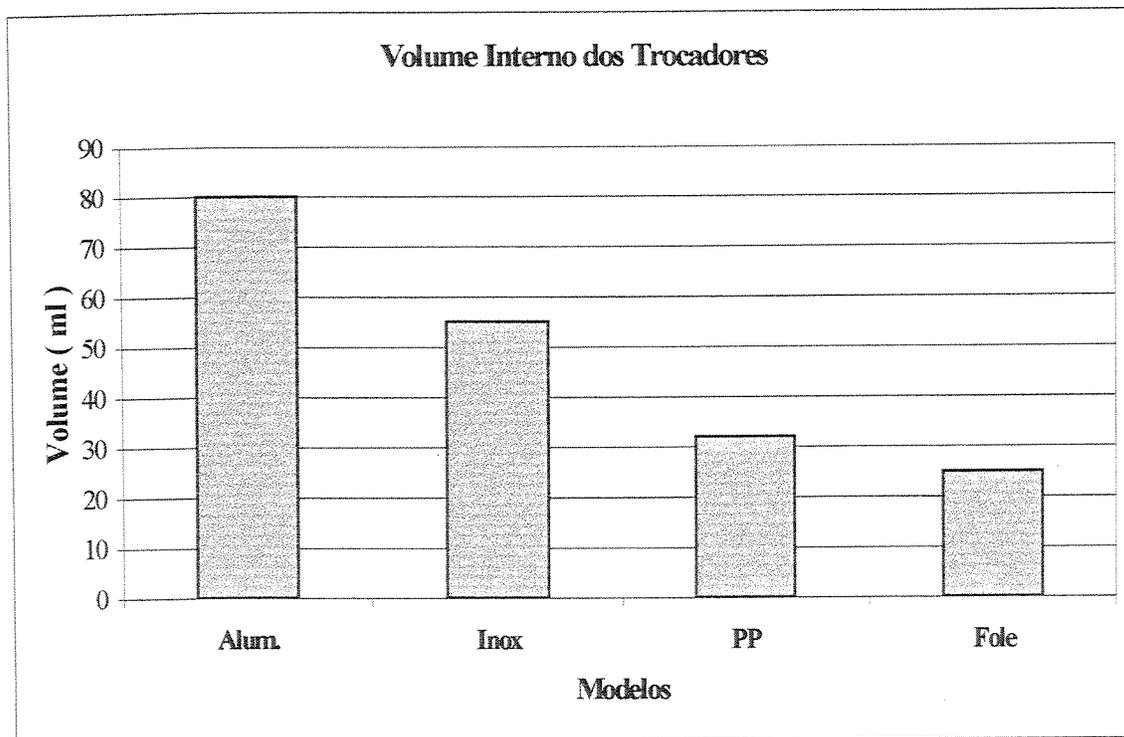


Figura 31 – Volume interno dos Trocadores de Calor testados

Durante os testes de transferência de calor dos diversos trocadores de calor analisamos o tempo de aquecimento de cada modelo e verificamos se o modelo proposto ficou dentro da taxa estipulada em nosso objetivo, que seria no máximo

1.85°C/min., valor este teoricamente considerado com ótimo, não influenciando no tempo do procedimento cirúrgico e não propiciando danos aos elementos do sangue, como a desnaturação protéica e hemólise, os resultados podem ser vistos na figura 32.

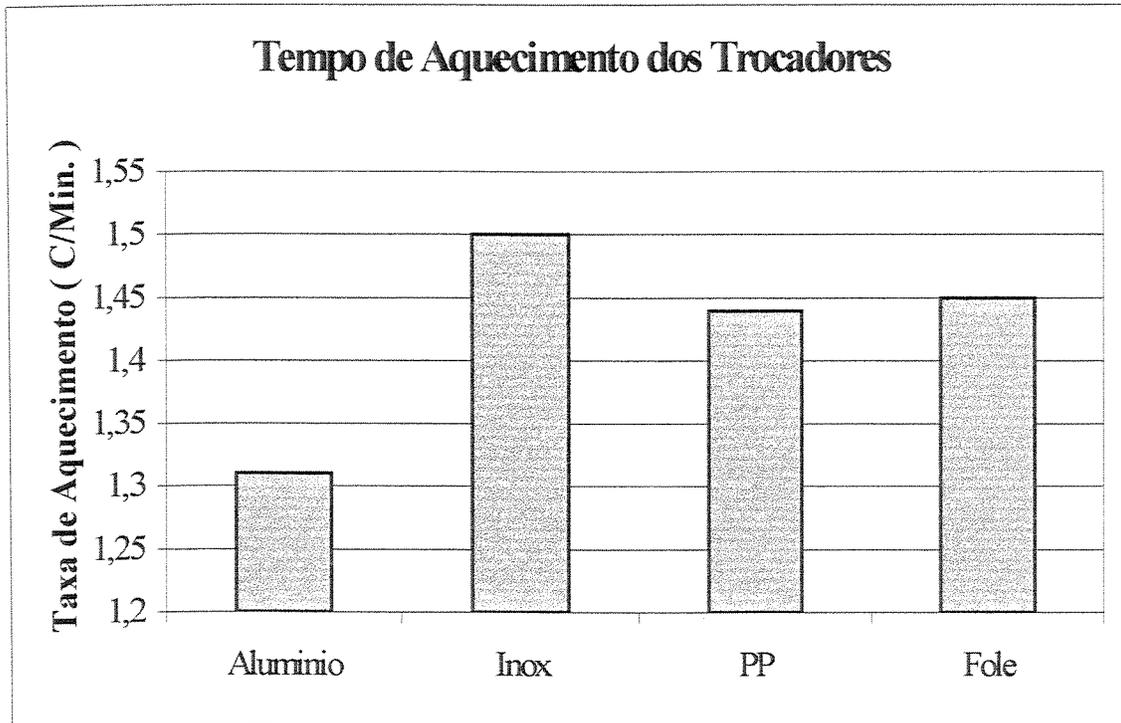


Figura 32 : Tempo de aquecimento dos Trocadores de Calor

Capítulo 4

DISCUSSÃO

O gradiente de pressão, que nos mostra a resistência oferecida pelo dispositivo ao fluxo sanguíneo, apresentou resultados extremamente reduzidos em relação aos trocadores de calor utilizados para comparação. O gráfico que relaciona o gradiente de pressão com o fluxo de sangue (figura 14) mostra que, para fluxos de sangue de 0.5 L/min, o gradiente de pressão está em torno de 5 mmHg e no seu fluxo máximo de utilização, 1,5 L/min, fica em torno de 15 mmHg, estes valores podem ser considerados baixos quando comparamos com os outros trocadores de calor de alumínio, aço inoxidável e fibra de polipropileno (figuras 18, 19, 20 e 24).

O gradiente de pressão é um dos fatores que pode induzir lesões aos elementos constituinte do sangue, desta forma podemos concluir que com o baixo nível do gradiente de pressão as lesões aos elementos do sangue no trocador de calor proposto é bem menor que seus similares.

A troca térmica no trocador de calor proposto e nos modelos testados foi avaliada com fluxos de 0,25 L/min até 1,5 L/min. sempre com uma vazão de água de 20 L/min. constante. Podemos notar que o fator de eficiência térmica (FET) para os protótipos testados para o fluxo máximo de utilização de 1,5 L/min ficou em 75%, considerado muito bom às situações habituais da circulação extracorpórea^{1, 8}.

As tendências do FET nos diversos testes, mostrados pelas figuras 16, 17, 21, 22, 23 e 25, indicam que apesar das áreas de troca serem próximas, com exceção ao

trocador de tubos de alumínio, no qual sua área reduzida é compensada pela condutividade térmica do material que é aproximadamente 7 vezes maior que a do aço inoxidável e do polipropileno, podemos verificar que o trocador de calor proposto tem um rendimento mais favorável, conforme figura 16, onde temos a curva de tendência dos protótipos testados.

O trocador de tubos de aço inoxidáveis apresenta características próximas ao trocador proposto tendo uma ligeira tendência de queda quando o fluxo chega ao seu limite de utilização, 1.5 L/min, igualando-se ao trocador de tubos de alumínio, resultado quase que esperado quando avaliamos o aumento no seu gradiente de pressão neste mesmo fluxo.

O trocador de calor de polipropileno teve resultados de eficiência térmica bastante surpreendente, da mesma forma analisando-se o fluxo máximo de aplicação teve rendimento em torno de 90%. Sua área efetiva é 36% maior que a do trocador proposto, a condutividade térmica do material é praticamente igual, mas a espessura da parede é 0.075 mm, o que ajuda consideravelmente no fluxo de calor.

O tempo necessário para o aquecimento gasto pelo trocadores de calor proposto ficou dentro do esperado (figura 32), a variação encontrada entre ele e os outros modelos testados pode ser considerada desprezível, visto que todos eles promoverão o aquecimento praticamente no mesmo intervalo de tempo.

A utilização de difusores na entrada e saída do sangue melhorou consideravelmente a distribuição entre as aletas do fole, propiciando um escoamento em regime laminar deste modo temos como consequência um índice de hemólise bastante reduzido (IH de 1 a 9), conforme classificação da norma esta enquadrado como excelente²¹, apesar de que os outros trocadores tiveram índice que os classificariam de excelentes também. Analisando mais profundamente estes valores verificaremos que boa parte dele esta relacionado com a bomba peristáltica²⁹, que agride mais severamente o sangue no momento em que ocorre o esmagamento do tubo de PVC, que seu contato direto com as superfícies dos materiais ou mesmo sobre a ação dos gradientes de pressão. Podemos até concluir que a taxa de hemólise

não seria um fator que desabonasse o uso dos outros modelos testados, visto que são dispositivos há muito tempo em uso nos procedimentos cirúrgicos.

Um dos indicadores de danos aos elementos do sangue é o aumento da hemoglobina livre no plasma e tem sido um tradicional marcador do trauma gerado pelos dispositivos da circulação extracorpórea e seus procedimentos. Nos testes “in vitro” a hemoglobina livre plasmática do trocador proposto ficou em 39.4 mg/dl após 4 horas, o que caracteriza um índice bom, pois dispositivos usados em circulação extracorpórea caracterizam-se por elevarem este índice entre 50 e 60 mg/dl^{2, 30}.

Analisando-se também o Índice de Hemólise o trocador de calor proposto teve valor bem abaixo dos trocadores testados, ficando dentro de uma classificação excelente segundo normas internacionais (Tabela 5)²¹. Apesar dos outros terem se classificados nos mesmos patamares de excelente, verificamos também que a análise estatística demonstrou não haver diferenças hematológicas significantes ($p < 0,05$) entre os dispositivos testados.

Durante a circulação extracorpórea os leucócitos ou glóbulos brancos, que são responsáveis pela defesa do organismo, são parcialmente seqüestrados do circuito aderindo aos tubos e superfícies dos dispositivos diminuindo seu número durante o procedimento. Para nossa caso podemos verificar uma brusca queda nas primeiras horas e uma tendência à estabilização no decorrer do teste, comportamento este que foi notado em todos os trocadores de calor testados (figura 25), mas sua diminuição não foi crítica ficando dentro dos padrões normais encontrados no sangue (6.000 a 8.000 leucócitos / mm^3)^{1, 17, 18, 30}

As plaquetas são de fundamental importância no processo de hemostasia e coagulação do sangue, durante a circulação extracorpórea sofrem alterações que prejudicam suas funções básicas. Podemos notar que os testes iniciaram com níveis próximos do normal (120.000 a 130.000 plaquetas / mm^3) e no decorrer do teste

permaneceram próximas de 100.000 plaquetas/mm³, esta diminuição é causada principalmente pelo contato com as superfícies do dispositivo com a deposição de material protéico formando uma camada de revestimento protéico, em uma circulação extracorpórea uma redução em torno de 30% é um valor esperado e tido como normal.

A baixa agressão aos elementos constituintes do sangue é influenciada principalmente, além das reduções dos fatores mecânicos, pela utilização de apenas três tipos de materiais que irão ter contato direto com o sangue, acrílico, aço inoxidável e a resina de poliuretano.

Durante a construção e montagem do trocador de calor proposto analisamos pontos relativos à segurança no uso, desta forma podemos garantir que o dispositivo é de fácil montagem, principalmente por ser constituído de apenas três partes que não necessitam de elementos de vedação. A estanqueidade do dispositivo é garantida no momento da montagem com a colocação de resina que aglomera a tubo tipo fole à tampa e à carcaça não deixando pontos frágeis que provocariam vazamentos de sangue para o compartimento de água. Para garantir estas afirmações todos os protótipos foram testados de acordo com as normas com uma pressão de 40 PSI.

A orientação vertical do trocador de calor possibilita uma orientação do fluxo de sangue no sentido de baixo para cima o que facilita a retirada do ar no momento do priming e também torna mais sensível a detecção de vazamento de sangue para o compartimento de água.

Analisando o volume interno do dispositivo proposto verificamos que é o mais baixo entre os trocadores testados, cumprindo seu objetivo de congregar eficiência na troca calórica com volume interno de sangue reduzido (figura 31).

O estudo do tempo de aquecimento nos mostrou que todos os trocadores de calor testados estavam dentro dos parâmetros preestabelecidos não ultrapassando o

índice de $1.85^{\circ}\text{C} / \text{min.}$, para este caso podemos dizer que o trocador proposto se comportou dentro do esperado (figura 32).

Capítulo 5

CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA PRÓXIMOS TRABALHOS

As inovações propostas neste sistema de trocador de calor para proteção do miocárdio provaram ser satisfatórias e com os testes comparativos podemos afirmar que:

- O dispositivo mostrou-se seguro, não ocorrendo vazamento em nenhum dos protótipos montados, mesmo submetidos aos rigores do teste de estanqueidade segundo a norma ISO/D7199-3.
- Os gradientes de pressão foram inferiores aos similares testados, fator indicativo de bom desempenho na proteção dos elementos constituintes do sangue.
- A eficiência térmica, que indica a capacidade real que o trocador de calor tem em transferir calor, ficou dentro dos padrões teóricos esperados, que estabelecem uma eficiência de 60% a 70% no fluxo máximo de sangue como satisfatória.
- O tempo de aquecimento do trocador, caracterizado pelo tempo necessário para aquecer certa massa de sangue, ficou dentro dos objetivos, sendo que a taxa obtida de 1.45 °C / Min. considerada satisfatória.

- O Índice de Hemólise, que nos fornece um indicativo de quanto o dispositivo pode agredir as hemácias (células vermelhas) do sangue, ficou com índices em torno de 0.75 mg/dl, considerado excelente.
- O reduzido volume da câmara de sangue cumpriu o objetivo de congregar eficiência na troca calórica com um baixo volume de sangue
- O dispositivo apresenta facilidade de remoção de ar no circuito de sangue.
- Quanto à forma de montagem para a introdução em uma linha de produção foi considerada bastante simples, podendo ser efetuado tanto manualmente ou em processo automatizado.

Tendo em vista a aplicação deste dispositivo em uso humano a sugestão para próximos estudos seria testes “ In Vivo” animal, com análises mais detalhadas do seu comportamento e rendimento em uma situação real de circulação extracorpórea. Após este estudos poderíamos iniciar um protocolo para análise do dispositivo em seres humanos nas diversas situações que necessitassem o uso de um dispositivo para resfriamento e aquecimento do sangue.

Outra sugestão, esta no campo acadêmico, seria um modelamento matemático ou uma simulação por meio de software específico para análise dos fluxos internos, determinando as variações de velocidades, pressões e transferência térmica ao longo do dispositivo.

Referências Bibliográficas

1. Souza M.H.L., Elias D.: Fundamentos da Circulação Extracorpórea, Vol. 1, Centro Editorial Alfa-Rio, Rio de Janeiro, Brasil, 1995.
2. Glenn P. Gravlee; Cardiopulmonary Bypass: Principle and Practice; Willian & Wilkins; Baltmor, Mariland, USA; 1993.
3. Braile, D.M.; História da Cirurgia Cardíaca; Arq. Bras. de Cardiologia; volume 66, nº 6, pag.329 – 337, 1996
4. Incropera F.P., Witt D.P.; Fundamentos de Transferência de Calor e de Massa, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 3º Edição, 1990.
5. Ueyma, K., Jones, J.W.; Rewarming: Comparison of Contemporary heat-exchangers; Bimed. Mater. Eng., 1996, 6:3,191-7.
6. Dobell A.R.C.; Charles Drew and the Origins of Deep Hypothermic Circulatory Arrest; Ann. Thorac. Surg. 1997, 63, 1193-9.
7. Nolan, S. P. ; Reflections on the Evolution of Cardiopulmonary Bypass; Ann. Thorac. Surg. 1997, 64, 1540-3.
8. Ueyama K.; Jones J.W.; Bell A.C. JR.: Rewarming: Comparison of contemporary heat-exchangers.; Biomed. Mater. Eng. 1996, 6:3, 191-7.
9. Hundley D.S.; Vertrees R.A.; Delrossi A.J.; Determination and comparison of heat exchange efficiency of four commercially available blood cardioplegia sets; Perfusion 1994, 9:5, 343-7.

10. Buckberg G.D.; Update on current techniques of miocardial protection.;
Ann. Thorac. Surg. 1995, 60:805-14.
11. Loop F.D.; Higgins T.L.; Panda R.; Pearce G.;Estafanous F.G.; Myocardial
protection during cardiac operations; The Journal of Thoracic and
Cardiovascular Surgery; 1992, 104:3, 805-14.
12. Ahuja A.S.; Heat transport in laminar flow of erythrocyte suspentions;
Journal of Applied Physiology; 1975, 39:1, 86-92.
13. Ahuja A.S.; Measurement of thermal conductivity of stationary blood by
unsteady-state method; Journal of Applied Physiology; 1974,37:5, 765-70.
14. Newman M.; et al.; A comparison of heat exchangers for blood
cardioplegia; Aust. N.Z. J. Surg.; 1989, 59, 343-346.
15. Lewis R.; et. Al.; Comparative Performance Analyses of Two Integrated
Extracorporeal Heat Exchangers: Cobe CML and Terumo Capiiox II 43;
Proceedings of the American Academy of Cardiovascular Perfusion, 1985,
6, 98-106.
16. Polsdorfer J.R.; Deep Hypothermia for Heart and Brain Surgery; Medicine
& Behavior; <http://www.medinfosource.com/mb/mb980839.html>, 1999.
17. Galetti, P.M.; Advances in Biomedical Engineering and Medical Physics.
Ed. John Wiley & Sons, v.2, 1968. Cap.: Advances in Heart Lung Machine,
p. 121 – 167.
18. Guiton, A.C.: “Tratado de Fisiologia Médica”, Ed. Guanabara Koogan
S.A., 1986.
19. Nosé. Y.; The Oxigenator. Saint Louis: Ed. The C.V. Mosby Company,
1973, 340 p.
20. Skalak, R.; Chien, S.: Handbook of Bioengineering, New York: Ed.
Mcgraw Hill, 1987.

21. International Standardization Organization, Berlin. ISO/DP 7199.3; Cardiovascular Implants and Artificial Organs – Extracorporeal Blood-gas Exchangers.
22. Ericsson A.B.; Takeshima S.; Vaage J.: Warm or Cold Continuous Blood Cardioplegia Provides Similar Myocardial Protection, *Ann. Thorac. Surg* 1999; 68:454-9.
23. Pêgo-Fernandes P. M.; Miura F.; Higa S.S.; Jatene A. D. ; Hemólise em circulação extracorpórea: estudo comparativo entre bomba de roletes e bomba centrífuga; *Rev. Bras. Circ. Cardiovasc.*, 4 (30: 220-224, 1989.
24. Wylen G.J. ; Sontag, R.E. ; *Fundamental of Classical Thermodynamics*, John Willey & Sons, 1985.
25. Novello W.P.; Drummond M.; Arruda A.C.F.; Leirner A.A.; Development and In Vitro Evaluation of a New Disc Oxygenator for Use in Infants; 43rd Annual Conference of American Society for Artificial Internal Organs, vol. 43- #2, 1997.
26. Braile D.M.; Como eu Faço Cardioplegia Sangüínea Isotérmica Retrograda de Baixo Volume; *Rev. Bras. Cir. Cardíaca*, 7(3):221-229, 1992.
27. Homan J.P.; *Tranferência de Calor*; McGraw-Hill do Brasil, 1983.
28. Novello W.P.; Dias F.T.; Bergamasco N.; Braile D.M.; Clinical Evaluation of Oximaster I Membrane Oxygenator; *Proceeding of the European Medical & Biological Engineering Conference*; Vol. 37,2, 1999, pp. 66-67.
29. Hansbro, S.D.; Sharpe, D.A.; Catchpole, R.; Welsh, K.R.; Kay, P.H.; Haemolysis during cardiopulmonary bypass: an in vivo comparison of standard roller pumps, nonocclusive roller pumps and cantrifugal pumps; *Perfusion*, Vol. 14 (1): 3-10, 1999.
30. Taylor K.M.; *Cardiovascular Bypass: Priciples and Management*, Chapman and Hall Ltd.; 1986, 986p.