

Francisco Ubaldo Vieira Junior

**“Análise do perfil hidrodinâmico em diferentes
modelos de bombas de roletes utilizadas em
circulação extracorpórea”**

**CAMPINAS
2009**

Francisco Ubaldo Vieira Junior

**“Análise do perfil hidrodinâmico em diferentes
modelos de bombas de roletes utilizadas em circulação
extracorpórea”**

***Tese de doutorado apresentada
à Pós-graduação da Faculdade
de Ciências Médicas da
Universidade Estadual de
Campinas para obtenção do
título de Doutor em Cirurgia,
área de Pesquisa Experimental.***

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira

***CAMPINAS
UNICAMP
2009***

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

V673a

Vieira Junior, Francisco Ubaldo

Análise do perfil hidrodinâmico em diferentes modelos de bombas de rolete utilizadas em circulação extracorpórea / Francisco Ubaldo Vieira Junior. Campinas, SP : [s.n.], 2009.

Orientador : Reinaldo Wilson Vieira

Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Ciências Médicas.

1. Órgãos artificiais. 2. Escoamento pulsátil. 3. Calibração. 4. Dinâmica dos fluidos - Medição. I. Vieira, Reinaldo Wilson. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Título em inglês : Analysis of the hydrodynamic profile of different models of roller pump used in extracorporeal circulation

Keywords:

- Artificial organs
- Pulsatile flow
- Calibration
- Fluid dynamics - Measurement

Titulação: Doutor em Cirurgia

Área de concentração: Pesquisa experimental

Banca examinadora:

Profº. Drº. Reinaldo Wilson Vieira

Profº. Drº. Domingo Marcolino Braile

Profº. Drº. Eduardo Tavares Costa

Profº. Drº. José Honório Palma da Fonseca

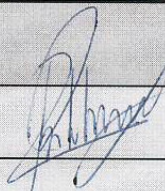
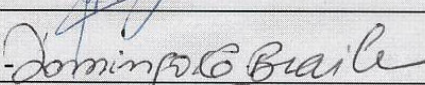
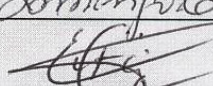
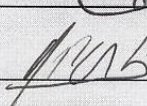
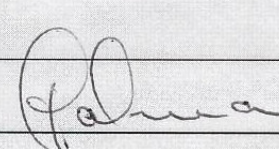
Profº. Drº. Jayme Pinto Ortiz

Data da defesa: 09-10-2009

Banca Examinadora da Tese de Doutorado

Francisco Ubaldo Vieira Junior

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira

Membros:1. Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira - 2. Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile - 3. Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa - 4. Prof. Dr. Jayme Pinto Ortiz - 5. Prof. Dr. José Honório de Almeida Palma da Fonseca - 

Curso de pós-graduação em Cirurgia, da Faculdade de Ciências Médicas
da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 09/10/2009

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos os pacientes que utilizaram ou porventura venham a utilizar o serviço de cirurgia cardíaca da Universidade Estadual de Campinas. Que os resultados aqui expostos possam de alguma forma contribuir para a melhoria na qualidade dos serviços prestados a eles.

AGRADECIMENTOS

É difícil medir a intensidade de um agradecimento e o valor das contribuições individuais e coletivas. Ensinaamentos, conselhos, dicas e intuições completaram o conjunto que aqui se apresenta na forma de tese.

Ao Prof. Dr. Reinaldo Wilson Vieira, pela confiança depositada e seu grande auxílio nas diversas situações, sempre disposto a solucionar de maneira pró-ativa os problemas que ocorreram até a conclusão do trabalho.

Ao Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile, pela paciência e disposição com que tratou meus questionamentos e dificuldades. Sabedoria de quem mais sabe ouvir do que precisa falar.

Ao Prof. Dr. Eduardo Tavares Costa, companheiro e amigo com quem pude contar em momentos decisivos. Pelo acolhimento e atenção que tratou os diversos assuntos, meu sincero agradecimento.

Ao Prof. Dr. Jayme Pinto Ortiz, pela oportunidade para a construção de uma parceria responsável de pesquisa em bioengenharia.

Ao Dr. Pedro Paulo Martins de Oliveira, pelo companheirismo e ajuda sincera nos momentos de decisão.

Ao Prof. Dr. Orlando Petrucci Jr. pela disponibilidade nos ensinamentos e ajuda sincera na correção de trabalhos.

Ao Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa, que me iniciou na pesquisa experimental. Pela harmonia, paciência e respeito que sempre tratou meus questionamentos.

Ao amigo Nilson Antunes, cuja participação foi fundamental na realização deste trabalho. Pela determinação e paciência, meus sinceros agradecimentos.

Ao companheiro Marcio Roberto do Carmo, que com seu conhecimento e grande paciência contribuiu na condução desse trabalho.

Aos companheiros Lindemberg Mota, Karlos Vilarinho, Elaine Soraya, Carlos Lavagnoli, André e Analí Torina pela paciência e atenção que transmitiram seus conhecimentos e experiências, me auxiliando no entendimento das diversas questões que envolvem a cirurgia cardíaca.

Aos companheiros Ana Cristina de Moraes e Willian Adalberto Silva do Núcleo de Medicina e Cirurgia Experimental, pela imensa ajuda com os experimentos.

À empresa Braile Biomédica, em nome dos colegas Engenheiro Marcus Vinicius Pinto e Silva e Engenheiro David Peitl, pela doação de acessórios para os testes.

A amiga Ana Maria Moreira, companheira de muitas lutas e desafios vencidos durante essa jornada.

Um agradecimento muito especial a minha companheira, amiga e esposa Katia, por estar sempre ao meu lado, e ser a maior incentivadora para que eu pudesse concluir esse trabalho.

E por fim, a todos os *Mentores* que estiveram presentes nessa trajetória, que direta ou indiretamente me auxiliaram com sabedoria e serenidade em mais essa etapa da minha vida.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	xiii
LISTA DE TABELAS.....	xix
LISTA DE ABREVIATURAS	xxiii
LISTA DE SÍMBOLOS.....	xxv
RESUMO.....	xxvii
ABSTRACT.....	xxxi
1. INTRODUÇÃO.....	35
2. OBJETIVO.....	39
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	43
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	65
4.1 Perfil hidrodinâmico por medida de velocidade de queda.....	68
4.2 Perfil hidrodinâmico por medidas com calibração Dinâmica.....	71
4.3 Tensão residual em tubos de silicone.....	74
4.3.1 Medidas de velocidade de queda.....	74
4.3.2 Medidas com Equipamento Servo-hidráulico.....	75
4.3.3 Medidas de repetitividade com calibração dinâmica.....	77
4.3.4 Medidas de estabilidade de fluxo e pressão.....	77
4.4 Visualização de refluxo.....	78
4.4.1 Visualização em aspirador de sangue.....	79
4.4.2 Visualização em reservatório de cardiotomia.....	80
4.5 Medidas de fluxo e refluxo.....	82
4.6 Diferenças de pressões.....	84
4.7 Análise estatística.....	85
5. RESULTADOS.....	89
5.1 Perfil hidrodinâmico por velocidade de queda.....	89
5.2 Perfil hidrodinâmico por calibração dinâmica.....	91
5.3 Variações nas medidas de velocidade de queda.....	93
5.4 Correspondência entre medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica.....	94
5.5 Diferenças de pressões na calibração dinâmica.....	97
5.6 Análise das variações de velocidade de queda com o tempo.....	98

5.7	Visualização de refluxo.....	104
5.8	Medidas de fluxo e refluxo.....	110
5.9	Diferenças de pressões com fluxo.....	119
6.	DISCUSSÃO.....	121
6.1	Perfil hidrodinâmico.....	123
6.2	Variações na medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica.....	125
6.3	Variações nas medidas de velocidade de queda com o tempo.....	127
6.4	Visualização de refluxo.....	129
6.5	Medidas de fluxos e refluxos.....	131
6.6	Diferenças de pressões.....	133
7.	CONCLUSÕES.....	135
8.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	139
	ANEXO I.....	145

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Ilustração do circuito esquemático de uma Circulação Extracorpórea.....	46
Figura 2 -	Ilustração do sistema de acionamento da bomba centrífuga Bio-Pump®	50
Figura 3 -	Fotos do console e bomba centrífuga Biomédicus, fabricado por Medtronic Inc.....	51
Figura 4 -	Fotos de dois modelos de Máquina de Circulação Extracorpórea com bombas de roletes.....	52
Figura 5a -	Ilustração dos principais componentes do módulo bomba de roletes com ajuste simultâneo dos reletes.....	53
Figura 5b -	Foto do módulo bomba de roletes arterial com destaque para o leito rígido.....	53
Figura 6 -	Ilustração dos elementos de calibração de uma bomba de roletes.....	54
Figura 7a -	Ilustração de medidas de velocidade de queda.....	55
Figura 7b -	Ilustração da posição de medidas de velocidade de queda.....	55
Figura 8 -	Ilustração do método de calibração dinâmica.....	57
Figura 9 -	Ilustração do fluxo e refluxo em bomba de roletes.....	60
Figura 10 -	Foto de modelo de reservatório de cardiectomia.....	61
Figura 11 -	Modelos de aspiradores de sangue.....	62
Figura 12 -	Ilustração dos modelos de bombas analisados. Posição do tubo de silicone no leito rígido.....	67

Figura 13 -	Ilustração do sistema de medida de velocidade de queda e ângulos padronizados do leito rígido.....	69
Figura 14a -	Ilustração do sistema de medida de velocidade de queda e ângulos padronizados do leito rígido.....	72
Figura 14b -	Gráfico com valores parciais de pressão durante o processo de calibração dinâmica. Indicação dos valores de pressão máximos, mínimos e pressão de calibração dinâmica média (PCD _{méd}). Bomba 1 PCD _{méd} = 265 mmHg, Tubo 6 (Tabela 7).....	73
Figura 15 -	Ilustração do processo inicial de oclusão dos tubos de silicone para testes de compressão.....	76
Figura 16a -	Vista geral do equipamento usado para ensaios de compressão em equipamento servo-hidráulico.....	76
Figura 16b -	Detalhe do posicionamento do tubo de silicone.....	76
Figura 17 -	Ilustração da posição dos roletes durante tempo de espera entre medidas.....	77
Figura 18 -	Ilustração da ocorrência do refluxo.....	78
Figura 19 -	Ilustração do bico injetor do líquido traçador.....	79
Figura 20 -	Ilustração das dimensões principais do aspirador de sangue.....	79
Figura 21 -	Ilustração do conjunto de equipamentos usados para visualização de fluxo em aspirador de sangue.....	80
Figura 22 -	Ilustração do setup experimental usado para visualização do refluxo em reservatório de cardiectomia. Detalhe da válvula de ajuste de pressão.....	82
Figura 23 -	Ilustração do sistema usado para medidas de fluxo e refluxo.....	83

Figura 24 -	Registros parciais medidos de fluxo. Indicação dos valores de fluxo máximo, mínimo, médio e refluxo médio..	84
Figura 25a -	Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 1....	89
Figura 25b -	Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 2....	89
Figura 25c -	Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 3....	90
Figura 25d -	Perfis de velocidade de queda em três bombas com velocidade de queda no ponto 0° de $V_q = 4,4 \pm 0,5$ cm/min.....	90
Figura 26-	Perfis hidrodinâmicos de velocidade de queda com respectivos diagramas de pressões durante a calibração dinâmica. Bombas 1, 2 e 3.....	92
Figura 26a -	Bomba 1.....	92
Figura 26b -	Bomba 2.....	92
Figura 26c -	Bomba 3.....	92
Figura 27 -	Comportamento da velocidade de queda no ponto 0° em relação à velocidade média em três pontos (-20° 0° e +20°).....	93
Figura 28a -	Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 1, bomba 1.....	95
Figura 28b -	Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 8, bomba 1.....	95
Figura 28c -	Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 11, bomba 2.....	96
Figura 28d -	Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 15, bomba 2.....	96

Figura 29 -	Valores de velocidade de queda e respectiva pressão média de calibração dinâmica.....	97
Figura 30 -	Relação entre a pressão média de calibração dinâmica e diferença de pressão ($P_{max} - P_{min}$). Bombas 1, 2, 3.....	97
Figura 31 -	Variação da velocidade de queda em função do tempo....	99
Figura 32a -	Deslocamento em função do tempo. Tubo de 9,5 x 1,6 mm.....	100
Figura 32b -	Deslocamento em função do tempo. Tubo de 9,5 x 2,4 mm.....	100
Figura 32c -	Deslocamento em função do tempo. Tubo de 13 x 2,4 mm.....	101
Figura 33 -	Variação da pressão média de calibração dinâmica com o tempo. Bomba 2.....	102
Figura 34a -	Variação da pressão média pelo tempo.....	103
Figura 34b -	Variação do fluxo médio pelo tempo.....	103
Figura 35 -	Visualização de refluxo em aspirador de sangue totalmente submerso em água. Bomba 3.....	104
Figura 35a -	Refluxo, posição 1.....	104
Figura 35b -	Refluxo, posição 2.....	104
Figura 36 -	Visualização de fluxo preferencial em aspirador de sangue. Bomba 1.....	106
Figura 36a -	Aspirador na posição 1.....	106
Figura 36b -	Aspirador na posição 2.....	106

Figura 36c - Aspirador na posição 3.....	106
Figura 37 - Refluxo em três momentos consecutivos, no interior do reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue. Bomba 3. $PCD_{méd} = 80$ e $R_{tot} = 150$ mmHg.....	108
Figura 37a - Instante 1.....	108
Figura 37b - Instante 2.....	108
Figura 37c - Instante 3.....	108
Figura 37d - Medida de refluxo simultânea à visualização. Bomba 3.....	108
Figura 38 - Refluxo em três momentos consecutivos, no interior do reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue. Bomba 1. $PCD_{méd} = 230$ e $R_{tot} = 320$ mmHg.....	109
Figura 38a - Instante 1.....	109
Figura 38b - Instante 2.....	109
Figura 38c - Instante 3.....	109
Figura 38d - Medida de refluxo simultânea à visualização. Bomba 1.....	109
Figura 39 - Fluxos medidos nos três modelos de bombas em função da calibração dinâmica média, com resistência média de 251 ± 3 mmHg.....	110
Figura 40 - Refluxo médio em função da pressão média de calibração dinâmica.....	111
Figura 41a - Refluxo na bomba 1. $PCD_{méd} = 94 \pm 1$ mmHg.....	11
Figura 41b - Refluxo na bomba 2, $PCD_{méd} = 101 \pm 1$ mmHg.....	112
Figura 41c - Refluxo na bomba 3, $PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg.....	113

Figura 42 -	Varição do fluxo a 90 RPM para os três modelos de bomba com $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.....	113
Figura 43a -	Fluxo em função da resistência (R_{tot}). Bomba 1, $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.....	115
Figura 43b -	Fluxo com $R_{tot} = 55 \pm 1$ mmHg.....	115
Figura 43c -	Fluxo com $R_{tot} = 154 \pm 1$ mmHg.....	115
Figura 43d -	Fluxo com $R_{tot} = 250 \pm 2$ mmHg.....	115
Figura 43e -	Fluxo com $R_{tot} = 290 \pm 2 \pm 1$ mmHg.....	115
Figura 43f -	Fluxo com $R_{tot} = 374 \pm 3$ mmHg.....	115
Figura 44a -	% de variação do fluxo a 90 RPM. $PCD_{méd} = 62 \pm 5$ mmHg	116
Figura 44b -	% de variação do fluxo. 90 RPM. $PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg...	116
Figura 44c -	% de variação do fluxo a 90 RPM. $PCD_{méd} = 234 \pm 12$ mmHg.....	117
Figura 45a -	Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 1.....	118
Figura 45b -	Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 2.....	118
Figura 45c -	Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 3.....	118
Figura 46 -	Diferença de pressões em função da resistência média (R_{tot}) a 90 RPM. $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.....	119
Figura 47 -	Ilustração da analogia dos ponteiros do relógio para posição de medidas por velocidade de queda.....	124
Figura 48 -	Ilustração do processo de relaxação dos tubos de silicone com o tempo.....	128
Figura 49 -	Curva típica de pressão-fluxo de uma bomba centrífuga...	132

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Características gerais das bombas de roletes analisadas.....	68
Tabela 2 –	Característica dos testes realizados de velocidade de queda em função do tempo.....	74
Tabela 3 –	Valores de velocidade de queda (média $\pm$ desvio padrão) usados para levantamento de perfil hidrodinâmico. Referente às Figuras 25a-c.....	148
Tabela 4 –	Comparação entre variâncias dos perfis de velocidade de queda (n=7) para os três modelos de bombas.....	91
Tabela 5 –	Registros da velocidade de queda (média $\pm$ desvio padrão) no ponto 0° e velocidade média em três pontos (-20° 0° e +20°). Referente à Figura 27.....	147
Tabela 6 –	Comparação entre regressões lineares das medidas velocidade no ponto 0° e valores médios calculados nos três pontos (-20° 0° e +20°).....	93
Tabela 7 –	Resultados parciais dos testes de medidas de velocidade de queda e respectiva pressão média de calibração dinâmica.....	94
Tabela 8 –	Resultados das medidas de velocidade média de queda ($V_{q_{méd}}$) e respectivas medidas de pressão média de calibração dinâmica ($PCD_{méd}$). Dados referentes à Figura 29.....	148
Tabela 9 –	Registros de diferença de pressões (máxima – mínima) e Pressões médias de calibração dinâmica. Referente à Figura 30.....	149

Tabela 10 –	Comparação entre regressões lineares das medidas de pressão média de calibração dinâmica e diferenças de pressão para as três bombas.....	98
Tabela 11 –	Resumo dos resultados dos coeficientes de determinação (R^2) e coeficiente angular (β). $n=16$	150
Tabela 12 –	Resultados do teste de correlação de Spearman para os valores de deslocamento em função do tempo.....	99
Tabela 13 –	Resultados das medidas de pressão média de calibração dinâmica e respectivos tempos com a Bomba 2. Dados referentes à Figura 35.....	101
Tabela 14 –	Resultados das medidas de pressão média de calibração dinâmica e respectivos tempos com a Bomba 2. Dados referentes à Figura 33.....	151
Tabela 15 –	Resultados dos testes de variações nas pressões e respectivos fluxos em operação normal ao longo de 80 minutos.....	152
Tabela 16 –	Resumo dos resultados dos testes de variação de pressão e fluxo com o tempo.....	104
Tabela 17 –	Registros do fluxo em função do ajuste pelo método de calibração dinâmica com fluido análogo ao sangue. Rotação com 50 ± 0.5 RPM, $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg (média $\pm$ desvio padrão). Dados referentes à Figura 39.....	153
Tabela 18 –	Valores do refluxo médio para três modelos de bomba em função da pressão média de calibração dinâmica. Rotação de $50 \pm 0,5$ RPM e $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg. Dados referentes à Figura 40.....	154

Tabela 19 –	Valores do refluxo médio para três modelos de bomba em função resistência média (R_{tot}). Referente às Figuras 41a-c.....	155
Tabela 20 –	Valores do percentual dos fluxos com a resistência adicionada ao circuito. Referente às Figuras 44a-c. Pressões em mmHg.....	156
Tabela 21 –	Registros da diferença entre pressões (máxima – mínima) a 90 RPM para $PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg. Referente à Figura 46. Pressões em mmHg.....	157
Tabela 22 –	Valores dos coeficientes de correlação ($n=9$) dos valores de DP em função da R_{tot}	119
Tabela 23 –	Comparação entre duas regressões (coeficientes angulares e interceptos), entre os valores de DP medidos para as três bombas ($n=9$).....	120

LISTA DE ABREVIATURAS

%HB	Porcentagem de hemoglobina liberada devido a hemólise mecânica
cm	Centímetro
cm/min	Centímetros por minuto
CEC	Circulação extracorpórea
d	Diâmetro
Dp	Diferença de pressão (Pmax – Pmin)
Htc	Hematócrito
HLp	Hemoglobina livre no plasma
Hz	Hertz
l/min	Litros por minuto
l	Litro
min	Minuto
mm	Milímetro
mmHg	Milímetro de coluna de mercúrio
mg/dl	Miligramas por decilitro
ml	Mililitro
ms	Mili segundo
μm	Micrometro
MCEC	Máquina de circulação extracorpórea

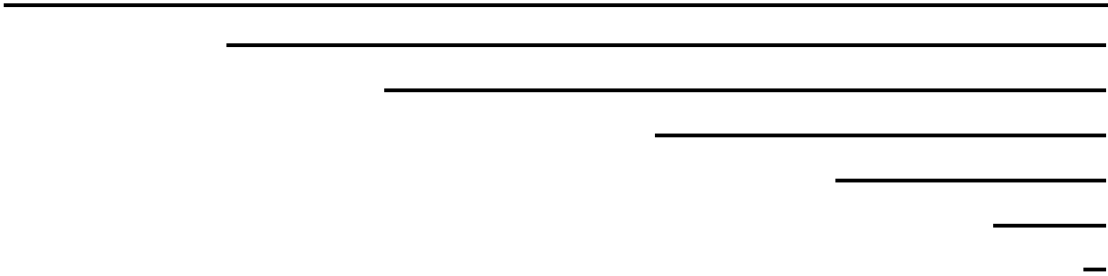
N	Newton
p	Probabilidade
Pa	Pascal
PCD_{med}	Pressão de calibração dinâmica média
P_m	Pressão média
P_{max}	Pressão máxima
P_{mim}	Pressão mínima
Q_f	Fluxo normal
Q_{oc}	Fluxo com bomba totalmente ocluída
Q_r	Refluxo
R²	Coeficiente de determinação
R_e	Número de Reynolds
R_s	Coeficiente de correlação de Spearman
R_{tot}	Resistência total média (dispositivos e resistência sistêmica)
RPM	Rotações por minuto
RPM_{cd}	Rotações por minuto da calibração dinâmica
t	Tempo
u	Velocidade
VCI	Veia cava inferior
VCS	Veia cava superior

V_q	Velocidade de queda
$V_{q_{\text{méd}}}$	Velocidade de queda média

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Por cento
β	Coeficiente angular
$^{\circ}\text{C}$	Graus Celsius
Δ	Variação
μ	Viscosidade absoluta
ν	Viscosidade cinemática
ρ	Massa específica
∂	Derivada parcial
τ	Tensão de cisalhamento

RESUMO



RESUMO

Introdução: Dentre os equipamentos utilizados em circulação extracorpórea, as bombas de roletes têm grande importância, com modelos disponíveis de vários fabricantes. O ajuste dos roletes é um fator importante nas taxas de hemólise e o potencial hemolítico difere em cada um deles. Pesquisadores nem sempre abordam detalhes sobre os perfis do leito rígido supondo que as formas padronizadas de ajuste garantem valores iguais e comparáveis para todos os modelos de bombas de roletes. Dispomos principalmente de dois métodos para o ajuste de bombas de roletes e nenhum deles considera as características de impulsão do fluido, definida pelo perfil do leito rígido.

Objetivo: O objetivo desse trabalho é analisar o perfil hidrodinâmico de três diferentes modelos de bombas de roletes comercializados no Brasil e sua influência no fluxo e refluxo.

Materiais e Métodos: Foram utilizados tubos de silicone de 9,5x1,6; 9,5x2,4; 13x2,4 mm de diâmetro de dois fornecedores diferentes. Os testes foram realizados em solução fisiológica e solução análoga ao sangue.

O perfil hidrodinâmico de três bombas de roletes foi realizado por medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica. Foi investigada a variação das medidas de velocidade de queda com o tempo e testes de compressão em equipamento servo-hidráulico. Os refluxos foram visualizados em aspirador de sangue e reservatório de cardiectomia com medidas simultâneas.

Resultados: Os perfis hidrodinâmicos apresentaram diferenças em suas variâncias para medidas de velocidade de queda ($P < 0,01$) e calibração dinâmica ($P < 0,0001$). A tensão residual nos tubos de silicone ocasionou redução nas medidas de velocidade de queda com o tempo ($P < 0,0002$) e foram confirmadas pelos testes de compressão ($P < 0,0001$).

Conclusão: Os ajustes realizados pelos métodos de velocidade de queda e calibração dinâmica são dependentes da forma do leito rígido. Comparações envolvendo bombas de roletes devem ser feitas com cautela.

A tensão residual em tubos de silicone compromete a repetitividade dos ajustes feitos pelo método de velocidade de queda.

ABSTRACT

ABSTRACT

Introduction: Among the equipment used in cardiopulmonary bypass, roller pumps have great importance, with models available from several manufacturers. The roller adjustment is an important factor in the rates of hemolysis and the hemolytic potential differs in adjustment. Researchers do not always address details on the profiles of the raceway accepting that the forms of standardized settings ensure equal and comparable values for all models of roller pumps. There are two methods for setting roller pumps and none considers the dynamic characteristics of the fluid, defined by the profile of the raceway.

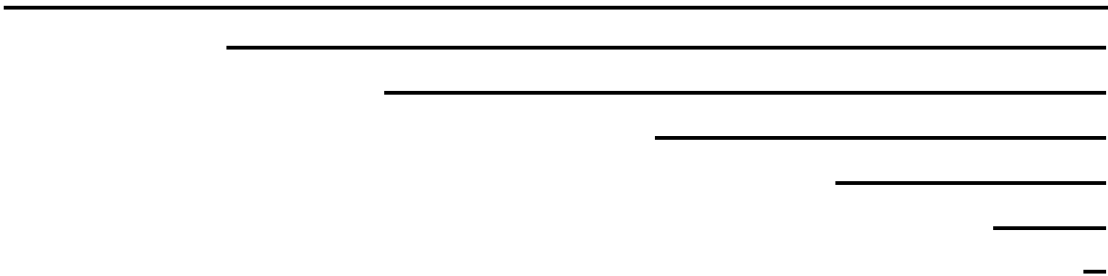
Objective: The aim of this study is to analyze the hydrodynamic profile of three different models of roller pumps commercialized in Brazil and its influence on the flow and back flow.

Materials and methods: We used silicone tubes of 9.5x1.6, 9.5 x2.4 and 13x2.4 mm in diameter from two different suppliers. The tests were performed in saline and solution analogous to blood. The hydrodynamic profile in three roller pumps was achieved by measurements of drop rate and dynamic calibration. The drop rate variations were investigated in silicone tubes by measurements of drop rate and the compression tests in servo-hydraulic equipment. Retrograde flows were viewed in blood aspirator and cardiotomy reservoir.

Results: The hydrodynamic profiles showed differences in their variances for measurements of drop rate ($P < 0.01$) and dynamic calibration ($P < 0.0001$). The residual stress in the silicone tubes caused reduction in drop rate with time ($P < 0.0002$) and were confirmed by compression tests ($P < 0.0001$).

Conclusion: The adjustments made by the methods of drop rate and dynamic calibration are dependent on the raceway profile. Comparisons involving roller pumps must be made with caution. The residual stress in the silicone tubes compromises repeatability of adjustments made by the drop rate method.

INTRODUÇÃO



1. INTRODUÇÃO

Durante vários anos, pesquisadores desenvolveram dispositivos que substituíssem as funções do sistema coração-pulmão como suportes em cirurgias cardíacas. Somente na década de 1950 foram realizadas as primeiras operações com circulação extracorpórea (CEC) com sucesso, com um sistema de respiração e circulação artificiais, atendendo temporariamente as necessidades metabólicas do ser humano (Denton e Cooley, 1987).

A circulação extracorpórea compreende o conjunto de máquinas, aparelhos, circuitos e técnicas, com os quais o coração e os pulmões têm suas funções temporariamente substituídas, excluindo-os da circulação sanguínea. É utilizada em operações cardiovasculares que juntamente com equipamentos e dispositivos médicos, vêm sendo aprimorados continuamente (Souza e Elias, 2006). A cada ano são realizados aproximadamente 700.000 procedimentos com circulação extracorpórea, no mundo, dos quais, cerca de 35.000 são realizados no Brasil. (Perfusion Line, 2006).

A CEC é identificada pelo organismo como um agente agressor complexo e multifatorial, e como tal, suscita uma série de reações. As alterações induzidas são de natureza hemodinâmica, física e química. Dentre elas ressaltam a perfusão dos órgãos com fluxo contínuo, não pulsátil, o contato do sangue com superfícies estranhas, a hipotermia, a hemodiluição e a inibição do sistema de coagulação.

Durante a perfusão, as células sanguíneas estão sujeitas à ação de diversas forças que diferem das forças que atuam na circulação normal. As hemácias, os leucócitos e as plaquetas podem ser profundamente afetados pela circulação extracorpórea, tanto pelo trauma físico, quanto pelo contato com as superfícies do circuito (Antunes, 2002).

As hemácias sofrem traumatismo importante durante a CEC, provocado principalmente pelo sistema de aspiração de sangue e dispositivos de

bombeamento do sangue. Esse traumatismo pode ser observado ainda na sala de operações, quando exagerado.

Em 1997, Tamari e colaboradores estudaram amplamente os efeitos da oclusão em bombas de roletes. Propuseram uma forma de ajuste não oclusiva (calibração dinâmica) e compararam os resultados com o método tradicional (velocidade de queda) e com bomba centrífuga.

Em seu extenso trabalho, alguns pontos foram analisados e outros foram deixados sem explicação. A base do estudo foi estabelecida com testes de um único modelo de bomba de roletes, sem analisar as possíveis diferenças entre modelos existentes.

Observaram variações nas medidas tradicionais de oclusão sem uma investigação mais detalhada sobre as causas. Propuseram método de correção de fluxo para ajustes não oclusivos baseado no refluxo sem considerar as possíveis diferenças entre os perfis do leito rígido das bombas.

Diferenças de desempenho entre modelos de bomba têm sido apontadas por profissionais brasileiros envolvidos em cirurgia cardíaca. Dificuldades de repetitividade e variações nos índices de hemólise são pontos observados com o uso da técnica de velocidade de queda para o ajuste.

A utilização da técnica de calibração dinâmica em centros cirúrgicos apresenta algumas limitações práticas. A regulação dos diversos módulos de bombas para aplicações distintas nos procedimentos e a falta de dispositivos auxiliares à calibração dificultam o uso do método.

Os pontos não estudados em profundidade no trabalho de Tamari et al., 1997, e as observações empíricas de profissionais experientes envolvidos na perfusão são as principais justificativas do presente trabalho.

OBJETIVO

2. OBJETIVO

Analisar o perfil hidrodinâmico de três diferentes modelos de bombas de roletes comercializados no Brasil complementados com:

- Análise das causas de variações nas medidas de velocidade de queda;
- Avaliação do comportamento dos fluxos e refluxos.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

O organismo humano é percorrido pela corrente sanguínea com a finalidade de nutrir os seus diversos tecidos e eliminar o calor gerado no metabolismo das células. Essa tarefa é executada pelo conjunto de elementos que constituem o sistema cardiovascular com a função básica de suprir as necessidades dos tecidos. Além disso, realiza a condução de hormônios de uma parte à outra do corpo e, de forma geral, a manutenção de um ambiente apropriado em todos os fluidos dos tecidos do organismo, garantindo as condições ótimas de sobrevivência e funcionamento das suas células (Sousa e Elias, 2006).

O sangue é o meio líquido que flui pelo sistema circulatório entre os diversos órgãos transportando nutrientes, hormônios, eletrólitos, água, resíduos do metabolismo celular e diversas outras substâncias. É um tecido que contém uma fase sólida, que compreende os elementos celulares que são as hemácias, os leucócitos e as plaquetas (aproximadamente 45% do volume), e uma fase líquida, o plasma (aproximadamente 55% do volume).

As hemácias, também chamadas de glóbulos vermelhos ou eritrócitos, são as células mais numerosas no sangue e sua principal função é o transporte do oxigênio dos pulmões para os tecidos e do dióxido de carbono, dos tecidos para os pulmões. Tem a forma de um disco bicôncavo, que permite alterar a sua forma na passagem pelos capilares, sem sofrer ruptura.

A massa de glóbulos vermelhos existente no sangue constitui o hematócrito que representa um índice da concentração dos glóbulos vermelhos. O hematócrito do homem normal varia de 40 a 45%, e o da mulher normal entre 38 e 42% (Sousa e Elias, 2006).

Na circulação extracorpórea, a função de bombeamento do coração é desempenhada por uma bomba mecânica, denominada bomba arterial, e as funções dos pulmões são substituídas por um aparelho capaz de realizar as trocas gasosas com o sangue e tubos plásticos descartáveis interligam paciente ao sistema.

A Figura 1 ilustra o processo de uma circulação extracorpórea na qual o sangue venoso é desviado do coração e dos pulmões do paciente, por cânulas colocadas nas veias cava superior (VCS) e inferior (VCI). O sangue venoso é bombeado a um oxigenador, onde recebe oxigênio e elimina gás carbônico, seguindo para o filtro de linha arterial, o qual possui um sistema de cata-bolhas que tem a função de eliminar bolhas de ar/gases e de reter partículas.

Posteriormente o sangue flui para um ponto do sistema arterial do paciente por meio de cânulas arteriais, geralmente a aorta ascendente, sendo então distribuído a todos os órgãos, cedendo oxigênio e nutrientes aos tecidos e removendo CO_2 . Após circular pelos tecidos, o sangue volta até as veias cava superior e inferior, onde é continuamente recolhido para o reservatório de cardiotoraxia para ser novamente bombeado ao oxigenador, dando início a um novo ciclo.

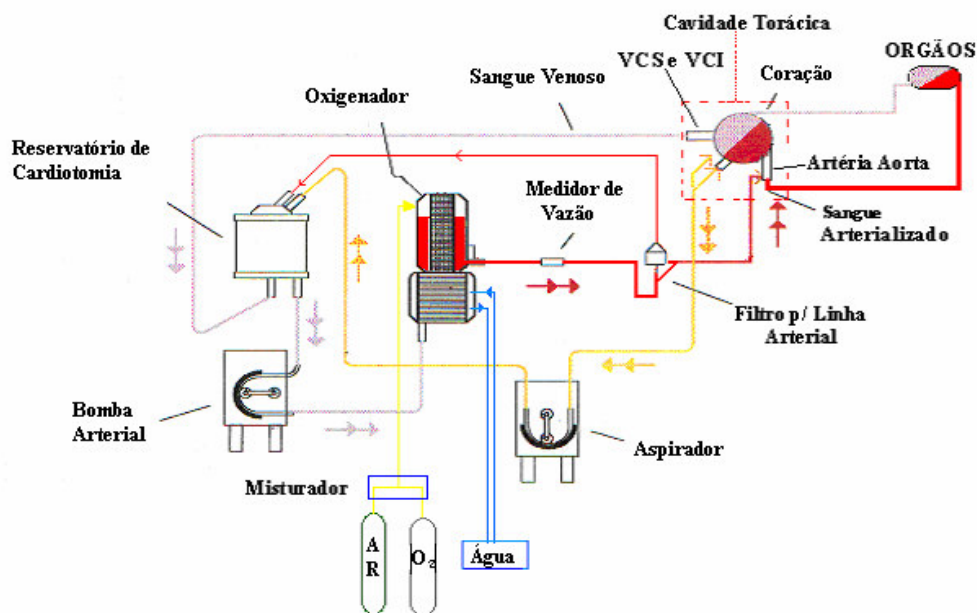


Figura 1 - Ilustração do circuito de uma Circulação Extracorpórea.

Adaptado de CASAGRANDE, 2005.

A circulação extracorpórea é identificada pelo organismo como um agente agressor, e, como tal, suscita uma série de reações, produzindo alterações do equilíbrio fisiológico (Sousa e Elias, 2006).

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 desses elementos, principalmente as hemácias e plaquetas além de liberar o conteúdo intracelular destes elementos, que atua no mecanismo bioquímico e altera profundamente o sistema de coagulação.

A destruição das células vermelhas do sangue (hemólise) se caracteriza pela ruptura das membranas das células sanguíneas vermelhas, a lesão da membrana permite a liberação da hemoglobina para o plasma (HLp), constituindo a hemoglobina livre. No caso da CEC a hemólise acontece por solicitação mecânica, seja pelo efeito de trauma direto pela passagem do sangue pelos roletes, cânulas e aspiradores ou pela exposição a diferentes superfícies sobre diferentes velocidades (Antunes, 2002).

O mecanismo pelo qual o sangue é submetido a tensões que podem comprometer a sua integridade pode ser esclarecido por conceitos básicos da mecânica dos fluidos (Barbosa, 1996).

Newton (1642-1727) postulou que, no movimento retilíneo de um fluido, entre planos paralelos, a tensão de cisalhamento entre duas camadas adjacentes é proporcional ao gradiente de velocidade na direção perpendicular a essas camadas, sendo a Equação 1 a Lei de Newton da viscosidade, para o escoamento unidimensional.

$$\tau = \mu \frac{\partial u}{\partial y} \quad (1)$$

Onde:

μ – Viscosidade dinâmica do fluido;

τ – Tensão de cisalhamento

u – Velocidade do fluido

Os fluidos que obedecem à Lei de Newton da viscosidade, nos quais a tensão de cisalhamento é diretamente proporcional à taxa de deformação são denominados fluidos newtonianos. Um fluido newtoniano, água, por exemplo, é um fluido no qual a tensão possui uma dependência linear com a deformação, caso contrário, o fluido é chamado de fluido não-newtoniano. O sangue é um fluido não newtoniano e é considerado um fluido pseudoplástico (Nichols et al, 1990).

A natureza de um escoamento, isto é, se laminar ou turbulento e sua posição relativa numa escala de turbulência é indicada pelo número de Reynolds (R_e). O número de Reynolds é a relação entre as forças de inércia e as forças viscosas (Fox e MacDonald, 1998).

$$R_e = \frac{u.L}{\nu} \quad (2)$$

$$R_e = \frac{\rho.u.L}{\mu} \quad (3)$$

Onde:

u - velocidade média do escoamento [m.s^{-1}];

L - comprimento de escala do campo de escoamento [m];

ν – viscosidade cinemática do fluido [$\text{m}^2.\text{s}^{-1}$];

ρ - massa específica do fluido [kg.m^{-3}];

μ – viscosidade absoluta do fluido [N.s.m^{-2}].

Diversas pesquisas vêm contribuindo para o entendimento dos fenômenos que o trauma pode causar as células vermelhas (Morris et al, 1965, Leveret et al, 1972, Boonstra et al, 1985).

Trabalhos experimentais de Wurzinger et al, 1986, estabelecem a correlação entre o nível de tensão de cisalhamento e o tempo de exposição da hemácia a esta tensão, conforme Equação 4.

$$\%HB = 3,62.10^{-5}.t^{0,79}.\tau^{2,4} \quad (4)$$

Onde:

HB – Percentagem de hemoglobina livre;

τ – Tensão de cisalhamento [$N.m^{-2}$];

t – Tempo de exposição à tensão [s].

A Equação 4 revela empiricamente a maior influência da tensão de cisalhamento em relação ao tempo de exposição na porcentagem de hemoglobina livre quando a célula é submetida ao estresse mecânico.

Por isso, um dos requisitos básicos para desenvolvimento de bomba cardíaca é um compromisso ótimo entre tensão de cisalhamento e tempo de exposição à tensão (Barbosa, 1996).

Atualmente existem dois grupos de equipamentos mais usados como bombas propulsoras em circulação extracorpórea, as bombas centrífugas e as de roletes.

As bombas centrífugas sem pás representam uma grande parte das bombas usadas em CEC. O seu grande apelo são as suas características não hemolíticas quando comparado com as bombas de roletes. Essas

características são confirmadas em trabalhos experimentais (Hansbro et al, 1999, Linneweber et al, 2002).

O tipo mais comum de bomba centrífuga, denominada Bio-Pump[®], foi desenvolvido por Rafferty e Kletschka. Nela 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 orifícios laterais de saída.

A Figura 2 ilustra o sistema de acionamento da bomba centrífuga Bio-Pump[®]. Os ímãs da base e do console de acionamento são dispostos de forma a gerar um acoplamento magnético suficientemente forte, entre as partes, sem contato do eixo do acionador com o rotor da bomba.

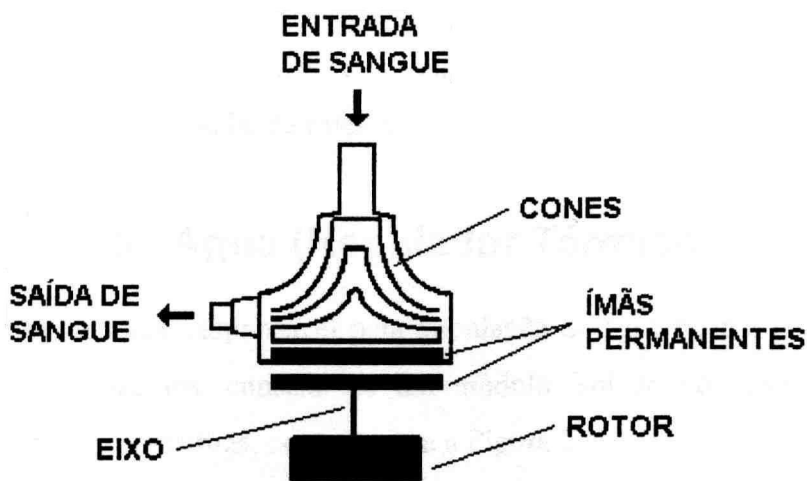


Figura 2 - Ilustração do sistema de acionamento da bomba centrífuga Bio-Pump[®]. Adaptado de Barbosa, 1996.

A Figura 3 mostra registros fotográficos do console e bomba.

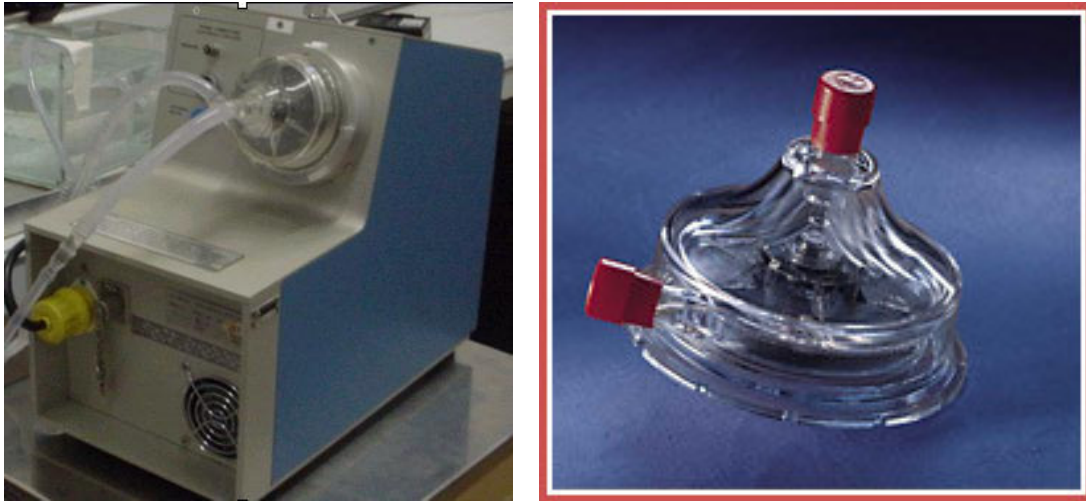


Figura 3 - Fotos do console e bomba centrífuga Biomédicus, fabricado por Medtronic Inc. FONTE:

http://www.medtronic.com/cardsurgery/arrested_heart/centrifugal_pump.html

A bomba de roletes não é uma criação recente. Embora, freqüentemente, sua invenção seja atribuída à DeBakey, na realidade, esse tipo de bomba foi patenteado em 1855 por Porter e Bradley, como uma bomba rotatória. A seguir, a idéia original sofreu numerosas modificações, até o desenho de DeBakey em 1934, com dois roletes, modificado por diversos autores. Esse modelo adquiriu grande popularidade e passou a ser universalmente adotado para a circulação extracorpórea e demais aplicações que envolvem o bombeamento de sangue (Boettcher et al, 2003).

A Figura 4 mostra o registro fotográfico de dois modelos de máquina de circulação extracorpórea (MCEC) de um fabricante nacional.

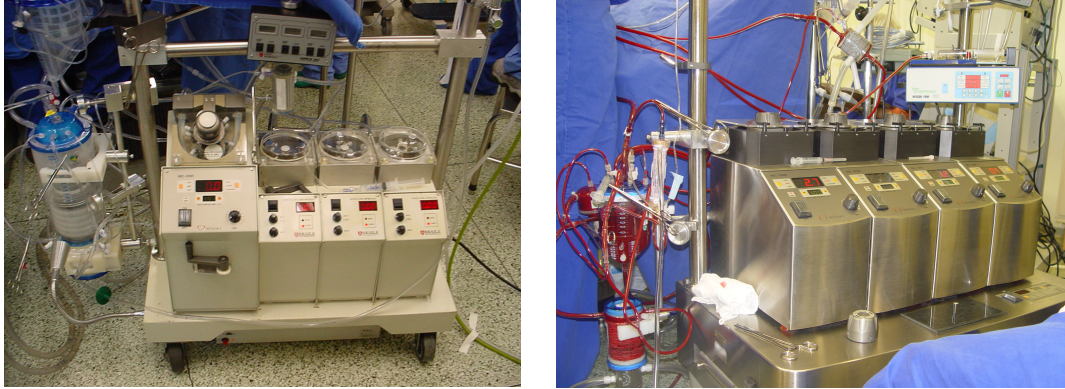


Figura 4 – Fotos de dois modelos de Máquina de Circulação Extracorpórea com bombas de roletes.

A bomba de roletes tem baixo custo de operação, simplicidade mecânica e facilidade de uso (Denton e Cooley, 1987).

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.

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, como ilustram as Figuras 5a-b.

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.

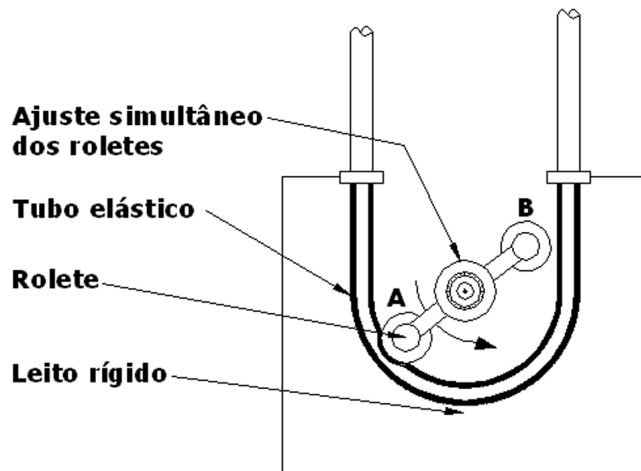


Figura 5a – Ilustração dos principais componentes do módulo bomba de roletes com ajuste simultâneo dos roletes.

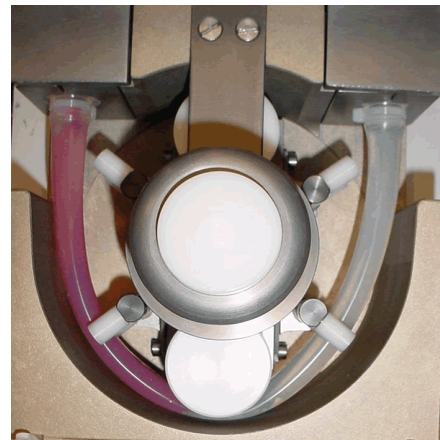


Figura 5b - Foto do módulo bomba de roletes arterial com destaque para o leito rígido.

A calibração de bombas de roletes ocupa um papel de destaque, pois além de ser um equipamento usualmente empregado como Máquina de Circulação Extracorpórea (MCEC), sua regulação tem comprometimentos sérios no processo de hemólise (Tamari, et al, 1997).

A calibração dos roletes é a técnica de ajuste da distância entre o rolete e o leito rígido (oclusão) e tem como finalidade determinar o ponto onde o rolete apenas colapsa internamente o tubo, sem comprimir suas paredes.

A Figura 6 ilustra os principais elementos da calibração:

- Ajuste simultâneo dos roletes,
- Tubo elástico,
- Rolete;
- Leito rígido.

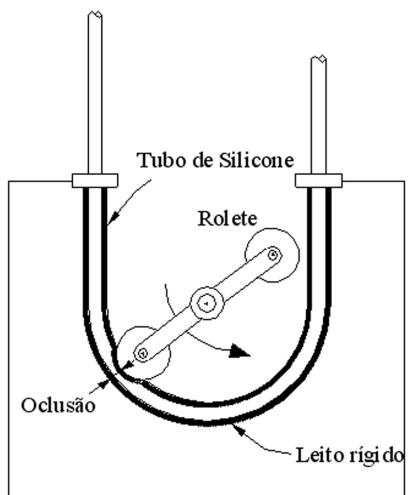


Figura 6 – Ilustração dos elementos de calibração de uma bomba de roletes.

A literatura especializada apresenta dois principais métodos para a calibração de bombas de roletes: método estático e o método dinâmico.

a. Método estático

O método estático ou medida de velocidade de queda consiste em observar a queda de uma coluna líquida representando a resistência contra a qual a bomba irá trabalhar. Ajusta-se o rolete para permitir a queda de no máximo 2,5 cm por minuto (Souza e Elias, 2006).

A medida de velocidade de queda consiste em medir a velocidade com que um líquido escoar pelo espaço da oclusão (gap). Para a medida dessa velocidade é padronizada uma coluna líquida vertical de Solução fisiológica (0,9% de NaCl) de 750 a 1000 mm de altura (Figura 7a), por um tubo de PVC com ¼ polegada (Tamari et al, 1997). Com o auxílio de um cronômetro a velocidade é calculada e normalmente expressa em cm/min.

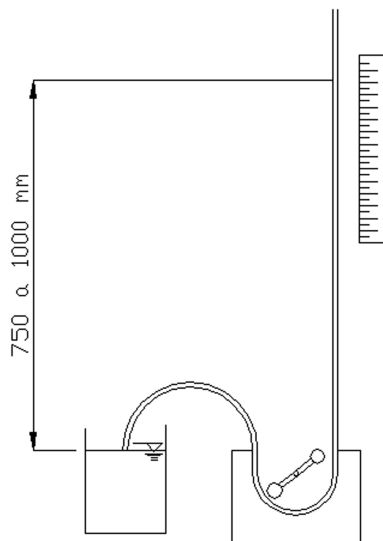


Figura 7a – Ilustração de medidas de velocidade de queda.

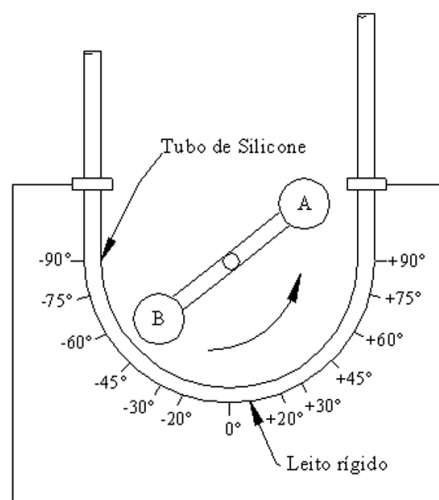


Figura 7b – Ilustração da posição de medidas de velocidade de queda.

Duas técnicas de medida são normalmente empregadas, a com tempo constante e a com espaço constante. A primeira consiste em medir a distância (comprimento) percorrida pela coluna de solução fisiológica para um intervalo de tempo fixo e pré-determinado. A segunda se estabelece uma variação fixa na coluna de solução e se mede o tempo decorrido da coluna para essa variação. Para ambos os casos, a medida de velocidade de queda é calculada tomando-se a distância percorrida e dividindo pelo respectivo tempo cronometrado.

As medidas de velocidade de queda são normalmente realizadas tomando o ponto inferior do leito rígido, 0° (Figura 7b) como medida preferencial, ou a média entre dois ou três pontos (Tamari et al, 1997 e Mongero et al, 1998), que normalmente são tomados próximos ao ponto referencial, variando uma medida para a parte positiva (direita), uma no ponto zero e outra para a parte negativa (esquerda) do leito rígido.

Essas medidas são realizadas com os dois roletes (A e B) na mesma posição e então como medida final toma-se a média aritmética entre os valores medidos em cada posição e em cada rolete.

Essa técnica deve ser efetuada com a bomba parada. A regulação feita nos roletes pode ser individual ou simultaneamente, dependendo do modelo e forma construtiva da bomba.

A principal vantagem preconizada por essa técnica é que ela pode ser usada em qualquer modelo de bomba de roletes, não sendo necessário que tenha o dispositivo de ajuste simultâneo de oclusão dos roletes. Esse ajuste, disponível em alguns modelos de bombas, permite a regulação dos roletes de forma simétrica, isto é a oclusão dos roletes é feita através de um dispositivo colocado entre os roletes e a movimentação é feita ao mesmo tempo e com o mesmo deslocamento para os roletes A e B.

Devido a sua importância, essa técnica será discutida detalhadamente ao longo do trabalho.

b. Método dinâmico

Para o uso dessa técnica a bomba necessita do dispositivo de ajuste simultâneo dos roletes onde são regulados simultaneamente e com a bomba em movimento. O método é realizado na seguinte seqüência (Tamari et al, 1997):

- A linha da bomba é preenchida com solução fisiológica;
- Dois monitores de pressão são instalados, um na entrada e outro na saída da bomba;
- Os roletes são retraídos para um ajuste não oclusivo;
- A bomba é então colocada em baixa velocidade, entre 5 a 10 RPM;
- A tubulação de saída é pinçada, longe do ponto de medição da pressão;
- A pressão na saída da bomba é monitorada continuamente;
- A oclusão dos roletes é ajustada até que a pressão média desejada, entre 150 a 500 mmHg seja atingida na saída da bomba.

Esta técnica é utilizada quando as características mecânicas da bomba permitem regulações com ela em movimento, o que não ocorre em todos os

modelos de bombas fabricados, nem em modelos mais antigos. A Figura 8 ilustra o processo.

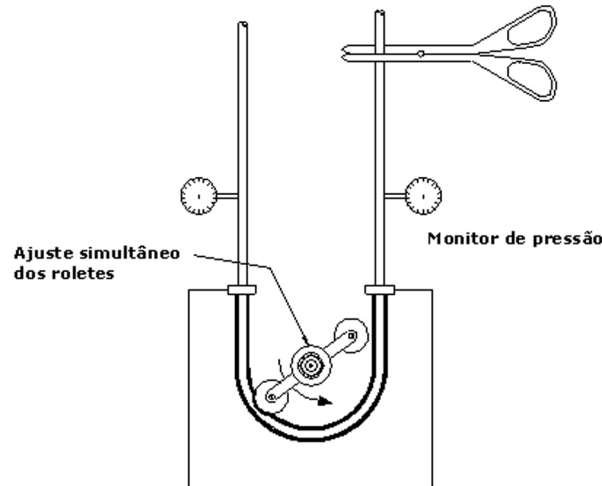


Figura 8 – Ilustração do método de calibração dinâmica.

Os experimentos realizados por Tamari et al, 1997, demonstraram que ajustes não oclusivos em um modelo de bomba de roletes (Stöckert-Shiley CAPS, Sorin Biomédica) produziram taxas de hemólise menores ou iguais quando comparados a bombas ajustadas pelo método estático e a bombas centrífugas (Bio-Medicus BP50 e BP80, Meditronic Inc).

Divergências nos resultados apresentados foram relatadas por Hansbro et al, 1999, onde compararam “in vivo”, bomba de roletes com ajuste pelo método estático (velocidade de queda), pelo método de calibração dinâmica e com bomba centrífuga. Suas conclusões divergiram dos trabalhos apresentados por Tamari et al, 1997. Concluíram que não há diferenças nas taxas de hemólise, com o uso de bomba centrífuga (Bio-Medicus BP80, Meditronic Inc) ou bomba de roletes (Stöckert SIII, Sorin Biomédica) ajustada pela calibração dinâmica, comparada com bomba de roletes ajustada pelo método estático.

Lawson et al, 2005, reportaram inaceitáveis níveis de hemólise observados com o uso de bombas centrífugas. Compararam três modelos de

bombas centrífugas (Cobe Revolution, Jonstra RotaFlow e Meditronic BioMedicus) disponíveis no mercado mundial com bomba de roletes (Cobe Century) ajustada oclusivamente. Concluíram que só dois modelos de bomba centrífuga, Cobe Revolution e Jonstra RotaFlow apresentaram resultados melhores que a bomba de roletes no total de hemólise produzida.

A questão importante abordada na literatura é se o uso de bombas centrífugas traz benefícios a pacientes submetidos à cirurgia cardíaca, comparada às bombas de roletes.

Assant-Siaw et al, 2006, realizaram estudo retrospectivo sobre a comparação entre bomba centrífuga e de roletes. Identificaram 93 artigos, e utilizaram 26 considerados os mais relevantes. Concluíram que não há provas de benefícios com uso de bombas centrífugas comparadas com bombas de roletes, em cirurgia eletiva de revascularização do miocárdio em relação à perda sangüínea, resultados clínicos ou problemas neurológicos.

Tradicionalmente as bombas de roletes são ajustadas pelo método de velocidade de queda, devido à preocupação do refluxo com ajustes não oclusivos (Tayama et al, 2004).

Um rolete excessivamente apertado aumenta o traumatismo do sangue, podendo produzir hemólise acentuada. Um rolete com folga excessiva permite refluxo, e pode acarretar erros no cálculo do fluxo pela rotação da bomba, de acordo com os dispositivos adicionados ao circuito e a resistência vascular sistêmica do paciente.

As variações nos fluxos com a diminuição no ajuste da calibração dinâmica foram largamente estudadas por Tamari et al, 1997. Propuseram uma forma de correção simplificada para os fluxos com ajustes não oclusivos, expressa na equação 5.

$$\Delta RPM = \frac{RPM_{CD}}{\Delta P_{DM}} \cdot P_m \quad (5)$$

Onde:

ΔRPM – Incremento na rotação para corrigir o fluxo;

RPM_{CD} – Rotação usada no processo de calibração dinâmica;

ΔP_{DM} - Pressão média de calibração dinâmica. Definida como a diferença entre as pressões medidas na entrada e saída da bomba;

P_m – Resistência média esperada no processo cirúrgico.

O procedimento para corrigir o fluxo estabelecido pela perfusão é feito pelo incremento da rotação. O ajuste se baseia na correção da rotação para compensar o refluxo (Mongero et al, 1998). A equação 6 demonstra a relação para correção do fluxo e a Figura 9 ilustra o fluxo (Q_f) e o refluxo (Q_r).

$$Q_r = Q_f - Q_{oc} \quad (6)$$

Onde:

Q_r – Refluxo;

Q_f – Fluxo com ajuste não oclusivo;

Q_{oc} – Fluxo com ajuste totalmente ocluído

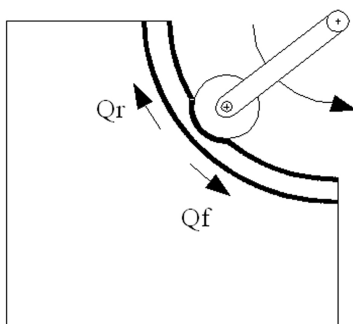


Figura 9 – Ilustração do fluxo e refluxo em bomba de roletes.

Tayama et al, 2004, avaliaram os erros no cálculo do fluxo pela rotação de uma bomba de roletes com ajustes não oclusivos, quando a pressão na linha é aumentada com a adição de dispositivos.

Durante a circulação extracorpórea a bomba centrífuga não requer regulagem, pois sua construção já define as condições de ajuste. As bombas de roletes, ao contrário, sofrem grande influência com o ajuste e erros de manobras podem acarretar pressões indesejadas.

Outro método descrito na literatura é o método da queda de pressão (Mongero et al, 1998). O método é realizado com o circuito totalmente preenchido com solução fisiológica. Consiste em instalar um manômetro na saída da bomba e pinçar a tubulação em posição longe do manômetro. Então os roletes foram girados manualmente até atingir a pressão desejada no manômetro e o tempo de queda da pressão no manômetro foi cronometrado. Esse procedimento pode ser realizado no mesmo formato da velocidade de queda, em posições pré-determinadas ao longo do leito rígido.

O sistema convencional para a circulação extracorpórea consiste de uma bomba arterial, duas ou três bombas aspiradoras. Opcionalmente, uma outra bomba pode ser utilizada para a infusão controlada de soluções cardioplégicas e para a ultra filtração.

No caso de assistência ventricular a bomba movimenta o sangue contra a resistência vascular sistêmica do paciente de 92×10^6 a 130×10^6 N.s/m⁵. O nível de resistência ao escoamento aumenta quando outros dispositivos são adicionados ao circuito durante a CEC.

Adicionar dispositivos e circuitos entre a bomba e o paciente é um procedimento indispensável na CEC, mas promovem perdas de energia que devem ser vencidas pela bomba. A diferença de pressão requerida do sistema de bombeamento será maior fazendo com que a resistência total do circuito chegue a valores de três a cinco vezes maiores que a resistência vascular do paciente (Barbosa, 1996).

O reservatório de cardiotoria é parte fundamental do circuito extracorpóreo para os oxigenadores de bolhas e de membranas. Alguns modelos de oxigenadores de membranas, cujo reservatório venoso tem as mesmas características do reservatório de cardiotoria, podem dispensar o uso deste último, embora alguns perfusionistas prefiram ter o reservatório de cardiotoria no circuito.

A Figura 10 ilustra um reservatório com o conjunto de filtros.



Figura 10 – Foto de modelo de reservatório de cardiotoria – Braile Biomédica.

FONTE: <http://www.braile.com.br>.

Durante a perfusão, os aspiradores têm por função aspirar o sangue das cavidades cardíacas e o que extravasa no campo operatório durante as manobras cirúrgicas para o reservatório de cardiectomia. Além disso, em determinados momentos das operações, quando o coração está relaxado, é necessário fazer a descompressão de certas cavidades, geralmente o ventrículo esquerdo, para evitar que haja distensão da sua parede muscular e comprometimento da sua função.

A descompressão das cavidades cardíacas é feita por aspiração contínua do seu interior, através de ponteiros aspiradores ou cânulas especiais, introduzidas com aquela finalidade.

A Figura 11 ilustra alguns modelos de aspiradores de sangue.



Figura 11 – Modelos de aspiradores de sangue.

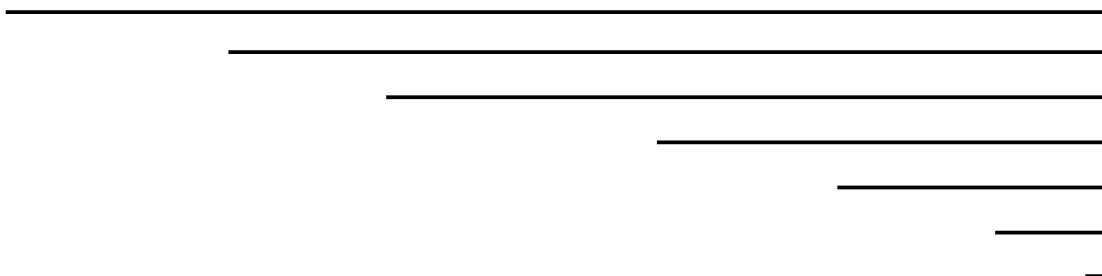
Estudos realizados em sistemas de aspiração têm demonstrado o alto grau de destruição das hemácias e diminuição na contagem de plaquetas realizadas por estes dispositivos (Wright e Sanderson, 1979).

Trabalhos experimentais realizados em 76 pacientes relatam que média percentual do total de sangue perfusionado e retornado pelo sistema de sucção cardiectômica foram de 8,9%, e que os aspiradores são a maior causa de hemólise (Edmunds et al, 1978).

As condições de uso dos sistemas de sucção e o projeto dos dispositivos utilizados aliados as bolhas aspiradas no processo, fazem do sistema de sucção cardiôtômica a maior causa de hemólise (Claugue e Blackshear, 1995).

Novos dispositivos vêm sendo estudados visando minimizar os efeitos produzidos pela sucção cardiôtômica (Pierangeli et al, 2001; Mueller et al., 2001; Jegger et al, 2007) e diferentes regimes de perfusão, investigando os impactos do sistema de cardiôtomia e a interface ar/sangue (Koster et al, 2005).

MATERIAIS E MÉTODOS



4. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a análise do perfil hidrodinâmico foram utilizadas bombas do tipo DeBakey, constituídas por dois roletes. A compressão dos roletes (oclusão) nos modelos de bomba estudados permitiu o ajuste simultâneo entre eles, caracterizados como roletes A e B (Figura 12).

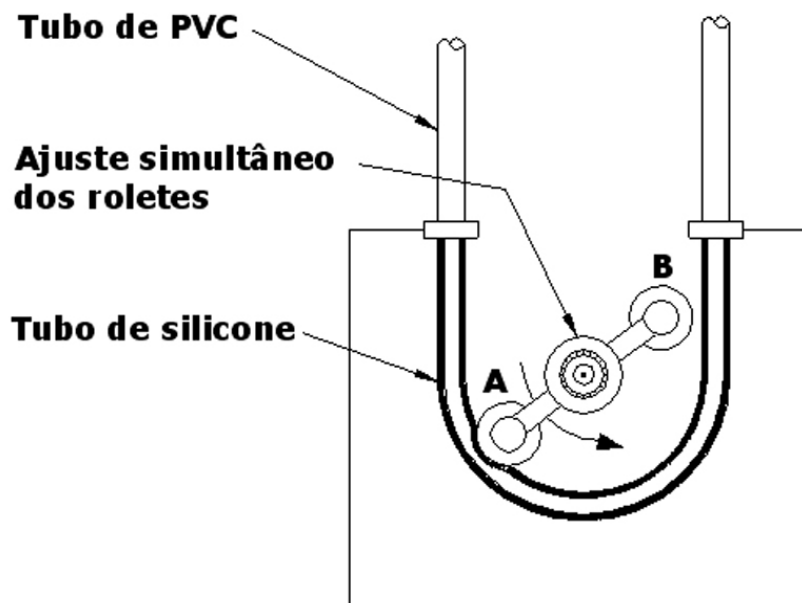


Figura 12 – Ilustração dos modelos de bombas analisados. Posição do tubo de silicone no leito rígido.

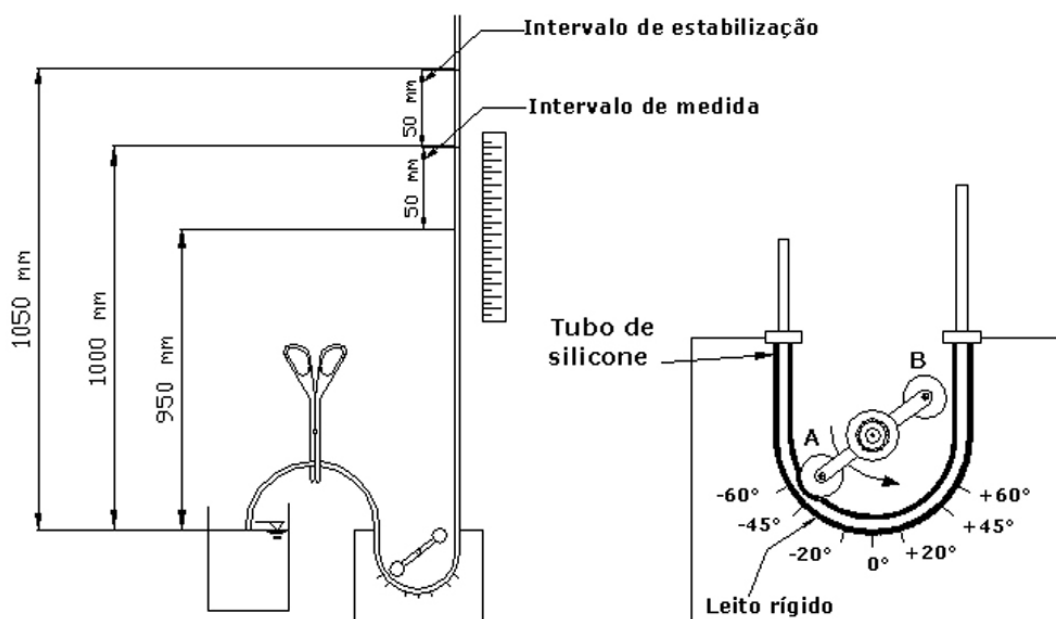
Foram usados para os testes três modelos de bomba em perfeitas condições, provenientes de fabricantes brasileiros diferentes, com diâmetro de caçapa de 6 polegadas e características gerais relacionadas na Tabela 1.

Tabela 1 – Características gerais das bombas de rolete analisadas.

Característica	Bomba 1	Bomba 2	Bomba 3
Tempo de uso	Nova	6 anos	8 anos
Modularidade	Individual	Conjugado (4)	Individual
Ajuste de oclusão simultâneo dos roletes	Sim	Sim	Sim
Regulagem fina de oclusão	Sim	Não	Não
Travamento dos roletes	Sim	Sim	Não
Ajuste de rotação	Fina	Grossa	Fina

4.1 Perfil hidrodinâmico por medidas de velocidade de queda

O perfil hidrodinâmico das bombas foi estabelecido medindo a velocidade de queda ao longo do leito rígido de cada modelo de bomba. As medidas foram realizadas adotando-se ângulos conforme Figura 13.

**Figura 13** – Ilustração do sistema de medida de velocidade de queda e ângulos padronizados do leito rígido.

As medidas foram realizadas com tubos de silicone de 9,5 mm de diâmetro interno e 1,6 mm de espessura de parede (3/8x1/16 polegadas) do mesmo fornecedor.

Os tempos foram medidos para uma variação fixa de 50 mm de coluna de solução fisiológica, com 1000 mm de altura, em tubo padronizado de PVC com diâmetro interno de 6,3 mm (1/4 polegada).

Para a medida dos tempos, utilizou-se cronômetro digital com medida de centésimo de segundo.

Foram realizadas medidas preliminares para estabelecer os ângulos que representassem melhor os perfis. Estabeleceram-se então os ângulos de -60° -45° -20° 0° $+20^{\circ}$ $+45^{\circ}$ $+60^{\circ}$. Esta padronização foi utilizada para todas as medidas.

Como procedimentos iniciais foram adotados cinco medidas em cada ângulo sendo cada medida em uma volta do rolete. Iniciou-se medindo com o rolete A para o ângulo de -60° , o tempo foi cronometrado para o intervalo de 50 mm. Em seguida o rolete A foi movido manualmente para a posição -45° , efetuando medida de tempo. O procedimento foi repetido até o ângulo $+60^{\circ}$. Em seguida foram tomados os tempos do rolete B, com mesmo procedimento.

Para a segunda medida do rolete A, iniciou-se o mesmo processo novamente até que cinco medidas de cada rolete fossem realizadas.

Os tempos totais para realizar o conjunto de medidas para os ângulos padronizados variaram conforme o ponto de oclusão. As medidas para os sete ângulos variaram de 20 a 180 minutos.

No decorrer dos testes foi observado um aumento sistemático nas medidas de tempo, para o mesmo ângulo padronizado e rolete. Houve uma diminuição considerável da velocidade de queda com o tempo.

Devido a essa diminuição nas velocidades medidas, adotou-se um método de medida mais rápido.

As medidas de velocidade de queda foram tomadas para as três bombas nos ângulos padronizados de -60° , -45° , -20° , 0° , $+20^\circ$, $+45^\circ$ e $+60^\circ$ para os roletes A e B. O procedimento adotado para as medidas foi:

- A bomba foi ajustada no ponto de oclusão desejado;
- O rolete foi movimentado manualmente até a coluna de solução fisiológica atingir a medida de 1050 mm;
- O rolete A foi posicionado inicialmente no ângulo padronizado de -60° ;
- A tubulação de entrada da bomba foi pinçada. Esperou-se alguns segundos até a estabilização (entre 15 e 30 s);
- Então a tubulação foi liberada e o tempo foi cronometrado entre as posições 1000 e 950 mm;
- Mantendo-se o rolete na mesma posição, a tubulação de entrada foi novamente pinçada e com o auxílio de uma seringa a coluna foi preenchida até a posição de 1050 mm;
- Novo tempo foi cronometrado na mesma posição do rolete;
- O rolete então foi movimentado para a posição de -45° e novamente preenchido com auxílio de seringa até a posição de 1050 mm. O procedimento foi repetido para os demais ângulos padronizados;
- Repetido o procedimento para o rolete B.

Com esse procedimento o tempo para as medidas dos sete ângulos variou de 4 a 30 minutos, e para a medida de três ângulos (-20° 0° e $+20^\circ$) o tempo variou de 2 a 15 minutos.

Para cada ângulo, a velocidade de queda adotada foi a média das quatro medidas realizadas. O perfil hidrodinâmico foi traçado para os sete ângulos com 28 medidas de velocidade de queda.

A temperatura da solução fisiológica foi mantida a $24 \pm 1,0^\circ\text{C}$, e temperatura ambiente de $24 \pm 2,0^\circ\text{C}$ durante todos os experimentos.

Foram utilizados 14 tubos de silicone com diâmetro interno de 9,5 x 1,6 mm para levantamento do perfil hidrodinâmico. Adicionalmente mais 16 tubos de mesmo diâmetro foram utilizados para análise das variações na velocidade de queda com medições nos ângulos de -20° 0° e $+20^{\circ}$.

As medidas com oclusão total das bombas foram realizadas ajustando-se os roletes até que a velocidade de queda medida fosse nula com uma coluna de 1300 mm altura com solução fisiológica.

Todos os tubos testados foram de um único fornecedor e cada medida foi realizada com tubo novo, o qual foi descartado após o teste.

Foram utilizados três lotes de tubos e possíveis variações nos diâmetros não foram consideradas.

4.2 Perfil hidrodinâmico por medidas com calibração dinâmica

As medidas de calibração dinâmica foram realizadas utilizando o método proposto por Tamari et al, 1997:

- Preenchimento do circuito da bomba com solução fisiológica;
- Monitor de pressão instalado na saída da bomba;
- Os roletes foram retraídos para posição não oclusiva;
- A bomba foi colocada em 10 RPM, constante;
- A tubulação de saída foi pinçada longe da posição do sensor de pressão;
- A oclusão dos roletes foi ajustada até a pressão média desejada.

Para medição e armazenamento dos dados foi utilizada uma placa de aquisição de dados, modelo PCI-9112 fabricado por Adlink, Chungho - Taiwan e um sensor de pressão fabricado pela ASHCROFT WILLY, Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP- Brasil, com faixa de pressão de -1.10^5 a 2.10^5 Pa, (-750 mmHg a 1500 mmHg), calibrado.

Um programa para aquisição de dados foi desenvolvido para leitura e arquivamento dos dados com intervalo entre medidas de até 10 ms.

A Figura 14a ilustra a metodologia utilizada para as medidas.

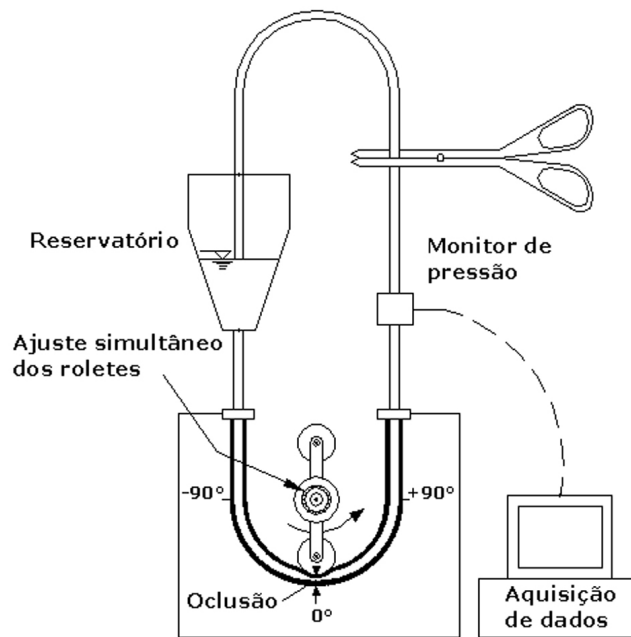


Figura 14a – Ilustração do sistema de medida de velocidade de queda e ângulos padronizados do leito rígido.

Devido à característica cíclica das bombas de roletes, os valores da pressão de calibração dinâmica ($PCD_{méd}$) foram adotados tomando-se a média dos valores registrados em 30 s, com intervalo entre medidas de 20 ms. Isso resultou em um número de valores medidos “n” de 1500 registros.

As pressões máximas e mínimas foram adotadas considerando a média dos valores máximos e mínimos registrados em cada pico ou vale durante o intervalo de tempo de registro (30 segundos).

A Figura 14b mostra os registros parciais de pressão durante o processo de calibração dinâmica.

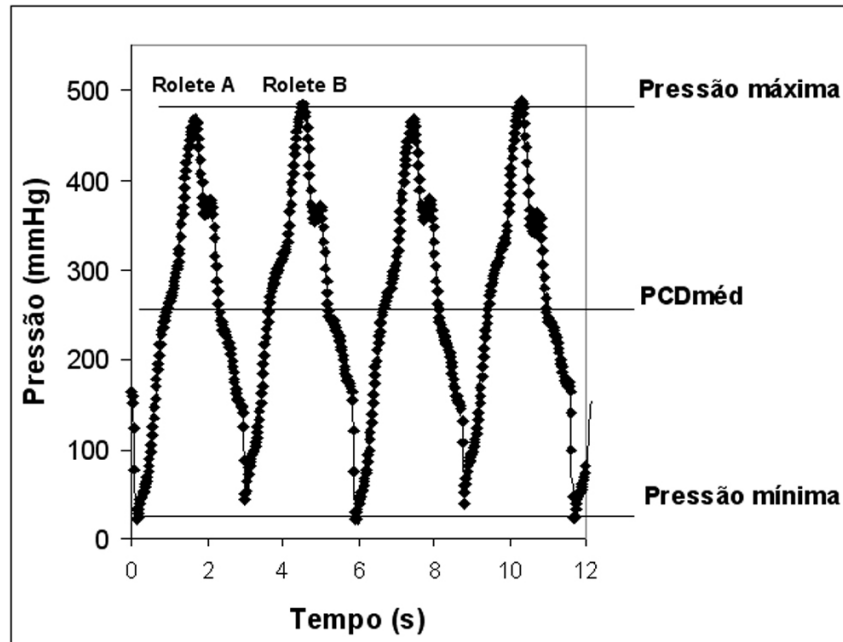


Figura 14b – Gráfico com valores parciais de pressão durante o processo de calibração dinâmica. Indicação dos valores de pressão máximos, mínimos e pressão de calibração dinâmica média (PCDméd). Bomba 1, $PCD_{méd} = 265$ mmHg. Tubo 6 (Tabela 7).

Foram realizadas medidas de correspondência entre a velocidade de queda e sua respectiva medida de pressão média de calibração dinâmica com a bomba 1 e 3. Os testes foram conduzidos com 16 tubos de $9,5 \times 1,6$ mm, medindo-se a velocidade de queda conforme procedimento descrito no item 4.1.

As medidas foram feitas nos ângulos de -20° , 0° e $+20^\circ$ e sequencialmente registrados os respectivos valores de pressão de calibração dinâmica média. Todos os testes foram realizados com tubos novos, de um único fornecedor, e não foram reutilizados para outras medidas.

4.3 Variações nas medidas de velocidade de queda com o tempo

Os testes foram conduzidos para entender as variações nas medidas de velocidade de queda com o tempo. Essas variações foram observadas nos ensaios iniciais para o levantamento do perfil hidrodinâmico.

4.3.1 Medidas de velocidade de queda

Mediu-se a variação da velocidade de queda com o tempo. As medidas foram realizadas em dois tubos de 9,5 x 1,6 mm (3/8x1/16 polegadas) e em dois tubos de 9,5 x 2,4 mm (3/8x3/32 polegadas) de diâmetro interno.

A Tabela 2 mostra as características dos testes.

Tabela 2 – Característica dos testes realizados de velocidade de queda em função do tempo.

Tubo	Diâmetro (mm)	Bomba	Roleta	Posição
S1	9,5 x 1,6	2	A	0 ⁰
S2	9,5 x 1,6	1	B	+20 ⁰
T1	9,5 x 2,4	1	A	0 ⁰
T2	9,5 x 2,4	2	B	+20 ⁰

Foram realizadas medidas nos tempos: inicial, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65 e 70 minutos. Os tubos foram colocados no circuito da bomba e os roletes foram posicionados a 90⁰ no intervalo de espera entre as medidas.

No tempo de espera entre medidas, a coluna de 1000 mm de solução fisiológica foi posicionada ao nível da bomba.

Para cada medida os roletes foram girados manualmente até que o nível da solução fisiológica atingisse a posição inicial de medida. Os roletes foram

girados em média cinco vezes para cada medida. Os tempos foram registrados uma única vez para cada rolete analisado.

Os testes foram realizados com temperatura de 24 ± 1 °C para solução fisiológica e temperatura ambiente de 24 ± 2 °C.

4.3.2 Medidas com equipamento servo-hidráulico

As medidas de deslocamento foram obtidas por teste de compressão com equipamento servo-hidráulico do Laboratório de Propriedades Mecânicas da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP.

Foi utilizada uma ponta de carga cilíndrica de 45 mm de diâmetro. As cargas foram aplicadas posicionando a ponta cilíndrica perpendicularmente ao tubo a ser testado, simulando a posição dos roletes.

Os três tipos de tubos foram ocluídos com força constante de 27 N, deixando um “gap” aproximado de 3,3, 1,4 e 3.9 mm para os tubos 9,5 x 1,6, 9,5 x 2,4 e 13 x 2,4 mm de diâmetro respectivamente.

Os “gaps” foram calculados a partir do posicionamento inicial da célula de carga em contato com o diâmetro externo do tubo. Devido a possíveis variações na espessura e deformação nos diâmetros, após a oclusão inicial foi realizada uma inspeção visual garantindo que as paredes dos tubos não se tocassem.

A Figura 15 ilustra o processo de oclusão.

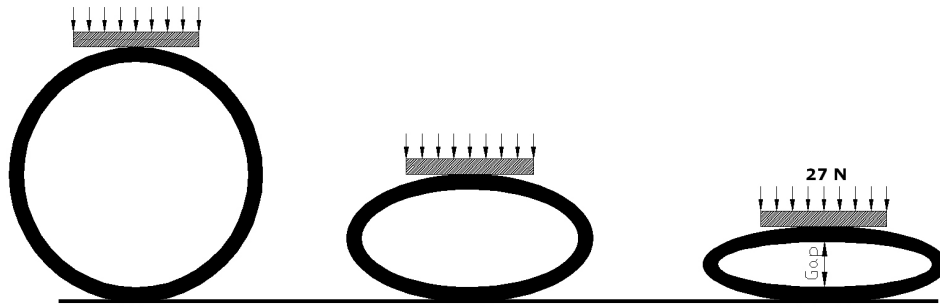


Figura 15 – Ilustração do processo inicial de oclusão dos tubos de silicone para testes de compressão em equipamento servo-hidráulico.

Os deslocamentos para carga constante de 27 N foram medidos durante 70 minutos, registrando os valores com intervalos entre medidas de 30 s, totalizando 140 registros por amostra.

Utilizou-se para as medidas o equipamento servo-hidráulico para ensaios mecânicos Modelo 810 – TestStar II, com célula de carga de 100 N e precisão de 1% do fundo de escala. Fabricado por MTS, Minneapolis, Minnessota, 1978/1996.

As Figuras 16a-b mostram a vista geral do equipamento e detalhe do posicionamento do tubo de silicone.



Figura 16a – Vista geral do equipamento usado para ensaios de compressão.



Figura 16b – Detalhe do posicionamento do tubo de silicone.

4.3.3 Medidas de repetitividade com calibração dinâmica

Os testes de repetitividade foram conduzidos para verificar as variações das medidas de calibração dinâmica com o tempo. Para isso foram realizadas medidas de pressão média de calibração dinâmica com o tempo.

Os ensaios foram feitos em um tubo de silicone de 9,5 x 1,6 mm de diâmetro com $PCD_{méd} = 250$ mmHg na bomba 2.

As pressões médias de calibração dinâmica foram medidas nos tempos: inicial, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 60 e 70 min. O tempo de medida não ultrapassou 45 segundos e no intervalo de espera entre as medidas os roletes foram posicionados a 90° , conforme ilustra a Figura 17.

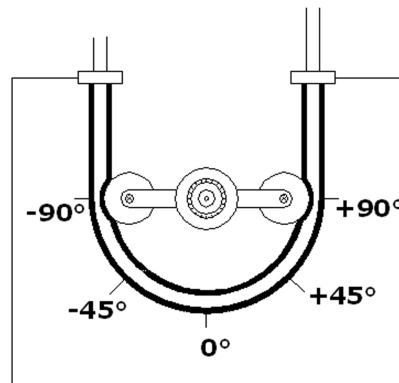


Figura 17 – Ilustração da posição dos roletes durante tempo de espera entre medidas.

4.3.4 Medidas de estabilidade de fluxo e pressão

Foram conduzidos testes para avaliar a estabilidade dos fluxos e pressões com o tempo. Os ensaios foram realizados com dois tubos de silicone de 9,5 x 1,6 mm a 30 RPM na bomba 1.

Em cada tubo testado foi adicionada uma resistência ao escoamento, proporcionada por orifícios metálicos posicionados na saída da bomba.

As pressões e fluxos médios foram medidos nos tempos: inicial, 5, 10, 15, 20, 30, 40, 60 e 80 min. O tubo 1 foi testado com água destilada e o tubo 2 com solução fisiológica.

Para os dois testes a bomba foi ajustada com $PCD_{méd} = 290 \pm 3$ mmHg com tubo auxiliar. Após o ajuste (calibração) o tubo foi substituído para realização do teste.

4.4 Visualização de refluxo

O recurso da visualização foi utilizado como ferramenta auxiliar nas medidas de refluxo. Apresentou-se como uma forma didática e muito útil de observação.

A Figura 18 ilustra o processo de refluxo.

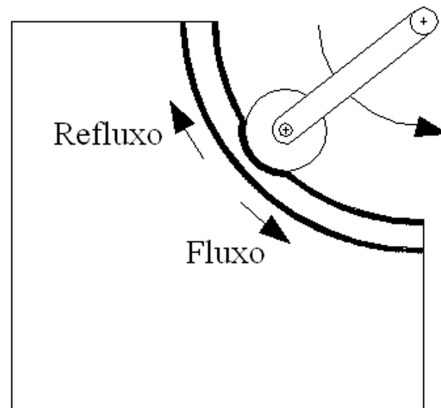


Figura 18 – Ilustração da ocorrência do refluxo.

Para a visualização do refluxo foi utilizado um corante comercial vermelho como traçador líquido, na proporção de 1:50 e as imagens foram registradas com uma câmera digital Sony Cyber-Shot com 7 Mpixel.

O traçador líquido foi bombeado, por uma bomba de infusão adaptada, para um bico injetor desenvolvido para esse fim (Figura 19).

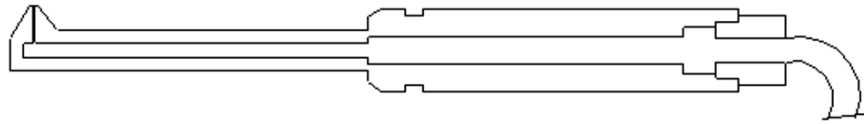


Figura 19 – Ilustração do bico injetor do líquido traçador.

O registro visual foi utilizado para observar o refluxo em aspirador de sangue e reservatório de cardiectomia.

4.4.1 Visualização em aspirador de sangue

Para a visualização no aspirador utilizou-se de um modelo comercial com 34 orifícios, sendo 33 deles igualmente distribuídos e um orifício disposto na parte inferior (Figura 20).

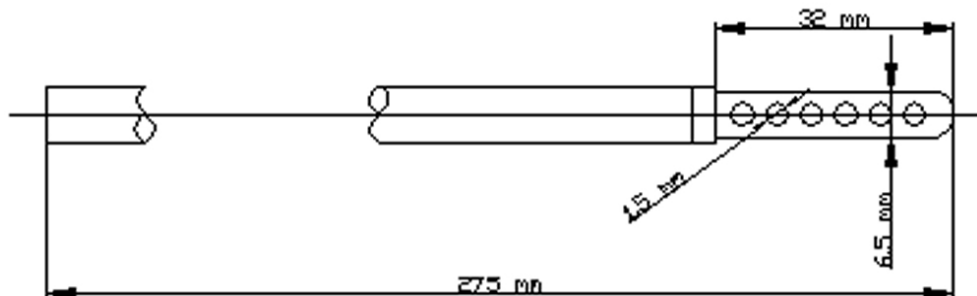


Figura 20 – Ilustração das dimensões principais do aspirador de sangue.

Os testes com o aspirador foram realizados com os modelos de bomba 1 e 3, com tubos de silicone com diâmetro de 9,5 x 1,6 mm.

As bombas foram reguladas pelo método de velocidade de queda, com 3 cm/min no ponto 0°, com uma medida em cada rolete.

O bico injetor (Figura 19) foi disposto com fluxo de corante paralelo e perpendicular ao aspirador de sangue. O aspirador foi movimentado verticalmente com relação às duas posições do bico injetor mantendo o mesmo fluxo de 1l/min.

Em circuito aberto, o fluido aspirado foi descartado e o nível do reservatório de vidro foi mantido constante com o uso de uma bomba auxiliar. O experimento utilizou água a 25 ± 1 °C como fluido de trabalho.

A Figura 21 ilustra a metodologia utilizada.

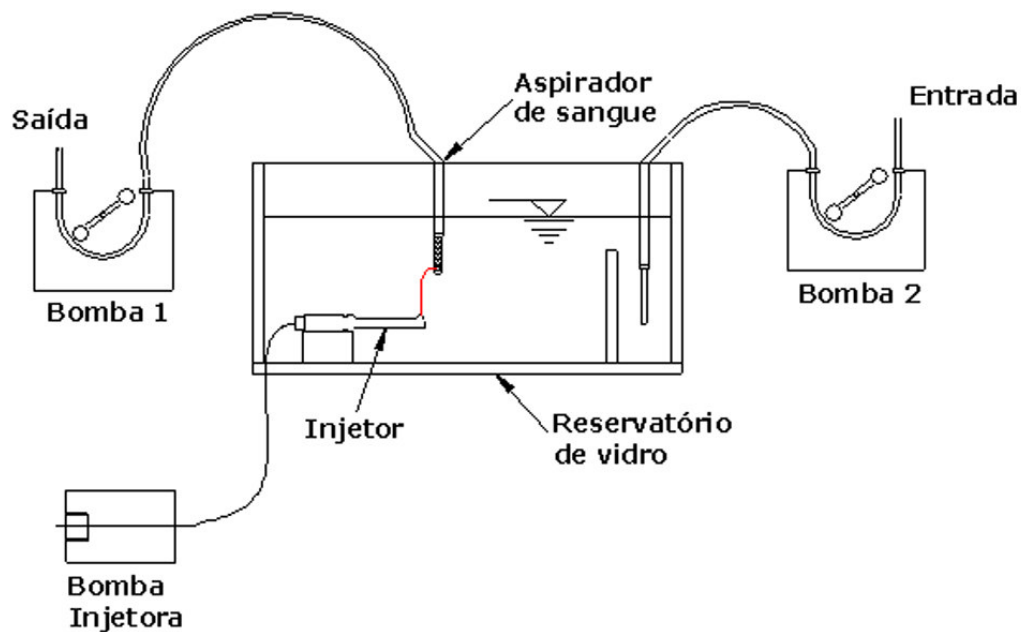


Figura 21 – Ilustração do conjunto de equipamentos usados para visualização de fluxo em aspirador de sangue.

4.4.2 Visualização em reservatório de cardiotoria

A visualização em reservatório de cardiotoria foi realizada com solução análoga ao sangue. Essa solução foi elaborada para atender as condições que simulassem o sangue em procedimentos cirúrgicos com circulação extracorpórea.

Foram adotadas as condições com hematócrito entre 25% e 30% a 25 °C. Nestas temperaturas as condições de ensaio em laboratório ficaram facilitadas.

Para isso foi elaborada uma mistura composta de 1/3 de glicerina (em massa), 1/3 de álcool etílico a 95% (em massa) e 1/3 de água destilada (em massa). Essa mistura resultou em uma viscosidade cinemática $\nu = 2,4 \cdot 10^{-6}$ (m²./s) e densidade $\rho = 1010$ (kg/m³) a 25 °C (Legendre, 2009).

Os ensaios com fluido análogo ao sangue foram realizados com temperatura de $25 \pm 0,5$ °C e temperatura ambiente de 25 ± 2 °C. Foram medidos os refluxos simultâneos ao registro fotográfico, nos modelos de bomba 1 e 3 com tubo de silicone comercial de 13 x 2,4 mm de diâmetro.

Um dispositivo (válvula) para regulação de pressão, (detalhe na Figura 22) foi utilizado para simular o aumento da resistência ao escoamento proveniente dos diversos equipamentos instalados no circuito, além da própria resistência sistêmica do paciente.

A bomba 3 foi regulada com pressão média de calibração dinâmica (PCD_{med}) de 80 mmHg e simulando a resistência total média (R_{tot}) de 150 mmHg e a bomba 1 foi regulada com PCD_{med} = 230 mmHg e R_{tot} = 320 mmHg.

Em circuito aberto, o fluido análogo ao sangue aspirado do reservatório de cardiectomia foi descartado e o registro fotográfico foi realizado até o esvaziamento total do reservatório que iniciou com altura manométrica de 600 mm, medida até o centro da bomba.

A Figura 22 ilustra o esquema experimental usado para visualização do refluxo em reservatório de cardiectomia.

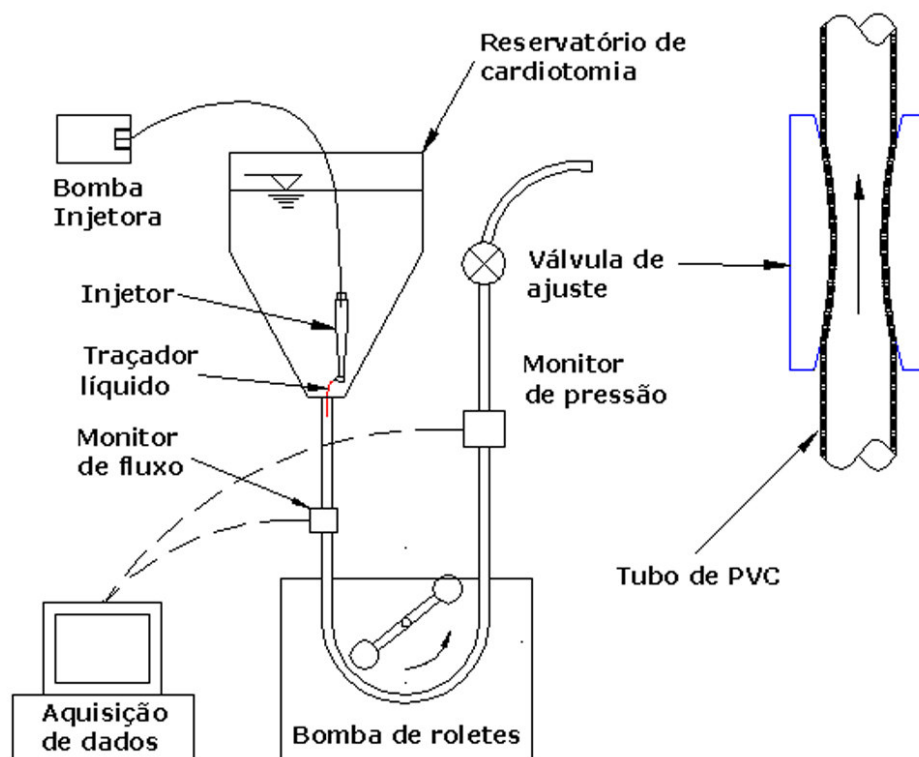


Figura 22 – Ilustração do setup experimental usado para visualização do refluxo em reservatório de cardiectomia. Detalhe da válvula de ajuste de pressão.

4.5 Medidas de fluxo e refluxo

Para as medidas de fluxo e refluxo, além dos equipamentos descritos anteriormente, foi utilizado um medidor de fluxo da Transonic Mod. T206 para medições de 0 a 5 litros por minuto (l/min) e velocidade de resposta de 100 Hz.

A Figura 23 ilustra o sistema utilizado para os testes.

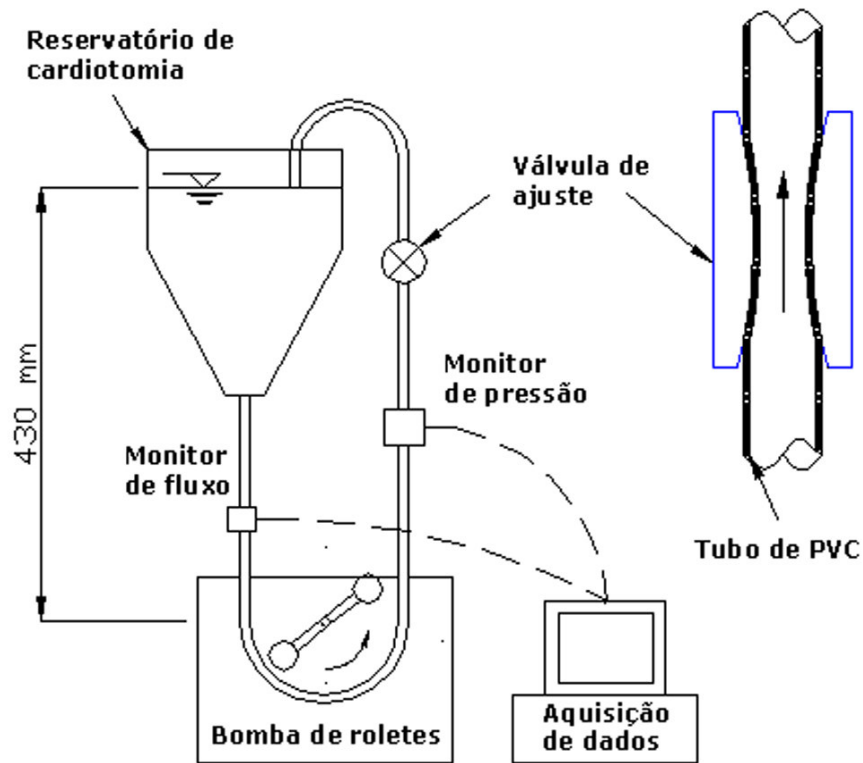


Figura 23 – Ilustração do sistema usado para medidas de fluxo e refluxo.

As medidas de fluxo foram realizadas nos três modelos de bomba com fluido análogo ao sangue a 50 RPM e $R_{\text{tot}} = 250$ mmHg com medidas de oclusão total dos roletes e 13 diferentes oclusões em cada modelo de bomba, variando as pressões médias de calibração dinâmica entre 60 e 500 mmHg em tubos de silicone com diâmetro de 13 x 2,4 mm.

A Figura 24 apresenta resultados parciais medidos e esquematiza o procedimento adotado para a média.

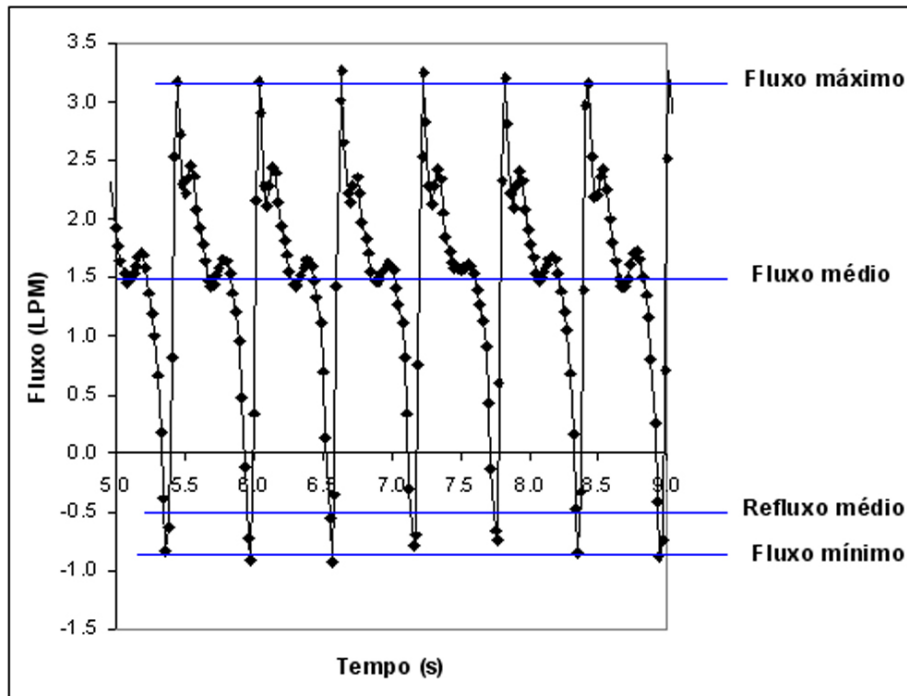


Figura 24 - Registros parciais medidos de fluxo. Indicação dos valores de fluxo máximo, mínimo, médio e refluxo médio.

Os fluxos e refluxos foram também medidos nos três modelos de bombas com rotações de 50, 70 e 90 RPM. Para cada rotação os refluxos foram registrados para valores de R_{tot} de 50, 100, 150, 185, 220, 250, 330 e 370 mmHg. Os testes foram repetidos para valores de PCD_{med} entre 60 e 500 mmHg.

Os registros foram efetuados com intervalo entre medidas de 20 ms para rotação de 50 RPM e 10ms para rotações de 70 e 90 RPM.

4.6 Diferenças de pressões

Os registros das pressões foram efetuados conforme a Figura 14b, com intervalo entre medidas de 10ms para rotações de 70 e 90 RPM e 20 ms para rotações de 50 RPM.

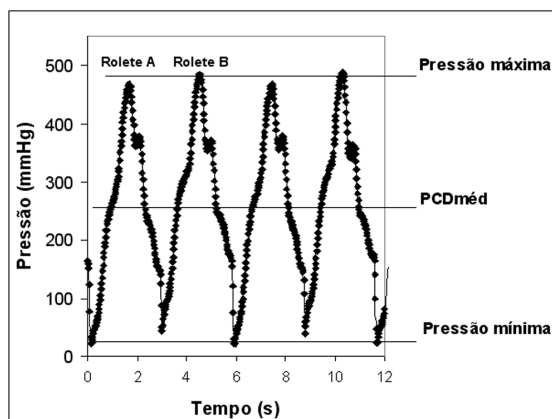


Figura 14b – Gráfico com valores parciais de pressão durante o processo de calibração dinâmica. Valores de pressão máximos, mínimos e pressão de calibração dinâmica média (PCDméd). Bomba 1, $PCD_{méd} = 265$ mmHg. Tubo 6 (Tabela 7).

As diferenças de pressões (D_p) foram adotadas considerando a diferença entre os valores máximos e mínimos de pressão. Os valores de D_p de cada registro foram considerados a partir dos valores médios de cada pico (pressão máxima) e cada vale (pressão mínima) do ciclo registrado no intervalo de tempo de 30 s.

4.7 Análise estatística

A análise estatística foi realizada com o auxílio do programa BioEstat 5.0, que é um software livre. Foi considerado o valor $P < 0,05$ como estatisticamente significativo.

Normalidade - D'Agostino, Lilliefors e Shapiro-Wilk;

Análise de variância – ANOVA e Kruskal-Wallis;

Análise de covariância – ANCOVA;

Comparação entre variâncias – Teste de Levene (Almeida A et al, 2008);

Análise de regressão linear simples;

Teste de correlação de Spearman;

Comparações entre médias - Tukey, Bonferroni e Dunn.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

Para facilidade de visualização, os gráficos mostrados nos resultados e discussão não apresentam os valores de erro e desvio padrões demarcados com os valores medidos. Esses valores estão demonstrados em suas respectivas tabelas.

5.1. Perfil hidrodinâmico por velocidade de queda

As Figuras 25a – c mostram os perfis de velocidade de queda (V_q) medidos em três tubos para os três modelos de bomba.

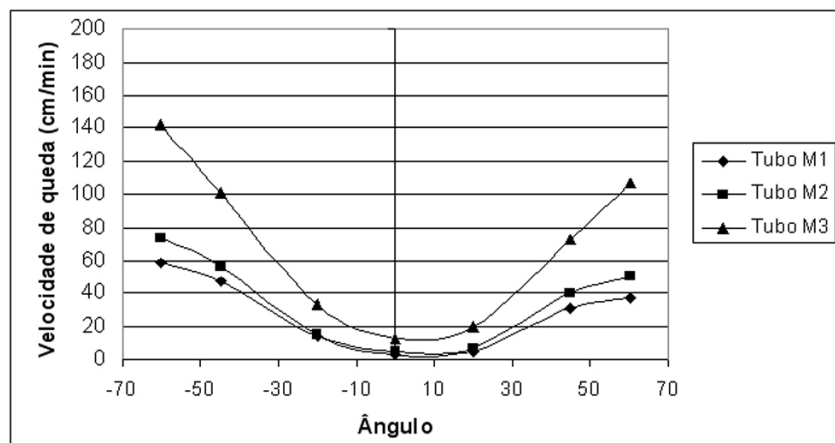


Figura 25a - Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 1.

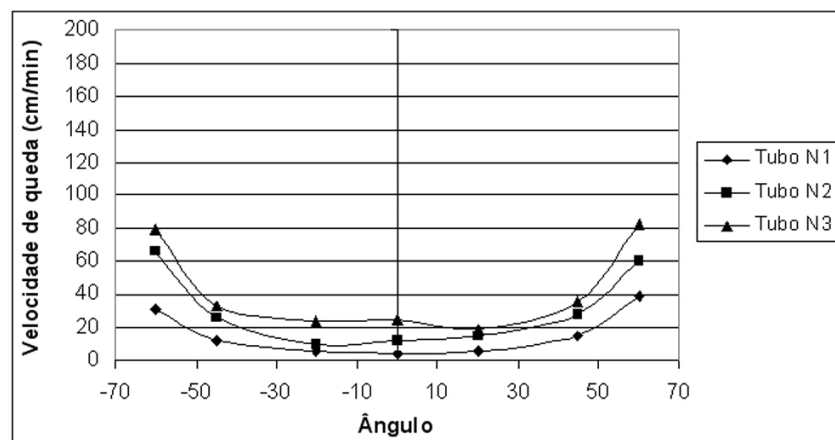


Figura 25b - Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 2.

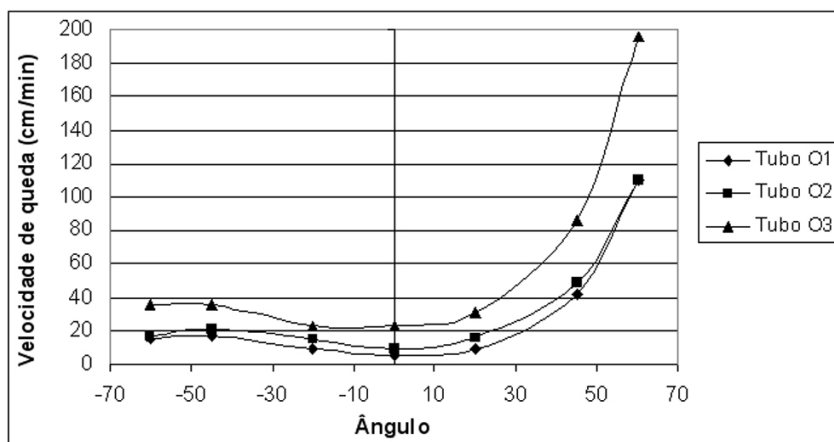


Figura 25c - Perfis de velocidade de queda em três tubos. Bomba 3.

A Figura 25d mostra o perfil dos três modelos com velocidade de queda no ponto 0° de $V_q = 4,4 \pm 0,5$ cm/min (média $\pm$ desvio padrão).

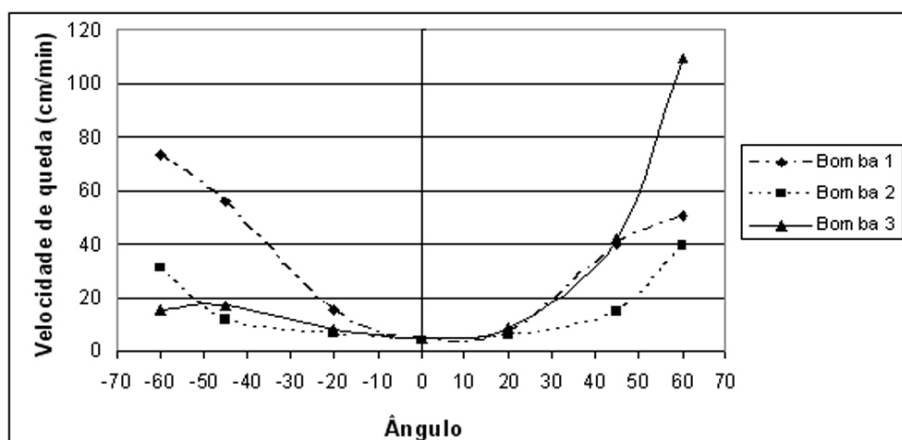


Figura 25d – Perfis de velocidade de queda em três bombas com velocidade de queda no ponto 0° de $V_q = 4,4 \pm 0,5$ cm/min.

Os valores referentes aos testes realizados incluindo os referentes às Figuras 25a-c são mostrados na Tabela 3 no ANEXO I.

Os dados relativos à Figura 25d não apresentaram distribuição normal e a comparação entre as variâncias está demonstrada na Tabela 4.

Tabela 4 – Comparação entre variâncias dos perfis de velocidade de queda (n=7) para os três modelos de bombas.

Modelo de Bomba	P-valor
Bomba 1 x Bomba 2	0,07
Bomba 1 x Bomba 3	0,21
Bomba 2 x Bomba 3	0,01

5.2. Perfil hidrodinâmico por calibração dinâmica

As Figuras 26a-c demonstram o comportamento das pressões durante o processo de calibração dinâmica com os respectivos perfis hidrodinâmicos de cada modelo de bomba.

Foram usados 9 tubos novos de 13 x 2,4 mm de diâmetro em solução fisiológica .

Os valores das pressões para as três bombas não apresentaram normalidade.

Para as condições de $PCD_{méd} = 153 \pm 3$ (média $\pm$ desvio padrão), $PCD_{méd} = 229 \pm 5$ e $PCD_{méd} = 409 \pm 1$ mmHg, as variâncias apresentaram diferenças quando comparadas duas a duas com $P < 0,0001$ para as três condições.

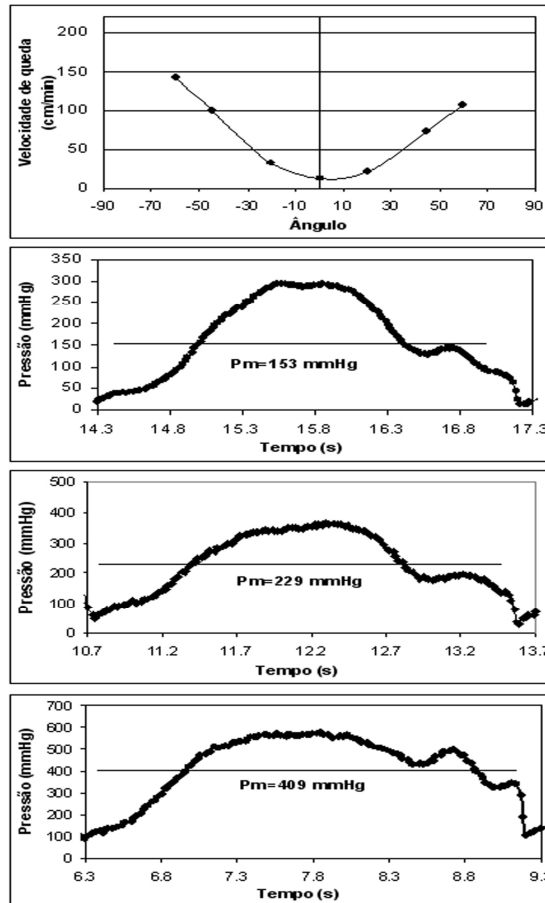


Figura 26a – Bomba 1

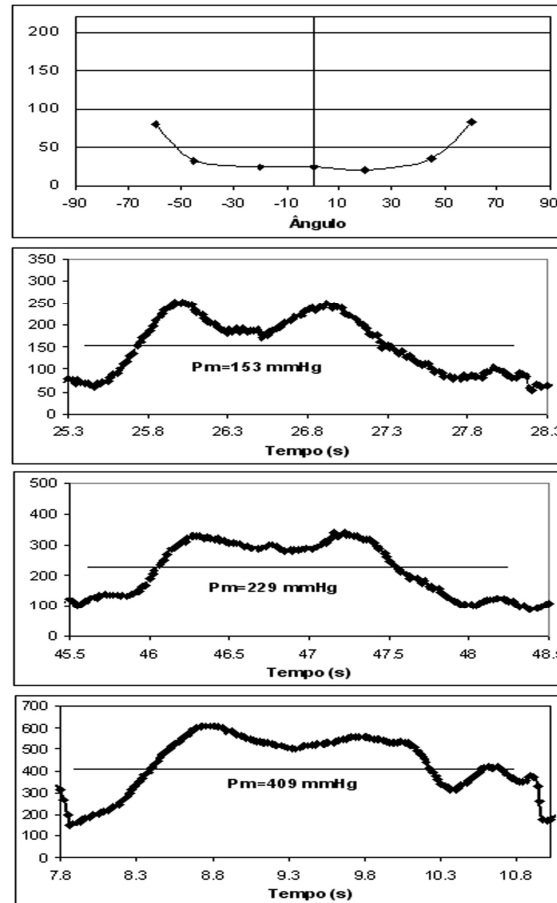


Figura 26b – Bomba 2

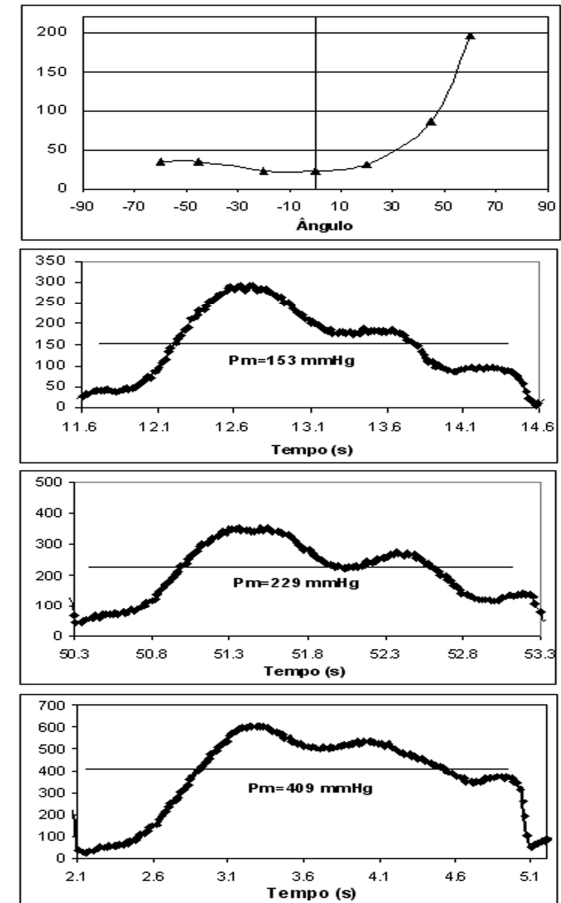


Figura 26c – Bomba 3

Figura 26 – Perfis hidrodinâmicos de velocidade de queda com respectivos diagramas de pressões durante a calibração dinâmica. Bombas 1, 2 e 3.

5.3. Variações nas medidas de velocidade de queda

A Figura 27 demonstra o comportamento das medidas de velocidade de queda no ponto 0° comparado com a média calculada entre os ângulos -20° 0° e $+20^\circ$ para os três modelos de bomba.

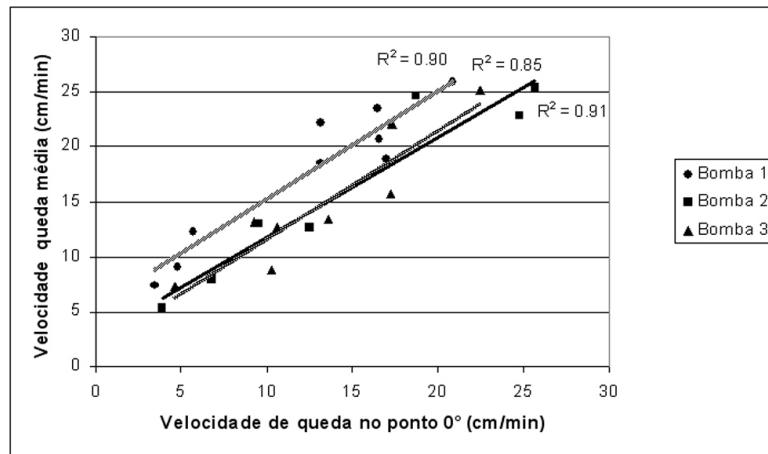


Figura 27 – Comportamento da velocidade de queda no ponto 0° em relação à velocidade média em três pontos (-20° 0° e $+20^\circ$).

Os valores da Figura 27 apresentaram distribuição normal e estão expressos na Tabela 5 no ANEXO I.

A Tabela 6 apresenta o resumo dos resultados obtidos por comparação entre as regressões lineares para os três modelos.

Tabela 6 – Comparação entre regressões lineares das medidas de velocidade no ponto 0° e valores médios calculados de três pontos (-20° 0° e $+20^\circ$).

Modelo de bomba	Coefficiente angular	Intercepto
Bomba 1 x Bomba 2	$P > 0,61$	$P < 0,009$
Bomba 1 x Bomba 3	$P > 0,73$	$P < 0,009$
Bomba 2 x Bomba 3	$P > 0,46$	$P > 0,84$

As regressões mostraram coeficiente angular conjunto $\beta = 0,95 \pm 0,05$ ($P < 0,0001$), pela análise de Covariância.

5.4. Correspondência entre as medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica

A Tabela 7 demonstra os resultados medidos em quatro tubos de 9,5 x 1,6 mm de diâmetro.

A velocidade de queda com valores expressos pela média $\pm$ desvio padrão e a correspondente pressão média de calibração dinâmica expressa pela média $\pm$ erro padrão.

Tabela 7 - Resultados dos testes de medidas de velocidade de queda e respectiva pressão média de calibração dinâmica.

Velocidade de queda cm/min									
Bomba 1									
Roleta	Ângulo	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8
A	-20°	32	28	23	17	45	54	155	124
	0°	8	15	15	7	20	23	68	66
	+20°	9	22	11	7	18	18	61	65
	Média A $\pm$ DP	16 $\pm$ 14	21 $\pm$ 7	16 $\pm$ 6	10 $\pm$ 6	28 $\pm$ 15	32 $\pm$ 20	95 $\pm$ 53	85 $\pm$ 34
B	-20°	16	18	30	45	28	48	61	54
	0°	3	12	19	26	13	19	25	30
	+20°	6	17	16	23	18	15	30	58
	Média B $\pm$ DP	8 $\pm$ 7	16 $\pm$ 4	22 $\pm$ 8	31 $\pm$ 12	20 $\pm$ 7	27 $\pm$ 18	39 $\pm$ 20	47 $\pm$ 15
Média geral $\pm$ DP		12 $\pm$ 10	19 $\pm$ 6	19 $\pm$ 7	21 $\pm$ 14	24 $\pm$ 11	30 $\pm$ 17	67 $\pm$ 47	66 $\pm$ 31
PCD _{méd} $\pm$ EP (mmHg)		306 $\pm$ 2	137 $\pm$ 1	273 $\pm$ 2	212 $\pm$ 2	271 $\pm$ 2	265 $\pm$ 2	275 $\pm$ 2	126 $\pm$ 1
Bomba 3									
Roleta	Ângulo	T9	T10	T11	T12	T13	T14	T15	T16
A	-20°	9	8	13	20	41	38	48	101
	0°	10	12	16	20	36	75	45	101
	+20°	7	23	19	36	38	61	44	50
	Média A $\pm$ DP	8 $\pm$ 2	14 $\pm$ 8	16 $\pm$ 3	25 $\pm$ 9	38 $\pm$ 3	58 $\pm$ 18	46 $\pm$ 2	84 $\pm$ 29
B	-20°	11	7	11	14	33	30	32	102
	0°	11	9	12	14	32	30	31	95
	+20°	5	16	11	28	39	38	33	39
	Média B $\pm$ DP	9 $\pm$ 3	11 $\pm$ 5	11 $\pm$ 1	19 $\pm$ 8	35 $\pm$ 3	33 $\pm$ 5	32 $\pm$ 1	79 $\pm$ 35
Média geral $\pm$ DP		9 $\pm$ 2	13 $\pm$ 6	14 $\pm$ 3	22 $\pm$ 9	36 $\pm$ 3	45 $\pm$ 18	40 $\pm$ 7	81 $\pm$ 39
PCD _{méd} $\pm$ EP (mmHg)		280 $\pm$ 2	263 $\pm$ 2	322 $\pm$ 2	330 $\pm$ 2	203 $\pm$ 2	286 $\pm$ 2	191 $\pm$ 1	211 $\pm$ 2

Os valores de calibração dinâmica correspondentes às medidas de velocidade de queda são mostrados nas Figuras 28a–d.

Expressam os resultados parciais das medidas de pressão durante a calibração dinâmica nos tubos 1, 8, 11 e 15.

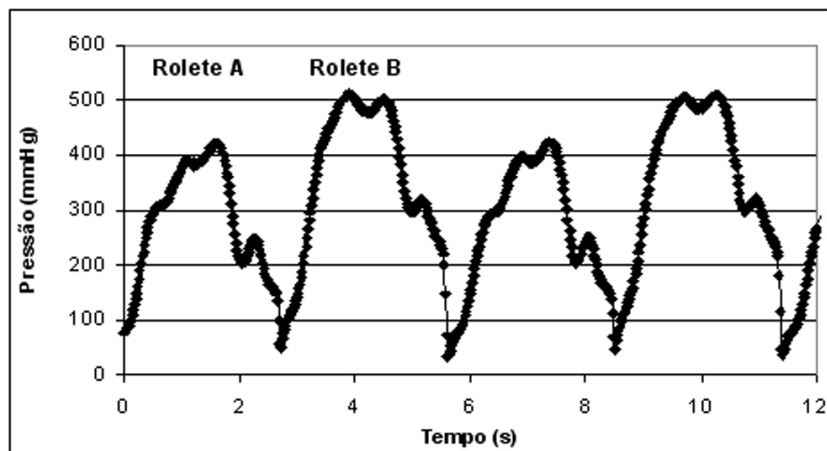


Figura 28a - Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 1, bomba 1.

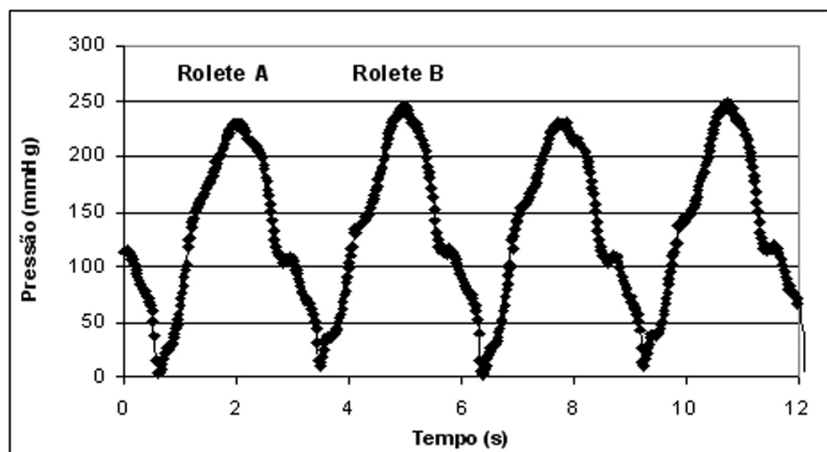


Figura 28b - Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 8, bomba 1.

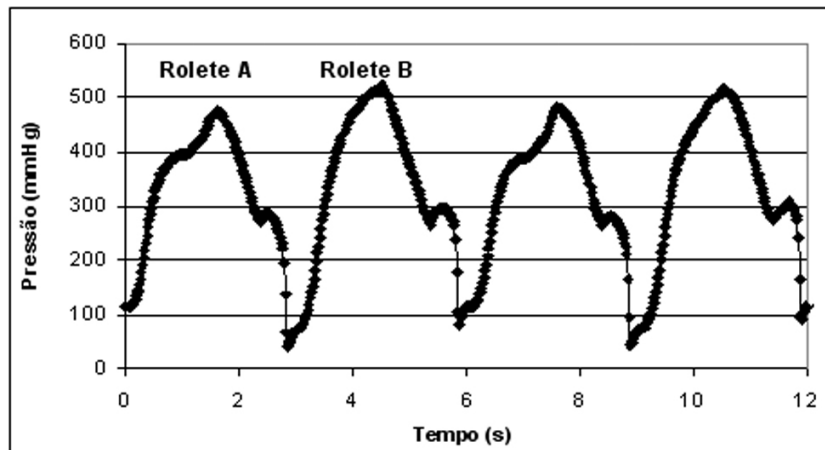


Figura 28c - Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 11, bomba 2.

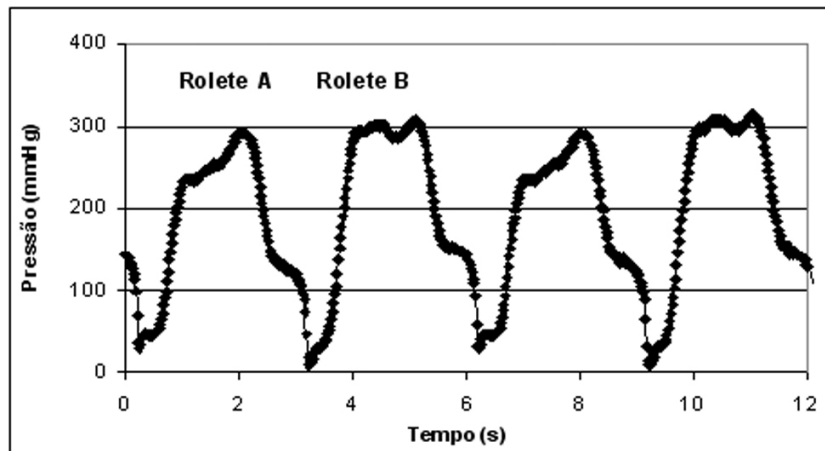


Figura 28d - Valores parciais de pressão de calibração dinâmica. Tubo 15, bomba 2.

Os dados referentes à Figura 28a não apresentaram normalidade. Os valores de pressão média com roleta A foram de 282 ± 9 mmHg e o roleta B 356 ± 12 mmHg. Os valores foram calculados pela média dos registros durante 30 segundos considerando os registros individuais de cada roleta. A comparação entre médias pelo teste de Kruskal-Wallis (Dunn) mostrou diferenças significantes nos valores ($P < 0,0001$).

A Figura 29 mostra os resultados dos testes realizados em 16 tubos e os registros estão na Tabela 8 no ANEXO I.

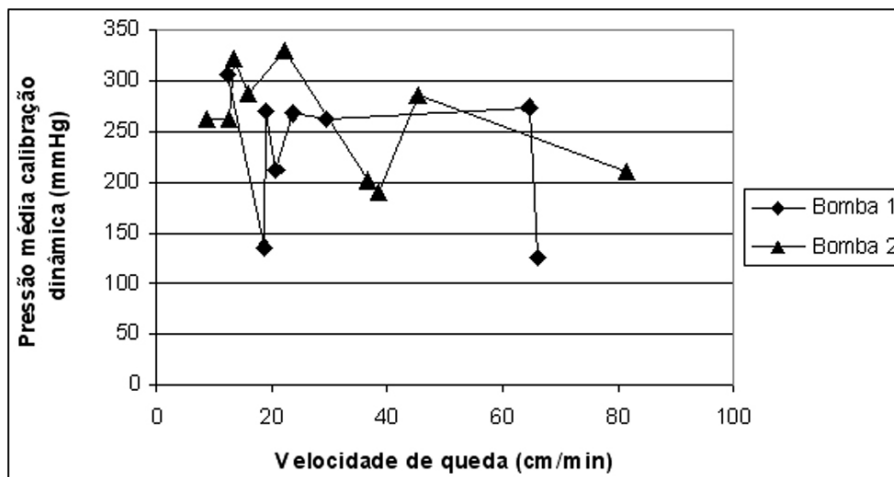


Figura 29 – Valores de velocidade de queda e respectiva pressão média de calibração dinâmica.

5.5. Diferenças de pressões na calibração dinâmica

As diferenças entre as pressões máximas e mínimas em função da pressão média de calibração dinâmica estão expressas na Figura 32.

Foram testados tubos de 13 x 2,4 mm de diâmetro para os três modelos de bomba.

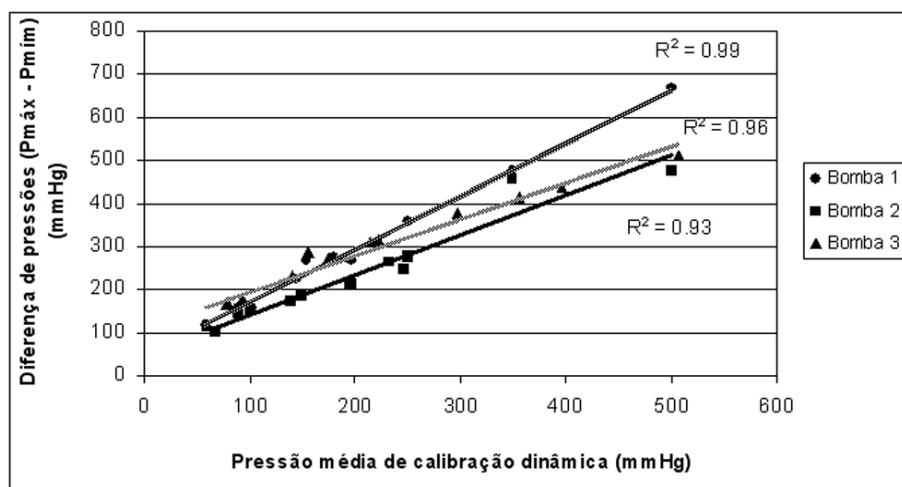


Figura 30 – Relação entre a pressão média de calibração dinâmica e a diferença de pressão (Pmax – Pmin). Bombas 1, 2 e 3.

Os valores apresentaram distribuição normal e os dados estão expressos na Tabela 9 no ANEXO I.

A Tabela 10 mostra o resumo dos valores dos coeficientes angulares e respectivos interceptos obtidos por comparação entre as regressões lineares.

Tabela 10 – Comparação entre regressões lineares das medidas de pressão média de calibração dinâmica e diferenças de pressão para as três bombas.

Modelo de bomba	Coeficiente angular	Intercepto
Bomba 1 x Bomba 2	$P < 0,002$	$P < 0,0001$
Bomba 1 x Bomba 3	$P < 0,0001$	$P > 0,23$
Bomba 2 x Bomba 3	$P > 0,37$	$P < 0,0001$

5.6. Análise das variações de velocidade de queda com o tempo

Os resultados dos testes de variação de velocidade de queda com o tempo estão expressos a seguir.

A Figura 31 demonstra os resultados das medidas em tubos de 9,5 x 1,6 e 9,5 x 2,4 mm de diâmetro em função do tempo, conforme estabelecido na Tabela 2.

Os valores estão expressos na Tabela 11 no ANEXO I.

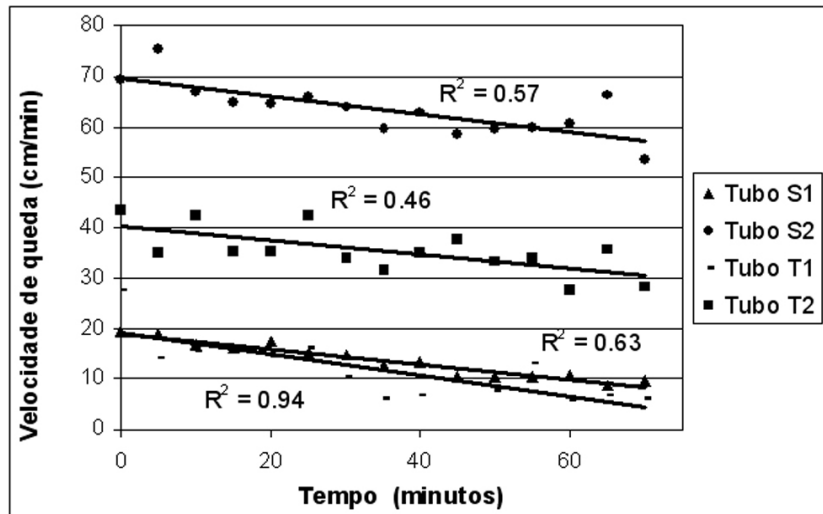


Figura 31 – Variação da velocidade de queda em função do tempo.

A Tabela 12 mostra os resultados dos coeficientes de determinação e angular dos quatro tubos.

Tabela 12 – Resumo dos resultados dos coeficientes de determinação (R^2) e coeficiente angular (β). $n=16$.

Tubo	Coeficiente angular - β
Tubo S1 – 9,5 x 1,6 mm	-0,18 ($P < 0,002$)
Tubo S2 - 9,5 x 1,6 mm	-0,14 ($P < 0,006$)
Tubo T1 - 9,5 x 2,4 mm	-0,15 ($P < 0,0001$)
Tubo T2 - 9,5 x 2,4 mm	-0,20 ($P < 0,0001$)

Os dados referentes à Tabela 12 apresentaram distribuição normal. Resultou em coeficiente angular conjunto $\beta = -0,17 \pm 0,03$ ($P > 0,56$).

Os resultados dos testes com equipamento servo-hidráulico estão expressos a seguir.

As Figuras 32a–c demonstram os deslocamentos medidos pelo teste de compressão nos tubos de 9,5 x 1,6; 9,5 x 2,4 e 13 x 2,4 mm de diâmetro respectivamente.

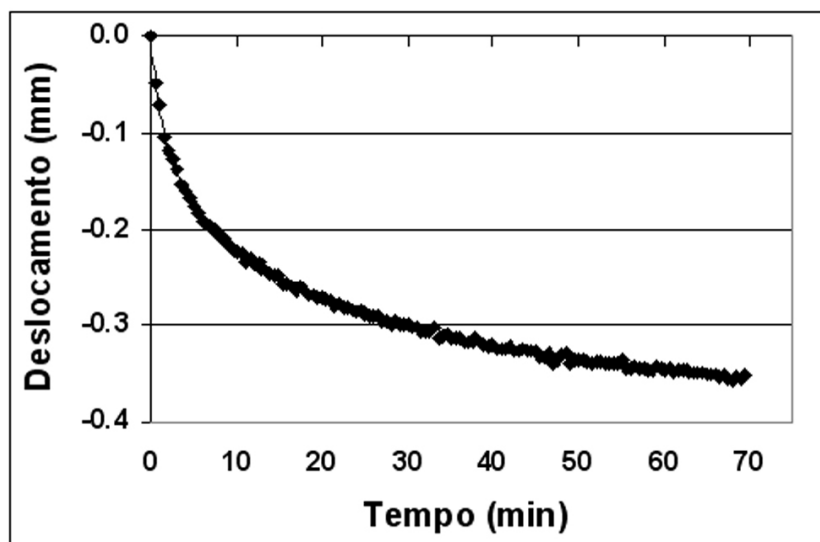


Figura 32a – Deslocamento em função do tempo. Tubo de 9,5 x 1,6 mm

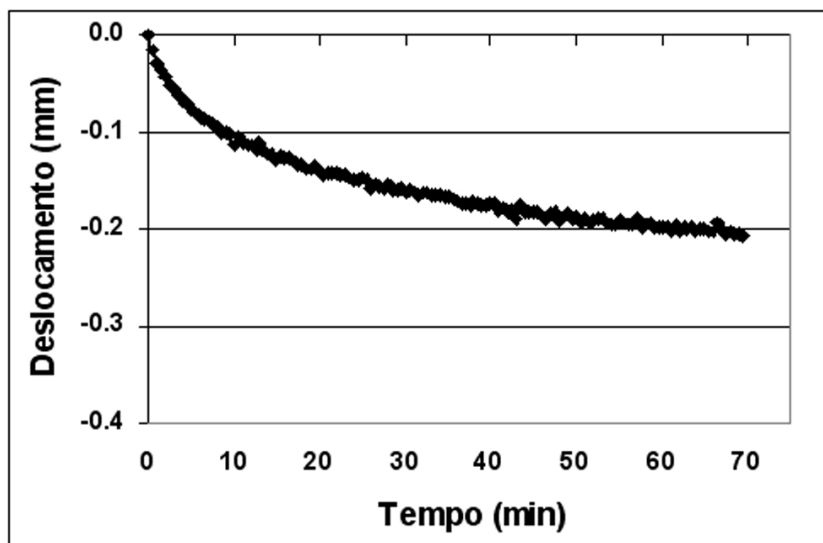


Figura 32b – Deslocamento em função do tempo. Tubo de 9,5 x 2,4 mm

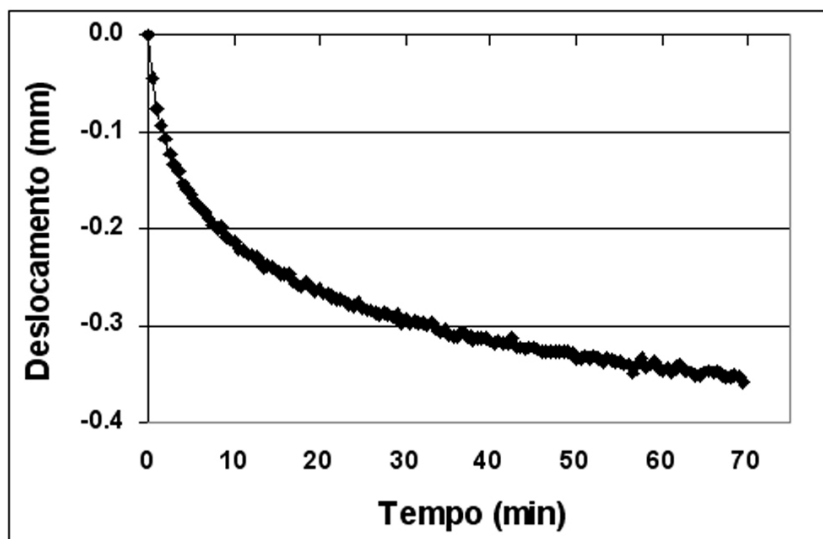


Figura 32c – Deslocamento em função do tempo. Tubo de 13 x 2,4 mm

A força aplicada nos três tubos foi mantida constante em $27,0 \pm 0,1$ N (Newton) durante os 70 minutos (tempo de duração do ensaio). Nenhum tubo sofreu oclusão total durante os testes.

Os dados de deslocamento não apresentaram distribuição normal.

A Tabela 13 mostra o coeficiente de correlação (R_s) e o p-valor, resultantes de teste de correlação de Spearman ($n=140$).

Tabela 13 – Resultados do teste de correlação de Spearman para os valores de deslocamento em função do tempo.

Tubo	Deslocamento em 70 min	Força (N) em 70 min	R_s
Tubo 1 – 9,5 x 1,6 mm	$0,35 \pm 0,01$	$27,0 \pm 0,1$	-0,99 ($P < 0,0001$)
Tubo 2 - 9,5 x 2,4 mm	$0,20 \pm 0,01$	$27,0 \pm 0,1$	-0,99 ($P < 0,0001$)
Tubo 3 – 13 x 2,4 mm	$0,35 \pm 0,01$	$27,0 \pm 0,1$	-0,99 ($P < 0,0001$)

O resultado do teste de medida de repetitividade da calibração dinâmica está expresso a seguir.

A Figura 33 demonstra as variações da pressão de calibração dinâmica média com o tempo, realizado em tubo de 9,5 x 1,6 mm.

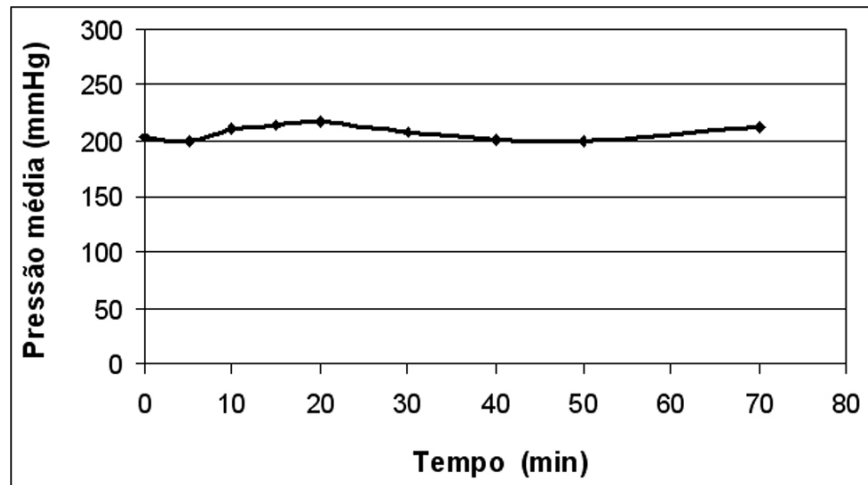


Figura 33 - Variação da pressão média de calibração dinâmica com o tempo. Bomba 2.

Os valores apresentaram distribuição normal e a medida das pressões médias de calibração dinâmica permaneceu estável com o tempo ($P > 0,94$) com valores de 207 ± 6 mmHg.

Os registros estão na Tabela 14 no ANEXO I.

Os resultados dos testes de estabilidade de fluxo e pressão estão expressos a seguir e demonstram as variações nas pressões e respectivos fluxos em operação normal ao longo de 80 minutos.

A Figura 34a demonstram os valores das pressões e a Figura 36b os respectivos fluxos pelo tempo.

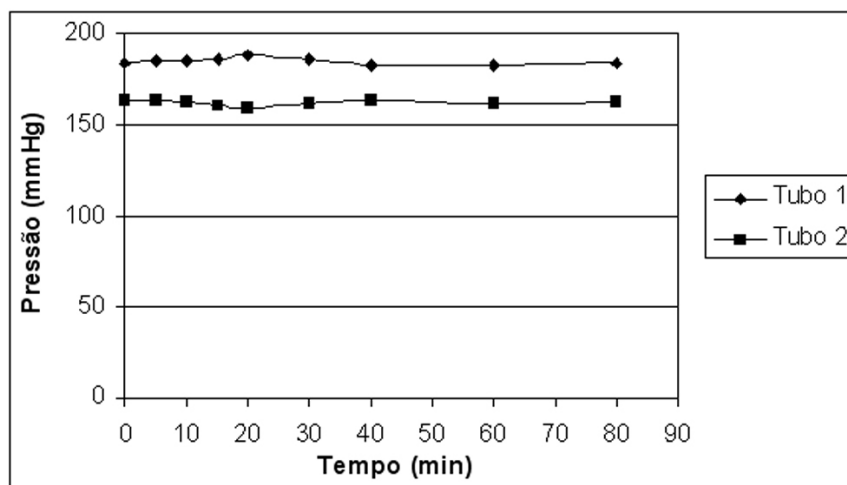


Figura 34a – Variação da pressão média pelo tempo.

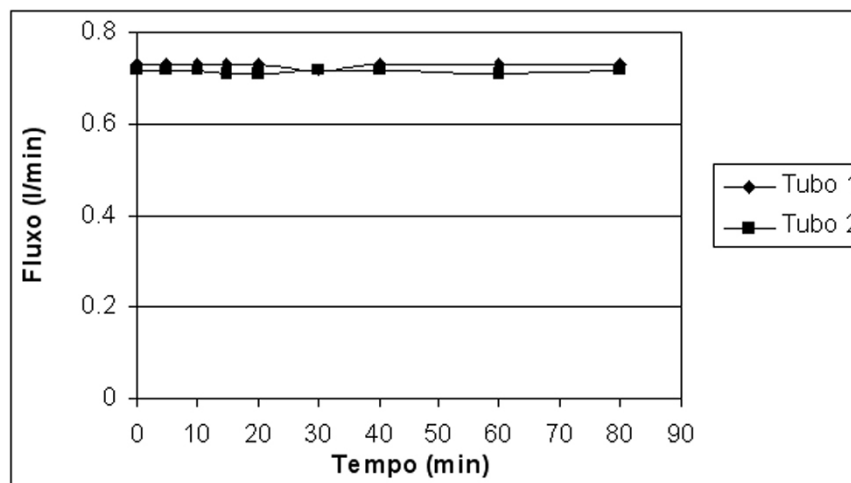


Figura 34b - Variação do fluxo médio pelo tempo.

Os valores referentes às Figuras 34a-b apresentaram normalidade. As medidas de pressão ($P > 0,14$) e fluxo ($P > 0,91$) permaneceram estáveis com o tempo, pelo teste de regressão linear simples.

Os registros estão na Tabela 15 no ANEXO I.

A Tabela 16 a seguir expressa o resumo dos valores de fluxo e pressão como média $\pm$ desvio padrão.

Tabela 16 – Resumo dos resultados dos testes de variação de pressão e fluxo com o tempo.

	Tubo 1	Tubo 2
Pressão (mmHg)	185 ± 2	162 ± 1
Fluxo (l/min)	0,73 ± 0,01	0,72 ± 0,01

5.7. Visualização de refluxo

As Figuras a seguir mostram a visualização do refluxo em aspirador de sangue.

As Figuras 35a e b mostram os resultados dos registros fotográficos realizados com o aspirador de sangue totalmente submerso com a bomba 3. Nos testes realizados com a bomba 1 não foi visualizado refluxo com o uso do aspirador.

Testes realizados com água em duas posições distintas com fluxo de 0,3 l/min (litros por minuto).

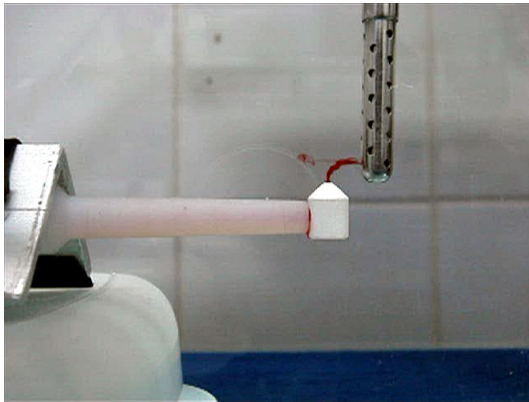


Figura 35a – Refluxo, posição 1.

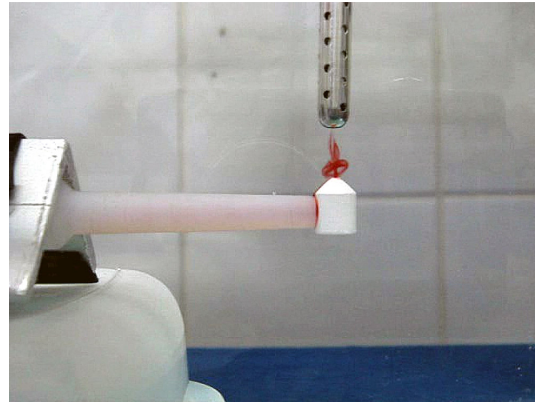


Figura 35b - Refluxo, posição 2.

Figura 35 – Visualização de refluxo em aspirador de sangue totalmente submerso em água. Bomba 3.

Foram, neste estudo, analisados outros aspectos funcionais nos aspiradores. As Figuras 36a – f mostram o aspirador em três posições distintas com relação ao bico injetor de corante posicionado paralelo e perpendicular ao fluxo.

O aspirador foi movimentado verticalmente com relação às duas posições do bico injetor mantendo o mesmo fluxo de 1l/min com a bomba 1.

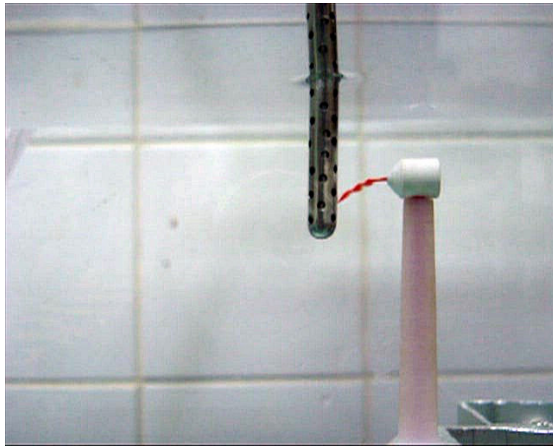


Figura 36a – Aspirador na posição 1.



Figura 36b - Aspirador na posição 2.



Figura 36c - Aspirador na posição 3.



Figura 36d – Aspirador na posição 4.



Figura 36e - Aspirador na posição 5.

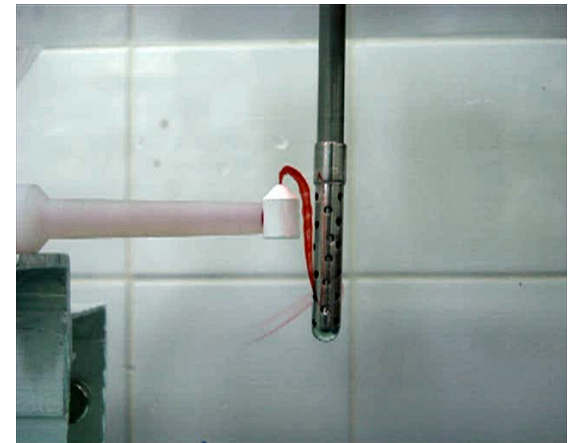


Figura 36f - Aspirador na posição 6.

Figura 36 – Visualização de fluxo preferencial em aspirador de sangue com bico injetor de corante em duas posições com movimento vertical do aspirador. Bomba 1 fluxo 1 l/min.

As Figuras a seguir mostram a visualização e respectiva medida de refluxo em reservatório de cardiectomia.

As Figuras 37a-c mostram os registros fotográficos do refluxo em três momentos consecutivos, no interior do reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue.

A Figura 37d mostra a medida de fluxo e refluxo simultâneos à visualização. A bomba 3 foi regulada com $PCD_{méd} = 80$ mmHg e $R_{tot} = 150$ mmHg.

As Figuras 38a-c mostram o registro fotográfico do refluxo em reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue. A bomba 1 foi regulada com $PCD_{méd} = 230$ mmHg e $R_{tot} = 320$ mmHg.

A Figura 38d mostra a medida de fluxo e refluxo simultâneos à visualização.

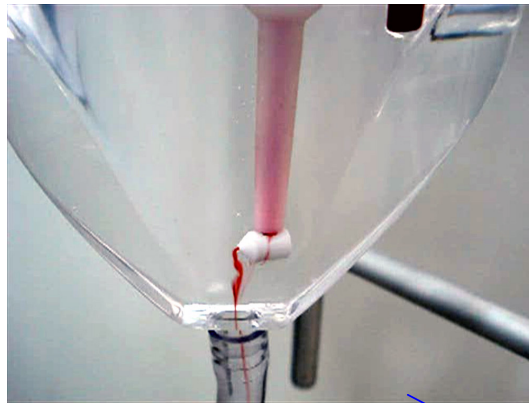


Figura 37a - Instante 1

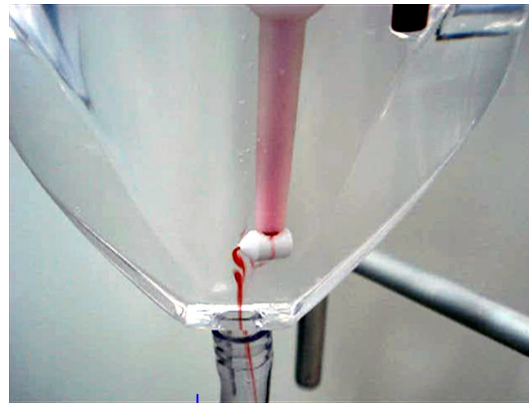


Figura 37b - Instante 2

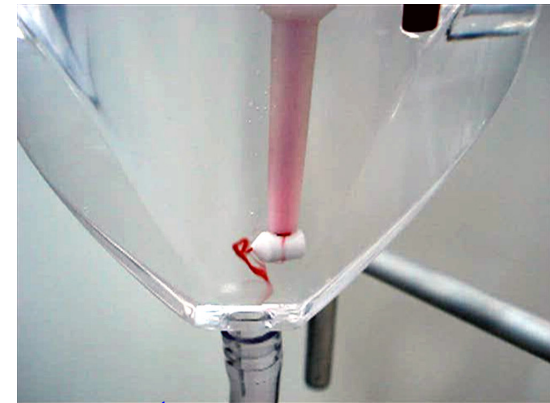


Figura 37c - Instante 3

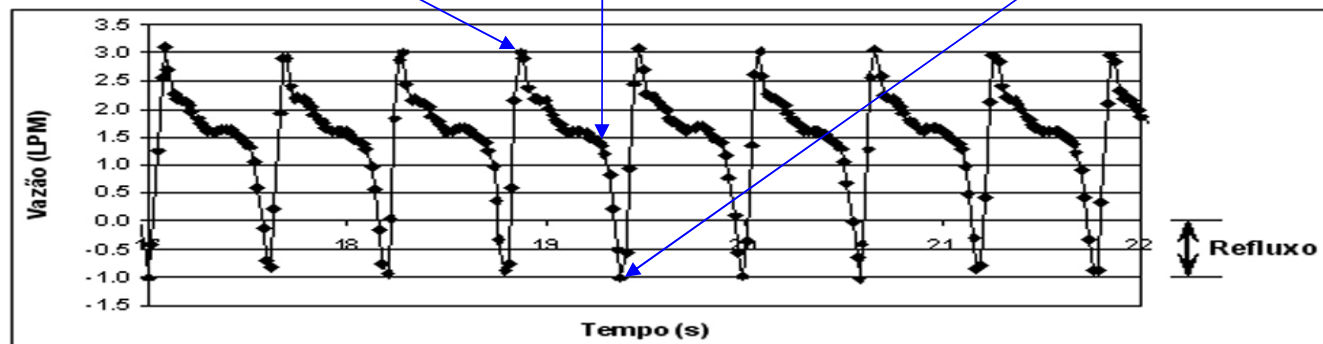


Figura 37d – Medida de refluxo simultânea à visualização. Bomba 3.

Figura 37 - Refluxo em três momentos consecutivos, no interior do reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue.

Bomba 3. $PCD_{méd} = 80 \text{ mmHg}$ e $R_{tot} = 150 \text{ mmHg}$.



Figura 38a – Instante 1



Figura 38b - Instante 2



Figura 38c - Instante 3

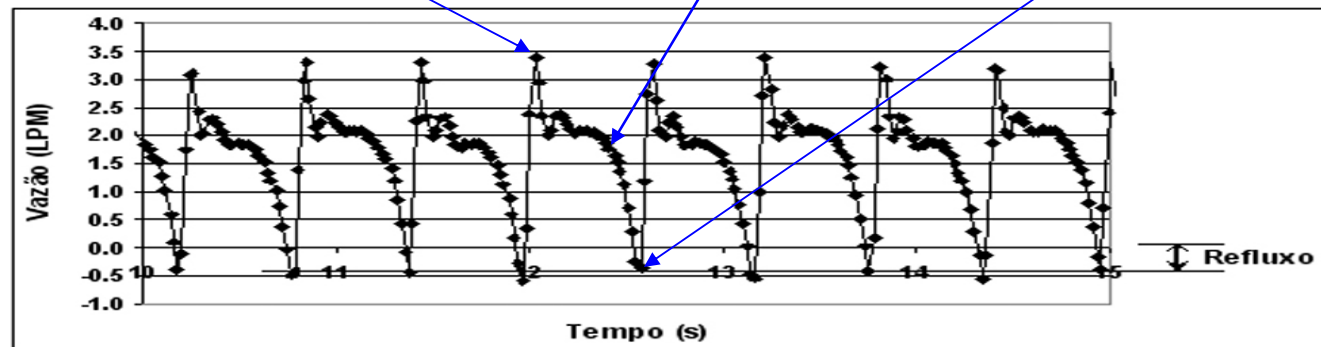


Figura 38d – Medida de refluxo simultânea à visualização. Bomba 1.

Figura 38 - Refluxo em três momentos consecutivos, no interior do reservatório de cardiotoria com fluido análogo ao sangue. Bomba 1. $PCD_{méd} = 230$ mmHg e $R_{tot} = 320$ mmHg.

5.8. Medidas de fluxo e refluxo

A Figura 39 demonstra o comportamento do fluxo em função do ajuste pelo método de calibração dinâmica com fluido análogo ao sangue em tubos de 13 x 2,4 mm de diâmetro.

Para os três modelos a rotação foi mantida a 50 ± 0.5 RPM, $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg (média $\pm$ desvio padrão). Qoc é o fluxo com oclusão total tendo sido registrados valores iguais para os três modelos ($2,04 \pm 0,05$ l/min).

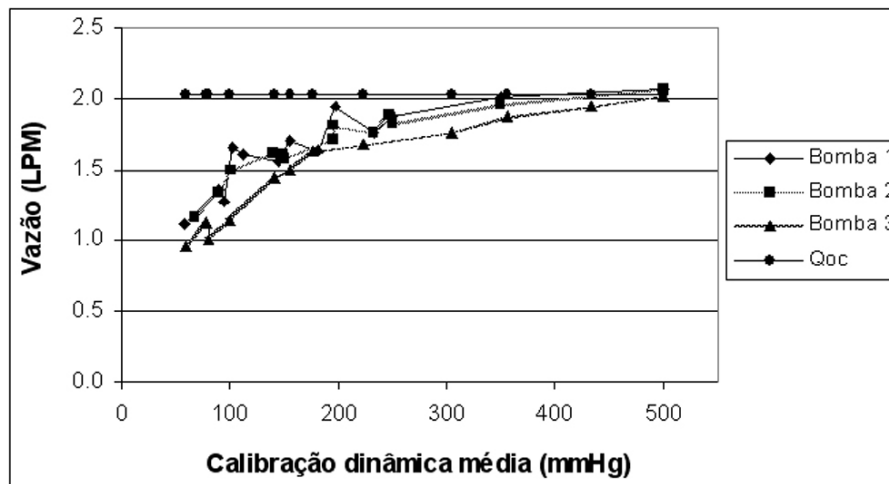


Figura 39 – Fluxos medidos nos três modelos de bombas em função da calibração dinâmica média, com resistência média de 251 ± 3 mmHg.

Os valores expressos na Figura 39 são mostrados na Tabela 17 no ANEXO I.

Os valores dos fluxos nos três modelos de bombas apresentaram distribuição normal e a análise de variância (ANOVA) mostrou igualdade estatística dos fluxos médios ($P > 0,32$).

A análise de covariância (ANCOVA) apresentou igualdade nos coeficientes angulares ($P > 0,55$) para os três modelos e os interceptos mostraram diferenças apenas no modelo de bomba 3 ($P < 0,008$).

A Figura 40 expressa o comportamento do refluxo médio em função dos ajustes pelo método de calibração dinâmica com fluido análogo ao sangue em tubos de 13 x 2,4 mm. Rotação de $50 \pm 0,5$ RPM e $R_{\text{tot}} = 251 \pm 3$ mmHg.

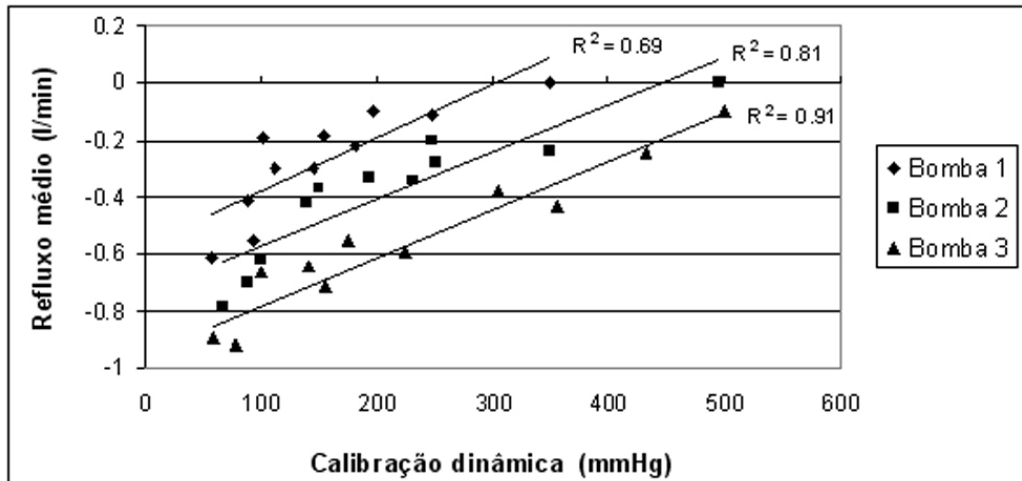


Figura 40 - Refluxo médio em função da pressão média de calibração dinâmica.

Os valores expressos na Figura 40 estão na Tabela 18 no ANEXO I. Os dados apresentaram distribuição normal e a análise de covariância (ANCOVA) apresentou igualdade dos coeficientes angulares para os três modelos ($P > 0,88$) e interceptos diferentes ($P < 0,0001$).

Os resultados obtidos demonstram o paralelismo entre as regressões, com coeficiente angular conjunto $\beta = 0,0017 \pm 0,0001$.

Os Interceptos obtidos pela regressão foram -0,56 ($P < 0,002$), -0,74 ($P < 0,0003$), -0,95 l/min ($P < 0,0001$) para as bombas 1, 2 e 3 respectivamente.

As Figuras 41a-c demonstram os refluxos das bombas nas rotações de 50, 70 e 90 RPM com fluido análogo ao sangue.

Os valores expressam a ausência de refluxo com $R_{\text{tot}} = 330 \pm 1$ mmHg a $90 \pm 0,5$ RPM.

Nestas condições, os valores de $PCD_{méd}$ foram de 94 ± 1 (bomba 1), 101 ± 1 (bomba 2) e 140 ± 2 (bomba 3) mmHg, com valores expressos pela média $\pm$ erro padrão.

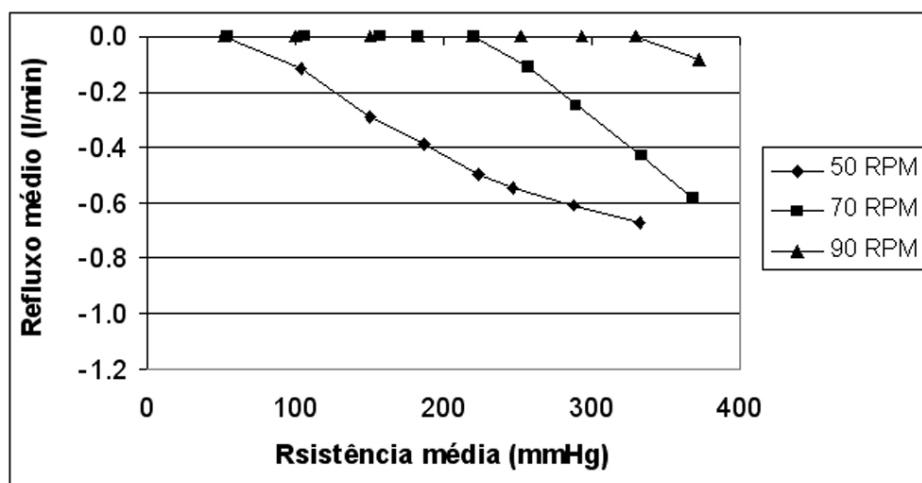


Figura 41a – Refluxo na bomba 1. $PCD_{méd} = 94 \pm 1$ mmHg

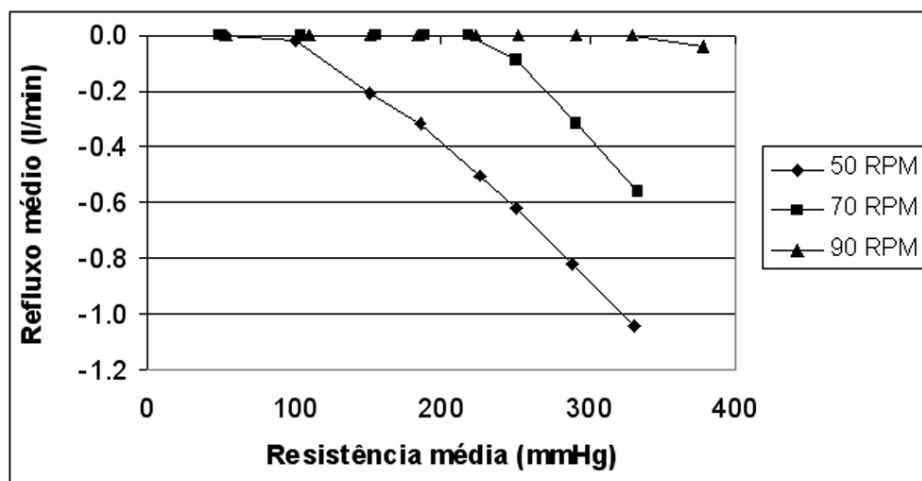


Figura 41b – Refluxo na bomba 2, $PCD_{méd} = 101 \pm 1$ mmHg

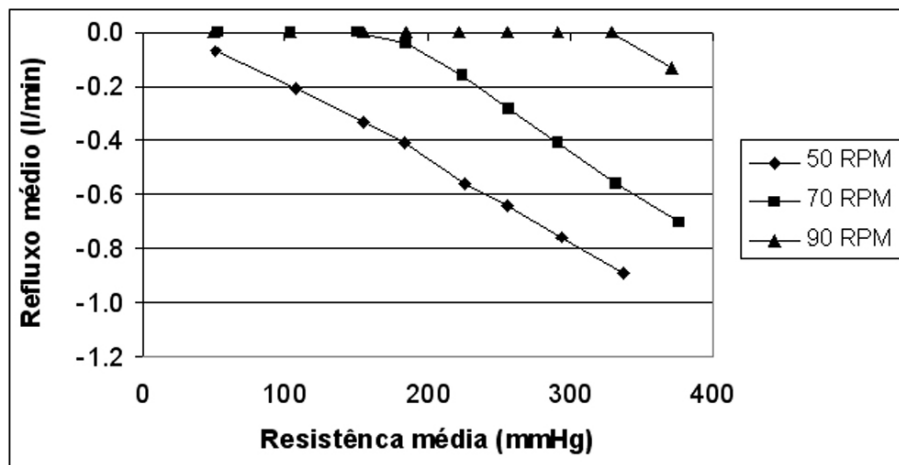


Figura 41c – Refluxo na bomba 3, $PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg

O maior valor de $PCD_{méd}$ expresso pelas Figuras 41a-c foi o obtido pela bomba 3, com valor de 140 ± 2 mmHg com valores demonstrados na Tabela 19 no ANEXO I.

Os valores dos fluxos desenvolvidos estão expressos nas Figuras a seguir.

A Figura 42 demonstra as variações no fluxo com a resistência a 90 RPM com $PCD_{méd}$ de 142 ± 2 mmHg (média $\pm$ desvio padrão) para medidas com os três modelos.

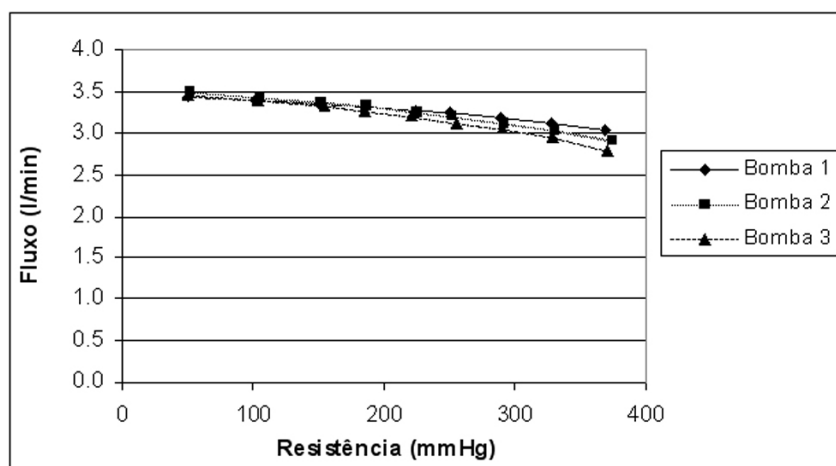


Figura 42– Variação do fluxo a 90 RPM para os três modelos de bomba com $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.

Os valores expressos na Figura 42 apresentaram distribuição normal. Os fluxos apresentaram igualdade estatística nos valores médios ($P > 0,28$). Já a análise de covariância (ANCOVA) mostrou coeficientes angulares ($P < 0,0007$) diferentes. Os três modelos demonstraram diminuição nos fluxos com a resistência adicionada ($P < 0,0001$). Esses resultados demonstram variações nos fluxos com o aumento da resistência, sem refluxo.

As Figuras a seguir expressam o fluxo em função de R_{tot} na bomba 1 a 70 RPM com $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.

As Figuras 43a-f registram os respectivos valores com tempo entre medidas de 10 ms. Mostram a evolução da variação do fluxo médio com as resistências $R_{tot} = 55 \pm 1$; 154 ± 1 ; 250 ± 2 ; 290 ± 2 e 374 ± 3 mmHg (média $\pm$ erro padrão).

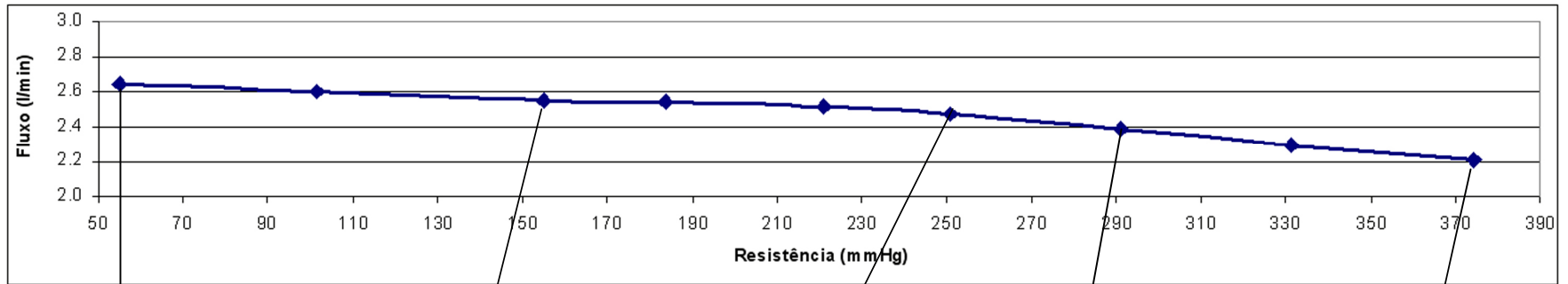


Figura 43a – Fluxo em função da resistência (R_{tot}). Bomba 1, $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.

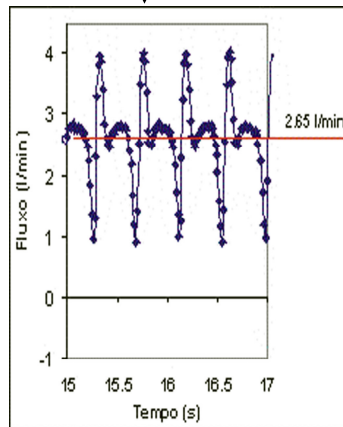


Figura 43b – fluxo com $R_{tot} = 55 \pm 1$ mmHg

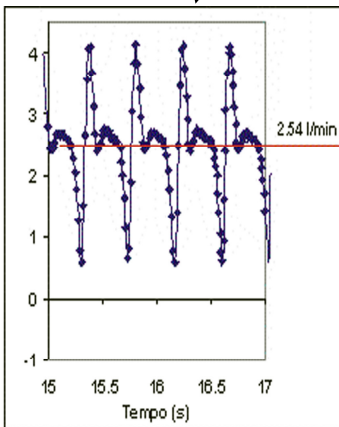


Figura 43c – fluxo com $R_{tot} = 154 \pm 1$ mmHg

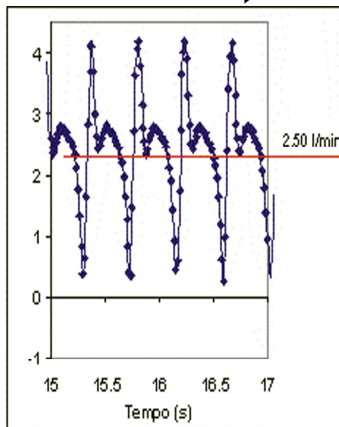


Figura 43d – fluxo com $R_{tot} = 250 \pm 2$ mmHg

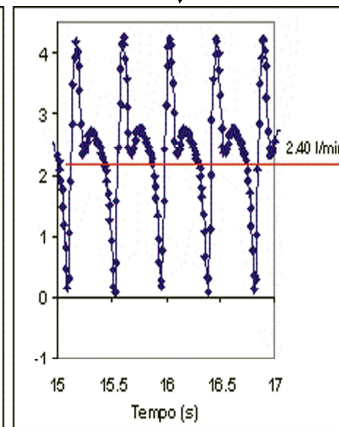


Figura 43e – fluxo com $R_{tot} = 290 \pm 2$ mmHg

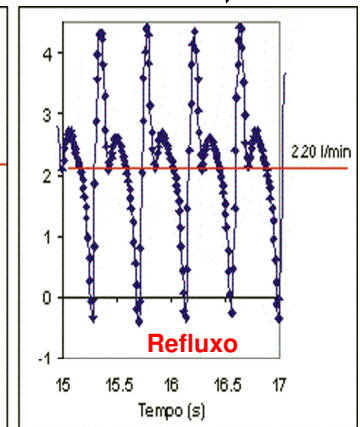


Figura 43f –fluxo com $R_{tot} = 374 \pm 3$ mmHg

As Figuras a seguir expressam as variações percentuais nos fluxos com a resistência adicionada ao circuito variando de 50 a 370 mmHg a 90 RPM, com registros na Tabela 20 do ANEXO I.

A Figura 44a mostra as variações nos três modelos de bomba com $PCD_{méd} = 62 \pm 5$ mmHg (media $\pm$ desvio padrão) e a Figura 44b com $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg e a Figura 44c com $PCD_{méd} = 234 \pm 12$ mmHg.

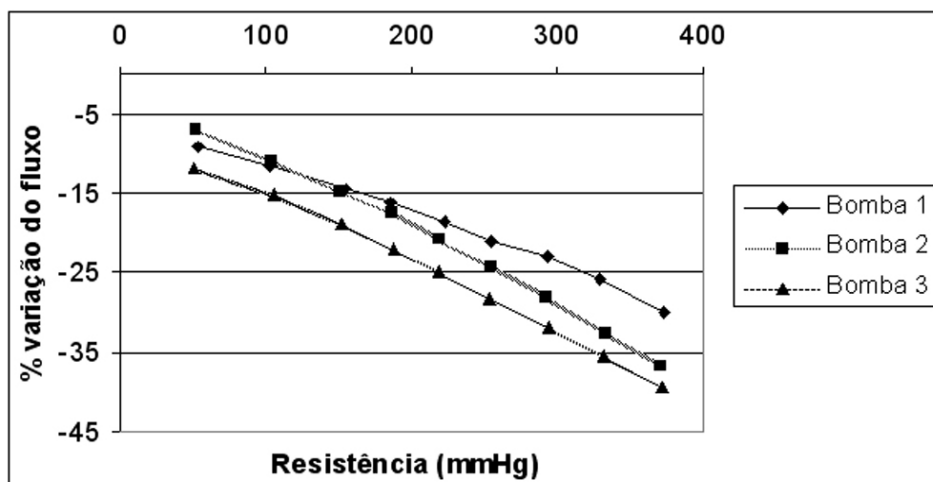


Figura 44a- % de variação do fluxo a 90 RPM. $PCD_{méd} = 62 \pm 5$ mmHg.

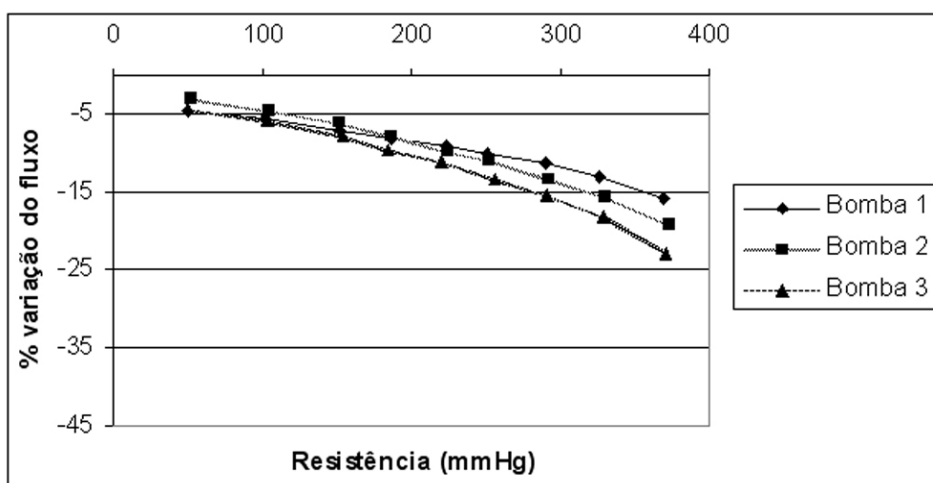


Figura 44b - % de variação do fluxo a 90 RPM. $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg

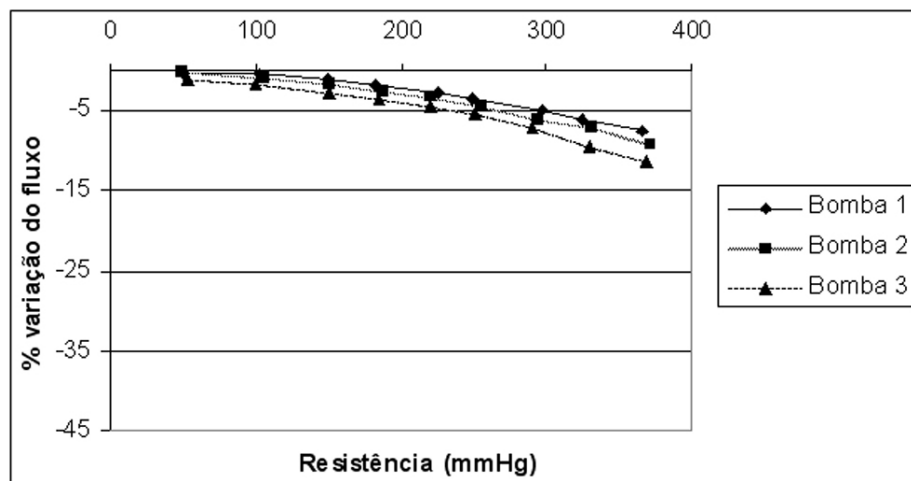


Figura 44c - % de variação do fluxo a 90 RPM. $PCD_{méd} = 234 \pm 12$ mmHg

Os registros referentes às Figuras 44b e 44c não apresentaram refluxo. As variações são apenas relativas à não linearidade do fluxo com a resistência adicionada.

Os registros apresentaram normalidade e a análise de covariância (ANCOVA) apresentou resultados de coeficientes de regressão ($P < 0,0006$) e interceptos ($P < 0,002$) diferentes para os três modelos e calibrações.

As Figuras a seguir mostram o comportamento do refluxo nos três modelos de bombas com ajuste totalmente ocluído.

As Figuras 45a-c mostram o refluxo medido na entrada dos três modelos de bomba a 40 RPM.

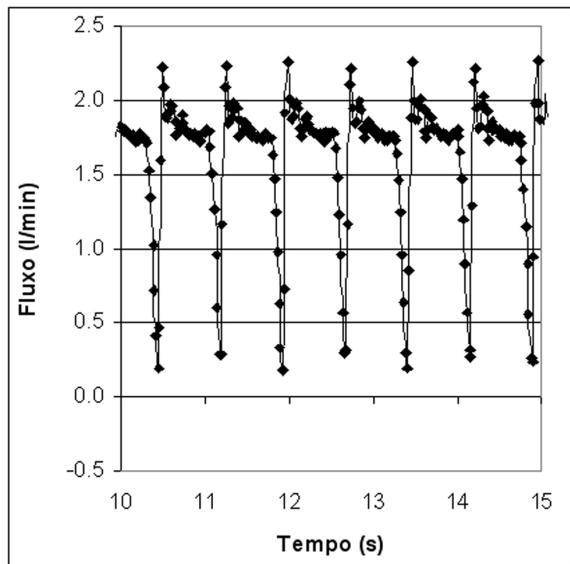


Figura 45a – Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 1.

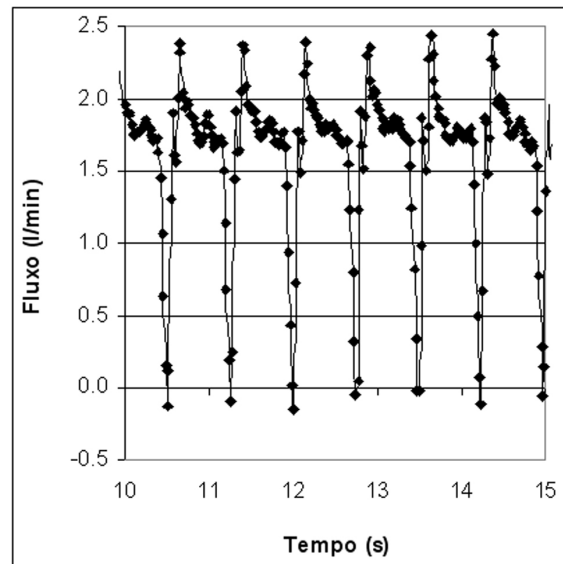


Figura 45b – Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 2.

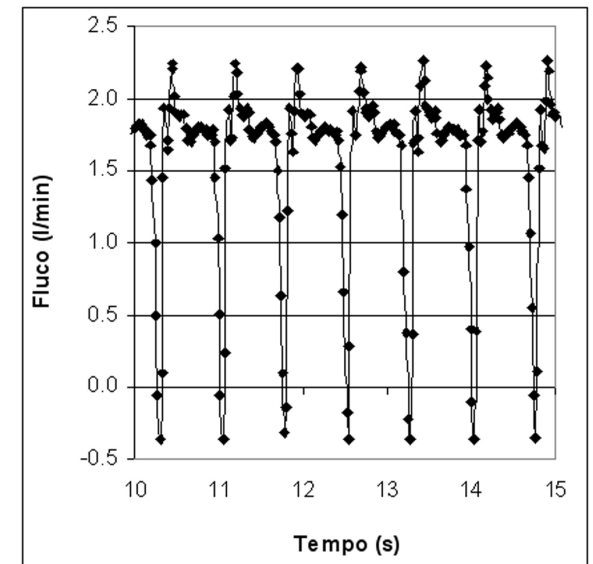


Figura 45c – Fluxo e refluxo com ajuste ocluído. Bomba 3.

5.9. Diferença de pressões com fluxo

As variações de pressão nas condições de escoamento são demonstradas nas Figuras a seguir e os dados estão na Tabela 21 no ANEXO I.

A Figura 46 mostra comportamento da diferença entre pressões (máxima – mínima) a 90 RPM com solução análoga ao sangue para as condições de $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.

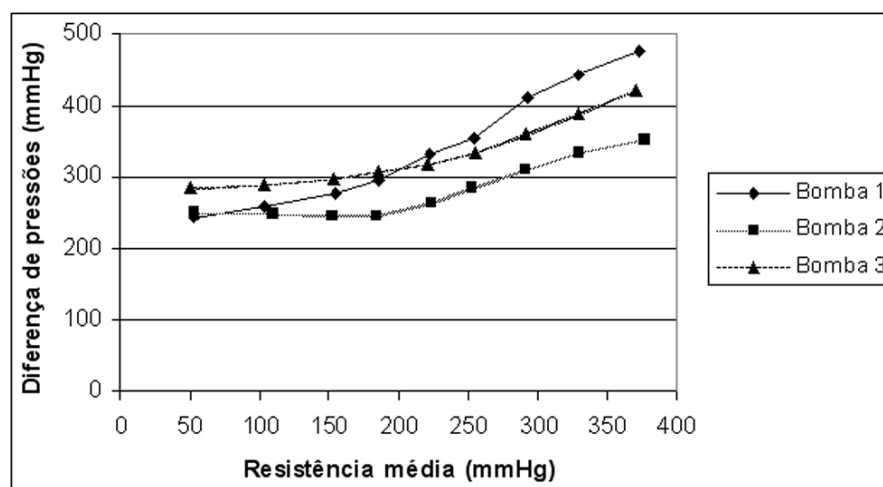


Figura 46 - Diferença de pressões em função da resistência média (R_{tot}) a 90 RPM. $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg.

A Tabela 22 mostra os valores dos coeficientes de correlação R^2 para os três modelos de bombas.

Tabela 22 – Valores dos coeficientes de correlação ($n=9$) dos valores de DP em função da R_{tot} .

$PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg	
Modelo de bomba	R^2
Bomba 1	0,97 ($P < 0,001$)
Bomba 2	0,92 ($P < 0,001$)
Bomba 3	0,89 ($P < 0,001$)

A Tabela 23 mostra os resultados de comparação entre os coeficientes angulares e interceptos das regressões para as condições de $PCD_{\text{méd}} = 142 \pm 2$ mmHg

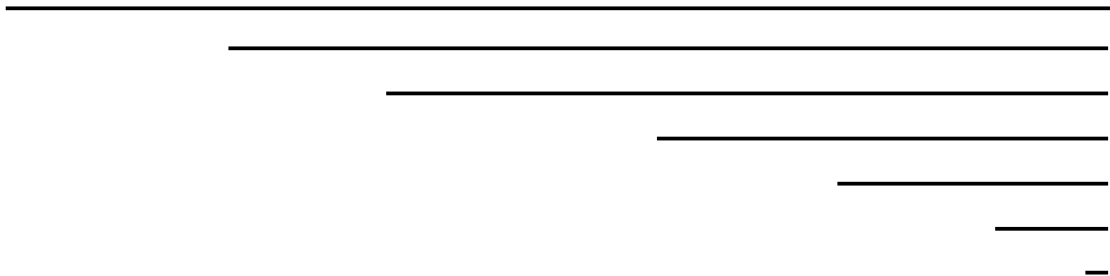
Tabela 23 – Comparação entre duas regressões (coeficientes angulares e interceptos), entre os valores de DP medidos para as três bombas (n=9).

$PCD_{\text{méd}} = 142 \pm 2$ mmHg		
Modelo de bomba	Coeficiente angular	Interceptos
Bomba 1 x Bomba 2	$P < 0,002$	$P < 0,0001$
Bomba 1 x Bomba 3	$P < 0,008$	$P > 0,093$
Bomba 2 x Bomba 3	$P > 0,60$	$P < 0,0001$

Os resultados da Tabela 23 mostram que as três bombas para as duas situações testadas têm valores de DP diferentes, e há paralelismo das regressões entre as bombas 2 e 3 ($P > 0,60$).

Os resultados são confirmados pela análise de covariância com $P < 0,0003$ para os coeficientes angulares e $P < 0,0003$ para os interceptos conjuntos.

DISCUSSÃO



6. DISCUSSÃO

6.1. Perfil hidrodinâmico

É grande a dificuldade de estabelecer isoladamente os fatores causadores de trauma aos elementos presentes no sangue, durante cirurgias.

Entender as possíveis correlações entre os fenômenos causadores do trauma aparentemente está longe de ser conseguida, o que em alguns casos pode favorecer conclusões controversas sobre os eventos observados isoladamente.

Nesse contexto, analisar as diferenças de operação entre modelos de bombas é fundamental. A pressuposição de igualdade pode não ser verdadeira.

Devido à facilidade de operação, manutenção e custo, as bombas de roletes são universalmente adotadas para a circulação extracorpórea (Boettcher et al, 2003) e o seu ajuste é um fator importante nas taxas de hemólise (Bernstein e Gleason, 1976, Tamari et al, 1997).

A forma construtiva do leito rígido varia entre modelos de bombas disponíveis no mercado. Essas diferenças nem sempre são descritas em trabalhos, e podem apresentar diferenças em seus resultados medidos pelos métodos de ajuste.

O perfil hidrodinâmico de velocidade de queda expresso na Figura 25a, para a bomba 1 apresentou simetria entre a entrada e a saída dos roletes. As maiores oclusões ocorreram em uma pequena porção do leito rígido próximo ao eixo central da bomba.

A bomba 2 (Figura 25b) é caracterizada por uma simetria de velocidades de queda entre a entrada e a saída dos roletes. As maiores oclusões ocorreram em uma parte do leito rígido com velocidade de queda constante nesta região. Essa característica promove na bomba 2 a compressão do tubo por um tempo maior, comparado com a bomba 1.

A bomba 3 (Figura 25c) mostrou um deslocamento da área de maior oclusão para o ponto de entrada dos roletes e aumento das velocidades de queda após o eixo central.

A comparação entre os três perfis com velocidade de queda semelhantes, demonstrada pela Figura 25d, apresentou diferenças nas variâncias somente entre as bombas 2 e 3.

Já os perfis de pressão durante a calibração dinâmica (Figura 26) para três condições distintas de ajuste apresentaram variâncias estatisticamente diferentes ($P < 0,0001$) e acompanharam as medidas de velocidade de queda ao longo do leito rígido.

A pressão medida na saída da bomba, durante a calibração dinâmica, é análoga à pressão estática estabelecida pela coluna de solução fisiológica durante a medida de velocidade de queda (Tamari et al, 1997). Portanto a medida de pressão é uma representação das velocidades de queda ao longo do leito rígido.

Alguns pesquisadores analisam bombas de roletes por médias das medidas de velocidade de queda em pontos específicos do leito rígido. Utilizam analogia com ponteiros de relógio em 8, 6 e 4 horas (Tamari et al., 1997). Outros estabelecem a relação de 8 e 6 horas (Mongero et al, 1998). A Figura 47 ilustra a analogia.

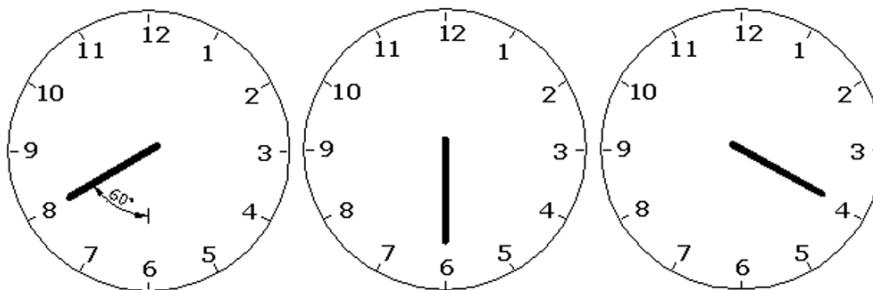


Figura 47 – Ilustração da analogia dos ponteiros do relógio para posição de medidas por velocidade de queda.

Os modelos de bombas analisadas apresentaram diferenças significantes entre a média dos valores nos pontos -20° 0° e $+20^{\circ}$ comparados com as medidas no ponto 0° .

Isso confirma as diferenças entre os perfis hidrodinâmicos e dificulta a comparação entre bombas com o uso de médias.

Durante os testes preliminares de calibração dinâmica, a posição dos roletes no momento da oclusão teve forte influência na variação de pressão. Quando a oclusão era realizada com um dos roletes na posição 0° , o rolete oposto apresentava maior oclusão.

Com isso as pressões nos roletes A e B apresentaram diferenças, em alguns casos superiores a 50 mmHg. Este fenômeno foi observado nos três modelos de bombas, sendo mais acentuado nos modelos 1 e 2.

Isso resultou em alteração no método de ajuste durante o trabalho. Passaram a ser realizados com a bomba parada e os roletes posicionados a 90° .

6.2. Variações nas medidas de velocidade de queda e calibração dinâmica

No procedimento de ajuste de bombas pelo método de velocidade de queda em centro cirúrgico nem sempre é observada a posição exata dos roletes em relação ao leito rígido. As medidas com altura de coluna de solução fisiológica padronizada de 750 a 1000 mm também nem sempre são respeitadas.

A Figura 27 confirma a influência dos perfis hidrodinâmicos de bombas nos valores médios de velocidade de queda. As médias nos ângulos padronizados de -20° 0° e $+20^{\circ}$ nem sempre representaram o ponto de maior oclusão.

A bomba 1 apresentou um intercepto de 5,3 cm/min e as bombas 2 e 3, interceptos iguais ($P > 0,93$) com valor médio de 2,2 cm/min (valores calculados a partir de regressão linear dos dados da Tabela 5). Aliado ao coeficiente angular das três bombas ser inferior a 1 ($\beta = 0,95$) o deslocamento dos valores medidos pela média promove na bomba 1 uma divergência mais acentuada da oclusão quando comparado ao ponto 0°.

Durante os testes as medidas de velocidade de queda apresentaram variações entre os valores medidos nos roletes A e B, com valores expressos em termos de desvio padrão superiores a 80% em algumas medidas. Essas variações mostram a dificuldade de estabelecer medidas absolutas com o método de velocidade de queda.

A Figura 28a demonstra o efeito dos diferentes ajustes dos roletes, isto é a diferença entre as distâncias dos roletes A e B em relação ao leito rígido. Como consequência apresentaram pressões de 282 ± 9 e 356 ± 12 mmHg, para os roletes A e B respectivamente.

Esse efeito acarretou picos de pressão diferentes em cada passagem dos roletes e a variação é também expressa nas correspondentes medidas de velocidade de queda (Tabela 8).

Não se sabe a influência da descalibração entre os roletes na destruição dos elementos figurados do sangue e uma investigação nesse sentido seria apropriada.

O uso prático da calibração dinâmica como método de ajuste em centros cirúrgicos apresenta dificuldades. Devido às características das bombas de roletes com medidas de pressões cíclicas, a visualização dos valores máximos e mínimos em ambiente operatório é uma atividade que apresenta considerável grau de dificuldade.

Para o uso da calibração dinâmica, o perfusionista deve considerar a média entre as pressões máximas e mínimas visualizadas, além de considerar

possíveis alterações nas pressões relacionadas à descalibração entre os roletes.

Mongero et al, 1998, apresenta estudos com um dispositivo (BH, Circulatory Technology, Oyster Bay, NY, USA) com o qual é possível monitorar a pressão para calibração dinâmica, facilitando o ajuste pelos valores médios.

Desenvolver um dispositivo utilizando transdutores de pressão descartáveis, seria uma excelente alternativa. Monitorar e integrar o sinal de pressão, transformando-os em valores médios, auxiliaria a regulação da oclusão desejada.

Alguns fabricantes de bombas utilizam medida de velocidade de queda para regular periodicamente os roletes entre si. A substituição desse procedimento pelo processo de calibração dinâmica com o uso de manômetros convencionais (tipo bourdon) deveria ser considerada.

O uso do método para esse fim diminuiria o tempo de ajuste entre os roletes, normalmente realizado em centro cirúrgico.

Tamari et al, 1997, estabeleceram relações bem definidas entre as medidas de velocidade de queda e respectiva calibração dinâmica para diversas oclusões e tubos.

A Figura 29 mostra as divergências nos resultados dos testes. Com os métodos utilizados não foi possível estabelecer uma relação entre as medidas de velocidade de queda média entre os ângulos -20° 0° e 20° e suas respectivas medidas de pressão média de calibração dinâmica.

6.3. Variações nas medidas de velocidade de queda com o tempo

Os testes de medida de velocidade de queda (Figura 31) apresentaram diminuição nos seus valores ao longo do tempo (coeficiente angular $\beta < 0$).

A comparação entre regressões mostra a igualdade nos coeficientes angulares pela análise de covariância ($P > 0,56$), isto é, as reduções nas velocidades de queda foram independentes da espessura dos tubos ($\beta = -0,17$). Isso é um forte indicativo de que as variações estão relacionadas às propriedades do material.

Variações da ordem de 0,1 mm de distância entre os roletes e o leito rígido, podem acarretar alterações de 2 a 3 vezes na velocidade de queda, dependendo do diâmetro do tubo e da posição inicial da oclusão (Tamari et al, 1997).

Os testes de compressão com equipamento servo-hidráulico (Figuras 32a–c) mostraram variações nos valores de deslocamento entre 0,2 e 0,35 mm durante 70 minutos. Mais da metade dos valores de deslocamento foi obtido nos 10 primeiros minutos de aplicação da força, para os três tipos de tubos analisados.

Isso demonstra que se as medidas forem realizadas 10 minutos após o posicionamento dos roletes nos pontos de medição os valores obtidos de velocidade de queda seriam diferentes.

Os testes de compressão mostram o efeito da relaxação das tensões residuais em tubos de silicone ao longo do tempo. Essa relaxação faz com que a força que mantém a oclusão (efeito mola da parede do tubo) diminua com o tempo fazendo com que a área de passagem disponível para a solução fisiológica diminua com o aumento da relaxação (Figura 48).

Isso explica a diminuição da velocidade de queda com o tempo observado na Figura 31.



Figura 48 – Ilustração da relaxação dos tubos de silicone com o tempo.

Com a metodologia utilizada, constatou-se que as medidas de velocidade de queda não podem ser consideradas em seus valores absolutos, quando realizadas em tubos de silicone. Ajustar em uma medida específica de velocidade de queda visando comparar resultados e melhorar procedimentos não é confiável e nem repetitivo.

A tensão residual não influenciou nos ajustes realizados pelo método de calibração dinâmica que não sofreram influência em seus valores absolutos ao longo do tempo (Figura 33).

As tensões residuais não influenciaram no funcionamento normal da bomba. Não foram registradas variações significantes de fluxo e pressão.

6.4. Visualização de refluxo

A visualização de fluxo foi utilizada como uma ferramenta adicional para entender o complexo fenômeno associado a muitos escoamentos.

Em casos onde o sangue é descartado, poucos problemas ocorrem com a aspiração. Durante a CEC o sangue aspirado retorna ao paciente e o dano causado ao sangue passa a ser um fator importante.

O sistema de sucção cardiôtômica tem sido estudado desde os anos 60. Causa declínio do número de plaquetas e diminui suas funções, é considerada a maior causa de hemólise em pacientes durante a CEC (Morris et al, 1965, Jegger et al, 2007).

A literatura reporta que uma causa importante de danos às células vermelhas durante a aspiração cardiôtômica ocorre quando ar é aspirado com sangue (Boonstra et al, 1985, Blackshear et al, 1966).

As Figuras 36a-c mostram o fluxo preferencial para os orifícios posicionados na parte inferior do aspirador em dois posicionamentos do bico injetor. Dos 34 orifícios existentes aproximadamente doze apresentaram a função de aspiração do fluido, quando totalmente submersos.

A função dos orifícios superiores é aspirar ar quando os orifícios extremos forem obstruídos e evita que o aspirador se fixe aos tecidos pela sucção. Os orifícios superiores, quando fora do líquido, aspiraram ar aumentando a possibilidade de dano aos elementos figurados do sangue pela interface ar sangue.

Aspiradores e dispositivos para aspiração menos hemolítica têm sido estudados por diversos pesquisadores (Claugue e Blackshear, 1995, Jeguer et al, 2007), com o principal objetivo de minimizar a interface ar sangue. Portanto, a aspiração contínua de ar com o sangue deveria ser evitada.

Testes para avaliar modelos de aspiradores e tubos estão sendo realizados em nossos laboratórios. Estão em andamento testes para caracterizar os modelos existentes e avaliar a calibração das bombas para aspiração com tubos com espessura de parede diferentes.

O refluxo no aspirador de sangue foi observado somente com a bomba 3. As Figuras 37a-d e Figuras 38a-d mostram o refluxo observado em reservatório de cardiectomia com fluido análogo ao sangue.

As Figuras registram o refluxo nas bombas 1 e 3. Para ambas as bombas o fluxo e o refluxo foram medidos e seus valores registrados simultaneamente. A visualização indica um refluxo menor para a bomba 1 comparado a bomba 3, e que pode ser comprovado por suas respectivas medidas (Figuras 37d e 38d).

6.5. Medidas de fluxos e refluxos

As bombas de roletes analisadas não possuem medidores de fluxo real incorporado. Utilizam da rotação como forma indireta de apresentar o fluxo e a uma taxa varia de acordo com as dimensões dos tubos. A taxa é estabelecida pelos fabricantes para a bomba operando totalmente ocluída.

Esse fato dificulta a regulagem precisa do fluxo com ajustes não oclusivos e pode interferir nos procedimentos cirúrgicos (Figura 9).

O procedimento para corrigir o fluxo estabelecido pela perfusão é feito pelo incremento da rotação, conforme equação 5. O ajuste se baseia na correção da rotação para compensar o refluxo (Mongero et al, 1998).

A Figura 39 mostra as variações nos fluxos para os três modelos de bombas com a calibração dinâmica. Os fluxos, nessas condições (50 ± 0.5 RPM, $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg), tiveram seus valores reduzidos entre 80 e 100%, com diminuição mais acentuada na bomba 3, verificada pela diferença no intercepto ($P < 0,008$).

Os refluxos foram medidos para as mesmas condições ($50 \pm 0,5$ RPM e $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg) e os valores apresentaram diferenças para os três modelos com o mesmo coeficiente angular conjunto $\beta = 0,0017 \pm 0,0001$ ($P < 0,0001$). As três bombas apresentaram refluxos diferentes e mais acentuado na bomba 3 (intercepto -0,95 l/min).

Isso pode ser explicado pelas diferenças nos perfis hidrodinâmicos e é comprovado pelos resultados expressos nas Figuras 41a-c. Esses resultados mostram condições sem refluxo para os três modelos de bombas com $R_{tot} = 330 \pm 1$ mmHg a $90 \pm 0,5$ RPM com diferentes valores ajustados de pressão média de calibração dinâmica. A bomba 3 apresentou a maior oclusão para essas condições.

Tayama et al, 2004, analisaram o comportamento do fluxo com a resistência adicionada (R_{tot}) em bomba de roletes com ajuste não oclusivo pelo método de calibração dinâmica em sangue humano (Htc 24%).

Compararam os ajustes de $PCD_{méd}$ de 350 e 500 mmHg com ajuste oclusivo pelo método de velocidade de queda ajustada com 2,5 cm/min a 1000 mm de coluna de solução fisiológica.

Concluíram que mesmo com o maior refluxo esperado com o ajuste menos oclusivo ($PCD_{méd} = 350$ mmHg), as diferenças entre os fluxos foram inferiores a 10% para pressões adicionadas inferiores a 300 mmHg. Essa tendência foi observada em fluxos de 3 e 5 l/min. Contudo significantes reduções nos fluxos foram desenvolvidas com pressões em torno de 400 mmHg.

A Figura 42 mostra a variação do fluxo nos três modelos de bombas a 90 RPM com $PCD_{méd} = 142 \pm 2$ mmHg em função da resistência adicionada. As variações dos fluxos com $R_{tot} = 329 \pm 1$ mmHg comparados com os fluxos com total oclusão foram de 14,2, 16,7 e 19,2%. As variações ocorreram sem refluxo medido. Essa característica de variação da pressão-fluxo é normalmente encontrada em bombas centrífugas.

A Figura 49 a seguir apresenta uma curva típica de bombas centrífugas.

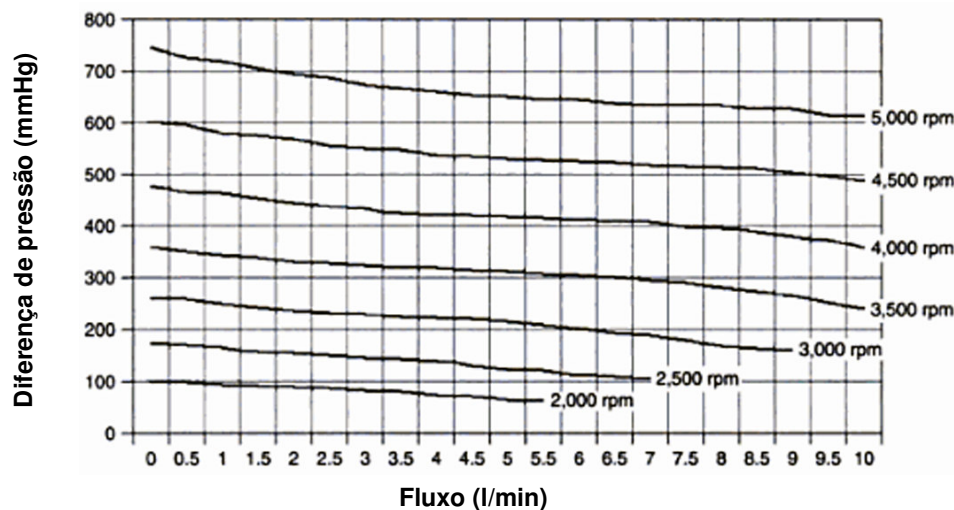


Figura 49 – Curva típica de pressão-fluxo de uma bomba centrífuga.

Adaptado de Gravlee GP et al, 2007. Cardiopulmonary bypass: Principles and Practice.

As Figuras 43a-f demonstram passo a passo as variações nos fluxos e o momento onde se inicia o refluxo. A diminuição do fluxo sem correspondente refluxo ocorreu em condições não oclusivas e essas variações são demonstradas nas Figuras 44b e c que registram as variações percentuais comparadas com o fluxo inicial. Em todos os casos a bomba 3 apresentou maior variação.

A bomba 3 apresentou refluxo mesmo em condições de total oclusão. As Figuras 45 a-c mostram o refluxo medido a 40 RPM. Esse fato ocorreu devido à forma construtiva do leito rígido que fez com que a entrada do rolete no leito rígido impactasse bruscamente no tubo refluindo instantaneamente o fluido no seu interior. Isso pode ser observado no perfil hidrodinâmico por velocidade de queda (Figura 25c) e calibração dinâmica (Figura 26c).

6.6. Diferenças de pressões

As diferenças de pressões ($P_{\max}-P_{\min}$) medidas nos três modelos de bomba durante o processo de calibração dinâmica (Figura 30) também ocorreram durante operação normal das bombas com fluxo, nas condições de $PCD_{\text{méd}} = 142 \pm 2$ mmHg (Figura 46) com características semelhantes e valores distintos.

O espaço no leito rígido para oclusão fez com que os valores médios das pressões fossem menores comparados ao perfil onde o espaço de oclusão era menor. Para pequeno espaço de oclusão, os valores máximos e mínimos precisam ser maiores para a mesma pressão média.

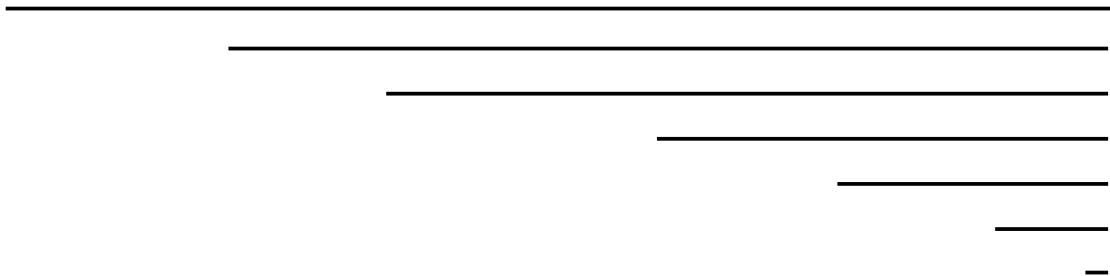
Baseado na equação proposta por Wurzinger et al, 1986, o efeito das diferenças nas pressões máximas e mínimas entre as bombas pode ocasionar diferentes taxas de hemólise. Os instantes de tempo nos quais as diferenças de pressão ocorreram não foram medidos devido à falta de instrumentação adequada.

Afirmar com segurança que o efeito das pressões se sobrepõe aos efeitos no tempo, para as taxas de hemólise pode ser prematuro. Contudo é esperado uma taxa de hemólise maior para a bomba 1 comparado com a bomba 2.

Para a bomba 3, além das diferenças de pressão intermediárias às bombas 1 e 2, as condições de entrada dos roletes no leito rígido podem aumentar o esmagamento das células vermelhas do sangue contribuindo com as taxas de hemólise.

Testes comparativos estão sendo conduzidos para avaliar as taxas de hemólise nos três modelos de bombas.

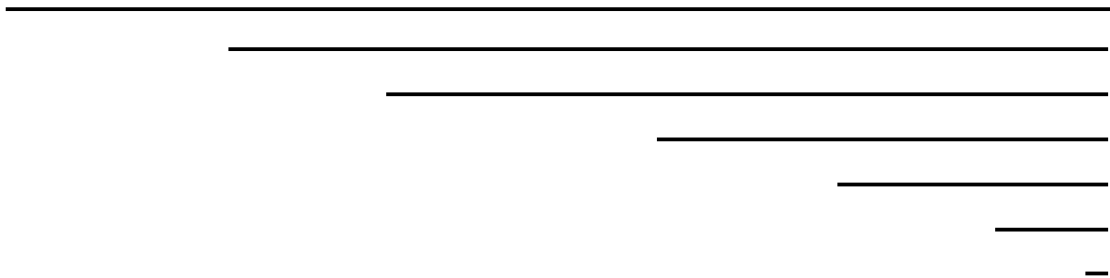
CONCLUSÕES



7. CONCLUSÕES

1. Os perfis hidrodinâmicos de três modelos de bombas analisados mostraram diferenças significantes. Caracterizados por:
 - a. Diferenças nas medidas de velocidade de queda ao longo do leito rígido ($P < 0,01$);
 - b. Variâncias nas medidas de pressão durante a calibração dinâmica ($P < 0,0001$);
 - c. Diferenças nos refluxos ($P > 0,88$ – coeficiente angular, $P < 0,0001$ - interceptos);
 - d. Diferenças entre as pressões máximas e mínimas em regime normal de funcionamento ($P < 0,0003$ – coeficiente angular, $P < 0,0003$ - interceptos);
2. As medidas de velocidade de queda variam com o tempo devido a tensões residuais dos tubos de silicone. Caracterizadas por:
 - a. Variações nas medidas de velocidade de queda com o tempo ($\beta = -0,17$; $P > 0,56$);
 - b. Diminuição nos deslocamentos medidos nos ensaios de compressão ($P < 0,0001$).
3. As bombas mostraram diferenças nos refluxos ($P < 0,0001$), ajustadas pelo método de calibração dinâmica.
4. Os três modelos de bomba mostraram diminuição nos fluxos ($P < 0,0001$) com a resistência, sem refluxo, ajustadas pelo método de calibração dinâmica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS



8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Almeida A, Elian S, Nobre J. Modifications and alternatives to the tests of Levene and Brown & Forsythe for equality of variances and means. *Rev.Colomb.Estad.* 2008; 31(2): 241-260.

Antunes N. Contribuição da Velocimetria Doppler Laser para a otimização de componentes descartáveis utilizados em Circulação Extracorpórea, durante operação Cardíaca [Dissertação – Mestrado]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas, 2002.

Assant-Siaw J, Tyrrel J, Hoschtitzky A, Dunning J. Does the use of a centrifugal pump offer any additional benefit for patient having open heart surgery? *Interact CardioVasc Thorac Surg.* 2006; 5:128-134.

Barbosa MP. Escoamento no Interior de um Dispositivo Centrífugo utilizado em Circulação Extracorpórea [Tese – Doutorado]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas, 1996.

Bernstein EF, Gleason LR. Factors influencing hemolysis with roller pumps. *Surgery.* 1976; 61: 432–42.

Blackshear PL, Dorman FD, Steinbach JH, Maybach EJ, Singh A, Collingham RE. Shear Wall Interaction and Hemolysis. *Trans. ASAIO J.* 1966; 12: 113-120.

Boettcher W, Merkle F, Weitkemper HH. History of extracorporeal circulation: the invention and modification of blood pumps. *Extra Corpor Technol.* 2003; 35(3):184-91.

Boonstra PW, Vermeulen FEE, Leusinsk JA, de Nooy EH, van Zalk A, Soons JBJ, Wildevuur CRH. Controlled cardiotomy suction during clinical bubble oxygenator perfusion. *Thorac cardiovasc. Surg.* 1985; 33: 279–282.

Claugue CT, Blackshear PL. An Atraumatic aspirator for use in autologous transfusion and cardiac bypass. *ASAIO J.* 1995; 41:551-6.

Claugue CT, Blackshear PL. A Low-hemolysis blood aspirator conserves blood during surgery. *Bio-medical Inst.&Tech.* 1995; 29:419-24.

Casagrande ANJ. Sistema de ensaio dinâmico para avaliação das integridades físicas de dispositivos médicos [Tese-Doutorado]. Belo Horizonte (MG) – Universidade Federal de Minas Gerais, 2005.

Denton A, Cooley MD. Development of the roller pump for use in the cardiopulmonary bypass circuit. *Texas Heart Inst J.* 1987; 14(2): 113-18.

Edmunds LH Jr, Saxena NC, Hillyer P, Wilson TL. Relation-ship Between Platelet Count and Cardiotomy Suction Return. *Ann Thorac Surg.* 1978; 25:306-310.

Fox RW, MaCDonald AT. Introdução à mecânica dos fluidos; 5 ed. rev, Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos; 2005.

Gravlee GP, Davis RF, Stanners AS, Ungerleider RM. Cardiopulmonary bypass: principles and practice; 3 ed.; Williams & Wilkins; 2007.

Hansbro SD, Sharpe DAC, Catchpole R, Welsh KR, Munsch CM, Mcgoldrick JP, Kay PH. Hemolysis during cardiopulmonary bypass: an in vivo comparison on standard roller pumps, nonocclusive roller pumps and centrifugal pumps. *Perfusion.* 1999; 14: 3-10.

Jegger D, Horisberger J, Jachertz M, Seigneul I, Tozzi P, Delay D, Segesser LK. A novel device for reducing hemolysis provoked by cardiotomy suction during open heart cardiopulmonary bypass: a randomized prospective study. *Artif. Organs.* 2007; 31(1): 23-30.

Koster A, Böttcher W, Merkel F, Hetzer R, Kuppe H. The more closed the Bypass System the Better: a Pilot Study on the Effects of Reduction of Cardiotomy Suction and Passive Venting on Hemostatic Activation during On-pump Coronary Artery Bypass Grafting. *Perfusion.* 2005; 20:258-8.

Lawson DS, Ing R, Cheifetz IM, Walczak R, Craig D, Schulmann S, Kern F, Shearer IR, Lodge A, Jaggers J. Hemolytic characteristics of three commercially available centrifugal blood pumps. *Pediatr Crit Care Méd.* 2005; 6(5):573-7.

Legendre D F. Estudo de comportamento de fluxo através de modelo físico e computacional de aneurisma de aorta infra-renal obtido por tomografia. [Tese-Doutorado]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo, 2009.

Leverett LB, Hellms JD, Alfrey CP, Lynch EC. Red blood cell damage by shear stress. *Biophysical Journal*. 1972;12: 257-273.

Linneweber J, Chow TW, Kawamura M, Moake JL, Nosè Y. In vitro comparison of blood pump induced platelet micro aggregates between a centrifugal and roller pump during cardiopulmonary bypass. *Int J Artif Organs*. 2002; 25(6):549-55.

Mongero LB, Beck JR, Kroslowits RM, Sensiba LK, Oz MC. Clinical evaluation of setting pump occlusion by the dynamic method: effect on flow. *Perfusion*. 1998; 13: 360-368.

Morris KN, Kinross FM, Stirling GR. Hemolysis of blood in pericardium: the major source of plasma hemoglobin during total body perfusion. *J. Thoracic and Card. Surgery*. 1965; 49:250-8.

Mueller XM, Tevaeai HT, Horisberger J, Augstburgeu M, Boone Y, Segesser LK. Smart suction device for less blood trauma: a comparison with cell saver. *European J. Cardio-thorac Surgery*. 2001; 19: 507-11.

Nichols WW, O'Rourke M; McDonald DA. McDonald's blood flow in arteries: theoretic, experimental and clinical principles. 3 ed. London: E. Arnold, 1990. 456p.

Perfusion Line. Informações Gerais, 2006. Disponível em: <http://www.perfline.com/admin/info/index_br.shtml>. Acesso em 22 março 2009.

Pierangeli A, Masieri V, Bruzzi F, De Toni E, Grillone G, Boni P, Delveno A. Haemolysis during cardiopulmonary bypass: how to reduce the free haemoglobin by managing the suctioned blood separately. *Perfusion*. 2001; 16: 519-24.

Souza MHL, Elias D. Fundamentos da circulação extracorpórea, Rio de Janeiro: Centro Editorial Alfa-Rio; 2006.

Tamari Y, Lee-Sensiba K, Leonard EF, Tortolani AJ. A dynamic method for setting roller pumps nonocclusively reduces hemolysis and predicts retrograde flow. ASAIO J. 1997; 43(1): 39-52.

Tayama E, Teshima H, Takaseya T, Fukunaga S, Tayama K, Hayashida N, Akashi H, Kawara T, Aoyagi S. Non-occlusive condition with the better-header roller pump: Impacts of flow dynamics and hemolysis. Ann Thorac Cardiovasc Surg. 2004; 10(6): 357-61.

Wright G, Sanderson JM. Cellular Aggregation and Trauma in Cardiotomy Suction Systems. Thorax. 1979;34:621-628.

Wurzinger, L.J., Optiz, R., Eckstein, H. Mechanical blood trauma: An overview. Angiologie. 1986;38(3):81-97.

ANEXO I

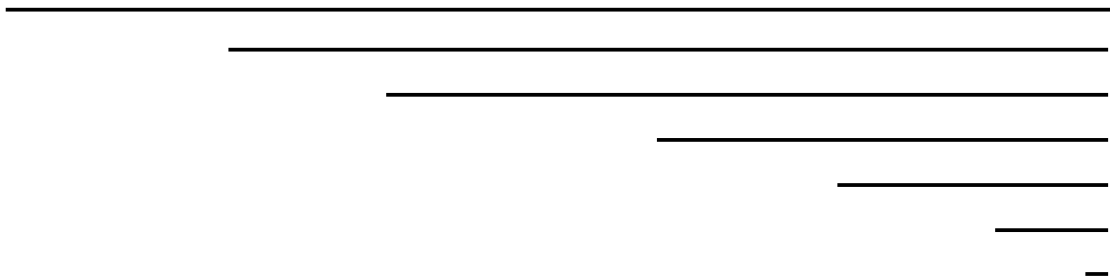


Tabela 3 – Valores de velocidade de queda (média $\pm$ desvio padrão) usados para levantamento de perfil hidrodinâmico. Referente às Figuras 25a-c.

Velocidade de queda (cm/min)														
Ângulo	Bomba 1					Bomba 2						Bomba 3		
	M1	M2	M3	M4	M5	N1	N2	N3	N4	N5	N6	O1	O2	O3
-60°	60 $\pm$ 17	78 $\pm$ 31	144 $\pm$ 55	99 $\pm$ 31	198 $\pm$ 67	31 $\pm$ 20	67 $\pm$ 38	80 $\pm$ 24	93 $\pm$ 30	125 $\pm$ 63	139 $\pm$ 55	15 $\pm$ 5	17 $\pm$ 4	31 $\pm$ 5
-45°	48 $\pm$ 4	57 $\pm$ 11	101 $\pm$ 16	99 $\pm$ 6	171 $\pm$ 29	12 $\pm$ 11	26 $\pm$ 19	34 $\pm$ 21	59 $\pm$ 28	81 $\pm$ 44	70 $\pm$ 44	17 $\pm$ 3	20 $\pm$ 6	36 $\pm$ 10
-20°	15 $\pm$ 5	16 $\pm$ 5	33 $\pm$ 5	80 $\pm$ 21	127 $\pm$ 39	6 $\pm$ 5	11 $\pm$ 10	24 $\pm$ 19	20 $\pm$ 13	34 $\pm$ 19	25 $\pm$ 18	9 $\pm$ 1	15 $\pm$ 5	23 $\pm$ 7
0°	4 $\pm$ 3	5 $\pm$ 3	14 $\pm$ 8	57 $\pm$ 21	19 $\pm$ 3	4 $\pm$ 4	13 $\pm$ 11	25 $\pm$ 15	11 $\pm$ 6	26 $\pm$ 9	19 $\pm$ 14	5 $\pm$ 1	9 $\pm$ 4	22 $\pm$ 7
20°	5 $\pm$ 5	8 $\pm$ 5	21 $\pm$ 11	45 $\pm$ 10	4 $\pm$ 1	6 $\pm$ 5	15 $\pm$ 13	20 $\pm$ 13	10 $\pm$ 1	17 $\pm$ 8	31 $\pm$ 22	9 $\pm$ 3	16 $\pm$ 7	31 $\pm$ 10
45°	31 $\pm$ 10	40 $\pm$ 7	72 $\pm$ 12	89 $\pm$ 25	15 $\pm$ 2	15 $\pm$ 12	28 $\pm$ 18	36 $\pm$ 21	6 $\pm$ 1	15 $\pm$ 2	80 $\pm$ 27	42 $\pm$ 8	49 $\pm$ 14	87 $\pm$ 24
60°	37 $\pm$ 3	49 $\pm$ 4	108 $\pm$ 3	133 $\pm$ 20	33 $\pm$ 9	39 $\pm$ 21	61 $\pm$ 29	83 $\pm$ 31	14 $\pm$ 3	37 $\pm$ 20	160 $\pm$ 15	111 $\pm$ 14	110 $\pm$ 19	196 $\pm$ 30

Tabela 5 – Registros da velocidade de queda (média $\pm$ desvio padrão) no ponto 0° e velocidade média em três pontos (-20° 0° e +20°). Referente à Figura 27.

Velocidade de queda (cm/min)									
Bomba 1									
Ângulo	M1	M2	M6	M7	M3	M8	M9	M10	M11
-20°	15±5	16±5	24±9	23±7	33±5	36±11	31±16	26±5	46±10
0°	4±3	5±3	6±3	14±4	14±8	16±4	17±12	17±3	21±3
20°	5±5	8±5	7±2	20±5	21±11	18±3	15±10	14±3	12±2
Média	8±4	10±4	12±5	19±5	23±8	23±3	21±13	19±4	26±5
Bomba 2									
Ângulo	N1	N7	N4	N2	N6	N3	N5		
-20°	6±5	12±8	20±13	11±10	25±18	24±19	34±19		
0°	4±4	7±4	11±6	13±11	19±14	25±15	26±9		
20°	6±5	7±2	10±1	15±13	31±22	20±13	17±8		
Média	5±5	9±5	14±7	13±11	25±18	23±16	26±12		
Bomba 3									
Ângulo	O1	O2	O4	O5	O6	O7	O8	O3	
-20°	9±1	15±5	10±2	8±1	12±2	18±4	17±4	23±7	
0°	5±1	9±4	10±2	11±2	14±3	17±3	17±4	22±7	
20°	9±3	16±7	6±1	20±4	15±5	12±3	32±6	31±10	
Média	8±2	13±5	9±2	13±2	14±3	16±3	22±5	25±8	

Tabela 8 – Resultados das medidas de velocidade média de queda ($V_{q_{\text{méd}}}$) e respectivas medidas de pressão média de calibração dinâmica ($PCD_{\text{méd}}$).

Dados referentes à Figura 29.

Bomba 1		Bomba 3	
$V_{q_{\text{méd}}}$	$PCD_{\text{méd}}$	$V_{q_{\text{méd}}}$	$PCD_{\text{méd}}$
(mmHg)	(mmHg)	(mmHg)	(mmHg)
12	306	9	263
19	137	13	263
19	270	13	322
21	212	16	288
24	267	22	330
30	263	36	203
64	275	39	191
66	126	45	286
		81	211

Tabela 9 – Registros de diferença de pressões (máxima – mínima) e Pressões médias de calibração dinâmica. Referente à Figura 30.

Pressões mmHg					
Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
PCD _{méd}	Pmax-Pmin	PCD _{méd}	Pmax-Pmin	PCD _{méd}	Pmax-Pmin
58	117	68	103	60	118
89	158	90	144	78	167
102	159	101	148	80	169
94	169	140	173	100	167
145	224	150	187	141	232
155	269	195	207	156	287
181	274	196	213	176	271
197	267	232	264	215	310
250	358	247	249	223	317
350	478	250	274	297	380
500	668	250	279	356	412
		350	459	397	436
		500	478	507	512

Tabela 11 - Valores médios de velocidade de queda em quatro tubos de silicone ao longo do tempo. Média $\pm$ Desvio padrão.

Velocidade de queda média (cm/min)				
Tempo (min)	Tubo S1	Tubo S2	Tubo T1	Tubo T2
0	19.4 $\pm$ 3.7	69.2 $\pm$ 0.1	27.5 $\pm$ 4.4	43.3 $\pm$ 0.3
5	18.8 $\pm$ 0.6	75.4 $\pm$ 3.0	14.2 $\pm$ 2.7	35.1 $\pm$ 2.3
10	16.9 $\pm$ 1.1	66.9 $\pm$ 3.9	15.5 $\pm$ 0.5	42.2 $\pm$ 2.0
15	16.3 $\pm$ 0.4	65.0 $\pm$ 3.0	16.4 $\pm$ 3.6	35.4 $\pm$ 7.2
20	17.4 $\pm$ 0.6	64.7 $\pm$ 0.3	14.4 $\pm$ 0.8	35.4 $\pm$ 2.9
25	15.0 $\pm$ 1.0	66.0 $\pm$ 0.3	16.0 $\pm$ 2.1	42.2 $\pm$ 1.1
30	14.8 $\pm$ 0.2	63.9 $\pm$ 4.5	10.4 $\pm$ 1.9	34.0 $\pm$ 6.2
35	12.8 $\pm$ 0.4	59.5 $\pm$ 0.2	6.2 $\pm$ 0.9	31.7 $\pm$ 2.4
40	13.3 $\pm$ 1.0	62.8 $\pm$ 0.5	6.9 $\pm$ 1.3	34.9 $\pm$ 1.3
45	10.5 $\pm$ 0.4	58.5 $\pm$ 0.6	9.6 $\pm$ 2.6	37.8 $\pm$ 3.5
50	10.5 $\pm$ 0.4	59.5 $\pm$ 8.1	7.8 $\pm$ 0.6	33.2 $\pm$ 10.9
55	10.6 $\pm$ 0.6	59.8 $\pm$ 0.3	13.1 $\pm$ 0.7	34.0 $\pm$ 5.1
60	10.8 $\pm$ 0.1	60.7 $\pm$ 1.9	5.9 $\pm$ 0.6	27.6 $\pm$ 13.9
65	8.8 $\pm$ 0.5	66.3 $\pm$ 4.9	6.6 $\pm$ 0.4	35.7 $\pm$ 3.2
70	9.8 $\pm$ 0.5	53.4 $\pm$ 0.9	6.1 $\pm$ 2.8	28.4 $\pm$ 0.7

Tabela 14 – Resultados das medidas de pressão média de calibração dinâmica e respectivos tempos com a Bomba 2. Dados referentes à Figura 33.

Tempo (min)	PCD_{méd} (mmHg)
0	203
5	200
10	211
15	214
20	216
30	208
40	200
50	200
70	212

Tabela 15 – Resultados dos testes de variações nas pressões e respectivos fluxos em operação normal ao longo de 80 minutos. Dados referentes às Figuras 34a - b.

Tempo (min)	Tubo 1		Tubo 2	
	$P_{\text{méd}}$	$Q_{\text{méd}}$	$P_{\text{méd}}$	$Q_{\text{méd}}$
	(mmHg)	(l/min)	(mmHg)	(l/min)
0	184	0,73	164	0,72
5	186	0,73	163	0,72
10	186	0,73	162	0,72
15	186	0,73	160	0,71
20	188	0,73	160	0,71
30	186	0,72	162	0,72
40	183	0,73	163	0,72
60	183	0,73	161	0,71
80	184	0,73	163	0,72

Tabela 17 – Registros do fluxo em função do ajuste pelo método de calibração dinâmica com fluido análogo ao sangue. Rotação com 50 ± 0.5 RPM, $R_{tot} = 251 \pm 3$ mmHg (média $\pm$ desvio padrão). Dados referentes à Figura 39.

Bomba 1			Bomba 2			Bomba 3		
PCD _{méd}	Q _f	P _{méd}	PCD _{méd}	Q _f	P _{méd}	PCD _{méd}	Q _f	P _{méd}
(mmHg)	(l/min)	(mmHg)	(mmHg)	(l/min)	(mmHg)	(mmHg)	(l/min)	(mmHg)
58	1,11	258	68	1,16	255	60	0,96	249
89	1,36	249	90	1,34	249	78	1,13	249
94	1,28	247	101	1,49	251	80	1,00	254
102	1,65	253	140	1,62	253	100	1,14	254
113	1,61	250	149	1,61	246	141	1,45	255
145	1,56	252	150	1,58	249	156	1,50	257
155	1,7	250	195	1,71	249	176	1,63	251
181	1,63	255	196	1,81	254	223	1,68	249
197	1,95	252	232	1,76	244	305	1,76	252
232	1,77	252	247	1,89	251	356	1,88	250
250	1,87	252	250	1,82	254	433	1,95	256
350	2,01	251	350	1,96	250	500	2,02	251
500	2,07	255	500	2,07	249			

Tabela 18 – Valores do refluxo médio para três modelos de bomba em função da pressão média de calibração dinâmica. Rotação de $50 \pm 0,5$ RPM e $R_{\text{tot}} = 251 \pm 3$ mmHg. Dados referentes à Figura 40.

Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
PCD _{méd} (mmHg)	Q _r (l/min)	PCD _{méd} (mmHg)	Q _r (l/min)	PCD _{méd} (mmHg)	Q _r (l/min)
58	-0,61	68	-0,78	60	-0,89
89	-0,41	90	-0,70	78	-0,92
94	-0,55	101	-0,62	80	-0,92
102	-0,19	140	-0,42	100	-0,66
113	-0,30	150	-0,37	141	-0,64
145	-0,30	195	-0,33	156	-0,71
155	-0,18	232	-0,34	176	-0,55
181	-0,22	247	-0,20	225	-0,59
197	-0,10	250	-0,28	305	-0,38
248	-0,11	350	-0,24	356	-0,43
350	0,00	495	0,00	433	-0,25
				500	-0,10

Tabela 19 - Valores do refluxo médio para três modelos de bomba em função resistência média (R_{tot}). Referente às Figuras 41a-c.

Bomba 1						Bomba 2						Bomba 3					
PCD _{méd} = 94 ± 1 mmHg						PCD _{méd} = 101 ± 1 mmHg						PCD _{méd} = 140 ± 2 mmHg					
Rotação						Rotação						Rotação					
50		70		90		50		70		90		50		70		90	
P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r	P _{méd}	Q _r
52	0,00	55	0,00	52	0,00	53	0,00	50	0,00	53	0,00	51	-0,07	52	0,00	50	0,00
104	-0,12	107	0,00	100	0,00	101	-0,02	105	0,00	109	0,00	107	-0,21	104	0,00	104	0,00
150	-0,29	158	0,00	151	0,00	152	-0,21	156	0,00	152	0,00	155	-0,33	151	0,00	154	0,00
188	-0,39	184	0,00	184	0,00	185	-0,32	188	0,00	184	0,00	184	-0,41	186	-0,04	185	0,00
223	-0,50	221	0,00	220	0,00	226	-0,50	218	0,00	223	0,00	226	-0,56	225	-0,16	221	0,00
247	-0,55	257	- 0,11	252	0,00	251	-0,62	252	- 0,09	253	0,00	256	-0,64	257	-0,28	256	0,00
288	-0,61	290	- 0,25	294	0,00	289	-0,82	292	- 0,32	292	0,00	293	-0,76	291	-0,41	291	0,00
332	-0,67	334	- 0,43	329	0,00	331	-1,04	333	- 0,56	330	0,00	336	-0,89	332	-0,56	330	0,00
		369	- 0,58	372	- 0,08					378	- 0,04			376	-0,70	371	- 0,13

Tabela 20 - Valores do percentual dos fluxos com a resistência adicionada ao circuito. Referente às Figuras 44a-c. Pressões em mmHg.

PCD_{méd} = 62 ±5 mmHg					
Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
P_{méd}	%	P_{méd}	%	P_{méd}	%
53	-9	52	-7	51	-12
103	-12	104	-11	105	-15
155	-14	151	-15	152	-19
185	-16	187	-18	188	-22
222	-19	219	-21	218	-25
255	-21	255	-24	253	-28
293	-23	292	-28	295	-32
330	-26	334	-33	332	-36
373	-30	370	-37	373	-39

PCD_{méd} = 142 ± 2 mmHg					
Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
P_{méd}	%	P_{méd}	%	P_{méd}	%
50	-4	52	-3	50	-4
102	-6	105	-4	104	-6
151	-7	152	-6	154	-8
186	-8	187	-8	185	-9
224	-9	225	-10	221	-11
251	-10	252	-11	256	-13
290	-11	292	-13	291	-15
327	-13	330	-16	330	-18
370	-16	374	-19	371	-23

PCD_{méd} = 234 ± 12 mmHg					
Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
P_{méd}	%	P_{méd}	%	P_{méd}	%
51	-1	50	0	54	-1
103	-1	105	-1	100	-2
150	-1	151	-2	151	-3
182	-2	187	-3	185	-4
225	-3	221	-3	221	-4
248	-4	255	-4	252	-6
297	-5	295	-6	290	-7
324	-6	331	-7	330	-9
366	-8	371	-9	369	-11

Tabela 21 – Registros da diferença entre pressões (máxima – mínima) a 90 RPM para $PCD_{méd} = 140 \pm 2$ mmHg. Referente à Figuras 46. Pressões em mmHg.

Bomba 1		Bomba 2		Bomba 3	
$P_{méd}$	$P_{máx-Pmin}$	$P_{méd}$	$P_{máx-Pmin}$	$P_{méd}$	$P_{máx-Pmin}$
53	242	53	253	50	285
103	259	109	249	104	291
155	277	152	246	154	299
185	295	184	247	185	309
222	333	223	264	221	318
255	354	253	285	256	335
293	412	292	312	291	361
330	443	330	333	330	390
373	476	378	352	371	423