

BOMBEAMENTO AXIAL E CONTÍNUO DE FLUXO SANGÜÍNEO

**Trabalho apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo**

Vanessa Ares Cavalcante nº USP 1908755

**São Paulo
1998**

BOMBEAMENTO AXIAL E CONTÍNUO DE FLUXO SANGÜÍNEO

**Trabalho apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo**

Área de concentração: Energia e Fluidos

Prof. Orientador: Jaime Ortiz

Co-orientadora: Dra. Idágene Cestari

Vanessa Ares Cavalcante nº USP 1908755

São Paulo

1998

*À minha mãe Maria José, sem a
qual eu nada seria*

Agradeço ao Instituto do Coração que
possibilitou a realização deste trabalho

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Diagrama pressão-volume no ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco	5
Figura 2: Resistência x pressão impulsora em leitos vasculares com graus crescentes de tônus vascular (URP)	10
Figura 3: Análise computacional da distribuição de pressões em uma bomba de poliéter-poliuretano	11
Figura 4: Esquema do indutor de fluxo. Com lâminas descontínuas e contínuas	12
Figura 5: Bomba de policarbono	13
Figura 6: Esquema do interior de uma bomba de policarbono	13
Figura 7: Comparação entre os níveis de hemólise provocados pelas bombas de poliéter-poliuretano (previous model) e de policarbono (new model)	14
Figura 8: A bomba Jarvik 2.000	18
Figura 9: Dados obtidos no teste de uma Jarvik 2.000	18
Figura 10: Esquema interno da Jarvik 2.000	19
Figura 11: Escoamento em uma bifurcação mostrando a zona de recirculação	22
Figura 12: Curva tensão x estiramento da artéria ilíaca externa humana (curva C), mostrando que quanto mais a parede é estirada, mais resiste a estiramento subsequente	23
Figura 13: Curvas de distribuição do número de fibras colágenas que atingiram o comprimento desdobrado x grau de estiramento da parede	24

Figura 14: Efeito da idade nas curvas tensão x estiramento de artérias ilíacas externas_25

Figura 15: Viscosidade do sangue em função do hematócrito (porcentagem em volume das células vermelhas) e do diâmetro do capilar_____26

Figura 16: Comparação entre os perfis de velocidade para escoamentos com fluido newtoniano e não newtoniano (plástico de Bingham)_____27

Figura 17: Efeito do diâmetro na viscosidade do sangue para hematócrito de 40% e temperatura de 38°C_____27

1. INTRODUÇÃO	3
2. RESUMO	4
3. O CORAÇÃO	5
3.1. CORRELAÇÃO COM UMA BOMBA	5
3.2. TRABALHO E POTÊNCIA DO CORAÇÃO	6
4. A AORTA	8
4.1. PRESSÃO	8
4.2. RESISTÊNCIA AO FLUXO	8
5. AS BOMBAS JÁ EXISTENTES E SEU MATERIAL	11
5.1. MODELO DE POLIÉTER POLIURETANO	11
5.1.1. AVALIAÇÃO IN VIVO	12
5.2. MODELO DE POLICARBONO	13
5.2.1. AVALIAÇÃO <i>IN VITRO</i>	14
5.2.2. AVALIAÇÃO <i>IN VIVO</i>	14
5.3. AVALIAÇÃO DO MATERIAL CONSTITUINTE	15
5.4. CONSIDERAÇÕES QUANTO AO TIPO DE MANCAL	15
5.4.1. MANCAIS MAGNÉTICOS	15
5.4.2. BOMBAS COM EIXO APOIADO EM MANCAIS	16
5.4.3. MANCAIS MERGULHADOS NO FLUXO SANGÜÍNEO	16
6. A FORMAÇÃO DO SANGUE	20
6.1. O PLASMA	20
6.2. O SANGUE	20
7. PRINCIPAIS DIFERENÇAS ENTRE OS ESCOAMENTOS ESTUDADOS EM ENGENHARIA E O ESCOAMENTO SANGÜÍNEO	21
7.1. EFEITO DE ENTRADA	21
7.2. DIVERSIDADE DE RAMIFICAÇÕES	21
7.3. PAREDES DOS TUBOS	22
7.3.1. FORMAÇÃO	22
7.3.2. ASPECTOS INCOMUNS	24
7.4. FLUIDO DE ESCOAMENTO NÃO NEWTONIANO	25
7.5. PRESENÇA DE PARTÍCULAS (HEMÁCEAS)	27
7.6. ESCOAMENTO PULSANTE	28
8. POSSÍVEIS CAUSAS PARA A OCORRÊNCIA DE HEMÓLISE E FORMAÇÃO DE TROMBOS	29

8.1. LOCAIS DE BAIXA PRESSÃO	29
8.2. MATERIAL DAS PARTES DA BOMBA EM CONTATO COM O SANGUE	29
8.3. SEÇÃO TRANSVERSAL DO ROTOR	29
8.4. VELOCIDADE DO ESCOAMENTO	30
8.5. PAREDES DA BOMBA	30
8.6. ENTRADA DA BOMBA	30
 9. ENCAMINHAMENTO DA SOLUÇÃO	 31
 10. ESQUEMAS DA BANCADA EXISTENTE NO INSTITUTO DO CORAÇÃO E DA PROPOSTA	 32
10.1. BANCADA EXISTENTE	32
10.2. INSTALAÇÃO PROPOSTA	33
 11. DADOS OBTIDOS NO ENSAIO NA BANCADA DO INSTITUTO DO CORAÇÃO	 34
 ANEXOS	 38
 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	 43

1. Introdução

O coração de uma pessoa que teve enfarto agudo no miocárdio, ou algum outro problema que o tenha comprometido, geralmente não possui mais a capacidade ideal, ou mesmo quase nenhuma, de bombeamento.

Como solução para tal problema, o paciente pode passar por um transplante de coração, receber um coração artificial até que se possa fazer um transplante ou implantar uma bomba na saída de seu ventrículo esquerdo (equipamento de assistência ventricular). A escolha entre qualquer uma dessas soluções depende das condições cardíacas.

O implante de uma bomba possui a vantagem de evitar que o paciente tenha que ficar em uma fila de espera de transplante ou mesmo que, após o transplante, seu corpo rejeite o novo órgão.

As bombas já existentes são axiais e apresentam inúmeras vantagens: tamanho compacto, possibilidade de trabalho sem membranas flexíveis de polímero, redução da complexidade mecânica, o que gera construções e controles mais simples. Algumas oferecem um pouco de autonomia ao paciente, apresentando controle programável transcutâneo, bateria interna, sistema de transmissão de energia transcutâneo e bateria externa.

Além disto, estas bombas não precisam operar com fluxos contínuos, ou seja, podem operar com fluxos pulsantes, através da operação de válvulas ou variação da rotação do rotor, o que é uma característica favorável já que o fluxo sanguíneo possui esta propriedade.

Todavia, elas ainda não podem ser mantidas por muito tempo no corpo de um ser humano, pois observa-se a formação de trombos (coágulos fixos) e hemólise (dano causado a uma hemácea, resultando em sua perda) e, portanto, atualmente elas são usadas apenas no intervalo de tempo em que o paciente espera o transplante.

2. Resumo

O escoamento sanguíneo submete as hemáceas a uma tensão de cisalhamento. Até um certo valor de tensão, as hemáceas são deformadas e acima deste valor, são destruídas. A presença de um objeto distinto no vaso sanguíneo, ou em qualquer outro local por onde passa o fluxo, aumenta a tensão de cisalhamento de tal maneira que, por vezes, o corpo não consegue repor as células vermelhas com a velocidade necessária.

Assim sendo, as bombas existentes provocam hemólise (destruição das hemáceas) e formação de trombos (agregação das hemáceas).

Este trabalho tem, como objetivo principal, levantar as principais hipóteses da ocorrência destes problemas quando da utilização da bomba. Também serão apresentados as principais características do coração e da aorta, a formação do sangue, os tipos de bombas de fluxo sanguíneo atualmente em uso e as características do escoamento do sangue, de maneira a fornecer o máximo de informações para uma provável continuação da pesquisa.

3. O coração

3.1. Correlação com uma bomba

No coração, é o ventrículo esquerdo que faz o trabalho de bombeamento. Este trabalho é dividido em quatro processos: sucção, compressão, descarga e expansão, (figura 1) [1]

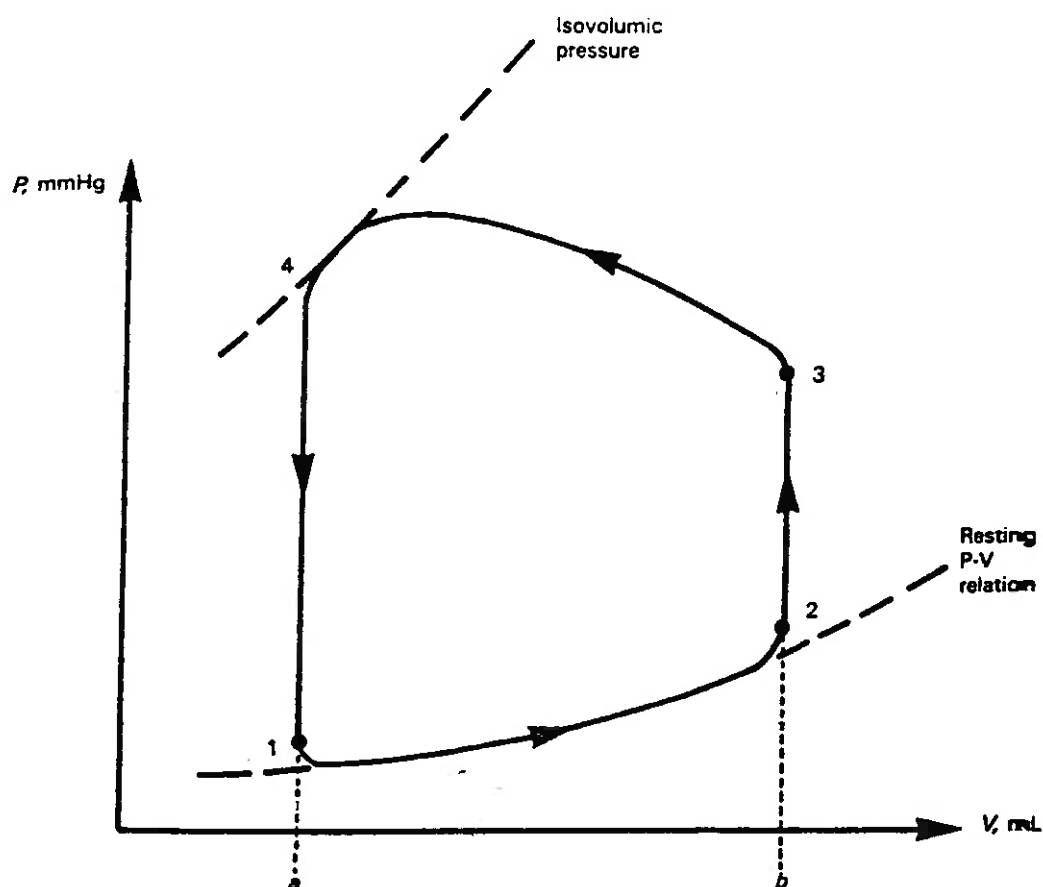


Figura 1: Diagrama pressão-volume no ventrículo esquerdo durante o ciclo cardíaco

Algumas observações:

Trecho 1-2: Enchimento do ventrículo (diástole)

Trecho 2-3: Compressão isotérmica (sístole)

Trecho 3-4: Ejeção do fluido (para aorta)

Trecho 4-1: Descompressão isométrica do sangue

Trecho 3-4-a-b-3: Trabalho feito pelo ventrículo sobre o sangue

Trecho 1-2-b-a-1: Trabalho feito pelo sangue na parede do ventrículo, que é armazenado no músculo cardíaco como tensão elástica e é posteriormente devolvido no auxílio para a ejeção do sangue.

O ponto 3 representa a abertura da válvula da aorta e o ponto 4 o seu fechamento. A válvula mitral abre em 1 e fecha em 2. O músculo cardíaco está relaxado no trecho 1-2.

3.2. Trabalho e potência do coração

O trabalho (ΔW) realizado por um ventrículo que ejeta sangue num certo intervalo de tempo é dado por:

$$\Delta W = P_v \times \Delta V \text{ (equação 1)}$$

onde P_v = pressão ventricular existente naquele intervalo de tempo

ΔV = volume de sangue ejetado no intervalo de tempo

Para maior precisão:

$$W = \int P_v dV \text{ (equação 2)}$$

O trabalho líquido do ventrículo é representado pela diferença entre a área 3-4-a-b-3 e a área 1-2-b-a-1 da figura 1.

Para condição de repouso, o débito cardíaco é de aproximadamente 83 ml/s a uma pressão de 100 mmHg na aorta. Calculando a potência:

$$\begin{aligned} \text{Potência do ventrículo esquerdo} &= (100 \times 1330) \text{ dinas/cm}^2 \times 83 \text{ ml/s} = \\ &1,1 \cdot 10^7 \text{ ergs/s} = 1 \cdot 10^{-7} \text{ W} \end{aligned}$$

Das leis da Física se entende que se uma força não move o seu ponto de aplicação ou se uma pressão não provoca deslocamento de volume, não há trabalho. No entanto, na Fisiologia, o sistema oferecido é muito diferente daqueles estudados em mecânica. Quando uma pessoa empurra uma parede com a mão, o seu consumo de oxigênio se eleva e os seus músculos se tornam cansados mesmo que nenhum trabalho mecânico tenha sido executado. Portanto, a transformação de energia em um

intervalo de tempo (t) é a soma de dois termos: o trabalho mecânico ($\int P.dV$) e o custo energético da manutenção da tensão do músculo (calor de manutenção = $\int T.dt$).

A eficiência mecânica vale:

$$\text{Eficiência mecânica} = \frac{\text{Trabalho mecânico executado}}{\text{Energia total transformada}}$$

$$\text{Eficiência mecânica} = \frac{\text{Trabalho mecânico executado}}{\text{Trabalho mecânico} + \text{calor de manutenção}}$$

$$\text{Eficiência mecânica} = \frac{\int P.dV}{\int P.dV + \alpha \int T.dt} \quad (\text{equação 3})$$

Onde o fator α não está bem estabelecido para o coração.

O trabalho do coração (termo $\int P.dV$) é uma parcela muito pequena no total da transformação de energia (termo $\int P.dV + \alpha \int T.dt$) e por isso a eficiência do coração é baixíssima: da ordem de 3%

4. A aorta

4.1. Pressão

Algumas características referentes à pressão na aorta, artéria predominantemente elástica, podem ser verificadas no quadro 1.

Para medidas de pressão, os fisiologistas modernos utilizam eletromanômetros, em que a pressão deforma uma membrana e esta deformação altera uma resistência elétrica (ou voltagem) e a pressão pode ser registrada.

A vantagem dos eletromanômetros é que eles podem ser fabricados de forma a apresentar resposta muito rápida às alterações de pressão e registrar os pulsos do escoamento. Para medidas de pressão média, o manômetro simples é melhor. O termo pressão média não se refere à média aritmética mas sim a:

$$\text{Pressão média} = \frac{\text{pressão sistólica} + 2 \cdot \text{pressão diastólica}}{3} \quad (\text{equação 4})$$

Pressão média (dinas/cm ²)	Raio (cm)	Tensão na parede (dinas/cm)	Fluxo sangüíneo (ml/s)	Velocidade de escoamento (cm/s)
1,3 x 10 ⁵	1,3	170.000	83	15,63

Quadro 1: Alguns dados referentes à artéria aorta

4.2. Resistência ao fluxo

Resistência ao fluxo é a proporção entre a queda de pressão entre um ponto A e um ponto B e o fluxo entre A e B.

$$\text{Resistência ao fluxo} = \frac{\text{Queda de pressão entre A e B}}{\text{Fluxo total entre A e B}} \Rightarrow {}_A R_B = \frac{\Delta P}{F} \quad (\text{equação 5})$$

Em caso de não existência de estimulação, ou seja, com os vasos dilatados, a resistência ao fluxo só se eleva à medida que a pressão arterial é reduzida e se eleva rapidamente ao ser atingida a *pressão residual crítica de oclusão* de aproximadamente 10 mmHg. Para maiores graus de tônus vasomotor, a resistência é maior em todas as

pressões e o aumento da resistência com a pressão reduzida é cada vez mais marcante (figura 2).

Se ignorarmos o efeito de variação de viscosidade do sangue (efeito Fahraeus-Lindquist, item 7.4.) a lei de Poiseuille pode ser utilizada. Esta aproximação é válida e será esclarecida no item 7.4.

Poiseuille:

$$F = \Delta P \cdot \frac{\pi}{8} \cdot \frac{1}{\eta} \cdot \frac{r^4}{l}$$

(equação 6)

onde: ΔP = a diferença de pressão entre a entrada e a saída

η = a viscosidade do fluido

r = o raio da tubulação e

l = o comprimento da tubulação

E, a partir daí, é possível se predizer o valor da resistência ao fluxo da seguinte forma:

$$R = \frac{\Delta P}{F} = \frac{8}{\pi} \cdot \eta \cdot \frac{l}{r^4}$$

(equação 7)

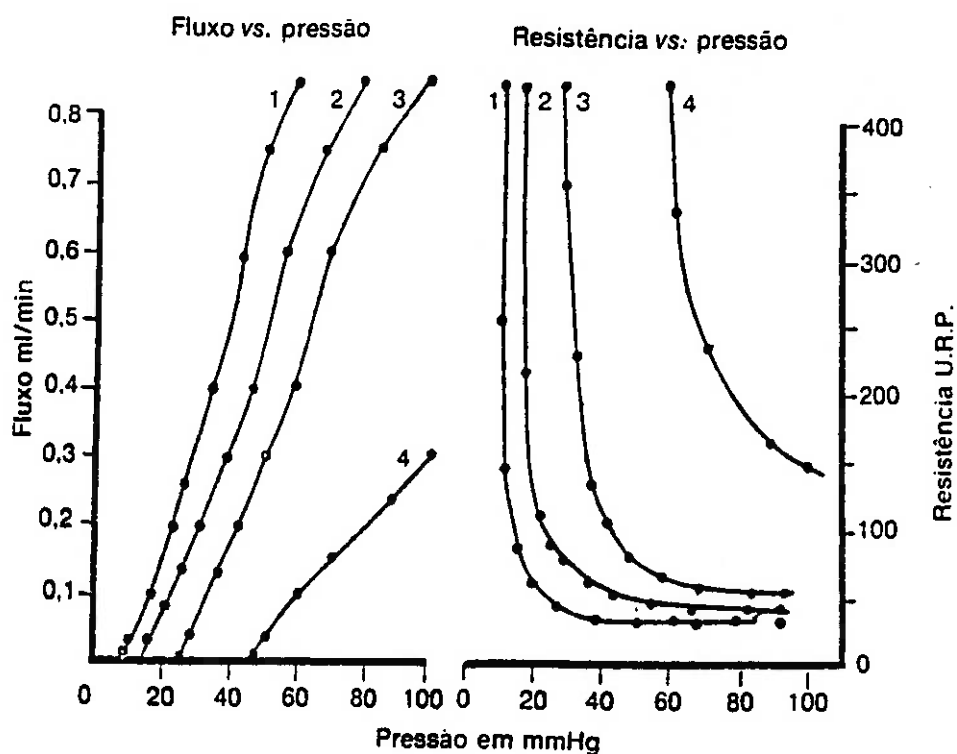


Figura 2: Resistência x pressão impulsora em leitos vasculares com graus crescentes de tônus vascular (URP)

A resistência periférica total (RTP) é a resistência oferecida pelo débito total do coração pela totalidade do leito vascular. O débito cardíaco de um homem em repouso é de cerca de 5 l/min (83 ml/s) com uma pressão média de 100 mmHg na aorta e de cerca de 5 mmHg na veia cava. A unidade de resistência é então medida em unidades de resistência periférica (URP). Neste caso, para o repouso, RTP vale:

$$RTP = \frac{100 - 5}{83} = \frac{95}{83} = 1,1 \text{ URP (equação 8)}$$

5. As bombas já existentes e seu material

5.1. Modelo de poliéter poliuretano

Este modelo deve ter o seu polimento efetuado mecanicamente.

Uma análise computacional do escoamento foi feita pela NASA/Ames Research Center e a figura 3 mostra o resultado obtido para a distribuição de pressões. [3]

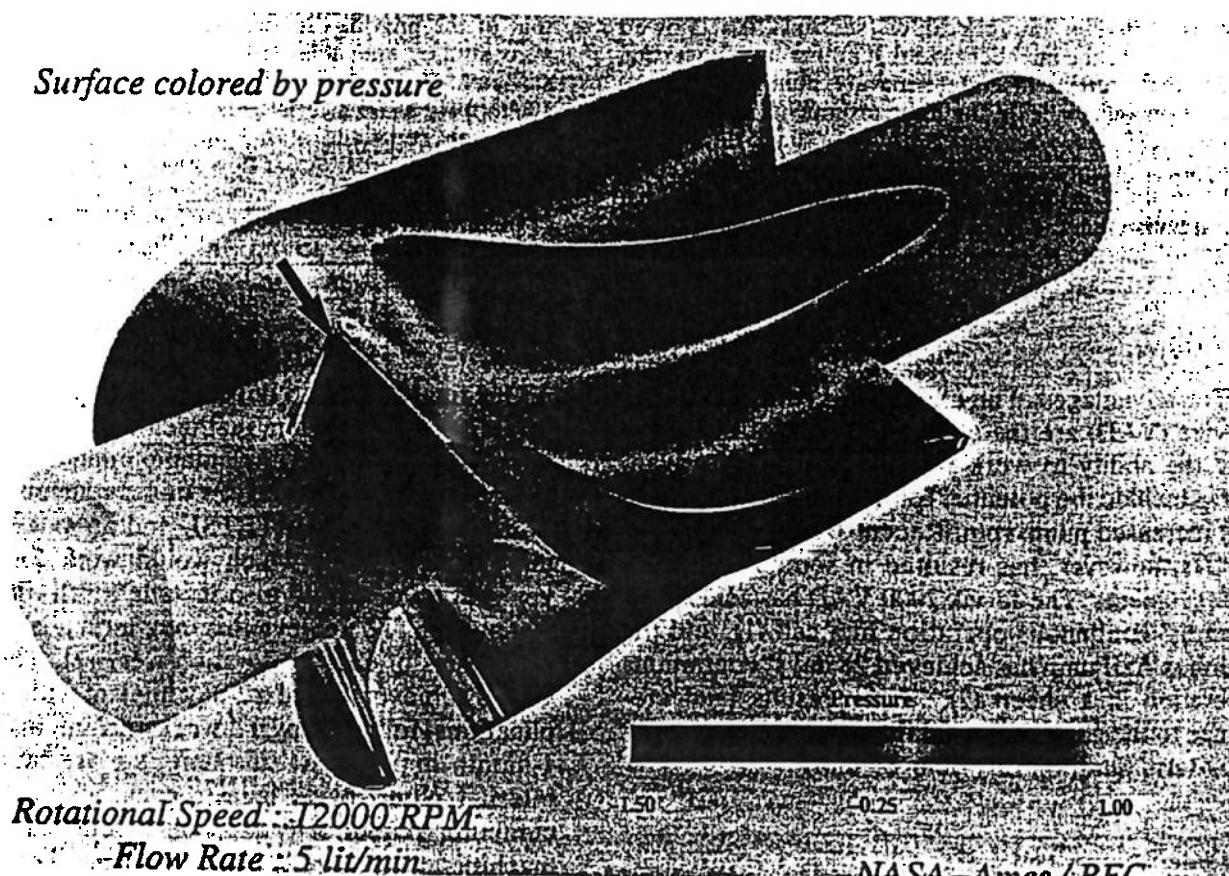


Figura 3: Análise computacional da distribuição de pressões em uma bomba de poliéter-poliuretano

A existência de pressão negativa em algumas regiões (partes mais escuras da figura 3) é a causa mais provável da ocorrência de hemólise. A Ames Reserch Center sugeriu o uso de um indutor de fluxo, que é uma seção separada da bomba, girando em frente ao impulsor e que provoca uma pré-rotação no fluido antes deste entrar na

bomba. Este indutor de fluxo consiste em três lâminas que podem estar montadas de forma contínua ou descontínua (figura 4) e a sua presença determina uma diminuição no nível de hemólise. Uma das hipóteses da ocorrência de tal redução é a de que o direcionamento do fluxo dificulta a formação de vórtices.

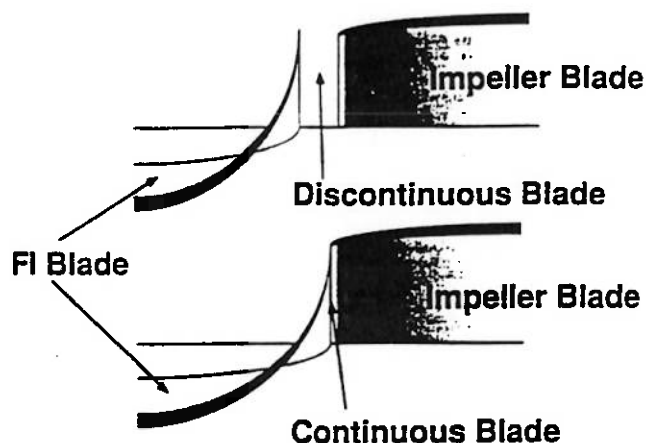


Figura 4: Esquema do indutor de fluxo. Com lâminas descontínuas e contínuas

5.1.1. Avaliação in vivo

Esta bomba foi implantada em um bezerro, entre o ventrículo esquerdo e a aorta descendente. O fluxo na bomba, a pressão arterial e a pressão venosa central foram monitoradas continuamente. Em intervalos de 4 a 6 h verificava-se ocorria coagulação, tendo sido feitas coletas de sangue para a determinação de níveis de hemoglobina livres no plasma. [3]

A bomba que usava o indutor de lâminas contínuas apresentou nível de hemólise menor que o modelo descontínuo. Funcionou bem durante dois dias, com fluxo de 3 a 4 l/min, pressão de 100 a 125 mmHg e rotação na bomba de 11 a 11,5 rpm. Logo após a cirurgia o nível de hemoglobina livre cresceu, mas logo se estabilizou em níveis normais. **A bomba parou de funcionar após 102 h de operação contínua devido à formação de trombos em seu interior e conseqüente queda da concentração de hemáceas no plasma.** Os trombos foram achados, depois da desmontagem da bomba, sobre as lâminas (no espaço entre as lâminas e sobre o topo destas) e sobre o impulsor.

5.2. Modelo de policarbono

O modelo de policarbono consiste de um material quimicamente polido, o que fornece uma superfície muito mais lisa do que aquela do modelo de poliéter poliuretano. E, é um constituinte muito mais forte.

Este modelo apresenta comprimento de 70 mm, diâmetro de 26,7 mm, peso de 53 g e capacidade aproximada de 15 cc. A carcaça é um tubo de 1/2" de diâmetro de titânio. [3]

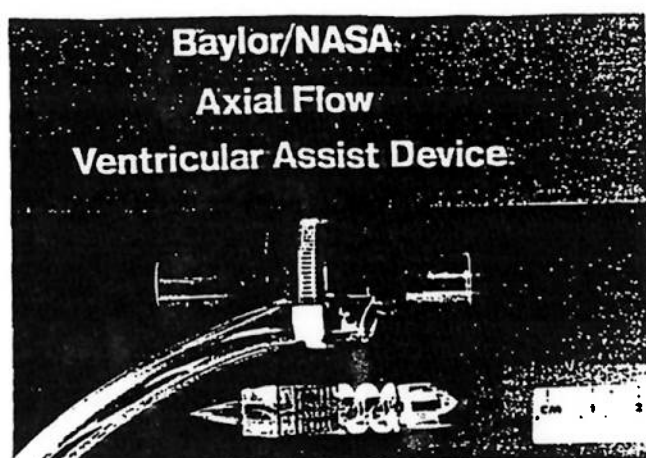


Figura 5: Bomba de policarbono

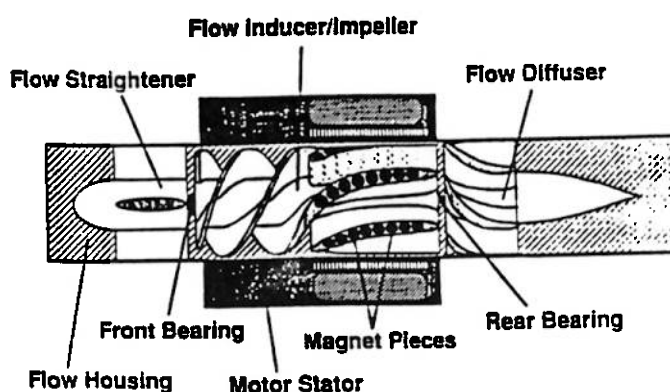


Figura 6: Esquema do interior de uma bomba de policarbono

O impulsor é constituído de 6 lâminas sendo que cada uma possui 8 ímãs cilíndricos que o permitem atuar como o rotor de um motor. Na saída da bomba existe um difusor de fluxo que converte o fluxo tangencial em axial. O direcionador de fluxo ("flow straightener"), que pode ser visto na figura 6, designa a parte responsável por fazer com que não exista pré-rotação do fluido.

5.2.1. Avaliação *in vitro*

Para avaliação da performance da bomba, foi feita uma avaliação usando um fluido formado de 60% de água, 40% de glicerina. O fluxo foi medido e a pressão foi monitorada na entrada e na saída da bomba.

Para verificação de hemólise foi feito um teste com uso de sangue bovino. Na preparação do teste, a bomba foi posta em funcionamento por alguns minutos para misturar o sangue e determinar a rotação necessária para fornecer um fluxo de 5 l/min e pressão de 100 mmHg e retirar algumas amostras de sangue para medição de taxa inicial de hemoglobina livre no plasma.

Durante o funcionamento, a temperatura do sangue foi mantida a 23,9 °C usando um trocador de calor. A bomba funcionou por 4 h e amostras foram retiradas a cada hora. Observou-se que a quantidade de hemoglobina livre no plasma cresceu linearmente com o tempo.

Como resultados, esta bomba apresentou rotação 10,8 rpm, para o fluxo e pressão previamente escolhidos de 5 l/min e 100 mmHg, respectivamente. Apresentou baixo nível de hemólise.

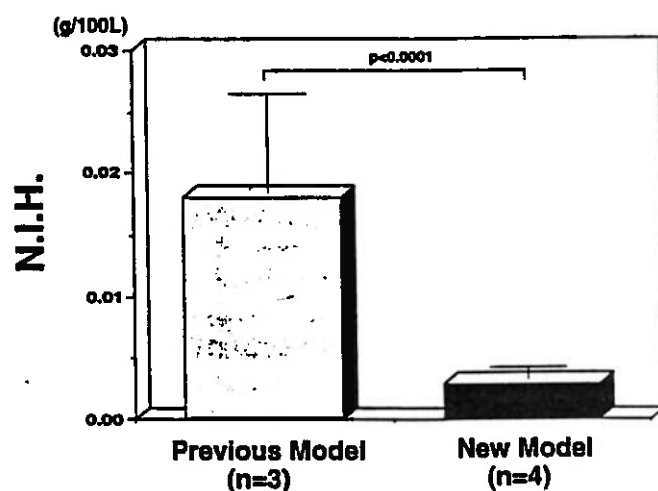


Figura 7: Comparação entre os níveis de hemólise provocados pelas bombas de poliéter-poliuretano (previous model) e de policarbono (new model)

5.2.2. Avaliação *in vivo*

Foi implantada em um bezerro tendo-se medido os níveis de hemoglobina livre no plasma.

Funcionou por 8,5 dias com fluxo de sangue suficiente (3,6 a 4,7 l/min), pressão arterial de 80 a 100 mmHg e rotação da bomba de cerca de 11 rpm. O nível

de hemoglobina livre no plasma esteve sempre abaixo de 8 mg/dl (0,08 g/l), na maior parte das vezes chegou a apenas 2 ou 3 mg/dl (0,02 ou 0,03 g/l). **A experiência parou devido à queda na rotação da bomba e à queda no fluxo de sangue. Trombos foram encontrados no topo das lâminas direcionadoras. Estes trombos ocuparam cerca de um terço da área de fluxo enquanto que nenhum deles foi encontrado nos mancais, no impulsor, no difusor de fluxo ou na carcaça.** [3]

5.3. Avaliação do material constituinte

Devido à significativa formação de trombos observada no modelo de poliéter poliuretano, este material foi abandonado e o policarbono foi selecionado como material para partes internas da bomba.

5.4. Considerações quanto ao tipo de mancal

Há três tipos de mancais. O uso de cada um deles é determinado pelo projeto do impulsor, pela localização da bomba e pelos sistemas de controle eletrônicos utilizados.

As diferenças são performance (devido às diferenças de projeto dos mancais) em relação à formação de trombos, danos ao sangue, infecção, durabilidade, confiabilidade, complexidade, miniaturização, seleção de materiais, eficiência, vida da bateria, custo e segurança do paciente caso ocorra algum problema.

Os detalhes no projeto dos mancais (constrições) podem ser considerados os fatores mais importantes no sucesso ou fracasso da bomba.

5.4.1. Mancais magnéticos

O impulsor da bomba é sustentado e dirigido magneticamente. Como não há contato entre peças (impulsor e mancais) não há desgaste e nem problemas com cavitação devido a deficiências de construção. Pode-se ainda imaginar um escoamento sem pontos de estagnação e fendas por onde pode haver formação de coágulos. [2]

Com o desenvolvimento da tecnologia nesta área (variedade de sensores e capacidades da microeletrônica), tais bombas podem vir a ser melhoradas. Todavia, é praticamente impossível criar uma bomba axial com mancal magnético. Isto ocorre

porque este tipo de mancal não permite fixação do impulsor, desta forma sempre existe um desalinhamento entre o eixo deste e a entrada do fluxo, o que diminui a eficiência de forma considerável.

Mesmo sendo inviáveis para bombas axiais, estes mancais possuem utilidade em bombas centrífugas, onde apresentam bom funcionamento com o gasto de pouca energia (menos que 1 W). Entretanto estas bombas não serão discutidas já que não são utilizadas em bombeamento de fluxo sangüíneo.

É importante salientar que com a interrupção no fornecimento de energia o impulsor de uma bomba com este tipo de mancal irá sair de sua posição e bater na carcaça, causando-lhe danos.

5.4.2. Bombas com eixo apoiado em mancais

Para que uma bomba deste tipo funcione por longos períodos (alto número de rotações), ela pode suportar apenas cargas leves, evitando desgaste do eixo do impulsor e dos mancais. Assim, deve-se evitar que sangue entre em sua câmara, o que aumentaria a carga. A dificuldade não é projetar uma bomba que suporte as cargas radiais e os impulsos e sim vedar a entrada da câmara já que os tipos de vedações encontrados duram, no máximo, alguns meses. [2]

Uma opção de vedação consiste em um jato contínuo de fluido selador. O problema neste caso é o risco do paciente adquirir uma infecção se ele não usar técnicas de esterilização deste fluido, que entrará em seu corpo continuamente. Mesmo com um reservatório interno ao seu corpo, o risco ainda existe e se o sistema se infectar as conseqüências podem ser severas. Vazamentos também podem ocorrer, o que causaria falha no fornecimento de fluido selador e, posteriormente, entrada de sangue na câmara, ou seja, a falência do equipamento.

5.4.3. Mancais mergulhados no fluxo sangüíneo

Bombas com este tipo de mancal são simples, miniaturizadas e não requerem componentes eletrônicos. [2]

Abaixo seguem as desvantagens que tal tipo de mancal pode apresentar e a maneira de evitá-las.

a) Formação de trombos: para que não ocorra, requer alto fluxo de sangue através das juntas do rotor;

b) Desgaste mecânico: sua minimização está relacionada a vários fatores, dentre eles o tipo de material usado, precisão de fabricação e alinhamento, balanço e vibração do rotor. Também há a opção de se diminuir a velocidade de rotação da bomba (diminuição do desgaste por atrito). Entretanto, se esta diminuir muito, gera a possibilidade de formação de trombos e a sua não sustentação;

c) Hemólise: procura-se um projeto para o mancal, e para a bomba como um todo, de modo a minimizá-la ou evitá-la.

d) Consumo excessivo de energia: provocado por perdas devido à viscosidade do fluido, não existe forma de evitá-lo.

Um exemplo deste tipo de bomba é a Jarvik 2.000 (figura 8). Foi realizada com ela uma avaliação *in vitro*, utilizando como fluido de trabalho uma mistura de água e glicerol de mesma viscosidade que o sangue. O teste durou cerca de três anos com a bomba operando a uma rotação de 15.000 rpm. Em um caso como este, em que o fluido de trabalho utilizado não é o sangue, nada pode-se afirmar em relação à corrosão, hemólise e formação de trombos. Todavia, devido à igualdade entre as viscosidades, é possível analisar o desgaste.

Após o teste não foi observada nenhuma fenda ou qualquer outro efeito de desgaste no eixo. Já em relação ao mancal de impulsão, houve formação de fendas radiais e desgaste.

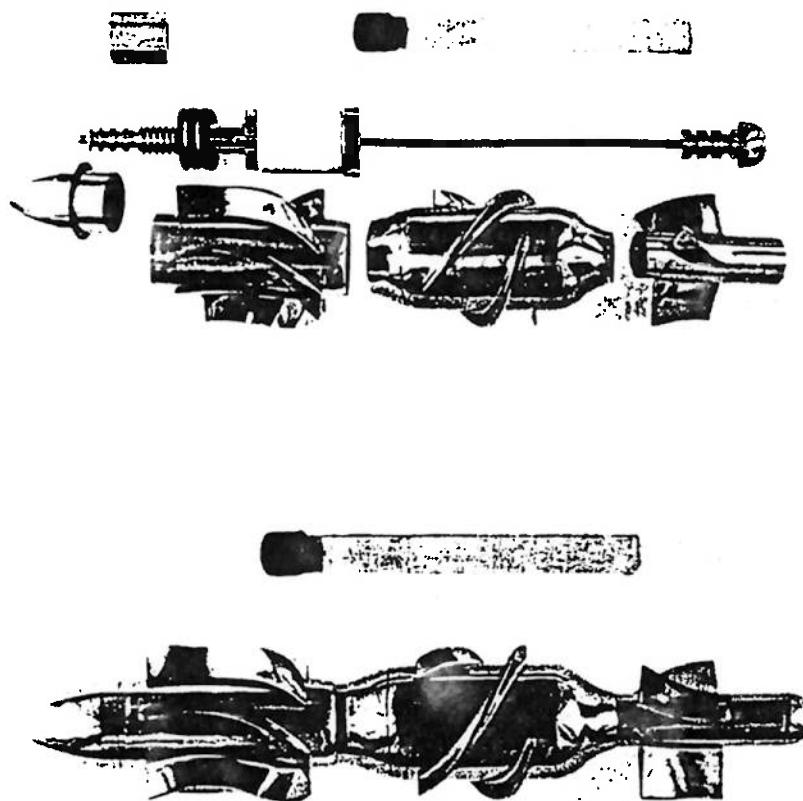


Figura 8: A bomba Jarvik 2.000

Pela figura 9, percebe-se que o desgaste parou após 0,004" do material ter sido desgastado. Caso isto seja previsto em projeto, não causará problemas ao funcionamento da bomba. Como a bomba deve funcionar a uma rotação média de 9.000 rpm no corpo de um ser humano, o teste realizado equivale a um período de 5 anos de uso contínuo desta. [2]

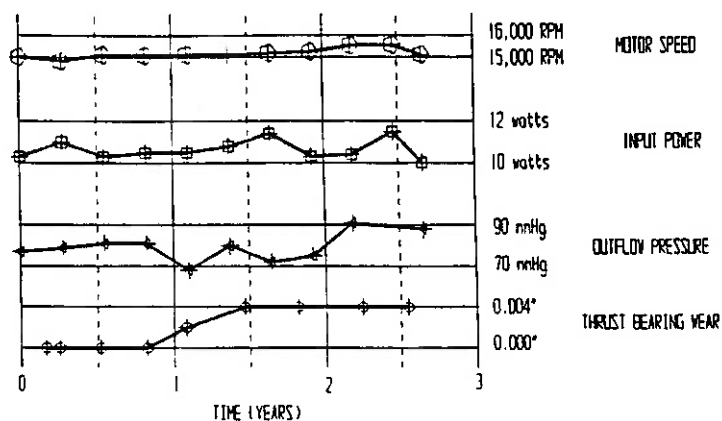


Figura 9: Dados obtidos no teste de uma Jarvik 2.000

Na avaliação *in vivo*, a Jarvik 2.000 foi implantada em um bezerro trabalhando a uma rotação de 10.000 rpm. O desgaste em suas partes não se mostrou expressivo, tanto na avaliação *in vivo* como na avaliação *in vitro*, podendo-se prever durabilidade de cerca de dois anos.

A sua principal vantagem é o volume pequeno, que permite que a bomba seja implantada na cavidade do ventrículo esquerdo. Esta é uma ótima localização pois diminui alguns tipos de infecção que ocorriam quando do implante em outro local e elimina problemas com a sua fixação. Além disso, pode-se aproveitar a capacidade restante de bombeamento do coração do doente, economizando energia necessária ao acionamento da bomba, aproveitando a pulsação e permitindo que, caso ocorra algum problema, o paciente tenha tempo de chegar até o hospital.

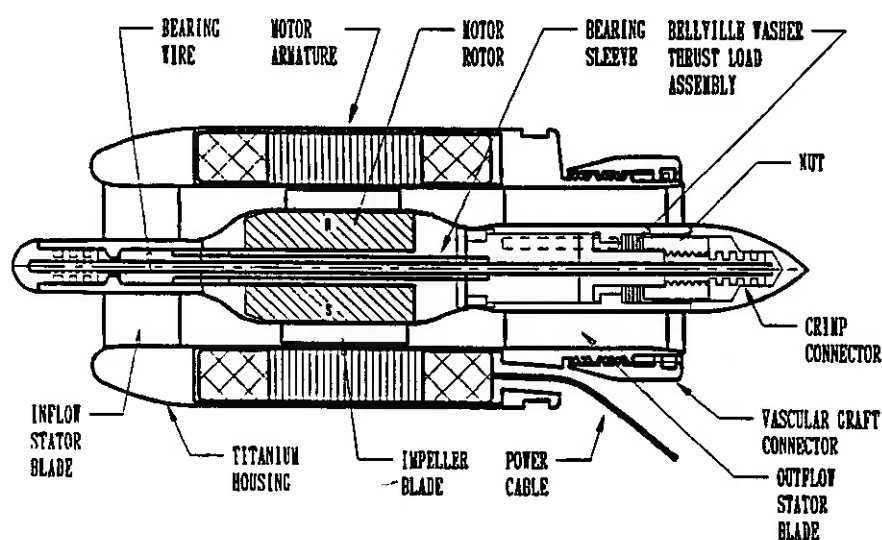


Figura 10: Esquema interno da Jarvik 2.000

6. A formação do sangue

Os principais componentes do sangue são o plasma, as hemáceas, as plaquetas e os glóbulos brancos. [1]

6.1. O plasma

Trata-se de uma solução aquosa com proteínas (cerca de 7% em volume). Sua densidade é de cerca de 1,035 g/ml (1.035 Kg/m³).

6.2. O sangue

É a suspensão de hemáceas, plaquetas e glóbulos brancos no plasma.

As hemáceas possuem densidade aproximada de 1,08 g/ml (1.080 Kg/m³), sob condições normais, e possui forma de disco bicôncavo. Possui diâmetro de cerca de 7,8 µm, espessura de 2 µm e volume de 88 µm³.

As plaquetas e os glóbulos brancos não são em número suficiente de forma a influenciar as características do escoamento sanguíneo.

Apesar do plasma poder ser tratado como um fluido newtoniano, o *sangue*, como um todo, possui comportamento não newtoniano.

7. Principais diferenças entre os escoamentos estudados em engenharia e o escoamento sanguíneo

Tal escoamento apresenta características extremamente diferentes daqueles estudados em engenharia. Nesta seção serão apresentadas as principais diferenças.
[1]

7.1. Efeito de entrada

Em um escoamento, sempre que o fluido passa por uma bifurcação, há a formação de uma nova camada limite. Para tubos longos, o perfil de velocidades muda até que a camada limite seja desenvolvida, mantendo-se constante a partir deste ponto. Entretanto, existem inúmeras bifurcações no conjunto de artérias e veias encontradas no corpo humano e a pequena distância entre elas não permite o seu pleno desenvolvimento.

Outro fator a ser considerado é o fato de que na entrada de cada vaso o coeficiente de atrito é alto. Este fenômeno é chamado de "efeito de entrada".

7.2. Diversidade de ramificações

A variedade acaba por aumentar a complexidade do estudo devido ao fato do escoamento sofrer distorções nestas bifurcações. Dentre estas distorções estão o descolamento da camada limite e rotação.

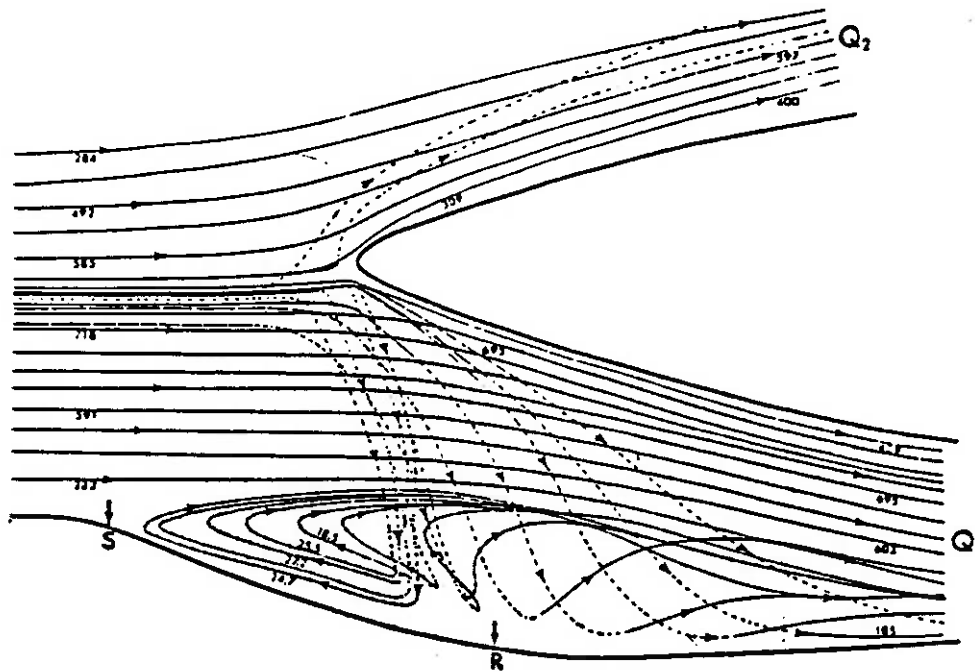


Figura 11: Escoamento em uma bifurcação mostrando a zona de recirculação. A letra S denota a zona de separação e a letra R os pontos de estagnação

7.3. Paredes dos tubos

7.3.1. Formação

Os vasos sangüíneos possuem comportamento de um sólido elástico, ou seja, se deformam quando uma força é aplicada e retornam a sua configuração inicial quando da sua eliminação.

As paredes vasculares são compostas, basicamente, por quatro componentes principais: o revestimento endotelial, as fibras de elastina, as fibras colágenas e a musculatura lisa [5].

O papel das células do revestimento endotelial é principalmente o de proporcionar uma parede lisa e oferecer permeabilidade seletiva para a água, oxigênio, gás carbônico, eletrólitos, açúcares e outras substâncias trocadas entre a corrente sangüínea e os tecidos. Para deformá-las é necessário bem pouca força por isso o seu papel é secundário na elasticidade total dos vasos. Entretanto, não devem ser consideradas como rigidamente fixas e imutáveis, já que estas células podem se movimentar livremente ao longo das paredes dos vasos.

As fibras colágenas e as de elastina possuem a função de manter constante a tensão nas paredes dos vasos de forma que estas permaneçam em equilíbrio contra a pressão transmural (pressão exercida pelo escoamento sanguíneo nas paredes dos vasos) sem desgaste de energia bioquímica.

As fibras de elastina constituem uma camada localizada imediatamente atrás do revestimento endotelial. São facilmente estiradas e podem atingir até muitas vezes o seu tamanho natural antes do seu limite elástico.

As fibras colágenas são muito mais resistentes à distensão do que as fibras de elastina e possuem módulo de elasticidade centenas de vezes maior. Assim, um número relativamente pequeno destas fibras na parede de uma artéria é capaz de fornecer um alto grau de resistência à distensão. Estão estiradas com um certo grau de frouxidão de tal forma que não exercem tensão até que ocorra certo grau de estiramento da parede. Com maior estiramento, mais destas fibras atingem o seu comprimento desdobrado e resistem a estiramento adicional. Este comportamento pode ser verificado observando as curvas de variação da tensão em função do estiramento (figura 12).

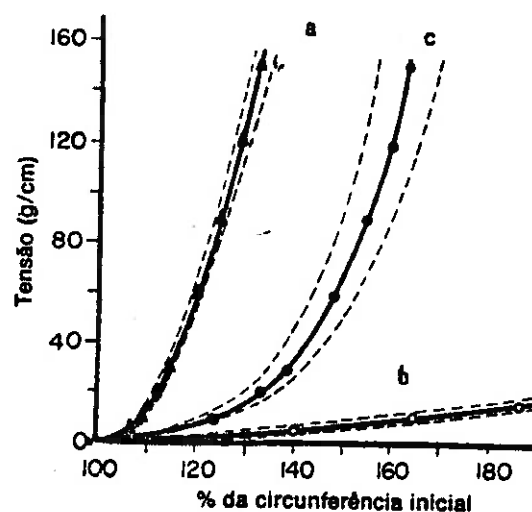


Figura 12: Curva tensão x estiramento da artéria ilíaca externa humana (curva C), mostrando que quanto mais a parede é estirada, mais resiste a estiramento subsequente

A curva A da figura ilustra o resultado obtido após a ingestão seletiva de fibras de elastina e a curva B após ingestão de fibras colágenas.

As curvas tensão x estiramento podem ser obtidas a partir de relações pressão - volume de vasos isolados e aplicando-se a lei de Laplace (ver anexo A).

As células da musculatura lisa contribuem pouco para a tensão elástica total. A sua função é a de produzir tensão ativa através da contração.

7.3.2. Aspectos incomuns

A lei básica do comportamento elástico é a lei de Hooke:

$$\sigma = Y \cdot \frac{L - L_0}{L_0} \text{ (equação 9)}$$

Onde: σ = tensão elástica desenvolvida devido ao escoamento

Y = módulo de Young

L = comprimento estirado

L_0 = comprimento inicial

Os diagramas de elasticidade das artérias e veias na sua forma natural não obedecem à lei de Hooke pois os vasos sangüíneos resistem tanto mais ao estiramento quanto mais estejam estirados, como já descrito no item anterior (7.3.1). Nos casos em que as paredes não estejam na sua forma natural existem dúvidas.

Com o decorrer dos anos, há um aumento de rigidez da aorta. A figura 14 mostra a alteração da curva tensão x estiramento de artérias ilíacas externas desde o nascimento até a velhice de um ser humano.

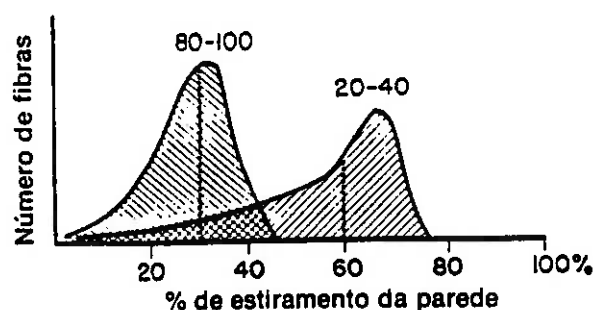


Figura 13: Curvas de distribuição do número de fibras colágenas que atingiram o comprimento desdobrado x grau de estiramento da parede

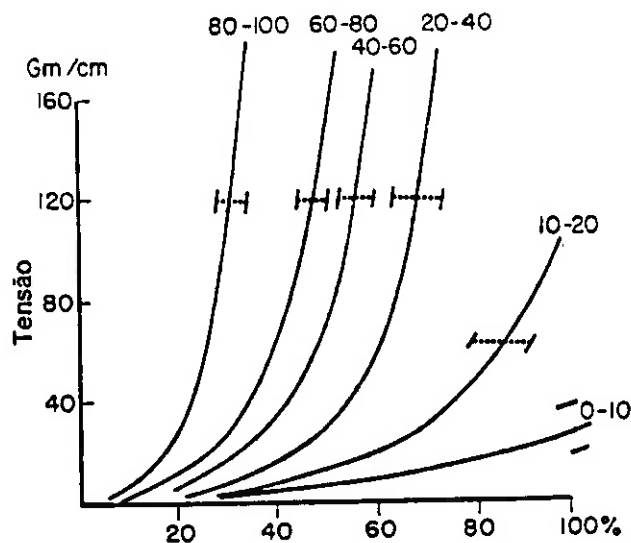


Figura 14: Efeito da idade nas curvas tensão x estiramento de artérias ilíacas externas. A alteração até 20 anos é devida principalmente ao aumento da espessura da parede arterial decorrente do crescimento

Há evidências de que, assim como os vasos sangüíneos, a membrana das hemáceas também possuem comportamento de um sólido plástico.

7.4. Fluido de escoamento não newtoniano

Apesar do plasma ser um fluido newtoniano, o sangue não o é. A viscosidade varia com a concentração de hemáceas (figura 15), com o diâmetro do capilar e com a velocidade de escoamento. Quando o diâmetro do vaso sangüíneo aumenta, ocorre o fenômeno da acumulação axial das hemáceas que consiste na elevação do hematócrito (concentração de hemáceas) na direção do eixo do tubo com conseqüente diminuição do hematócrito e da viscosidade nas proximidades das paredes (efeito Fahraeus-Lindquist).

Considerando que o objeto de estudo é um vaso específico (a aorta), os efeitos da variação da viscosidade com o diâmetro do tubo não são essenciais.

O aumento da velocidade de escoamento provoca a diminuição da viscosidade e a explicação novamente envolve o efeito Fahraeus-Lindquist.

Algumas pesquisas afirmam que esta variação de viscosidade é um problema que não deve ser esmiuçado uma vez que o fenômeno da acumulação axial atinge um valor de saturação, ou seja, resulta em reorganização máxima das células no sangue,

a uma velocidade que é muito baixa se comparada com as velocidades fisiológicas do fluxo sanguíneo em todos os tipos de vasos. Entre a situação de sangue parado e aquela em que está fluindo lentamente, a acumulação axial ocorre e reduz a viscosidade efetiva nos vasos, mas os aumentos posteriores na velocidade promovem pouca alteração. Assim, apesar do Efeito Fahreaus-Lindquist, é justificável utilizar, como aproximação, um **coeficiente de viscosidade praticamente constante**.

É importante saber que o sangue pode ser considerado incompressível.

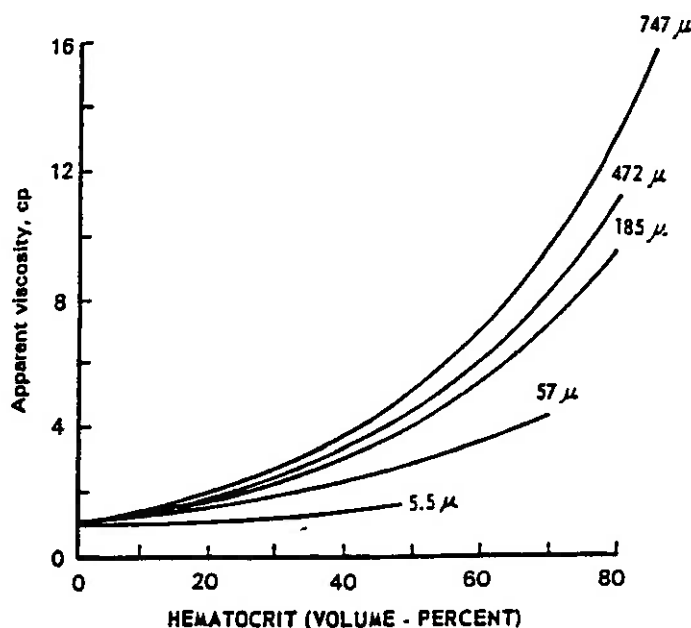


Figura 15: Viscosidade do sangue em função do hematócrito (porcentagem em volume das células vermelhas) e do diâmetro do capilar

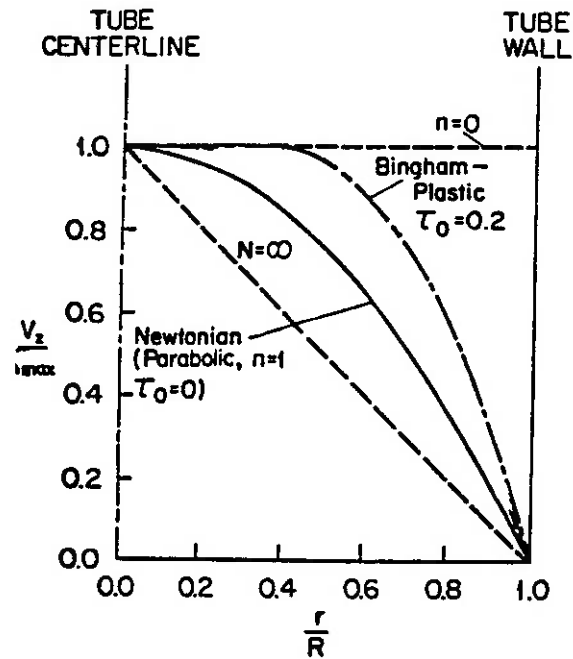


Figura 16: Comparação entre os perfis de velocidade para escoamentos com fluido newtoniano e não newtoniano (plástico de Bingham)

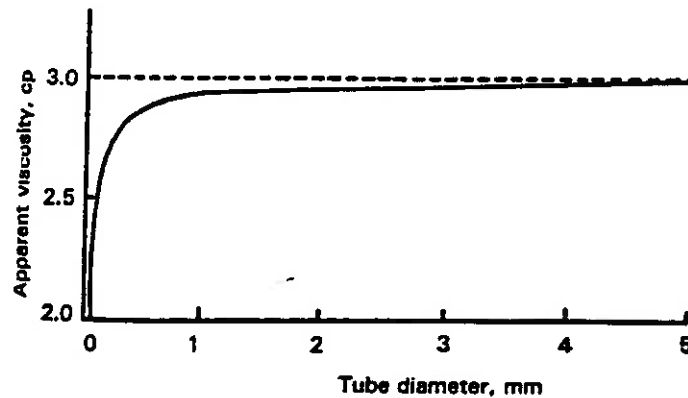


Figura 17: Efeito do diâmetro na viscosidade do sangue para hematócrito de 40% e temperatura de 38°C

7.5. Presença de partículas (hemáceas)

As hemáceas presentes no fluido sofrem rotação contínua e não uniforme sob ação do gradiente de deslizamento. Analogamente com o que ocorre com o acúmulo axial de hemáceas, os efeitos da orientação logo atingem um valor de saturação. Neste caso, a saturação pode ocorrer a velocidades menores do que aquelas observadas na saturação do acúmulo axial.

Então, apesar de macroscopicamente haver um fluxo laminar, em escala menor existe uma "microturbulência" com movimentação do plasma entre as células, em todas as direções, e movimento do conteúdo das hemáceas dentro de sua membrana.

7.6. Escoamento pulsante

As pulsações são dependentes do tempo e são acompanhadas por distensões nas paredes dos vasos. Devido a elas devem ser consideradas variações de velocidade e, conseqüentemente, de pressão no escoamento.

8. Possíveis causas para a ocorrência de hemólise e formação de trombos

8.1. Locais de baixa pressão

Como pôde ser visto na figura 3, as pressões negativas são as possíveis causadoras de hemólise. Uma hipótese é a de que nas zonas de tais pressões esteja ocorrendo descolamento da camada limite e surgimento de vórtices. Assim, as hemáceas podem estar se cisalhando devido ao contato entre si, no escoamento rotacional. Além do cisalhamento, existe a possibilidade de as hemáceas estarem se chocando umas com as outras e o impacto provocado também é uma provável causa da hemólise.

8.2. Material das partes da bomba em contato com o sangue

Como foi visto no estudo das bombas já existentes, as de polycarbono apresentam menor hemólise e formação de trombos que a de poliéter-poliuretano. Isto, provavelmente, é devido à rugosidade da superfície por onde escoar o sangue.

O titânio é um bom material e já foi implantada uma bomba deste material em ser humano com bons resultados (O Estado de São Paulo, novembro de 1998 / Reuters).

8.3. Seção transversal do rotor

A seção transversal do rotor altera o perfil de velocidades e, possivelmente, a força que age sobre cada hemácea cresce, causando o seu cisalhamento.

E, ainda, a superfície de escoamento com formato curvilíneo conduz a um valor de tensão de cisalhamento diferente daquele que seria encontrado em um escoamento por uma superfície plana.

Esta modificação é tanto na tensão de cisalhamento entre o fluido e a superfície do rotor como entre camadas do fluido.

8.4. Velocidade do escoamento

Através das análises *in vitro* e *in vivo* das bombas, observou-se que quando a velocidade de escoamento era baixa, havia maior formação de trombos. Este fenômeno pode ser explicado da seguinte maneira: a diminuição da velocidade de escoamento, causado por um aumento da seção transversal (projeto da bomba), provoca o surgimento de vórtices devido à mudança nas linhas de corrente.

8.5. Paredes da bomba

Devido às paredes da bomba não apresentarem elasticidade como as dos vasos sanguíneos, o sangue tem que absorver toda a variação de energia decorrente da pulsação (transitórios).

8.6. Entrada da bomba

A entrada da bomba é uma provável causa da ocorrência de hemólise. Pode-se afirmar isto devido à experiência feita com a bomba de poliéter poliuretano utilizando-se indutor de fluxo na sua entrada, pois a sua presença diminuiu o nível de hemólise (ver item 5.1). É possível que a entrada direcionada de fluxo evite a formação de vórtices.

9. Encaminhamento da solução

Para que a solução seja encontrada, as curvas características da bomba devem ser obtidas através de ensaios desta em uma bancada que simule o funcionamento de um coração. Tal bancada já existe no Instituto do Coração, conforme item 10, entretanto não é possível a obtenção das curvas características da bomba visto que os únicos dados possíveis de se obter são a pressão na saída da bomba, a vazão e a rotação do rotor (ver item 11). Além disso, nesta instalação, os valores fornecidos de pressão de saída eram muito baixos visto que simulavam pressões no ventrículo direito (circulação de um feto).

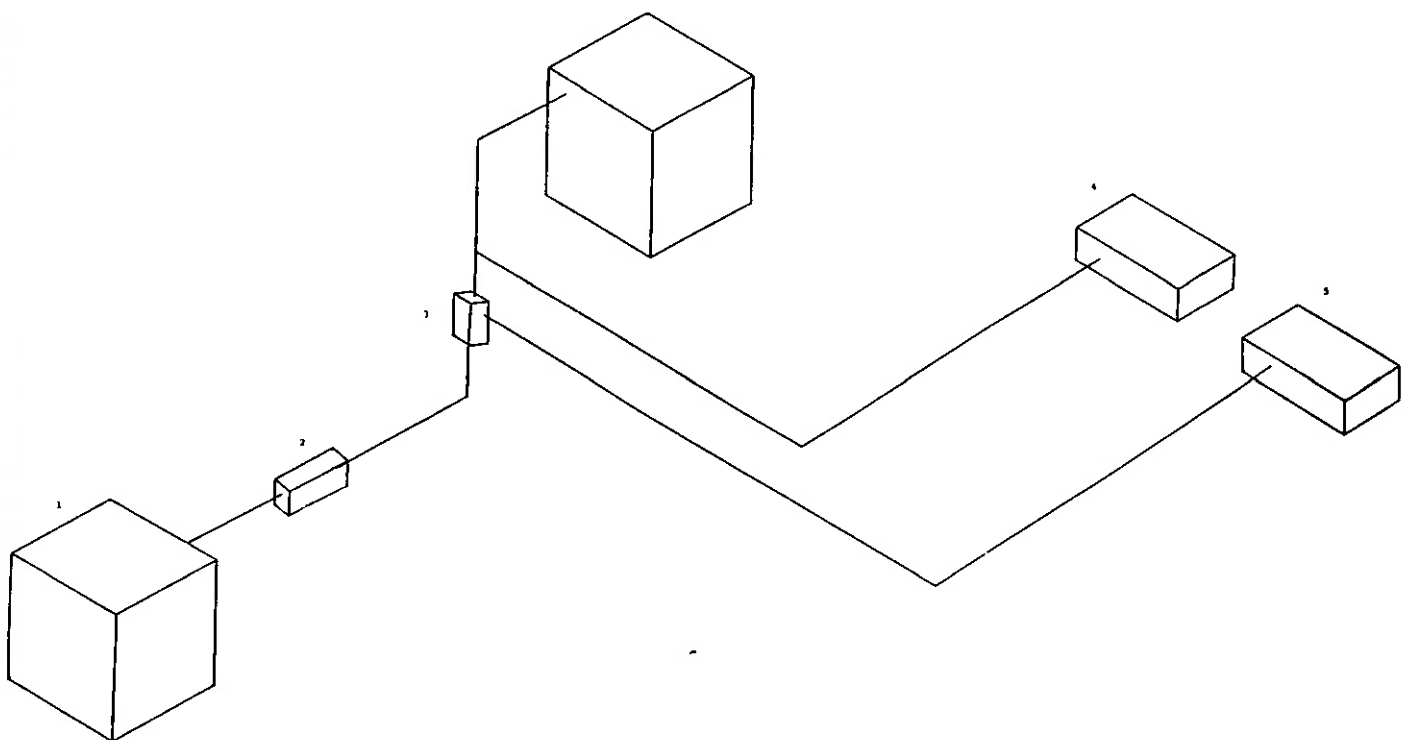
Assim, uma nova bancada deve ser montada para que se possa adquirir, além dos dados acima descritos, os valores de pressão de entrada da bomba e a potência consumida pelo motor.

Assim que as curvas características da bomba forem obtidas, deve ser estudado escoamento em superfícies curvilíneas com fluido de trabalho newtoniano e não newtoniano. Com os resultados analisar a veracidade da hipótese de que o sangue pode ser tratado como fluido newtoniano (item 7.4.). As hipóteses levantadas no item 8 também devem ser analisadas. Deve-se dar atenção aos valores de tensão de cisalhamento e comparar com os aceitáveis para uma hemácea.

10. Esquemas da bancada existente no Instituto do Coração e da proposta

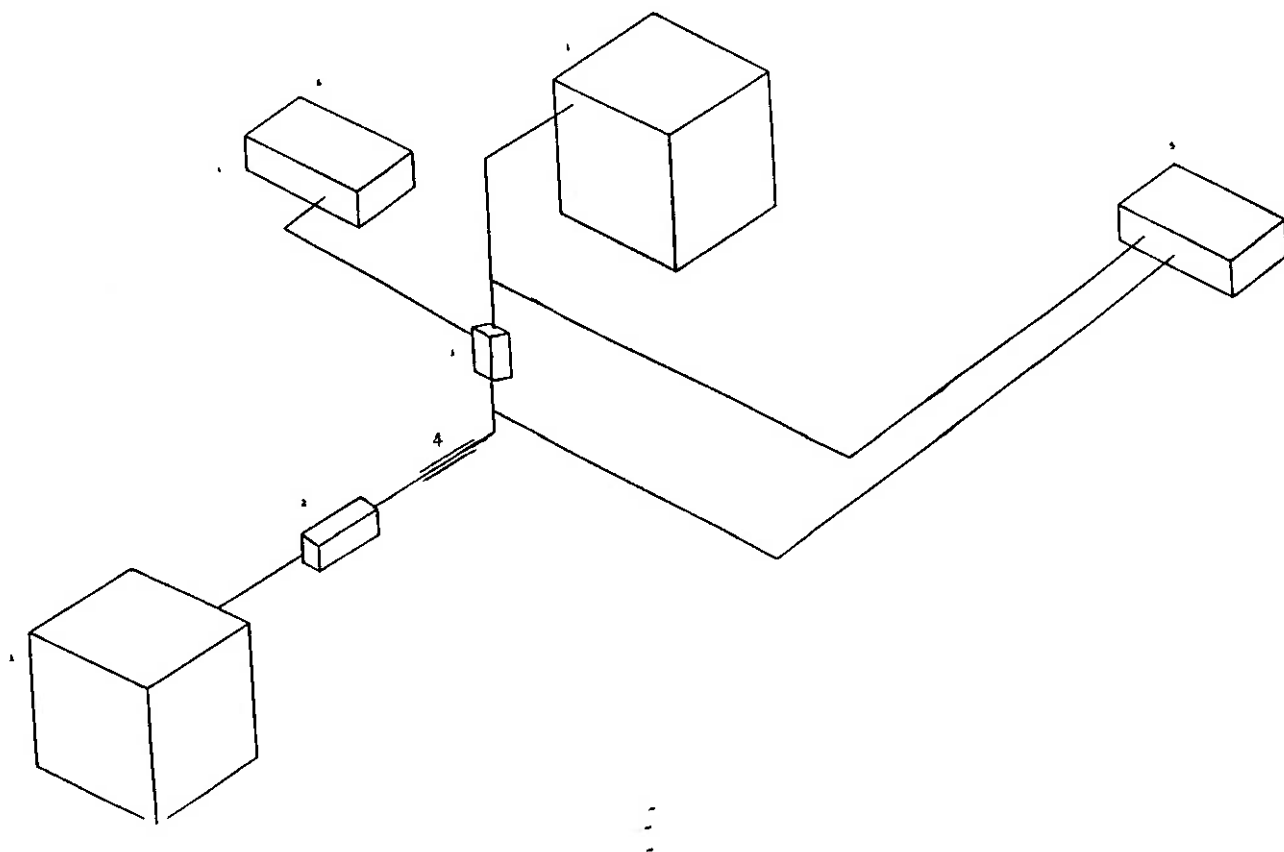
10.1. Bancada existente

Ver fotos no anexo C.



- 1 – Reservatório
- 2 – Medidor de vazão
- 3 – Bomba
- 4 – Transdutor de pressão
- 5 - Motor

10.2. Instalação proposta



- 1 – Reservatório
- 2 – Medidor de vazão
- 3 – Bomba
- 4 – Tubo de Pitot
- 5 – Transdutor de pressão
- 6 – Motor

Reservatórios: de acrílico, para que se possa visualizar o fluido de trabalho

Tubulação: com o diâmetro da aorta (cerca de 2,6 cm)

A instalação deve trabalhar com pressões da ordem de grandeza de 100 mmHg e vazões de cerca de 5 l/min.

11. Dados obtidos no ensaio na bancada do Instituto do Coração

Sem carga

rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
---------------	----------------	---------------

1a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,42
7500	5	0,70
10000	7	1,04
12500	8	1,33
15000	11	1,55
17500	13	1,74

2a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,48
7500	5	0,70
10000	7	1,04
12500	8	1,32
15000	10	1,54
17500	13	1,72

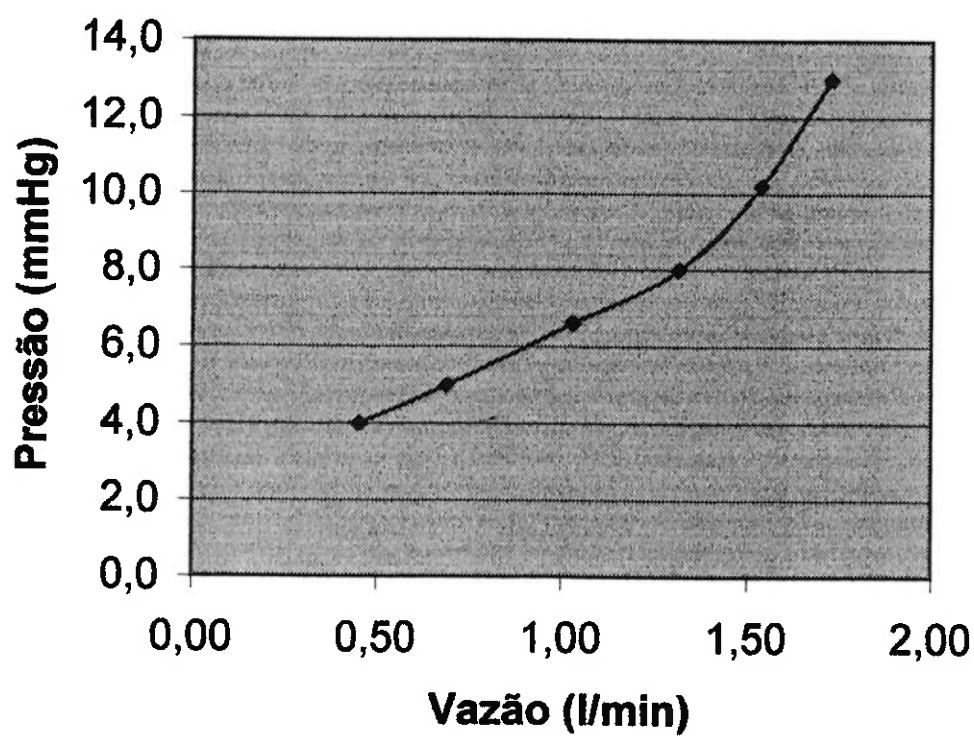
3a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,48
7500	5	0,70
10000	6	1,02
12500	8	1,32
15000	10	1,54
17500	13	1,72

4a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,42
7500	5	0,68
10000	7	1,01
12500	8	1,30
15000	10	1,53
17500	13	1,72

5a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,46
7500	5	0,67
10000	6	1,04
12500	8	1,31
15000	10	1,53
17500	13	1,72

Média		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4,0	0,45
7500	5,0	0,69
10000	6,6	1,03
12500	8,0	1,32
15000	10,2	1,54
17500	13,0	1,72

Escoamento sem carga



Com carga

rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
---------------	----------------	---------------

1a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,66
7500	4	0,71
10000	6	1,04
12500	7	1,29
15000	9	1,52
17500	13	1,68

2a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,66
7500	4	0,71
10000	6	1,03
12500	8	1,30
15000	10	1,52
17500	12	1,69

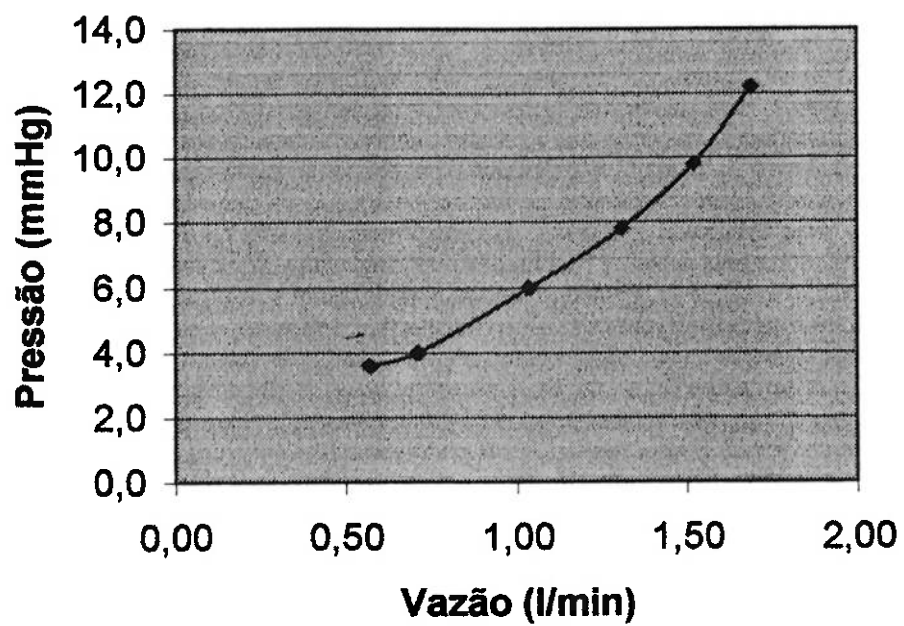
3a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	4	0,66
7500	4	0,71
10000	6	1,06
12500	8	1,33
15000	10	1,52
17500	12	1,69

4a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	3	0,43
7500	4	0,71
10000	6	1,02
12500	8	1,30
15000	10	1,52
17500	12	1,69

5a. Medida		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	3	0,43
7500	4	0,70
10000	6	1,02
12500	8	1,32
15000	10	1,52
17500	12	1,70

Média		
rotação (rpm)	pressão (mmHg)	vazão (l/min)
5000	3,6	0,57
7500	4,0	0,71
10000	6,0	1,03
12500	7,8	1,31
15000	9,8	1,52
17500	12,2	1,69

Escoamento com carga



Anexos

Anexo A

Lei de Laplace

A lei de Laplace aplicada a uma "membrana" curva submetida a uma tensão de T dinas por cm (isto é, as bordas de uma fenda de 1 cm nesta membrana se separariam com uma força de T dinas) haverá, então, uma diferença de pressão de P dinas por cm² entre os dois lados da membrana, expressa pela seguinte função:

$$P = T\left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}\right) \text{(equação a)}$$

onde R_1 e R_2 = principais raios de curvatura da membrana em qualquer ponto.

Esta lei é geral e vale para membranas de qualquer forma e os dois raios podem ou não ser iguais.

No caso de um cilindro, por exemplo, um raio de curvatura é infinito e, então, $1/R_2$ é zero e R_1 é o raio do cilindro e a lei passa a ser:

$$P = \frac{T}{R_1} \text{(equação b)}$$

Para construir uma curva tensão x estiramento de um vaso, este é ligado a um dispositivo pelo qual podem ser ejetados incrementos no volume do fluido. As pressões necessárias para isso são registradas, fornecendo a curva pressão - volume. Com o volume e o comprimento do vaso, o raio do mesmo pode ser calculado. A partir da equação b obtém-se a tensão na parede e pode-se construir a curva tensão x raio.

Anexo B

Comparação entre a curva tensão x estiramento de uma artéria e a curva que representa a lei de Hooke.

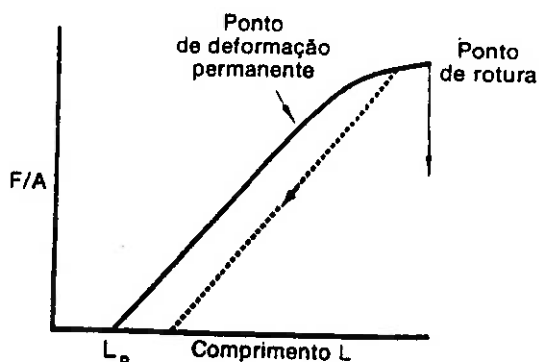


Figura A: Lei da elasticidade de Hooke

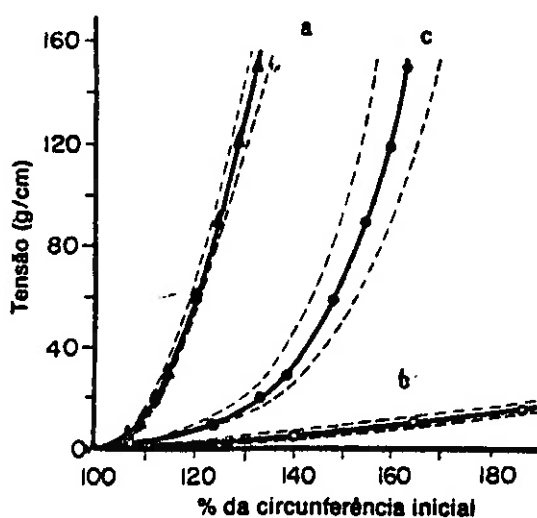


Figura B: Curva tensão x estiramento de uma artéria humana

A inclinação constante final da curva tensão x estiramento representa o "recrutamento" de todas as fibras colágenas e pode, então, ser utilizada como índice da quantidade e da situação das fibras colágenas na parede. O grau de estiramento, antes que seja atingida a inclinação final, indica o quanto as fibras colágenas estão tensas.

Anexo C

Fotos da bancada do Instituto do coração, onde foram tiradas as medidas do item 11

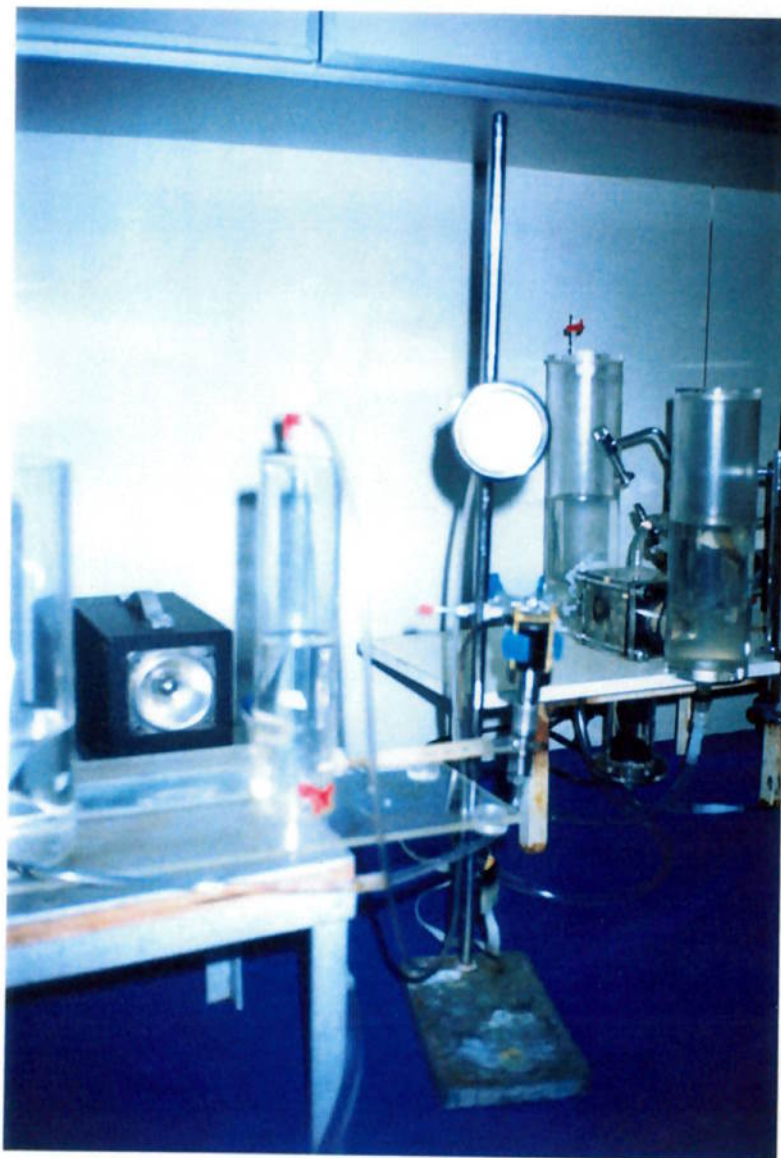


Foto 1: Bomba



Foto 2: Bancada

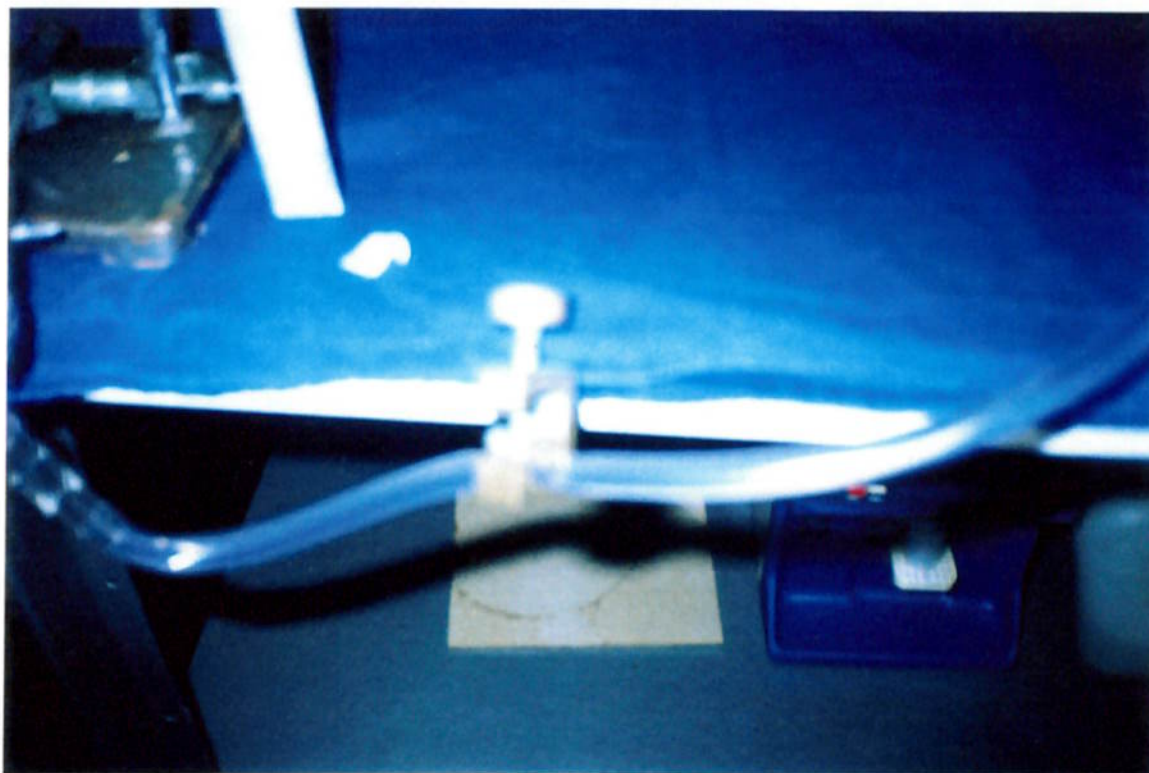


Foto 3: Válvula que simula a carga



Foto 4: Bancada

Referências bibliográficas

- [1] Yang, Wen-Jei, Biothermal-Fluid Sciences - Principles and Applications. Hemisphere Publishing Corporation, Nova Iorque, 1.989.
- [2] Jarvik, Robert K, System Considerations Favoring Rotary Artificial Hearts with Blood-Immersed Bearings. Artificial Organs, volume 19, nº 7, 1.995.
- [3] Mizuguchi, Kazumi e outros, Development of an Axial Flow Ventricular Assist Device: In Vitro and In Vivo Evaluation. Artificial Organs, volume 19, nº 7, 1.995.
- [4] Proceedings of the Symposium, Refined Modelling of Flows, volume 1, Presses de L'école Nationale des Ponts et Chaussées, Paris, 1.972.
- [5] Burton, Alan C., Fisiologia e Biofísica da Circulação, Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1.977.
- [6] Macintyre, Archibald Joseph, Bombas e Instalações de Bombeamento. Editora Guanabara Dois, Rio de Janeiro, 1.980.
- [7] Lauria, Douglas, Máquinas de Fluxo, apostila de PMC 433 – Máquinas de Fluxo ministrada na Escola Politécnica da USP, São Paulo, 1996.