

04

Campos de Velocidade e Pressão Através
de uma
Hemo-bomba de Parafuso Micro-axial

Trabalho apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo

Craig Alan Smokowicz n° USP 3024509

São Paulo
2002

São Paulo
2002

Área de concentração: Engenharia Mecânica dos Fluidos
Prof. Orientador: Raul Gonzalez Lima

Apresentada ao:
Departamento de Engenharia Mecânica da Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo

Campos de Velocidade e Pressão Através de uma
Hemo-bomba de Parafuso Micro-axial

Agradecimentos

Gostaria de agradecer especialmente ao professor Dr. Raul Gonzalez Lima por ter me instruído com paciência e contribuído decisivamente na realização deste trabalho.

Agradeço ao professor Dr. Julio R. Meneghini que forneceu a estação de trabalho no laboratório de CFD da USP e ao Dr. Fábio Saltara quem me ajudou na utilização dos programas de computador, também ao Dr. Jayme Ortiz que me orientou na interpretação dos resultados numéricos.

Agradeço muito à Dra. Idagene Cestari do Instituto do Coração por ter cedido o laboratório de Bio-Engenharia onde foi realizada a parte experimental.

Este trabalho foi feito com o suporte financeiro do CNPq.

Com muito carinho gostaria de agradecer a minha querida esposa AnaChristina.

compreensão para comigo

À minha família que teve muita

e

na realização deste trabalho

A Deus que me deu força para vencer os obstáculos

Sumário

vii	Lista de Figuras
viii	Lista de Símbolos
1	Resumo
1	Abstract

2	1.0 Introdução-O Contexto na área da Saúde.....
4	2.0 Revisão do Desenvolvimento de Bombas de Sangue.....
6	• 2.1 Aplicação de Mecânica dos Fluidos Computacional
8	• 2.2 Classificação dos Dispositivos de Assistência Ventricular.....
9	• 2.3 Dispositivos Conhecidos.....
9	• 2.4 Tipos de Dispositivos Disponíveis no Mercado.....
10	• 2.4.1 O Jarvik 2000.....
10	• 2.4.2 Thoratec - Heartmate II.....
11	• 2.4.3 MicroMed-DeBakey VAD
13	3.0 Objetivo.....
14	4.0 Dinâmica dos Fluidos.....
16	5.0 Metodologia.....
16	• 5.1 Geração da Malha.....
18	• 5.2 Condições de Contorno
19	• 5.3 Método Numérico dos Volumes Finitos.....
23	• 5.4 Tratamento do Acoplamento de Velocidade e Pressão.....
27	• 5.5 Referência Solidária ao Rotor
28	• 5.6 Monitorando os Resíduos (Convergência).....
28	• 5.7 Pós-processamento
30	• 5.8 Número de Reynolds.....
31	• 5.9 Aparato Experimental.....
38	6.0 Resultados.....
59	7.0 Discussão.....
61	8.0 Conclusão.....
62	9.0 Referências Bibliográficas.....
65	Anexo.....
66	• Dados Experimentais e Numéricos
67	• Condições das simulações Numéricas

Lista de Figuras

Número	Legenda	Página
2.1	Jarvik2000 implantable device	10
2.2	Thoratec, Heartmate II	11
2.3	MicroMed-DeBakey VAD	12
5.1	Esboço do Domínio	16
5.2	Superfície do rotor	17
5.3	Volume de controle sobre P	20
5.4	Método de coleta de dados.	29
5.5	Campo dos dados.	29
5.6	Esquema do Aparato Experimental.	31
5.7	Simulação numérica da distribuição de pressão.	33
5.8	O bloco de acrílico conectado ao motor.	34
5.9	A bancada e os componentes.	35
5.10	As ferramentas	36
5.11	Outra vista da bancada experimental.	37
6.1	Resíduos Normalizados vs. Iterações	38
6.2	Velocidade tangencial em relação ao referencial inercial, fluxo de 290 ml/min	39
6.3	Gráfico de contorno da velocidade tangencial em relação a referencial inercial, fluxo de 290 ml/min.	40
6.4	Velocidade tangencial relativa entre o rotor e o sistema de referência inercial, ou seja, o alojamento, fluxo de 290 ml/min.	41
6.5	Velocidade tangencial em relação alojamento, fluxo de 290 ml/min.	42
6.6	Magnitude da velocidade, fluxo de 290ml/min.	43
6.7	Velocidade axial em função do raio, fluxo de 290 ml/min.	44
6.8	Velocidade axial em função do raio, fluxo de 869 ml/min.	45
6.9	Velocidade axial, fluxo de 290 ml/min.	46
6.10	Velocidade axial, fluxo de 502 ml/min.	46
6.11	Velocidade axial, fluxo de 579 ml/min.	47
6.12	Velocidade axial, fluxo de 869 ml/min.	47
6.13	Velocidade axial, fluxo de 1004 ml/min.	48
6.14	Velocidade axial com R constante e z variável, fluxo de 290 ml/min.	49
6.15	Velocidade axial, fluxo de 290 ml/min.	50
6.16	Velocidade radial, fluxo de 290 ml/min.	51
6.17	Número de Reynolds do Elemento, fluxo de 290 ml/min.	52
6.18	Número de Reynolds, fluxo de 290 ml/min.	53
6.19	Pressão estática, fluxo de 290 ml/min	54
6.20	Pressão, fluxo de 290 ml/min.	55
6.21	Pressão na entrada vs z e r, fluxo de 290 ml/min	56
6.22	Pressão estática vs. Fluxo (H-Q curva característica), resultados numéricos e experimentais	57
6.23	Diferença entre resultados, numéricos e experimentais	58

Lista de Símbolos

A	Coefficiente de aproximação
M	Coefficiente de convecção
D	Termos difusivos através de área diferencial
d	Dimensão característica
d/dt	Derivada de tempo
e, w	Índice de direção
n, s	Índice de direção
t, b	Índice de direção
g	Aceleração gravitacional
$L[S_\phi]$	Linearização do termo; S_ϕ
P	Pressão
P^*	Campo de pressão estimada
r	Vetor de posição
R	Resíduo
Re	Número de Reynolds
S_ϕ	Termo fonte do ϕ
u^*, v^*, w^*	Campo da velocidade estimada
u, v, w	Componente da velocidade
v	Velocidade
V	Volume
x	Coordenada na direção horizontal
y	Coordenada na direção horizontal
z	Deslocamento de axial

Símbolos Gregos

α	Coefficiente de interpolação
β	Coefficiente de interpolação
T	Coefficiente difusivo
ρ	Densidade
$\partial/\partial x$	Parcial derivativo operador
τ	Cisalhamento
Δ	Operador de Divergência
μ	Viscosidade
ϕ	Escalar geral
Ω	Velocidade angular

Resumo

A solução numérica das equações incompressíveis de Navier-Stokes através de uma bomba axial foi determinada gerando diagramas dos campos de pressão e velocidade. Utilizou-se o método dos volumes finitos implementado com um sistema de referência giratório. Um modelo laminar foi usado para modelar o fluxo com de um fluido Newtoniano, água através de uma bomba de sangue micro-axial. O modelo exibiu resultados razoáveis de acordo com os princípios de bombeamento axiais. Uma investigação experimental foi conduzida para obter dados de pressão ao longo da parede interior da bomba. Os resultados numéricos e os dados experimentais foram avaliados a fim de aprimorar as técnicas de desenvolvimento de modelos numéricos que permitam prever o desempenho de modificações na bomba original.

Abstract

A numeric solution to the incompressible Navier-Stokes equations across an axial pump, has been found. Images of pressure and velocity fields across the impeller were generated applying computational fluid dynamics methods. The finite volume method was integrated with a technique, which employed a moving reference frame. A laminar model was used to model the flow, as a Newtonian fluid imposing the characteristics of water, across the impeller of a micro-axial hemo-pump. The model exhibited reasonable results in agreement with axial pumping principles. An experimental investigation was conducted to obtain pressure data along the inside wall of the pump housing. Numerical results and experimental data are evaluated to allow refinement of development techniques and generate modifications to the original pump.

Existem duas barreiras principais decorrentes do aumento do número de cirurgias

Pacientes abaixo de 60 anos de idade são os candidatos mais prováveis para transplante de coração. Eles têm que estar sofrendo de doença cardíaca de última etapa, e devem estar em boa saúde, nas demais funções.

- Cardiomiopatia--uma doença ou debilitação do músculo do coração.
- Doença severa da artéria coronária --na qual os vasos sanguíneos do coração são bloqueados e o músculo do coração é danificado por falta de irrigação.
- Defeitos de nascença do coração.

Nas três décadas desde a realização do primeiro transplante de coração humano em dezembro de 1967, esse procedimento foi se aprimorando de uma cirurgia experimental até um tratamento bem estabelecido para insuficiência cardíaca congestiva avançada. Só se indica um transplante quando um coração tem uma força contrátil insuficiente e que já não responde com eficiência a nenhuma outra terapia. A saúde do paciente, porém, deve estar, no demais, boa. As razões principais pelas quais as pessoas são indicadas ao transplante cardíaco são:

A Parada cardíaca é uma condição seria na qual o coração deixa de bombear sangue suficientemente bem a fim de suprir a demanda de oxigênio para o corpo. O coração opera em um nível de eficiência menor e assim ele sobrecarrega seu trabalho para tentar compensar a falta de função. Quanto mais o coração se excede, mais sua habilidade de bombear é danificada, e será mais provável que uma falha seria resulte.

1.0 Introdução - O Contexto na área da saúde

As pesquisas sobre bombas de coração, bombas de sangue, ou o que é conhecido

2.0 Revisão do Desenvolvimento de Bombas de Sangue

Há muitas estratégias de tratamento da insuficiência cardíaca congestiva. Cada estratégia tem como objetivo duas metas principais: preservar a função do coração (o coração descansa por não ter que se exceder) e manter o fornecimento de sangue ao corpo até que um coração doado esteja disponível. Algumas evidências têm mostrado que um coração descansado tem a capacidade de se regenerar através de um processo natural. Neste contexto, esta investigação tem por objetivo indicar modificações em uma bomba axial utilizando o método de volumes finitos como ferramenta de análise.

O nome do potencial receptor é colocado em uma lista de espera junto aos parâmetros exigidos do coração do doador. Os testes para determinar a compatibilidade de sangue e "tecido do coração" entre o doador e o receptor são efetuados anteriormente para assegurar uma combinação doador/receptor perfeita. Um paciente pode esperar vários meses para encontrar um doador disponível. Na realidade mais que 30 por cento não vivem o tempo suficiente. Infelizmente o músculo cardíaco dele/dela falha antes mesmo que uma substituição possa ser localizada.

A disponibilidade de órgãos é a segunda barreira decorrente do aumento do número de transplantantes. A demanda de corações excede por muito o fornecimento dos doadores. O número de transplantantes executados atualmente por todo mundo é ao redor de 3.600. Só nos Estados Unidos, a qualquer momento aproximadamente 40.000 pacientes estão sofrendo de problemas cardíacos severos. Seus corações estão funcionando a um terço da sua capacidade natural, ou ainda menos. Infelizmente para estes pacientes que esperam um transplante de coração, somente uns 2.300 corações doados ficam disponíveis a cada ano nos Estados Unidos [3]. Isto resulta na determinação de critérios rígidos para a elegibilidade de pacientes a um transplante. Os hospitais e organizações por todo o mundo estão tentando aumentar a consciência pública a respeito deste problema, e melhorar a distribuição de órgãos quando os corações forem disponíveis.

A primeira barreira ao transplante é a rejeição do órgão do doador pelo receptor. Essa barreira foi superada em 1983 quando a droga ciclosporina foi introduzida como supressora à rejeição. A ciclosporina e outros medicamentos imunossupressores têm melhorado significativamente a taxa de sobrevivência dos pacientes transplantados [1]. As estatísticas recentes indicam que 73 % dos pacientes transplantados vivem pelo menos 3 anos depois da cirurgia. Quase 85 % dos pacientes retornam ao trabalho ou outras atividades que eles gostam. Muitos pacientes desfrutam da natação, ciclismo, corrida, ou outros esportes. Há pesquisas desenvolvendo modos melhores de controle da rejeição de transplantantes cardíacos e melhora da taxa de sobrevivida [2].

Estava ficando evidente que seria extremamente difícil reproduzir a função trivial do coração. O sangue tem várias características complexas que contribuem à dificuldade de bombear. Os dois mais prevalentes são a hemólise e a trombose. A hemólise é a destruição das células vermelhas do sangue (CVS). As células vermelhas têm um tempo de vida cerca de 120 dias. O corpo constantemente está produzindo células novas para substituir as velhas. Na presença de um dispositivo mecânico de bombeando são destruídas mais CVSs. A quantidade de formação de células novas não supera a quantidade de destruição das mesmas. Com o passar do tempo o número de CVS fica

Em 1982, uma equipe liderada por William DeVries da Universidade de Utah implantou o Jarvik-7, o primeiro coração totalmente artificial, em um paciente chamado Barney Clark. Por várias razões médicas, uma operação de transplante não era uma opção para Clark. Ele era candidato principal a um coração artificial permanente. Surgiu uma oportunidade para o coração totalmente artificial ser testado. Clark sobreviveu com o Jarvik-7 por 112 dias. Em 1987, pela primeira vez um coração artificial foi usado como uma "ponte" para transplante por Emery [5].

No dia 3 de dezembro de 1967, Bernard Christian, um cirurgião sul-africano que se especializava em cirurgia de coração aberto executou a primeira operação de transplante cardíaco humano. O receptor morreu 18 dias depois. Então em 2 de janeiro de 1968 Christian executou um segundo transplante de coração e o paciente viveu por 563 dias. O otimismo do trabalho de Christian alterou o objetivo da equipe médica, os corações artificiais eram agora secundários à possibilidade de um transplante. Porém, com esta nova tecnologia, uma investigação em outras aplicações para corações artificiais começou a abrir caminho. Agora, os dispositivos mecânicos poderiam ser usados como suporte circulatório como uma "ponte" ao transplante.

Por que é tão difícil de imitar o coração humano? Um coração normal bate de 70 a 80 vezes por minuto por 70 a 80 anos, uns dois bilhões de batidas ao todo. O músculo é um dispositivo macio, molhado, e contrátil. Isto é diferente de qualquer coisa disponível em recursos tecnológicos atuais. Um coração vivo tem uma estratégia vigorosa para prevenir coágulos. O coração é capaz de enviar sinais químicos que impedem os coágulos de se formar. E como outros tecidos, o coração extrai combustível e nutrientes do sangue e os usa para se regenerar continuamente. O coração está constantemente se reconstruindo ao extrair nutrientes do fluido que está bombeando para substituir o tecido muscular. Na realidade, o coração tem uma meia-vida de cerca de um ano. Além disso, o coração natural tem uma taxa dinâmica larga. Pode bombear um pouco ou bastante sangue, de acordo com a demanda do corpo. Um coração descansando bombeia cinco litros de sangue por minuto. O coração de um atleta típico fornece de 25 a 30 litros por minuto. Assim, os corações artificiais ainda estão muito atrasados comparados aos modelos vivos.

cientistas liderada por William Kolff, um médico holandês, testou seu modelo em animais para determinar seus problemas. Depois em 1969 uma equipe liderada por Denton Cooley do Instituto do Coração do Texas manteve com sucesso um paciente vivo por mais de 60 horas [4], [6]. Outros desenvolvimentos também estavam se manifestando no campo médico, como transplante cardíaco humano.

Foram desenvolvidas diversas bombas nas décadas de 1950 à 1980. A primeira a ser encontrada na literatura tratou de manter as características hidrodinâmicas do coração dos mamíferos. Tratava-se de uma bomba centrífuga [9]. Foi o desempenho deste protótipo que demonstrou que o escoamento pulsátil não era crítico para integridade do pulmão ou do sistema circulatório. Outro exemplo de tecnologia recebeu o nome de

Os primeiros dispositivos foram desenvolvidos através de ensaios clínicos utilizando animais de laboratórios [8]. Através deste método o progresso tecnológico foi lento. A seguir, foi descoberto que o principal problema decorre do cisalhamento, antes desconhecido no fluxo de sangue. Todavia, os métodos numéricos não estavam suficientemente desenvolvidos para enfrentar o problema. As características não-lineares do sangue, a geometria do rotor e as condições de contorno dificultavam a análise dos dispositivos. As equações representavam um problema muito complexo, e apenas atualmente as equações podem ser resolvidas com o apoio de um computador.

2.1 Aplicação da Mecânica dos Fluidos Computacional

A cirurgia de inserção de um DAV é de alto risco. Parte do risco é devido à condição de saúde debilitada do paciente. Os pacientes, em alguns casos, não conseguem se recuperar completamente. O procedimento cirúrgico, muito traumático, inibe uma recuperação satisfatória. Mas os que sobrevivem à cirurgia de implante de DAV tem prognóstico semelhante aos outros pacientes cardíacos transplantados.

Aproximadamente 1,000 pessoas com parada cardíaca receberam DAVs como uma ponte para transplante de coração na década de 90. A circulação foi mantida pela bomba por uma média de 100 dias aguardando o transplante [7]. As pesquisas mais recentes revelaram que 70 por cento das pessoas que usaram um DAV como uma 'ponte' para o transplante antes de fazerem o transplante em si, tiveram uma taxa de sobrevivência de quatro-anos a mais do que as pessoas que não se beneficiaram do DAV como uma 'ponte' para o transplante.

Um Dispositivo de Assistência Ventricular (DAV) é uma bomba artificial que é inserida entre o coração e a aorta ou artéria pulmonar que ajuda a circular o sangue de uma pessoa quando o coração não pode mais manter a circulação adequada. Atualmente há cinco dispositivos aprovados pelo FDA (Administração de Alimentos e Drogas) no mercado. Usando esta tecnologia, pode-se manter a circulação de um paciente até que um coração compatível seja encontrado para o transplante. Um Dispositivo de Assistência Ventricular é usado em pacientes com insuficiência cardíaca congestiva severa, candidatos à cirurgia de transplante cardíaco, com trânsito restrito ao hospital e que necessitam medicamentos intravenosos a fim de melhorar a contratilidade do coração.

A trombose é um fenômeno associado à formação de coágulos de sangue, no qual o processo de coagulação passa a ocorrer dentro da rede vascular de veias e artérias. Tendo o coágulo começado a se formar há grande risco que um pedaço desse coágulo seja liberado e venha a bloquear um vaso sanguíneo de um órgão principal.

insuficiente. Deve-se projetar um dispositivo que minimize o efeito de hemólise.

Foi demonstrado numericamente por Rodkiewicz et al. que o sangue humano pode ser modelado como fluido Newtoniano mesmo sendo não-Newtoniano. A diferença

configuração das aletas. Dois projetos do mesmo componente de uma bomba micro-axial foram avaliados através do método dos volumes finitos [16], utilizando o processador chamado RAMPANT™ (@Fluent, Inc, Lebanon, NH). O escoamento através de dois projetos de difusores localizado na saída da bomba Nimbis DAV, foram modelados numericamente utilizando, inclusive, um modelo de turbulência. O trabalho previu corretamente o projeto com melhor desempenho. Os resultados forneceram regiões de fluxo invertido e regiões de separação. Os campos de velocidade e pressão foram apresentados através de diagramas de contorno. No mesmo ano um modelo laminar foi aplicado na bomba Nimbis VAD por Thomas et al. [17]. O modelo numérico foi usado para determinar a

A otimização dos componentes das bombas de sangue rotativas foram investigadas por Antaki, et al. em 1995 [15]. Nesta investigação o modelo de fluxo aplicado foi laminar e as equações de conservação de energia foram excluídas. Um perfil parabólico foi imposto com um número de Reynolds de 1000. Entretanto, a investigação foi feita em duas dimensões.

Começaram a aparecer na literatura métodos numéricos para entender e resolver os problemas comuns no desenvolvimento dos dispositivos. Em 1994 Pinotti e Rosa predisseram numericamente a hemólise numa bomba centrífuga [14]. O modelo numérico foi baseado na equação de Navier-Stokes. A geometria foi restrita a dois discos co-giratórios, ou seja, uma bomba centrífuga sem aletas e foi modelada através do método dos volumes finitos. O escoamento foi considerado laminar por causa da simetria imposta pelos dois discos co-giratórios.

No restante da década de 1980 e no princípio dos anos 90 investigadores médicos e engenheiros dedicaram-se a melhorar os dispositivos mecânicos de assistência circulatória e desenvolver novos dispositivos. O termo usado para estes dispositivos se tornou Dispositivos de Assistência Ventricular ou DAVs. Na maioria dos casos de insuficiência cardíaca congestiva, o ventrículo esquerdo (a câmara principal de bombeamento), era a ligação fraca no ciclo circulatório. O ventrículo não era capaz de suprir uma quantidade suficiente de sangue para o corpo. Investigadores pareciam estar fazendo progressos lentos com histórias de sucesso isoladas e espalhadas entre anos de pesquisa. Em alguns casos foi permitido aos pacientes deixar o hospital com o dispositivo mecânico enquanto eles esperavam um doador para transplante [6].

Em 1988 Wampler descreveu uma bomba microaxial acionada por um cabo-de- aço e inserida na Arteria Femoral [13], bem semelhante à bomba que está sendo investigada neste trabalho. Naquela época todas bombas eram avaliadas através de testes clínicos. Foram feitas modificações no seu projeto observando resultados hemodinâmicos. O parâmetro mais observado foi a destruição das hemácias, ou seja, hemólise.

'forced vortex principal' [10]. Outras bombas centrífugas foram desenvolvidas por Golding [11] chamada 'the Medtronic pump', e o Jarvik 7 [12].

5. Processo de projeto integrando os itens anteriores;
4. Modelos numéricos de destruição de sangue;
3. Adaptação da malha eficiente;
2. Um modelo de geometria paramétrica, pois facilita as modificações no modelo;

Foram recomendados pelos autores dois processadores de CFD comerciais, o Fluent™ (©Fluent, Inc, Lebanon, NH) e CFX™ (AEA Technology plc., Oxfordshire, U.K.)

- ◆ descrever o movimento entre o rotor e o estator;
- ◆ descrever condições de contorno periódico;
- ◆ descrever o regime de fluxo laminar ou turbulento;
- ◆ descrever comportamento reológico;
- ◆ de obter convergência na busca da solução numérica;
- ◆ utilizar malhas estruturada ou não-estruturada;

1. Um processador de CFD capaz de;

O artigo por Burgeen et al. descreveu o potencial do CFD para desenvolver um dispositivo rotativo que bombeia o sangue [22]. Ele aponta seis elementos críticos na estratégia de desenvolvimento. Uma descrição breve segue:

As soluções computacionais de escoamento passam a prover informações muito úteis. Os locais e o tamanho das zonas de estagnação assim como a taxa de cisalhamento pode ser determinada. Estes dados podem ser correlacionados com a determinação de parâmetros de hemólise e trombo. No trabalho de Apel et al. 2001, um modelo turbulento foi aplicado a uma bomba micro-axial semelhante à bomba do presente trabalho [21]. O número de Reynolds atingiu $1,0^5$, quando a rotação atingiu 32.500 rpm. A rotação imposta foi três vezes maior que a rotação utilizada no presente trabalho. O método dos volumes finitos foi utilizado, mais uma vez.

Wood et al. [20] aplicou um modelo laminar à bomba centrífuga. As previsões numéricas concordaram com os resultados experimentais.

O escoamento através da bomba 'Lion Heart' da Pennsylvania State University, foi simulado como transiente e incompressível. A equação do Navier-Stokes foi resolvida por Kirts et al. [19]. Neste trabalho o método dos volumes finitos foi aplicado junto com um algoritmo 'upwind'.

das duas classificações têm significado somente quando o fluxo for pulsátil [18].

Novacor LDAV (bomba que se pode implantar, mas conectada a uma fonte de energia externa)
Thermo Cardiosystems LDAV (bomba que se pode implantar com uma fonte de

Dispositivos internos:

ABIOMED DAV (bomba em posto adjacente a cama)
Pierce-Donachy DAV (bomba localizada externamente o abdome)

Dispositivos externos:

2.3 Dispositivos Conhecidos

1. Método de bombeamento:
 - Não pulsáteis de fluxo radial (centrífuga)
 - Não pulsáteis de fluxo axial
 - Pulsáteis
2. Colocação do Dispositivo
 - Implantável
 - Paracorpóreo
3. Método de Ativação
 - Pneumático
 - Electromecânico Hidroelétrico
 - Bio-mecânico
4. Padrão de Assistência
 - Paralelo
 - Série
 - Substituição
 - Compressão extrínseca
5. Circunstâncias de Aplicação típicas
 - "Ponte" para transplante
 - "Ponte" para recuperação
 - Apoio temporário
 - Assistência em longo prazo

Segue-se uma classificação de dispositivos de assistência ventricular e as respectivas categorias que incluem todos os dispositivos de assistência mecânica [2].

2.2 Classificação dos Dispositivos de Assistência Ventricular

Esta metodologia foi aplicada numa bomba micro-axial, *'The Streamliner Pump'*. Os resultados obtidos foram apresentados como curvas características H-Q, ou seja, pressão vs. fluxo, mas os detalhes da simulação não foram apresentados.

6. Validação experimental;

O DAV Jarvik2000® é um dispositivo de fluxo axial não-pulsátil do tamanho de uma bateria C, que cabe dentro do ventrículo esquerdo do coração. A energia é fornecida por uma bateria de lítium-ion que é conectada ao dispositivo por um condutor elétrico. Deve ser ajustado manualmente para suprir as demandas variadas de fluxo de sangue requerido pelo corpo. A partir de 23 de outubro de 2000 o dispositivo foi implantado em quatro pacientes no E.U.A., e uma pessoa recebeu o dispositivo em Londres. A Figura 2.1 mostra o tamanho relativo da bomba de Jarvik.

2.4.1 O Jarvik 2000

2.4 Tipos de Dispositivos Micro-Axiais Disponíveis no Mercado

Dispositivos feitos por Thermo CardioSystems, Baxter Novacor e Laboratórios de Thoratec são versões mais antigas de DAVs. Eles têm sido implantados em mais de 4,000 pacientes. O mais usado foi o HeartMate, uma bomba de 5 libras conectada ao coração através de tubos. A maioria destes dispositivos é mais volumosa e menos convenientes que os DAVs da nova geração, do final da década 1990.

Thermo CardioSystemas HeartMateII VAD (implantável)

Novacor LVAD

Universidade do Estado de Utah TAH

Universidade do Estado de Pennsylvania/Sarns-3M TAH

Nimbus/Clinica de Cleveland TAH

ABIOMED/Instituto do Coração no Texas TAH

Dispositivos em Desenvolvimento: (em todos os casos a bomba é completamente implantável, e a energia é transmitida pela pele)

MICROMED-DEBAKEY DAV (implantável)

Symbion/Jarvik-7 TAH (já não disponível no E.U.A.)

uma fonte de energia externa)

Universidade do Estado de Pennsylvania TAH (bomba que se pode implantar com

energia externa)

Figura 2.1, O Heartmate II.
 Copyright © 2002, Thoratec Corporation,
http://www.thermocardio.com/products/heartmate_II.htm



Do tamanho de uma bateria D, o dispositivo é uma bomba rotativa com um interior áspero que permite a formação de um forro natural de células. Esta camada diminui o risco de formação de coágulo. A Figura 2.2 mostra o dispositivo e suas cânulas de fluxo. O Heartmate II também é um dispositivo de fluxo axial não-pulsátil. Um teste inicial em Israel levou a morte de um paciente. O Dr. Kormos que executou o procedimento diz que a morte não teve conexão com o desempenho da bomba. Um estudo clínico com quarenta pacientes está sendo feito em vários centros na Europa e Israel, mas o dispositivo não é disponível fora das investigações.

2.4.2 Thoratec-Heartmate II.

Figura 2.1, O Jarvik2000.
 photo: ©Texas Heart Institute, <http://www.texasheart.org/j2000400.html>



2.4.3 MicroMed-DeBakey-DAV.

O MicroMed DeBakey DAV é um dispositivo de fluxo axial miniaturizado que bombeia sangue do ventrículo esquerdo por uma cânula de influxo de titânio inserido no ápice do coração. Depois de atravessar a bomba, o sangue flui de volta ao corpo através de uma saída de Dacron enxertada na aorta ascendente.

Esta bomba simples tem só uma parte móvel chamada induzido-impulsor. Há lâminas marcadas nas lâminas do induzido-impulsor. O dispositivo tem rotação entre 7,500 e 12,500 rpm. A bomba é capaz de prover um fluxo de sangue de mais de 10 litros/minuto. Pesando menos que 120gr e medindo 30x76 mm, é um dispositivo de implante ideal.

A bomba é acionada por um motor brushless, de corrente contínua (CC) e é conectada ao controlador por um cabo percutâneo que é passado pela pele logo acima da crista iliaca direita. O controlador recebe sua energia principalmente através de duas baterias de 12-Volt DC. O controlador, as baterias e a bolsa de carregar VADPAK pesam menos de 2,2 Kg provendo mobilidade ao paciente. De noite, a bomba recebe energia pelo Patient Home Support System, que inclui um cabo de energia de 2,4 m de comprimento e elimina a necessidade de trocar as baterias. Este Sistema também serve para recarregar baterias em aproximadamente 75 minutos. No momento ele está sendo testado como "ponte" para transplante na Europa, e 58 pacientes foram implantados. Desses pacientes, 16 receberam transplantes. Outros 16 estão esperando transplantes, e 1/3 faleceram. A Figura 2.3 é um esquema da bomba e mostra os seus componentes.

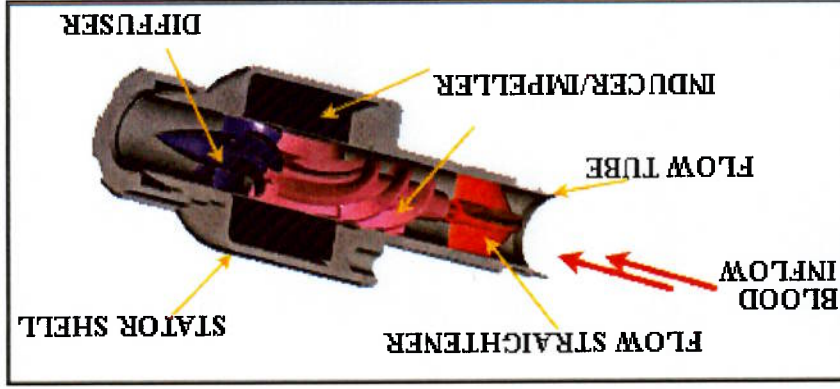


Figura 2.3, O MicroMed DeBakey VAD. <http://www.methodisthealth.com/vad>
MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device™,

Portanto, a atual geração de dispositivos de assistência ao coração é leve e ocupa

uma fragação do espaço dos dispositivos de assistência aos corações precedentes. A miniatuização faz que sejam ideais para uso geral da população, especialmente por pessoas cujos corpos não podem acomodar os dispositivos de assistência maiores. O pequeno tamanho dos dispositivos e seu baixo peso também fazem que a implantação seja menos traumática.

3.0 Objetivo

O objetivo deste trabalho é analisar uma bomba axial de sangue e propor modificações em seu projeto. Serão utilizadas técnicas de Dinâmica dos Fluidos Computacional para formar o embrião de uma metodologia de desenvolvimento de dispositivos de assistência circulatória.

4.0 Dinâmica dos Fluidos

As equações de dinâmica dos fluidos são essencialmente equações de conservação: conservação de massa, conservação da quantidade de movimento e conservação de energia. Juntas elas formam um sistema de equações diferenciais parciais (EDP) de segunda-ordem. A equação de movimento decorre da 2ª lei de Newton, $F=ma$, aplicada a uma partícula fluida.

A equação diferencial da conservação de massa, Equação 4.1, é:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j) = 0 \quad \text{Equação 4.1}$$

A Equação 4.1 também é conhecida como a equação de continuidade, e pode ser expressa pela Equação 4.2.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \frac{\partial u}{\partial x} + \rho \frac{\partial v}{\partial y} + \rho \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad \text{Equação 4.2}$$

A lei de conservação da quantidade de movimento pode ser representada pela Equação 4.3.

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j u_i) = \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) + S_i^u \quad \text{Equação 4.3}$$

onde μ representa a viscosidade, e S inclui os termos fontes. A equação de conservação da energia é dado pela Equação 4.4.

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho T) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j T) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(k \frac{\partial T}{\partial x_j} \right) + S^T \quad \text{Equação 4.4}$$

Em dinâmicas de fluido geralmente, como ocorre no presente caso, a equação da conservação da energia não será resolvida, pois considerada-se o problema isotérmico. No sistema existe transferência de calor, mas os efeitos do calor nos campos de velocidade e pressão são considerados desprezíveis.

Uma hipótese que reduz a complexidade das equações de movimento na análise dinâmica dos fluidos é a condição de incompressibilidade do fluido. Esta hipótese é possível quando a Equação 4.5 é satisfeita.

Uma solução analítica completa das equações de conservação em espaço bi ou tri-dimensional é complicada. Existem três métodos numéricos básicos para resolver as equações de movimento de um ponto de vista de computacional, 1) Diferenças Finitas, 2) Elementos Finitos, e 3) Volumes Finitos. Os métodos de Diferenças Finitas e Volumes Finitos são mais frequentemente empregados em problemas de escoamento. Neste trabalho foi eleito o método dos volumes finitos por ser versátil do ponto de vista da geração de malhas não-estruturadas e na descrição das condições de contorno.

As condições de contorno são parte integrante para resolver qualquer EDP. No caso de uma bomba axial, a condição de contorno que representa o movimento do rotor aumenta a complexidade da EDP que modela o sistema.

Em um problema tri-dimensional a Equação 4.3 é transformada em três equações escalares, distintas, cada uma correspondendo a uma respectiva componente no espaço. Por exemplo, em coordenadas Cartesianas, cada equação governa o movimento em uma das direções x , y ou z .

$$\mu = \text{const} \text{ t} \quad \text{Equação 4.7}$$

Uma outra hipótese simplificada pode ser empregada. A viscosidade de alguns fluidos tem efeitos mínimos nos campos de velocidade e pressão. Esta hipótese é definida pela Equação 4.7.

A compressibilidade sempre existe. Entretanto, na faixa de pressões que ocorrem na bomba axial, seus efeitos podem ser desprezados. Equação 4.6 é válida para caso presente.

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad \text{Equação 4.6}$$

Inserindo Eq. 4.5 na Eq. 4.1 obtém-se;

$$\rho = \text{const} \text{ t} \quad \text{Equação 4.5}$$

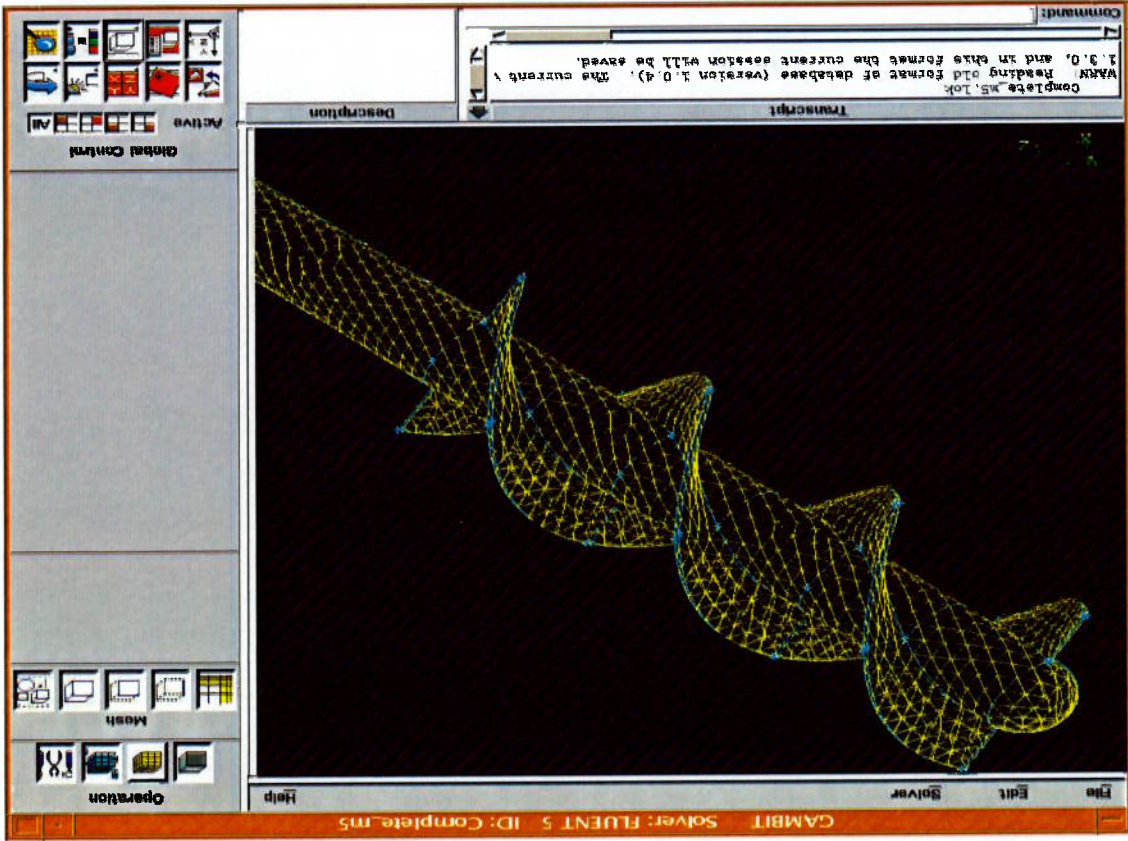
5.0 Metodologia

Este trabalho foi dividido em duas partes, uma investigação computacional e uma investigação experimental. Na investigação computacional procuraram-se diagramas de pressão e de velocidade em condições nominais de operação da bomba. Todos as simulações numéricas foram feitas numa estação de trabalho Sun Ultra 5 com 256 MB RAM. Na investigação experimental, impõem-se condições nominais de operação e medem-se pressões na parede superficialie externa do fluxo.

5.1 Geração da Malha

Uma bomba axial do INCOR foi utilizada como modelo físico. Foram medidas as dimensões da bomba para gerar o modelo computacional. Este modelo discretizado foi gerado pelo gerador de malhas GAMBIT (Versão de GAMBIT 1.0.4 Direitos autorais, ©1988-1998 Inc. Fluent). A malha definiu a região de fluxo tridimensional através da cavidade da bomba. Incluso na região volumétrica encontra-se as secções cilíndricas antes e depois o rotor para a observação dos padrões de fluxo nestas regiões. Esta região de fluxo tridimensional é o domínio do modelo matemático no qual as equações da mecânica dos fluidos são aplicadas.





A malha é constituída por um conjunto ordenado de vértices, linhas, e faces que descrevem a geometria do modelo na forma de um esboço tridimensional. A rotina GAMBIT foi usada para executar a discretização do domínio. Determinou o local dos nós ao longo do domínio e gerou uma malha tridimensional não estruturada que usa elementos tipo tetraedro. Uma técnica chamada *bottom-up* foi usada para construir a malha. O termo *bottom-up* nomeia uma técnica que começa definindo os vértices e finalmente define os volumes. Os pontos de malha foram definidos em coordenadas retangulares (x, y, z). A geometria do impulsor foi definida inicialmente. A primeira tarefa foi nomear os vértices que servirão como base para definir a forma do impulsor. Linhas foram definidas unindo os vértices, estabelecendo um esboço da estrutura. Uma volta fechada de linhas define uma área de superfície do impulsor. As áreas de superfície referidas como faces, em Gambit, são fundidas para formar o rotor. O volume do rotor foi formado pelo conjunto de faces. O alojamento da bomba foi construído então como um volume cilíndrico. As aletas espirais do rotor introduziram uma geometria complexa na discretização do domínio, e, portanto, foram selecionados elementos tetraédricos. O volume do rotor da bomba foi removido do volume cilíndrico de alojamento. A região volumétrica restante é o domínio final usado na solução computacional. A Figure 5.1 mostra o domínio de desenvolvimento de estágio de desenvolvimento da malha. Uma partição de intervalo constante, 0,5 mm, sobre todas as linhas foi estabelecida.

Figura 5.1, O desenvolvimento de esboço do domínio.

Uma velocidade de entrada é imposta a superfície de entrada. Essa velocidade representa a vazão da bomba. Cinco condições de simulações foram analisadas para verificar o desempenho geral da bomba. A primeira vazão escolhida foi de 150 mm³/s, que representa um fluxo de sangue na artéria aorta na saída do ventrículo esqu. [16]. Outras quatro vazões foram aplicadas às simulações numéricas e são as seguintes: 260

Para descrever o movimento do rotor no alojamento utiliza-se um sistema de referência com velocidade angular constante, solidária ao rotor. O movimento relativo entre o alojamento e o rotor foi definido como $\Omega = 1.050$ rad/s.

As condições de contorno foram especificadas para cada superfície. Duas superfícies foram nomeadas como "wall surfaces", o interior do alojamento e a superfície do rotor. A velocidade relativa à superfície é nula em todos os pontos.

A malha tridimensional foi introduzida no Fluent. Um modelo laminar foi escolhido para descrever o escoamento. Esta hipótese pressupõe que o número de Reynolds é baixo.

O programa de fluido dinâmica computacional Fluent foi desenvolvido para analisar sistemas que envolvem fluxos em sistemas que usam malhas não estruturadas e condições de contorno complexas.

5.2 Condições de Contorno

No final a malha chegou a 104.060 volumes finitos tetraédricos. A malha gerada em GAMBIT foi exportada como um arquivo de *mesh* onde as condições de contorno foram acrescentadas.

As etapas anteriores produziram uma malha não estruturada tridimensional. Quatro superfícies foram definidas ao longo do domínio. Elas são como a seguir; alojamento (uma forma cilíndrica), a superfície do impulsor (as lâminas e o eixo), a entrada do alojamento, e a saída do alojamento. O comprimento do cilindro foi significativamente aumentado, de 22.5 mm a 77 mm, para que pudessem ser observados efeitos no fluxo antes e depois do rotor. Permitiu que o perfil do fluxo à entrada se desenvolvesse por causa da presença do rotor. A região de entrada foi aumentada em 30 mm e a região de saída foi aumentada em 25 mm. O plano $z = 30.0$ mm é onde as aletas do impulsor começam. O diâmetro das aletas do impulsor é de 5.8 mm. O diâmetro da superfície interna do alojamento é de 6.30 mm. O vão entre a parede do cilindro e a extremidade da lâmina é de 0.25 mm. A Figura 5.2 representa a superfície do eixo e das lâminas do impulsor numa etapa de desenvolvimento da malha. Duas aletas helicoidais podem ser vistas envoltas do eixo. No protótipo, o eixo é solidário a um cabo que transmite potência ao rotor. O eixo de rotação coincide com o eixo-z, e todas as unidades estão em milímetros.

Figura 5.2, Superfície do Rotor.

Esta forma emprega um campo escalar geral, ϕ , que representa a variável dependente nas

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\phi) + \frac{\partial}{\partial x}(\rho u\phi) + \frac{\partial}{\partial y}(\rho v\phi) + \frac{\partial}{\partial z}(\rho w\phi) =$$

$$\frac{\partial}{\partial t}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(\Gamma_\phi \frac{\partial \phi}{\partial z}\right) + S_\phi$$

Equação 5.3

Equações 5.1 e 5.2 estão utilizadas para notação indicial. Essas equações representam as equações da conservação da massa e da quantidade de movimento. Expandindo a notação indicial resulta uma equação diferencial geral:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_i u_j) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j}\left(\mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j}\right) + S_u$$

Equação 5.2

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j) = 0$$

Equação 5.1

Com a discretização numérica do domínio computacional resulta um conjunto de nós que formam a geometria do modelo no espaço. No presente caso o modelo foi formado em três direções coordenadas. As equações aproximadas foram desenvolvidas a partir das seguintes equações representam as equações da conservação da massa e da quantidade de movimento.

O método descrito por Patankar (1982) é chamado de método dos volumes de controle [23] o qual formou a base do método numérico que foi aplicado neste trabalho para resolver as equações do movimento.

5.3 Método Numérico dos Volumes Finitos

Foram fixados critérios de convergência 0.001 para continuidade e componentes x , y , ou z da velocidade.

Finalmente, definiram-se os parâmetros que descrevem o fluido. As características da água foram usadas. Água comum foi utilizada na bancada experimental, também. A água foi caracterizada em termos de densidade igual a 998.2 kg / m³ e viscosidade de 1x10⁻³ kg / m-s.

como sendo laminar. Na superfície de saída não foram especificadas nem pressão nem velocidade. A velocidade de cada simulação é mm/s, 30 mm/s, 45 mm/s e 52 mm/s respectivamente. Por hipótese, o fluxo de entrada foi imposto orientada na direção do eixo de rotação. Para hipótese, o fluxo de entrada foi imposto

equações de conservação. Γ é o coeficiente difusivo. Quando ϕ é igual a u e S^ϕ for igual a zero, a equação da conservação da massa é representada. Para obter as equações de quantidade de movimento deixa-se ϕ representar a velocidade. Na equação de quantidade de movimento Γ representa a viscosidade ∞ . E o termo fonte S^ϕ inclui o gradiente de de movimento Γ representa a viscosidade ∞ . E o termo fonte S^ϕ inclui o gradiente de pressão. As três direções coordenadas podem ser representadas fazendo ϕ igual a u , v ou w .

O método de volumes finitos realiza uma aproximação das equações diferenciais através da forma integral da equação geral. A equação está integrada sobre o volume de controle na Figura 5.3. O ponto F está no centro do volume e as faces do volume estão no plano perpendicular a um dos eixos coordenados em $\pm 1/2 \Delta x$, $\pm 1/2 \Delta y$, e $\pm 1/2 \Delta z$, respectivamente. As letras minúsculas identificam as faces do volume de controle

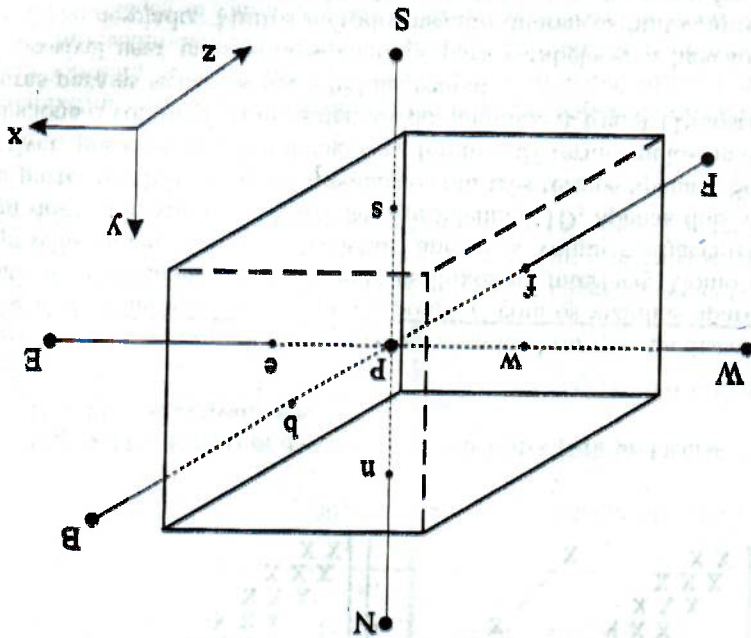


Figura 5.3, Volume de controle sobre P.

A presente análise é em regime permanente, portanto, o primeiro termo da Equação 5.3 é igual zero.

$$\int \frac{\partial \phi}{\partial x} (\rho u \phi) dV + \int \frac{\partial \phi}{\partial y} (\rho v \phi) dV + \int \frac{\partial \phi}{\partial z} (\rho w \phi) dV = \int \frac{\partial \phi}{\partial x} (\Gamma^\phi \frac{\partial \phi}{\partial x}) dV + \int \frac{\partial \phi}{\partial y} (\Gamma^\phi \frac{\partial \phi}{\partial y}) dV + \int \frac{\partial \phi}{\partial z} (\Gamma^\phi \frac{\partial \phi}{\partial z}) dV + \int S^\phi dV$$

Equação 5.4

Usando a notação de Patankar onde e representa *east*, w *west*, n *north*, s *south*, t *top* e b representa *bottom*, e expandindo a integral de Equação 5.4 temos a seguinte forma:

Se M se tornar maior que D então ϕ se torna negativo o que pode causar os coeficientes da equação 5.8 se tornarem negativos. Isso violaria uma regra básica sugerida por Patankar, os coeficientes da equação 5.8 têm que ter o mesmo sinal.

$$\phi^w = (1/2 + \alpha^w)\phi^p + (1/2 - \alpha^w)\phi^w$$

$$\phi^e = (1/2 + \alpha^e)\phi^p + (1/2 - \alpha^e)\phi^e$$

A interpolação do campo ϕ utilizada é conhecida como *upwind* segundo Maliska [24]. Esta técnica emprega a seguinte interpolação da variável geral:

$$D^w \frac{\partial \phi}{\partial x} \Big|_w + D^n \frac{\partial \phi}{\partial y} \Big|_n - D^s \frac{\partial \phi}{\partial y} \Big|_s + D^l \frac{\partial \phi}{\partial z} \Big|_l - D^b \frac{\partial \phi}{\partial z} \Big|_b + L[S_\phi]$$

Equação 5.8

Onde o subscrito k representa o plano onde as variáveis são avaliadas, e, w, n, s, t ou b . Fazendo a substituição das Equações 5.6 e 5.7 no 5.5 temos:

$$D^k = \Gamma^k \Delta A \quad \text{Equação 5.7}$$

$$M^k = \rho u \Delta A \quad \text{Equação 5.6}$$

Os termos $p, u, e, \Delta A$ representam o coeficiente de convecção ou fluxo de massa através de uma área diferencial $\Delta y \Delta z$ e o termo $\Gamma^k \Delta A$ representa os termos difusivos através de ΔA . Definem-se as seguintes equações:

$$\begin{aligned} & (\rho u \Delta y \Delta z) \phi^e - (\rho v \Delta x \Delta z) \phi^w + (\rho v \Delta x \Delta z) \phi^n - (\rho w \Delta x \Delta y) \phi^l + (\rho w \Delta x \Delta y) \phi^b - (\rho w \Delta x \Delta y) \phi^s \\ & + (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^t - (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^b + (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^l - (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^s \\ & + (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^t - (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^b + (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^l - (\rho w \Delta x \Delta z) \phi^s \end{aligned}$$

Equação 5.5

Onde o subscrito i representa uma das direções coordenadas, e, w, n, s, t ou b . A Equação 5.12 tem uma forma geral:

$$A_i = -(1/2 - \alpha_i) M_i + D_k \beta \left| \frac{\partial x}{\partial x} \right|_i \quad \text{Equação 5.14}$$

e

$$A_p^* = A_e + A_w + A_n + A_s + A_t + A_b - S_p \quad \text{Equação 5.13}$$

Onde:

$$A_p^* \phi_p = A_e \phi_e + A_w \phi_w + A_n \phi_n + A_s \phi_s + A_t \phi_t + A_b \phi_b + S \Delta V \quad \text{Equação 5.12}$$

Multiplicando a Equação 5.11 por -1 e adicionando na Equação 5.8 resulta:

$$M_e - M_w + M_n - M_s + M_t - M_b = 0 \quad \text{Equação 5.11}$$

A equação da conservação da massa para um sistema, considerado incompressível, sobre o mesmo volume na Figura 5.3, pode ser escrita como:

O valor de ϕ na face é feito igual ao valor no centro do volume. A técnica acima evita o problema dos coeficientes com sinais opostos que podem trazer problemas de convergência da solução. O valor da variável dependente é influenciado pelos nós adjacentes apenas nos processos de convecção e difusão. Portanto, o aumento em um nó deve provocar o aumento do nó adjacente. Se os sinais dos coeficientes adjacentes são opostos (e para w etc.) poderá desencadear uma simulação falsa.

$$\phi_w = \phi_p \quad \phi_e = \phi_e \quad u > 0 \quad \text{Equação 5.10}$$

$$\phi_w = \phi_w \quad \phi_e = \phi_p \quad u > 0 \quad \text{Equação 5.9}$$

As equações acima definem uma função de interpolação para ϕ entre os pontos P e k . O ponto e é a metade da distância entre os pontos P e E se $\alpha = \pm 0.5$. O sinal negativo indica a direção da velocidade da direita para a esquerda ou E e W . Mas na solução iterativa o sinal pode criar problemas na convergência do processo numérico. Quando a velocidade é positiva utilizam-se as Equações 5.9. Quando a velocidade é negativa utilizam-se as Equações 5.10.

No caso do bombeamento do sangue, o fluido é considerado incompressível. Isso é demonstrado pelo fato de p não variar com a pressão P e introduz um forte acoplamento entre pressão e velocidade. Para tratar o acoplamento entre v e P , vamos fazer um algoritmo que se insere no processo iterativo para propagar o valor de pressão. O desafio,

5.4 Tratamento do Acoplamento de Velocidade e Pressão

O termo $L[P]$ representa o gradiente de pressão aproximado em uma direção coordenada. B inclui termos fonte como gravidade e os termos associados à velocidade angular.

$$\dot{M}_e - \dot{M}_w + \dot{M}_n - \dot{M}_s + \dot{M}_l - \dot{M}_p = 0 \quad \text{Equação 5.21}$$

Equação 5.20

$$A^p_{w^p} = A^e_{w^E} + A^w_{w^W} + A^u_{w^N} + A^s_{w^S} + A^l_{w^T} + A^b_{w^B} + L[P^w] \Delta V + B^w$$

Equação 5.19

$$A^p_{v^p} = A^e_{v^E} + A^w_{v^W} + A^u_{v^N} + A^s_{v^S} + A^l_{v^T} + A^b_{v^B} + L[P^v] \Delta V + B^v$$

Equação 5.18

$$A^p_{u^p} = A^e_{u^E} + A^w_{u^W} + A^u_{u^N} + A^s_{u^S} + A^l_{u^T} + A^b_{u^B} + L[P^u] \Delta V + B^u$$

No caso presente o sistema de equações a ser resolvido contém as equações de quantidade de movimento nas três direções coordenadas e a conservação da massa.

O subscrito NB representa os nós adjacentes aos lados do volume de controle, f é o número de faces que fecham o volume de controle, e S_c inclui as fontes sobre o volume, ΔV .

$$A^p = \sum_f^{NB=0} A^{NB}_f - S^p \Delta V \quad \text{Equação 5.16}$$

onde,

$$A^p \phi^p = \sum_f^{NB=0} A^{NB}_f \phi^{NB} + S^c \Delta V \quad \text{Equação 5.15}$$

$$A^p u^p = \sum_{NB=0}^J A^{nb} u^{NB} + (P^p - P^E) \Delta V + B \quad \text{Equação 5.26}$$

A forma geral da Eq. 5.18 é dado por:

$$A^p u^p = \sum_{NB=0}^J A^{nb} u^{NB} + (P^p - P^E) \Delta V + B \quad \text{Equação 5.25}$$

Trabalhando somente na componente de velocidade u e mostrando o termo de pressão linearizado, as Eqs. 5.22 a 5.24 podem ser representadas através de uma expressão geral:

Se o campo correto de pressão é introduzido nas Eqs. 5.22 a 5.24 voltamos para Eqs. 5.18 a 5.20. Os coeficientes das Eqs. 5.18 a 5.20 são os mesmos coeficientes das Eqs. 5.22 a 5.24.

Equação 5.24

$$A^p w^p = A^e w^e + A^w w^w + A^n w^n + A^s w^s + A^l w^l + A^t w^t + A^b w^b + L[P^w] \Delta V + B^w$$

Equação 5.23

$$A^p v^p = A^e v^e + A^w v^w + A^n v^n + A^s v^s + A^l v^l + A^t v^t + A^b v^b + L[P^v] \Delta V + B^v$$

Equação 5.22

$$A^p u^p = A^e u^e + A^w u^w + A^n u^n + A^s u^s + A^l u^l + A^t u^t + A^b u^b + L[P^u] \Delta V + B^u$$

As Equações 5.18 a 5.20 representam o sistema físico e quando substituímos os valores corretos de pressão, o sistema é resolvido. Mas enquanto os valores não são conhecidos vamos fazer uma estimativa para a pressão P^* . Fazendo isso nós encontramos um campo das velocidades estimadas que também estão representadas com o símbolo $*$.

então, é determinar um campo de pressões que, quando inseridos nas equações do movimento, origine um campo de velocidades que satisfaça a equação da conservação da massa. O acoplamento de v - P no caso presente foi realizado usando o método SIMPLE—*Semi Implicit Linked Equations*, conforme Patankar (1982). No método, as equações para correção das velocidades são obtidas a partir das equações do movimento. Os passos no ciclo iterativo completo para resolver o acoplamento v - P são mostrados a seguir.

Podemos obter uma equação para determinar o valor de correção de pressão, P' . Integrando a equação de conservação da massa sobre o mesmo volume de controle centrado em P temos:

$$P = P^* + P' \quad \text{Equação 5.30}$$

Agora temos que melhorar P^* no qual o campo de velocidade chega progressivamente a fim de satisfazer a equação de conservação da massa. A pressão corrigida é dada por:

Equação 5.28 pode ser considerada como correção de velocidade. Isso mostra como a velocidade u^* foi corrigida para produzir u em relação a P' .

$$\bar{d}_n^e = \left(\frac{\Delta y \Delta z}{\Delta V} \right) \frac{V_p}{V_p} \quad e \quad \bar{d}_n^w = \left(\frac{\Delta y \Delta z}{\Delta V} \right) \frac{V_p}{V_p} \quad \text{Equação 5.29}$$

onde P , E e W são os pontos no centro do volume e , e , e w são os pontos nas faces do mesmo. A grandeza d é dada por:

$$u^e = u^* - \bar{d}_n^e (P^E - P^P) \quad e \quad u^w = u^* - \bar{d}_n^w (P^P - P^W) \quad \text{Equação 5.28}$$

P' é uma correção de pressão para o valor de pressão estimativa P^* . Este termo que avança a pressão iterativamente neste algoritmo. Substituindo P' nas Eqs. 5.25 a 5.27 para as faces entre os volumes de controle como:

$$w_p = w^* - \frac{A_p}{\Delta V \Delta P'} \frac{A_p}{\Delta z} \quad \text{Equação 5.27}$$

$$v_p = v^* - \frac{A_p}{\Delta V \Delta P'} \frac{A_p}{\Delta y} \quad \text{Equação 5.26}$$

$$u_p = u^* - \frac{A_p}{\Delta V \Delta P'} \frac{A_p}{\Delta x} \quad \text{Equação 5.25}$$

Considerando os coeficientes e os termos-fontes constantes, a combinação das Eqs. 5.25 a 5.26 gera uma expressão para a correção da velocidade. A expressão tem a mesma forma para cada direção coordenada, e são dados por:

1. Estimar os campos de velocidade e pressão u^* , v^* , w^* e P^* .
2. Calcular os coeficientes das equações do movimento para u , v , e w . Equações 5.13 e 14.
3. Resolver as equações do movimento, usando P^* estimada, para obter as componentes do vetor velocidade estimada, u^* , v^* , w^* .
4. Obter o P corrigida.
5. Corrigir os componentes de vetor velocidade obtendo o campo de velocidades que sanefas a equação da continuidade.
6. Calcular P novo e recomegar no item (2) até convergência.

O resumo do método acima que pode ser empregado no processo iterativo segue:

Colocando a pressão, P^* nas Equações 5.22 a 5.24 conseguimos o campo de velocidade estimada.

Equação 5.38

$$B = [(p_u^*)_e - (p_u^*)_w] \Delta y \Delta z + [(p_v^*)_n - (p_v^*)_s] \Delta x \Delta z + [(p_w^*)_l - (p_w^*)_h] \Delta x \Delta y$$

e

$$a_B = p^b d^b \Delta x \Delta y \quad \text{Equação 5.37}$$

$$a_T = p^l d^l \Delta x \Delta y \quad \text{Equação 5.36}$$

$$a_S = p^s d^s \Delta x \Delta z \quad \text{Equação 5.35}$$

$$a_N = p^n d^n \Delta x \Delta z \quad \text{Equação 5.34}$$

$$a_W = p^w d^w \Delta y \Delta z \quad \text{Equação 5.33}$$

$$a_E = p^e d^e \Delta y \Delta z \quad \text{Equação 5.32}$$

Onde:

$$a^p P^p = a^e P^e + a^w P^w + a^n P^n + a^s P^s + a^l P^l + a^b P^b + B^p \quad \text{Equação 5.31}$$

Inserindo as Equações 5.28 nas componentes de velocidade respectivamente temos uma equação para a correção de pressão P^c , dado por:

$$[(p_u^*)_e - (p_u^*)_w] \Delta y \Delta z + [(p_v^*)_n - (p_v^*)_s] \Delta x \Delta z + [(p_w^*)_l - (p_w^*)_h] \Delta x \Delta y = 0$$

5.5 Referência Solidária ao Rotor

Quando existe um escoamento ao longo de uma parede ou sobre um objeto o interesse é a mudança no fluxo devido a presença da superfície da parede ou do objeto. Normalmente, para se analisar numericamente o sistema, a superfície é fixa e pode ser colocada num sistema de coordenadas inercial. No presente caso, a superfície do rotor se encontra em movimento de rotação. Torna-se vantajoso utilizar um referencial móvel solidário ao rotor. No modelo numérico o movimento do fluido é relativo ao rotor.

A geometria da bomba axial e as características do fluxo justificam o uso de um sistema de referência não-inercial, solidário ao rotor. Os dois sistemas coordenados, inercial e não-inercial podem ser acoplados pela velocidade. Leis de composição de movimento permitem calcular o movimento resultante.

As equações das mecânicas do fluido podem mostrar explicitamente a velocidade relativa, v_r . A Equação 5.39 descreve a relação entre a velocidade resultante, a velocidade relativa e a velocidade de arrastamento.

$$v = v_r + \Omega \times r \quad \text{Equação 5.39}$$

onde r é o vetor posição, Ω é o vetor de velocidade angular, e v representa a velocidade resultante. O vetor v_r representa a velocidade relativa entre uma partícula de fluido e o sistema de referência não-inercial.

A lei de composição de acelerações informa:

$$\frac{d^i v}{dt} = \frac{d^r v_r}{dt} + \Omega \times r + \Omega \times (\Omega \times r) \quad \text{Equação 5.40}$$

No modelo numérico o rotor gira com velocidade angular constante, $\dot{\Omega} = 0$. Portanto Eq. 5.40 torna se:

$$\frac{d^i v}{dt} = \frac{d^r v_r}{dt} + \Omega \times (\Omega \times r) \quad \text{Equação 5.41}$$

A derivada com sobre-escrito i é tomada com relação ao sistema referencial inercial, e a derivada com sobre-escrito r é avaliada em relação ao referencial não-inercial.

As relações acima são usadas para modificar a equação da conservação de quantidade de movimento, a Eq. 4.3, para tornar explícita a velocidade relativa.

Os pontos de dados foram usados para observar as mudanças no fluxo nas direções axial e radial. O local de cada ponto foi determinado pelo seguinte procedimento: definiram-se 75 pontos de interesse equidistantes ao longo do eixo da bomba. Por causa da simetria do impulsor os pontos de interesse foram escolhidos no plano $y-z$ com $x = 0$. Os pontos estão em seqüência numa linha reta com $y = \text{constante}$. As Figuras 5.4 e 5.5, mostram o corte transversal onde os dados foram obtidos.

No pós-processamento duas maneiras foram empregadas para analisar os resultados. Dados de pontos específicos (x, y, z) foram extraídos no plano $y-z$. Um segundo método foi empregado para definir uma seção transversal onde a variável independente poderia ser observada. Gráficos coloridos de contorno, *color filled contour plots*, permitiram visualizar as mudanças na variável independente. Foram observados os componentes de velocidade e os campos de pressão.

5.7 Pós-processamento

Observando a progressão dos resíduos a convergência das iterações pode ser determinada quando a diferença entre os R é praticamente zero.

$$R_{\phi} = \frac{\sum_{nb}^{N_p} |a_p \phi_p|}{\sum_{nb}^{N_p} |a_{nb} \phi_{nb} + b - a_p \phi_p|}$$

Equação 5.44

Onde R representa o resíduo da variável ϕ . A apresentação dos resíduos para determinar a convergência da solução está normalizada por:

$$R_{\phi} = \sum_{nb}^N |a_{nb} \phi_{nb} + b - a_p \phi_p|$$

Equação 5.43

O resíduo que será observado é o desequilíbrio da Eq. 5.42 somada sobre todos os volumes computacionais. O resíduo é dado por:

$$A^p \phi^p = \sum_{f, NB=0}^f A_{nb} \phi_{NB} + S^c \Delta V$$

Equação 5.42

Para determinar a convergência da solução os resíduos são observados no fim de cada iteração. A equação de conservação da massa geral discretizada tem a forma seguinte:

5.6 Monitorando os Resíduos (Convergência)

A Figura 5.5 mostra os locais radiais de cada y especificado. Quatorze grupos de

Figura 5.5, Campo dos dados.

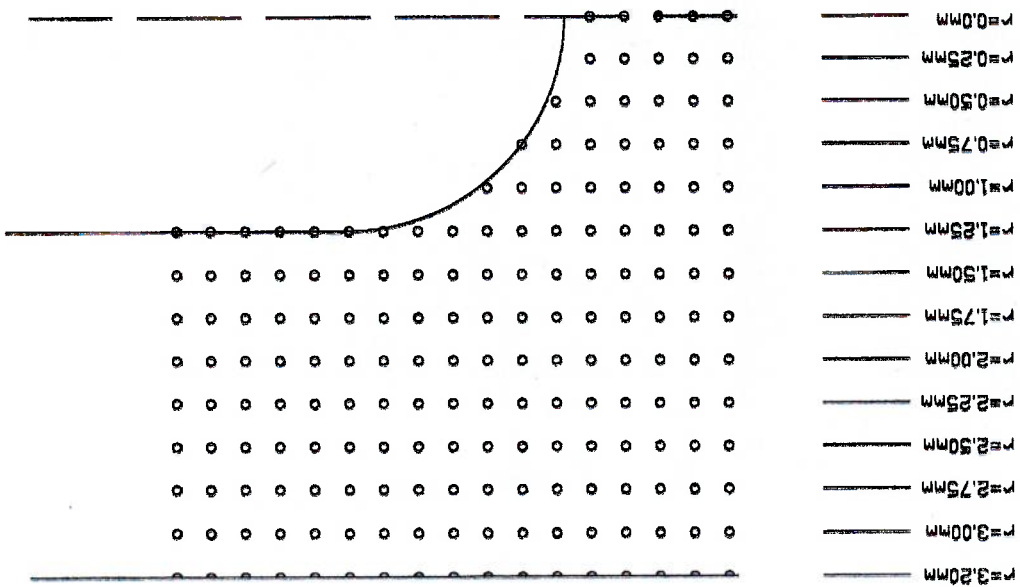
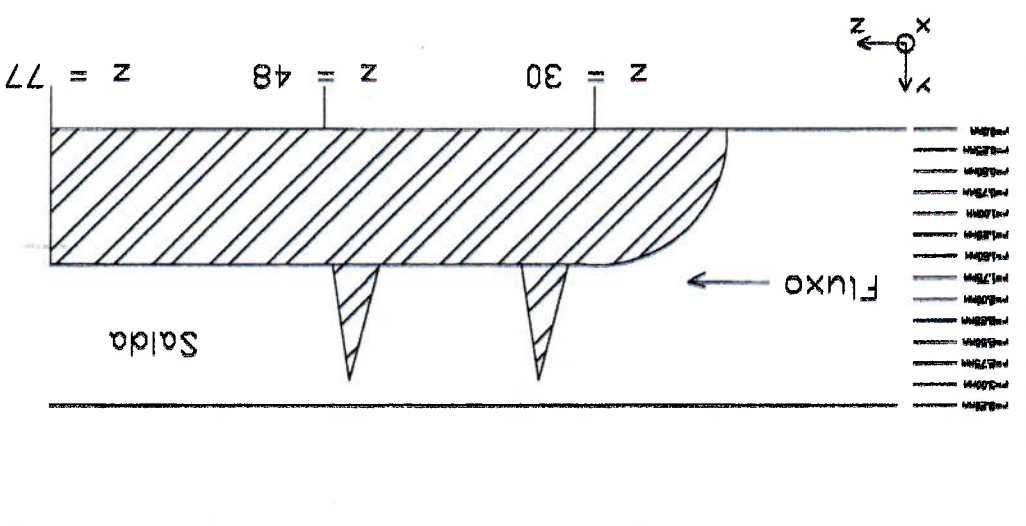


Figura 5.4, Método de coleta de dados.



A diferença do “*Cell Reynolds Number*” (CRN) e o número de Reynolds origina-se da dimensão característica. No caso do CRN $d = (\text{volume do elemento})^{1/3}$. O volume dos elementos na discretização é na ordem de $3 \times 10^{-11} \text{ m}^3$. Isto corresponde a d na ordem de 3×10^{-4} . Para o número de Reynolds o parâmetro d pode ser representado pelo diâmetro do alojamento, ou seja, o comprimento da secção transversal em que a partícula do fluido está passando.

Onde ρ denota densidade, μ denota viscosidade, v denota velocidade, e d representa a dimensão característica.

$$Re = \frac{\rho v d}{\mu}$$

Equação 5.48

Escoramentos normalmente são classificados como laminares ou turbulentos de acordo com o número de Reynolds. O limiar na literatura é $Re = 2300$ [25]. Escoramentos abaixo de $Re = 2300$ geralmente são laminares e acima são turbulentos. Por definição o número de Reynolds é

5.8 O Número de Reynolds

Os dados restantes de 1.25 mm a 3.20 mm contêm 75 pontos e localizam-se entre o rotor e o superfície interna do alojamento. Quatro variáveis independentes foram de interesse particular, os três componentes da velocidade e o campo de pressão estática.

Aproximadamente 30 pontos de dados foram definidos para cada um dos grupos de dados $r = 0.0 \text{ mm}$ a $r = 1.00 \text{ mm}$. Os pontos localizam-se necessariamente fora do volume do eixo do rotor. Veja a Figura 5.5.

O primeiro grupo é rotulado $r = 0.0 \text{ mm}$ e é colinear com o eixo-z. O segundo grupo, $r = 0.25 \text{ mm}$, representa os dados ao longo da linha $y = 0.25$, $x = 0$, e $0 < z < 77$. O último grupo de dados rotulado a $r = 3.20 \text{ mm}$ representa os pontos imediatamente adjacentes ao alojamento da bomba.

dados foram extraídos relativos a quatorze diferentes distâncias radiais do eixo-z, que coincide com o eixo de rotação. Todos os pontos de interesse estavam no plano $y-z$ e os identificadores radiais corresponderam à direção de y crescente. O intervalo na direção de y entre os grupos de dados radiais é 0.25 mm .

5.8 Aparato Experimental

Para avaliar o resultado computacional foram medidos valores de pressão ao longo da parede do alojamento da bomba. O fluido utilizado para o experimento foi a água comum. Um desenho do aparato é mostrado na Figura 5.6. Um bloco de acrílico transparente serviu como estrutura do alojamento do dispositivo. As dimensões do bloco são de 100 x 50 x 30 mm. Um orifício foi perfurado através do comprimento do centro do bloco. Este orifício mede 6,4mm de diâmetro e é polido para garantir uma superfície lisa. O orifício serviu como cânula de fluxo, parede interna da bomba axial, e alojá o rotor.

Quatro sensores de pressão são colocados em quatro pontos adjacentes ao longo do fluxo. O rotor tem apenas 18mm de comprimento, todavia, os sensores são distribuídos ao longo da cânula de fluxo de 80mm. Cada sensor de pressão é inserido na parede do alojamento. A posição de cada um tem como ponto de referência o plano de entrada da bomba, como mostrado na Figura 5.6. A faixa de pressão esperada foi de 0 a 200 mmHg.

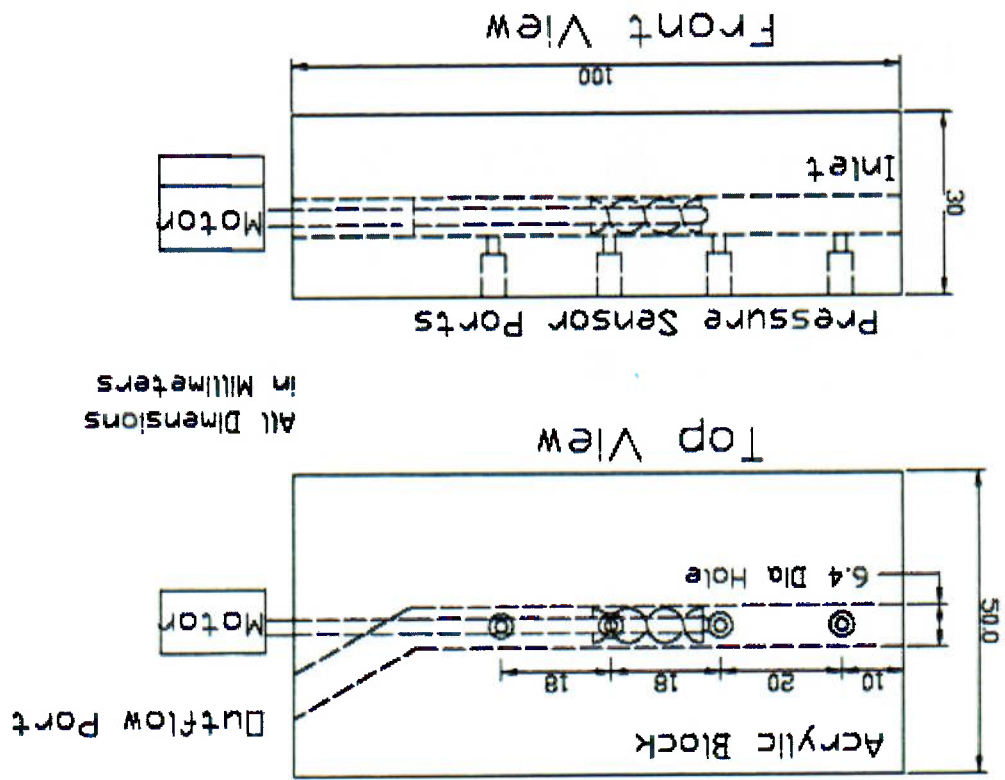


Figura 5.6, Esquema do Aparato Experimental.

As medidas foram obtidas a uma velocidade angular constante e em condições de regime permanente. O nível do reservatório na entrada e a velocidade angular foram mantidos constantes de maneira que a vazão na rotação de 1050 rad / min seja igual a uma das vazões impostas nas simulações numéricas.

O motor disponível é um micromotor DC fabricado por Faulhaber CD Motores de Croftio, Suíça. Foi aplicada uma voltagem no motor necessária para impor uma velocidade angular de 1050 rad / min, que são aproximadamente 10,000 rpm. A rotação do rotor foi regulada pela voltagem da fonte. Uma frequência de 10,000 KHz foi ajustada com ajuda de uma luz estroboscópica.

Tabela 1, Taxas dos fluxos volumétricos.

Fluxo ml/min	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6
	182	240	282	290	420	660

Também uma válvula foi conectada entre o reservatório e a entrada da bomba. O reservatório na saída da bomba serviu para o controle de fluxo volumétrico. O fluxo foi medido pela coleta do volume de água durante um minuto. O tempo foi marcado por um cronômetro. Seis fluxos volumétricos foram impostos ao sistema:

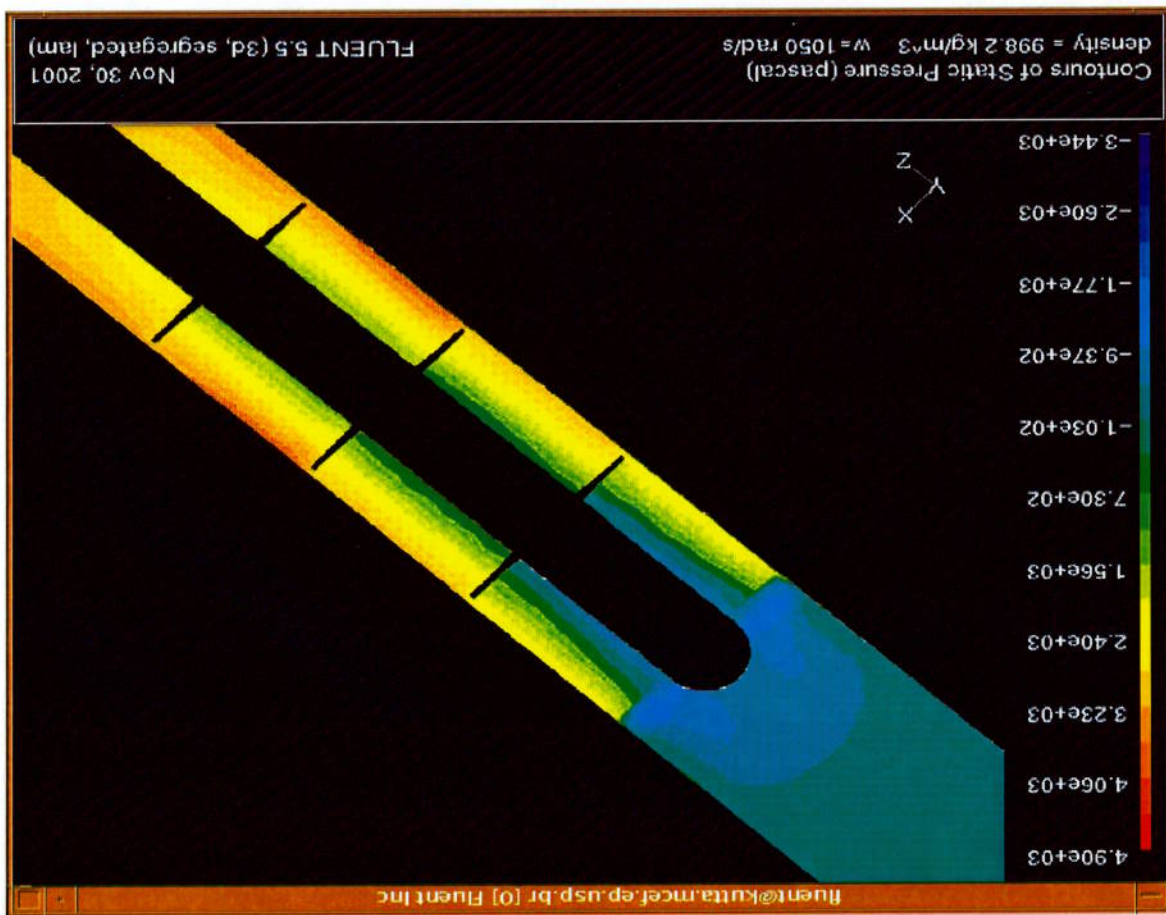
Foi conectado um tubo a uma válvula central no bloco acrílico que permite o fluxo vazarem um reservatório. O controle de pressão de entrada foi mantido por esta válvula.

Uma caixa acrílica é parafusada ao final do bloco acrílico acomodando o motor. Esta caixa protege o motor da água que vaza pelo orifício. O fluido sai da caixa acrílica em um ângulo orientado a 30 graus em relação ao eixo de rotação. Isto produziu uma via de saída de fluxo que circunda a caixa do motor e permite que o eixo do motor se conecte em linha reta ao eixo do rotor.

Um motor pequeno gerou potência ao rotor transmitida através de um eixo de aço. O orifício de 6,4-mm de diâmetro perfurado pela cânula de fluxo tem profundidade de 80mm. Um orifício de diâmetro menor, aproximadamente 2,5mm, é perfurado nos 20mm restantes. O eixo do rotor passa por este orifício para conectar-se ao motor.

A Figura 5.7 mostra os resultados numéricos da pressão estática. O local de cada sensor está indicado nesta figura. As diferenças relativas de pressão estática entre os três pontos de medida são comparadas com estes resultados numéricos para cada fluxo que foi imposto no sistema. O primeiro sensor está localizado numa seção transversal da bomba onde o fluxo é puramente axial. O segundo sensor está situado um pouco antes da saída das aletas do rotor para tirar uma medida da alta pressão. O terceiro ponto está bem depois do rotor.

Figura 5.7, Simulação numérica da distribuição de pressão.



As medidas de pressão foram feitas através das válvulas vermelhas e alguns tubos flexíveis. Os tubos formam três colunas de água que se

crônômetro. Coleta-se a água por um minuto.

permanente. Neste momento o fluxo é medido através de um Beaker graduado e um nível permanece constante neste reservatório o sistema é considerado em regime observado para determinar se o sistema se encontra em regime permanente. Quando o bomba foi gradualmente aberto para aumentar o fluxo. O reservatório de entrada foi 10.000 rpm. A válvula que controlou a vazão do reservatório, ou seja, o fluxo antes da e ligando o motor. A luz estroboscópica foi utilizada para regular a rotação do motor à O processo para obtenção das medidas foi realizado enchendo o sistema com água

Figura 5.8, O bloco de acrílico conectado ao motor.

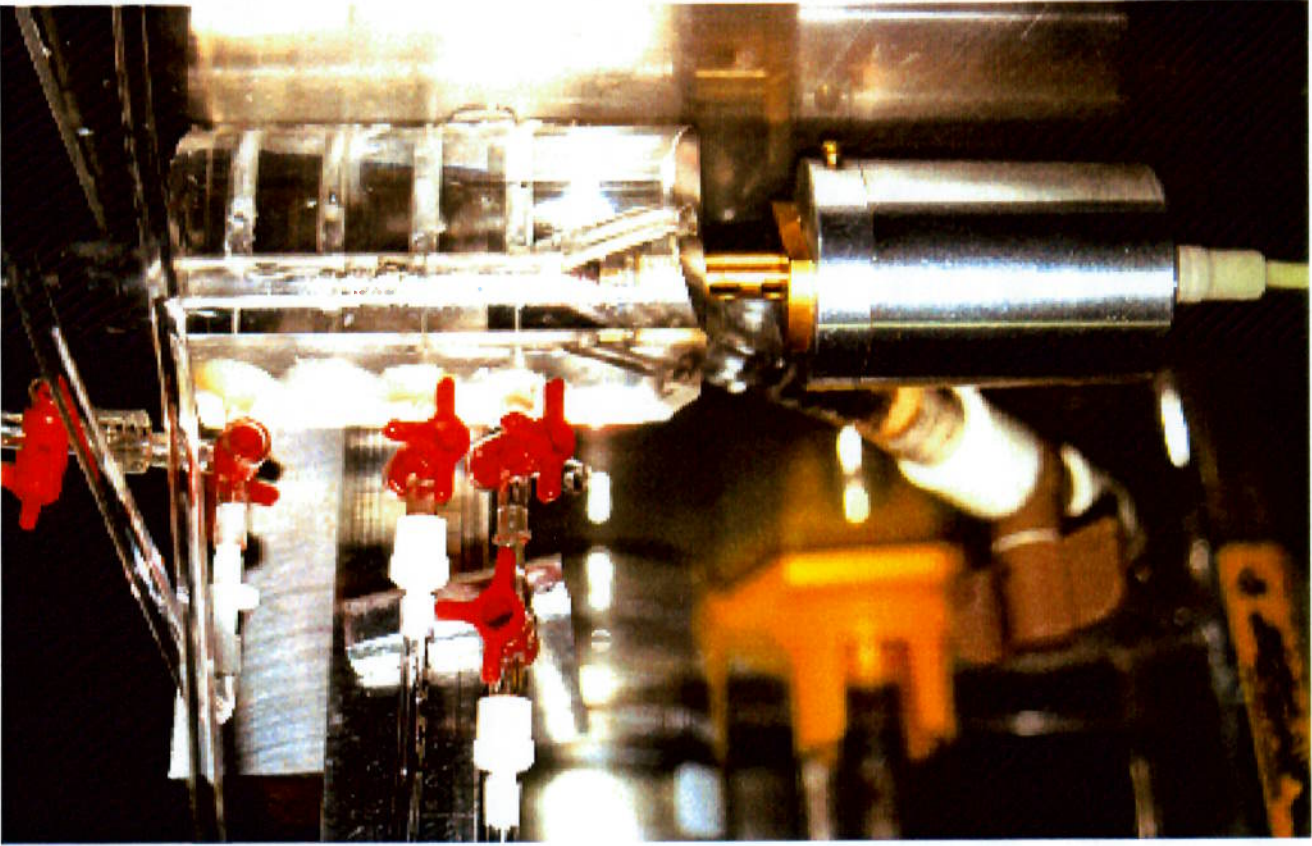
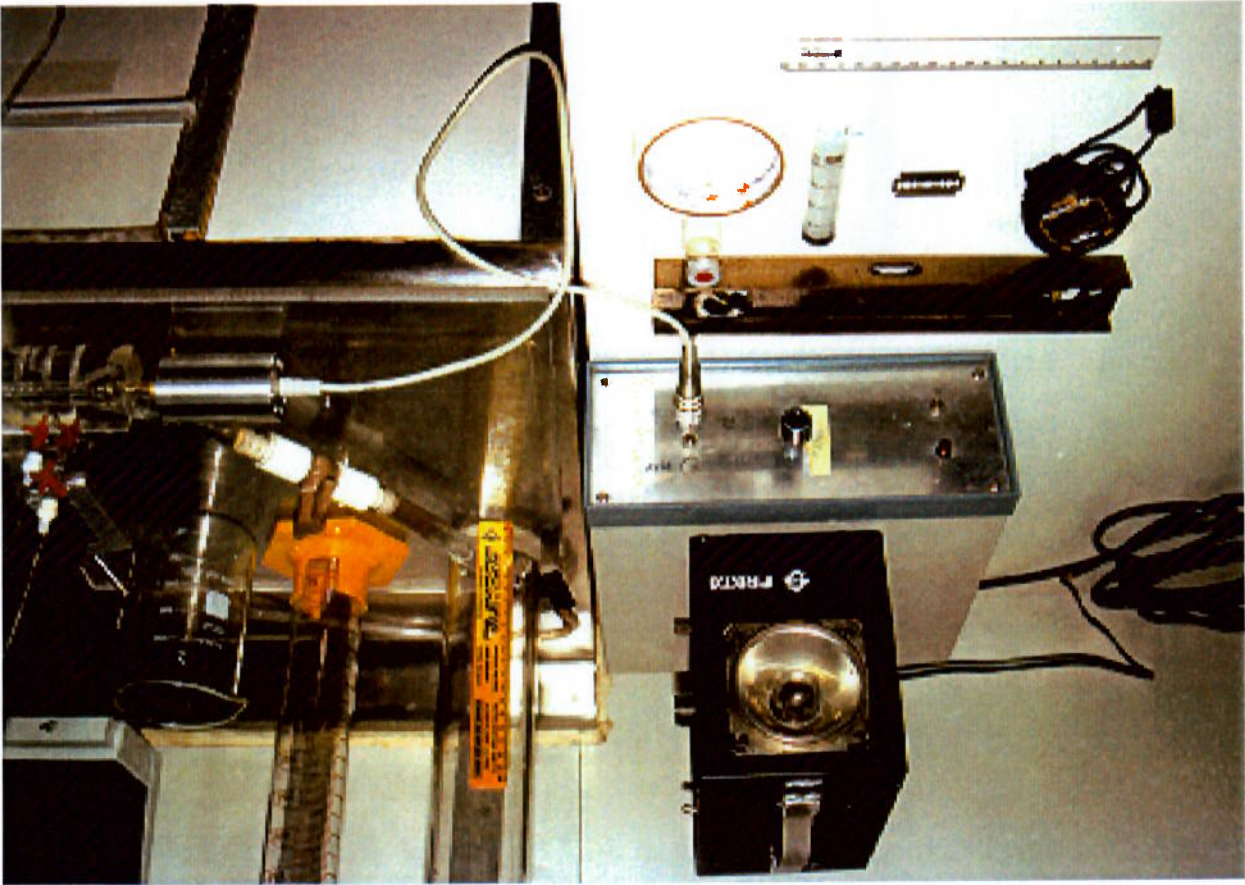


Figura 5.8 mostra o bloco acrílico conectado ao alojamento do motor. As aletas são vistas observando-se cuidadosamente a câmara que aloja o rotor. Três torneiras vermelhas estão situadas na superfície externa do bloco acrílico. O motor cilíndrico se encontra alinhado com o rotor. O escoamento corre da direita para a esquerda. Os tubos flexíveis à frente do bloco acrílico bem como na saída do mesmo podem ser vistos. As medidas de pressão foram tomadas com manômetros contra a pressão atmosférica.

Figura 5.9, A bancada e os componentes.



estão abertas à pressão atmosférica, como os reservatórios. Uma escala graduada em milímetros foi montada no bloco acrílico e o ponto de referência zero ficou bem na superfície interna do alojamento do rotor. Foi medida a altura da coluna de água em mm de água. Este método foi usado para determinar P_3 e P_4 . A pressão na entrada, ou seja, P_1 , é negativa, pois o nível do reservatório está mais baixo do que o ponto da medida. Para medir este valor de pressão foi utilizado um manômetro que também foi aberto à pressão atmosférica. Um instrumento de nível foi usado para determinar a linha horizontal. Todas as medidas de pressão foram convertidas em mmHg, a unidade mais comum para comparar o desempenho destes tipos de bombas. Todos os utensílios experimentais foram fornecidos pela divisão de Bioengenharia do Instituto do Coração e são vistos nas Figuras 5.9 à 5.11. A bancada foi montada no laboratório da divisão.

Figura 5.10, As ferramentas.

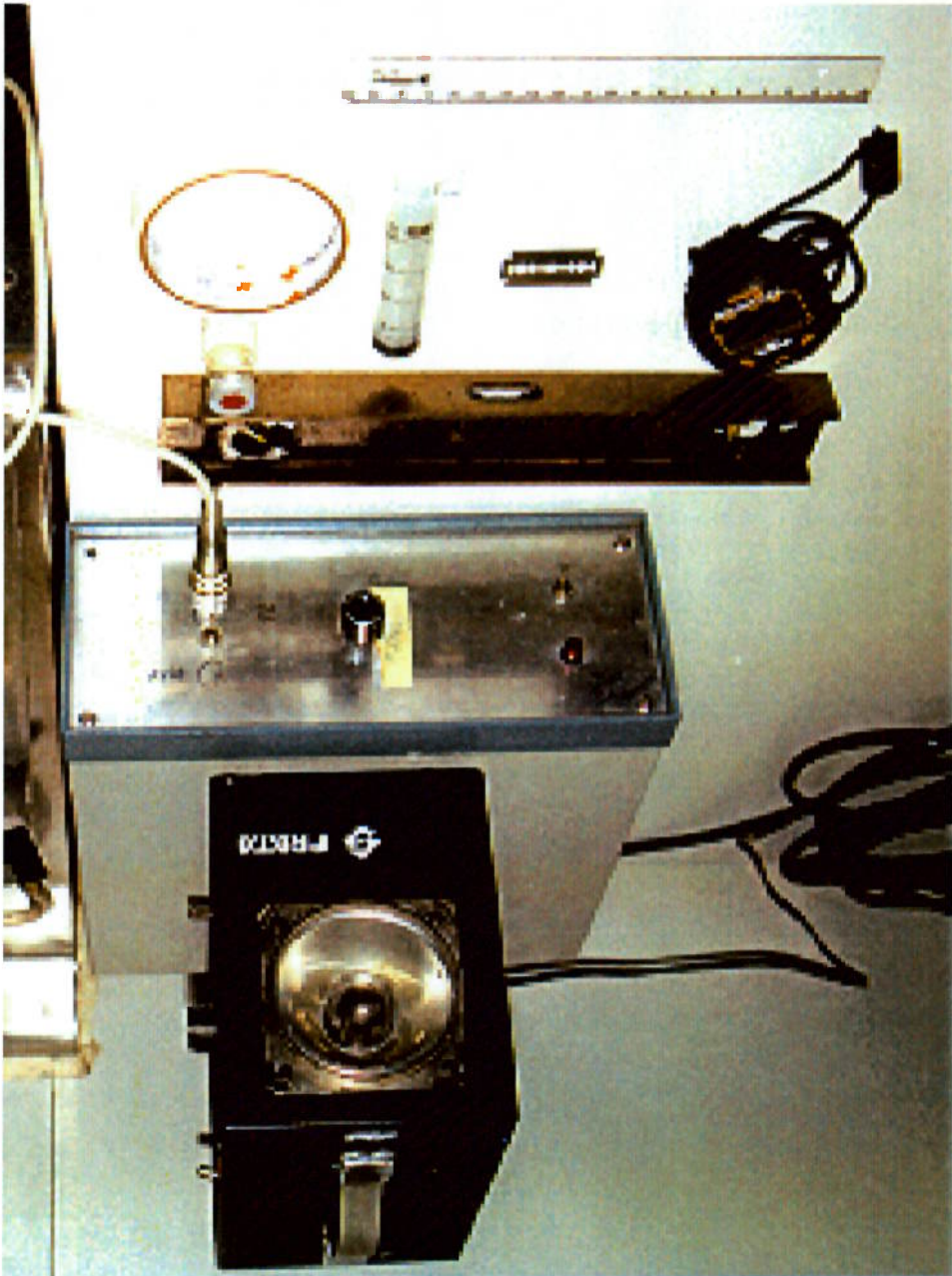
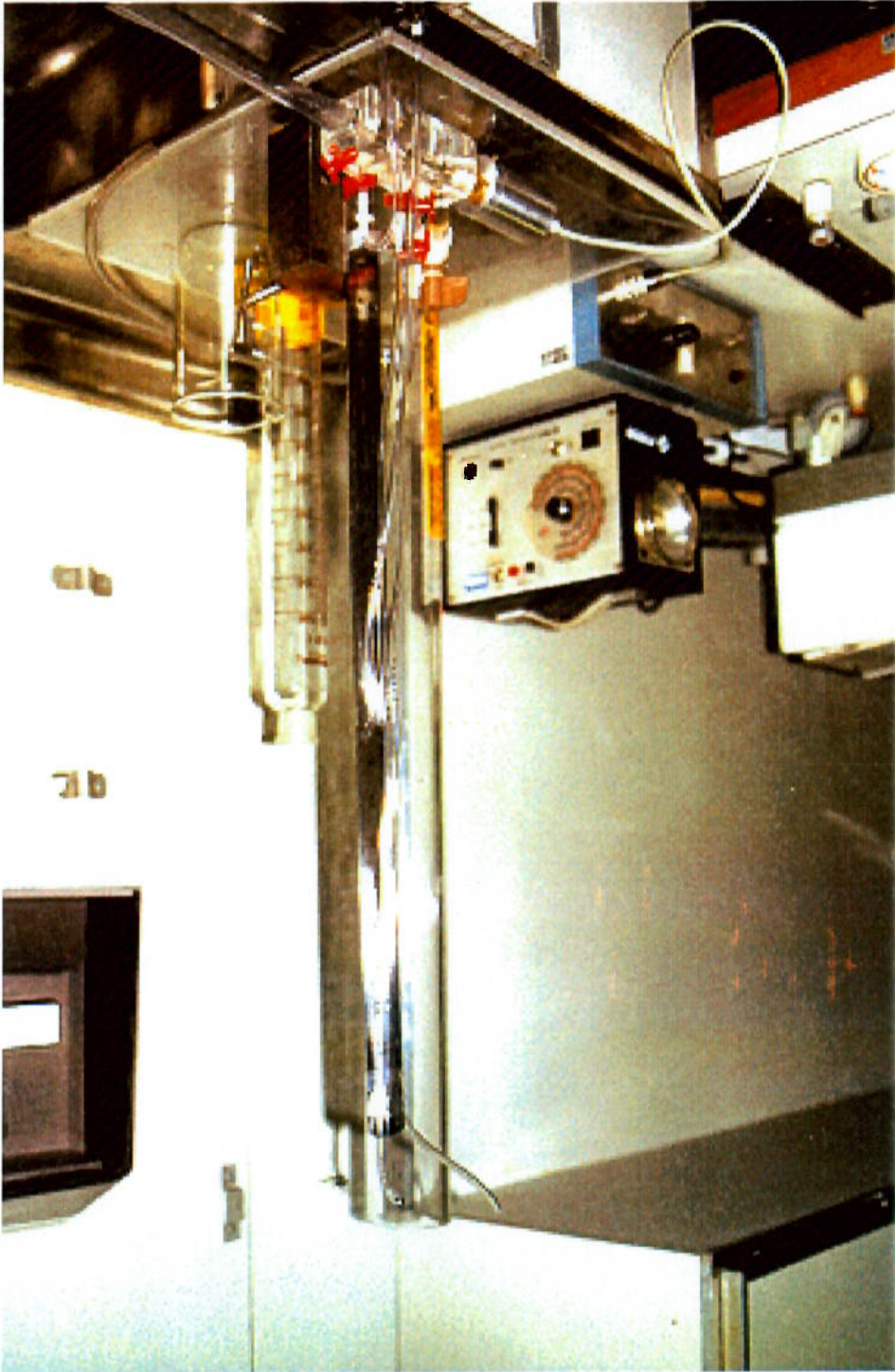


Figura 5.11, Outra vista da bancada experimental.



6.0 Resultados

A Figura 6.1 a seguir mostra um gráfico de resíduos normalizados vs. iterações. Quatro resíduos são monitorados. São os resíduos da massa, e os resíduos das direções coordenadas da velocidade. O cálculo dos resíduos utiliza a Equação 5.44. Os resíduos das componentes das velocidades, x , y , e z , começam a convergir após trinta iterações, ou seja, quando o resíduo atingiu 0.001. Foi observado que o índice de resíduo de massa, ou seja, da continuidade não chegaria a 0.001, portanto, o critério de convergência considerado, neste parâmetro, foi a inclinação do gráfico da história do resíduo da massa. O resíduo da massa mostrou um início de convergência após setecentas iterações. O gráfico torna-se virtualmente horizontal em cerca de 950 iterações. Erros nas iterações consecutivas foram observados pela diferença de duas iterações dividida pela diferença entre o máximo e o mínimo valor da pressão. Os erros menores que 10^{-7} foram considerados desprezíveis.

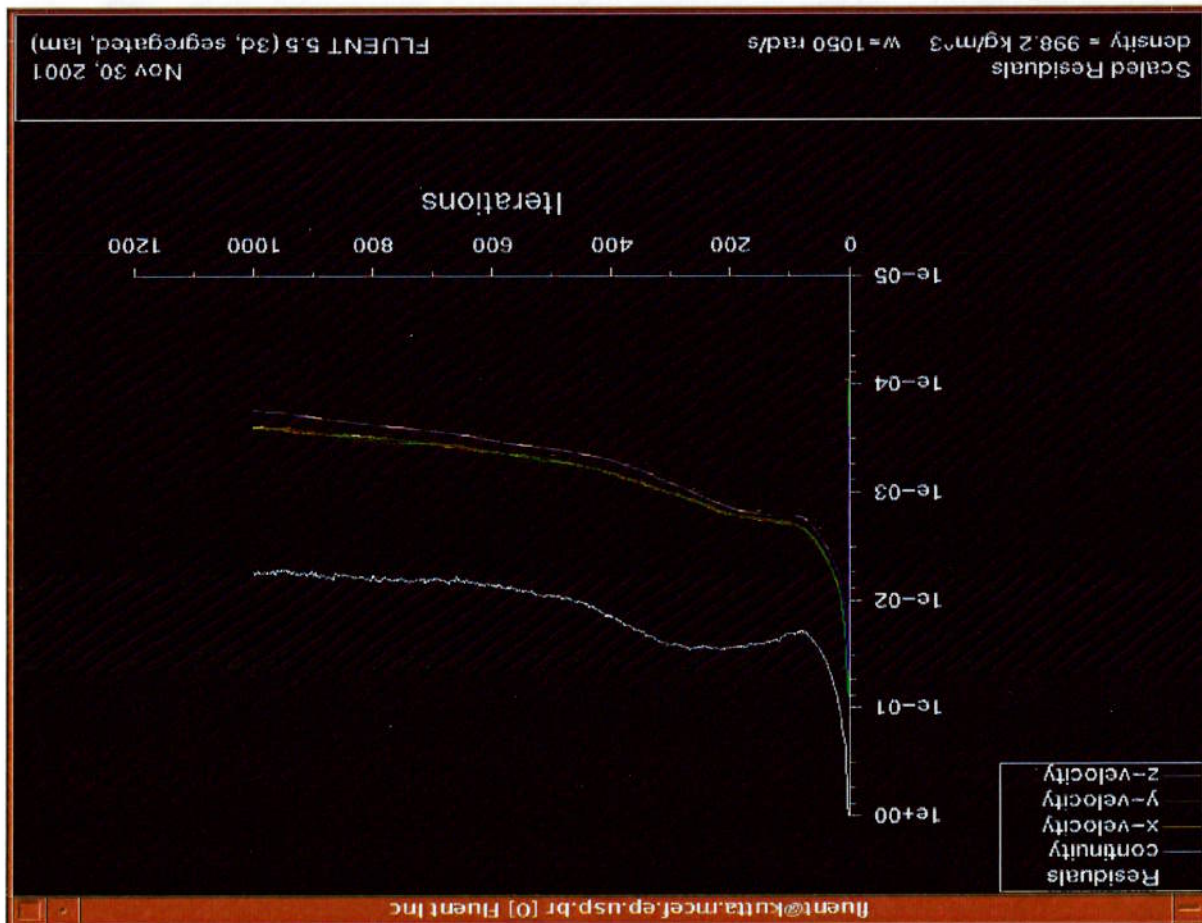
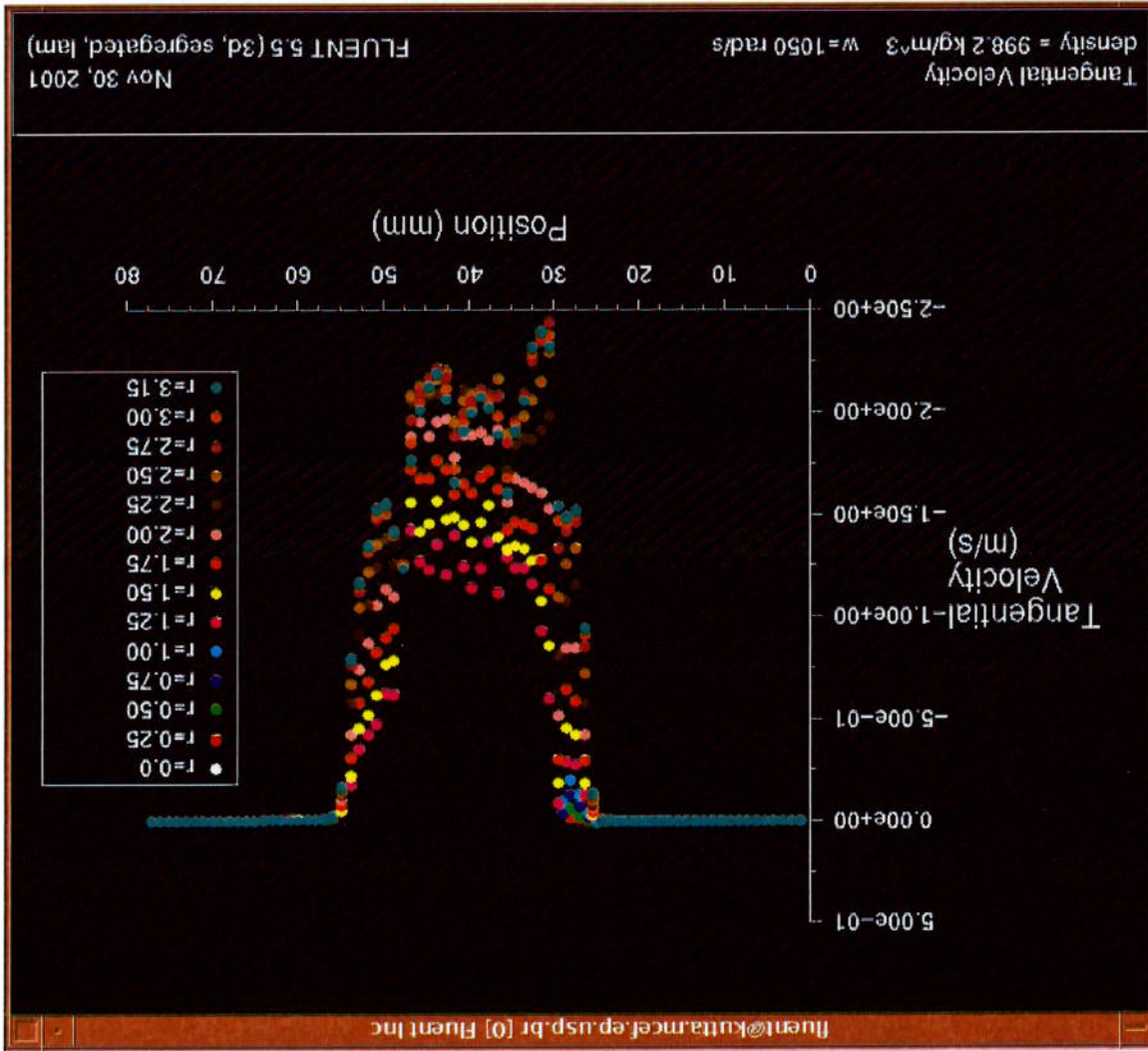


Figura 6.1 Resíduos Normalizados vs. Iterações

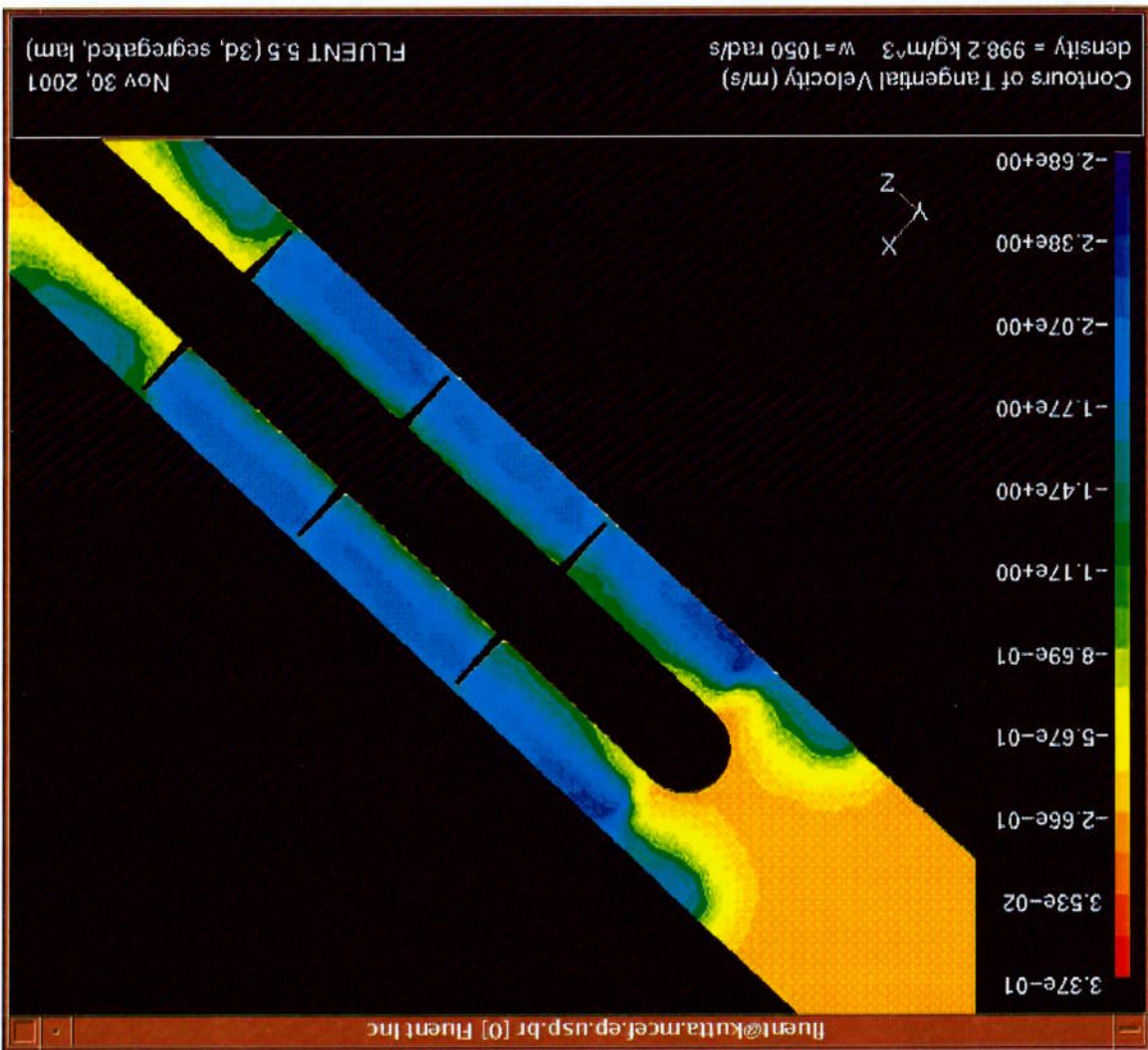
O movimento do rotor provoca uma velocidade tangencial de sete milímetros antes da seção de entrada do rotor. Na saída, a velocidade volta a ser axial, mas existe uma região onde a mudança ocorre gradualmente. Os valores das velocidades na figura

Figura 6.2 Velocidade tangencial em relação ao referencial inercial, Fluxo de 290 ml/min.



Do ponto de vista do referencial inercial, ou seja, do alojamento, a velocidade tangencial do fluido deve mudar devido ao movimento do rotor. Na entrada da bomba a velocidade tangencial é nula, pois os eixos do rotor ainda não apareceram. Portanto, a condição de contorno de velocidade na entrada que é puramente axial. A Figura 6.2 mostra a componente de velocidade tangencial ao longo do eixo-z, em relação ao referencial inercial. Nos primeiros 23 mm da bomba de dados o fluxo é axial.

Figura 6.3 Gráfico de contorno da velocidade tangencial em relação a referencial inercial, fluxo de 290 ml/min.

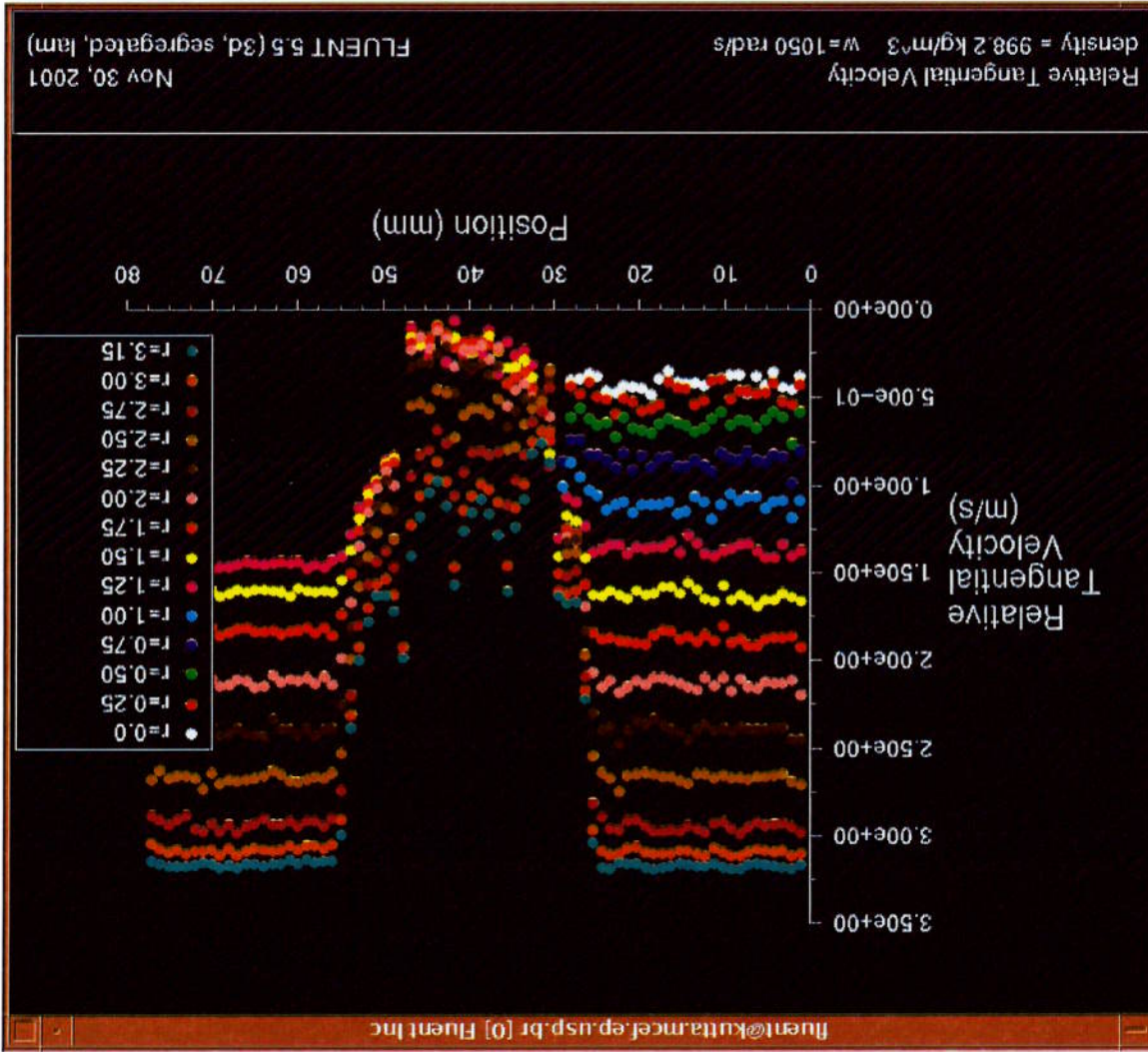


A Figura 6.3 é um gráfico de contornos coloridos equivalente à Figura 6.2. A figura mostra o efeito do movimento do rotor e permite melhor visualização do fluxo. O plano transversal está representado pelo plano, $x-z$ e $y = 0$.

são negativos, isto significa apenas que a direção é anti-horária.

A saída das aletas está no plano $z = 48\text{mm}$. Na parte inicial do alojamento o fluxo é axial. O gráfico mostra que existem mudanças radicais na magnitude da velocidade tangencial.

Figura 6.4 Velocidade tangencial relativa ao rotor, fluxo de 290 ml/min.



É igualmente importante observar o movimento através de um referencial não-inercial o rotor. Figura 6.4 é um gráfico que representa a velocidade tangencial em relação ao referencial sólido do rotor. A figura mostra claramente uma velocidade angular constante. No meio do alojamento que o rotor está girando com uma velocidade angular constante. No meio da figura a velocidade tangencial é próxima da velocidade angular do rotor, zero.

O gráfico da Figura 6.5 mostra a velocidade tangencial em relação referencial alojamento.

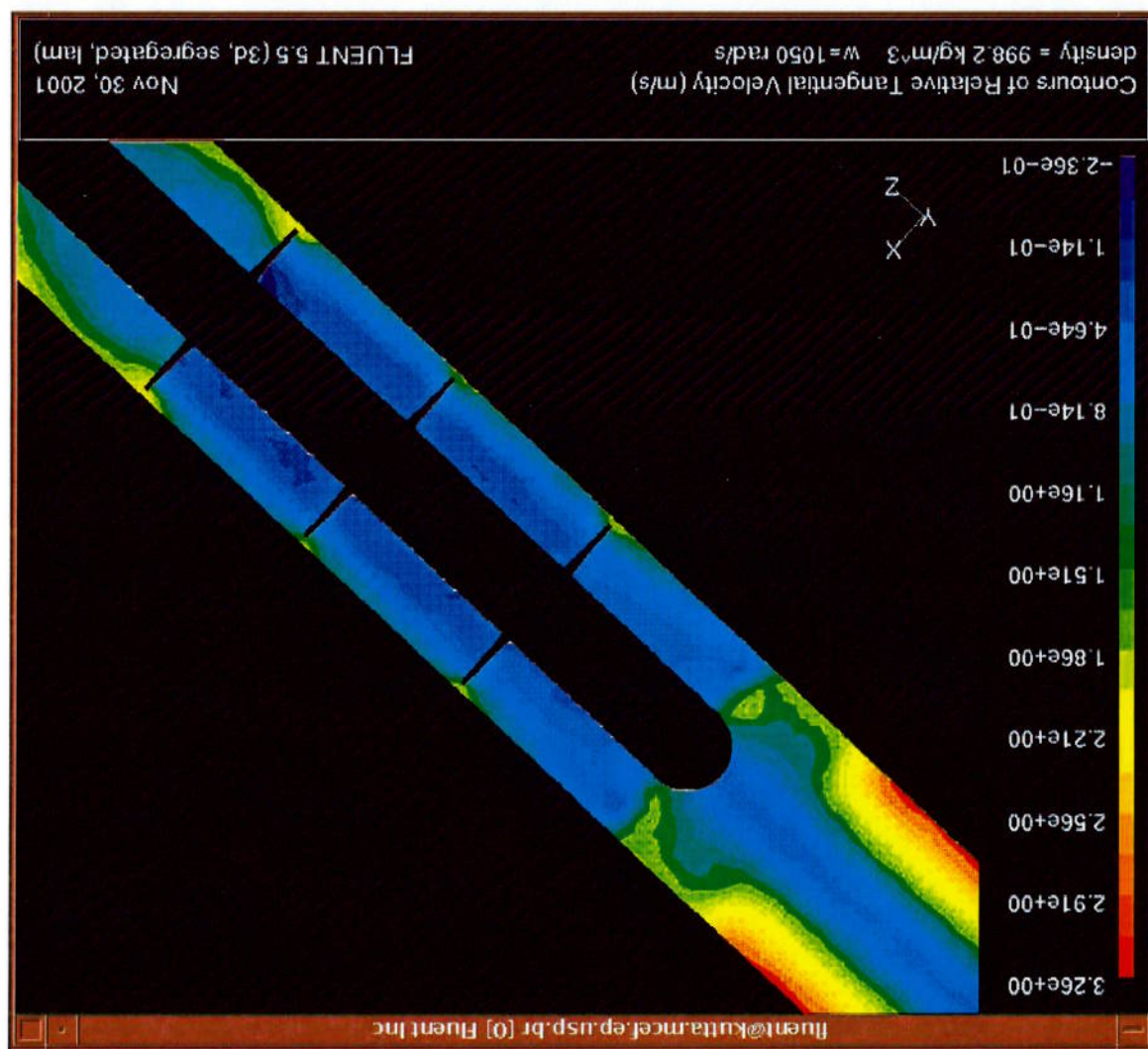
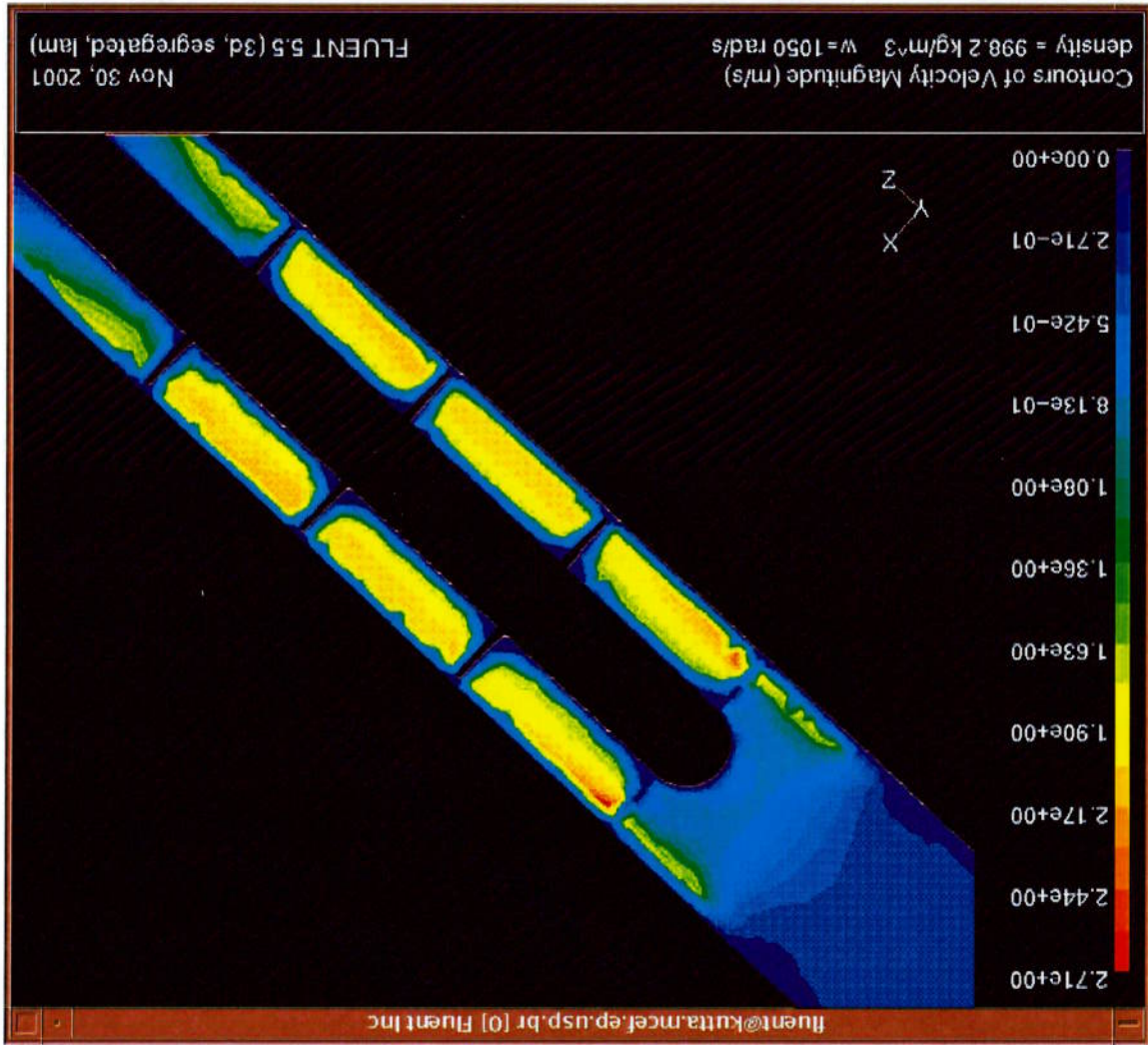


Figura 6.5, Velocidade tangencial em relação referencial alojamento, fluxo de 290 ml/min.

Figura 6.6, Magnitude da velocidade, fluxo de 290ml/min.



A Figura 6.6 mostra a magnitude do vetor velocidade. A camada azul escuro está associada a velocidades baixas. Observa-se uma região de baixa velocidade antes do rotor.

A velocidade foi analisada em quatro seções transversais, $z = 3$, $z = 9$, $z = 15$, e $z = 21$, em função do raio, conforme a Figura 6.7. A velocidade axial é maior quando o raio é menor. Adicionalmente, a velocidade axial aumenta com a proximidade do rotor que está em $z = 21$. Além do plano em $z = 21$ mm, o perfil mudará significativamente devido aos efeitos do rotor. Observe que há posições radiais negativas uma vez que utilizamos coordenadas cartesianas.

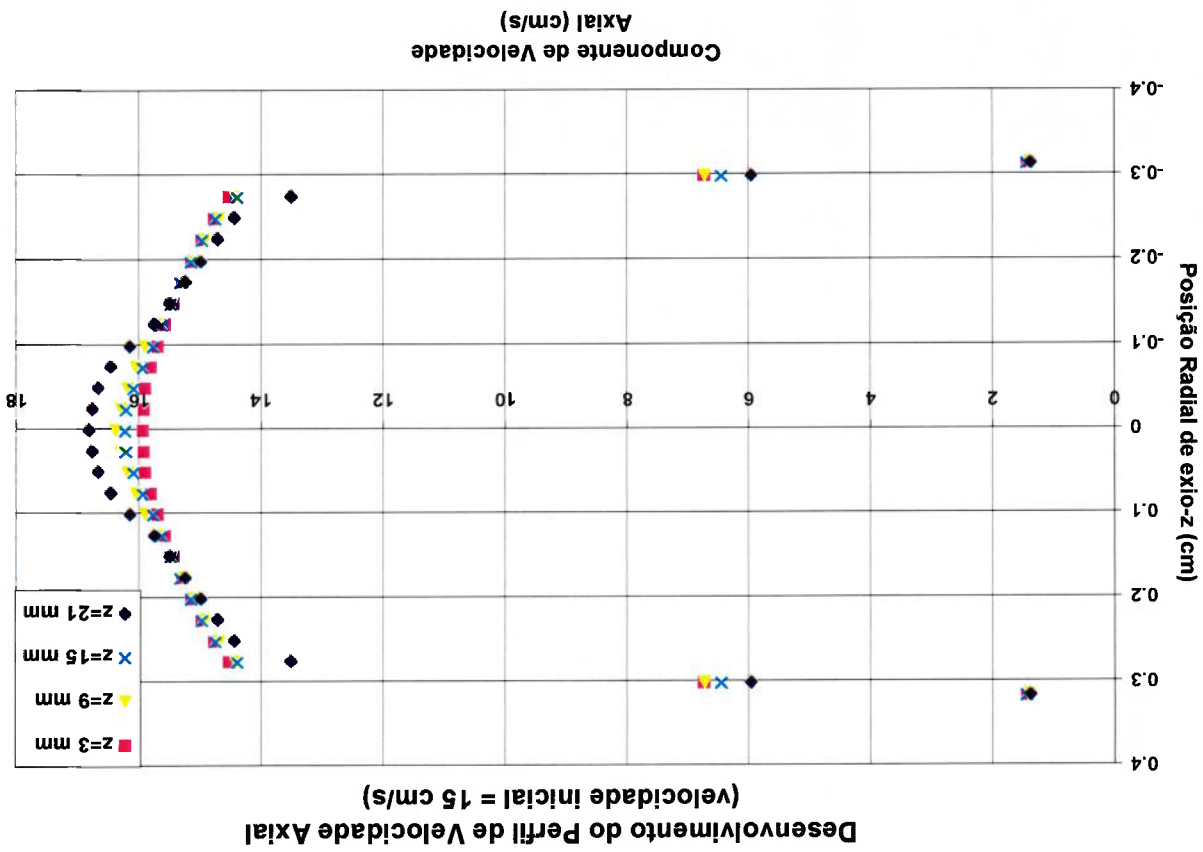


Figura 6.7, Velocidade axial em função do raio, Fluxo de 290 ml/min.

Figura 6.8 apresenta os perfis de velocidade axial para um fluxo maior. Observa-se que a velocidade axial no centro, $r = 0$, quando $z = 15$ mm é maior que a velocidade axial no centro, $r = 0$, quando $z = 21$ mm. A extremidade do rotor impõe uma diminuição da velocidade axial.

Nas Figuras 6.9 a 6.13, o campo de velocidade é mostrado para cinco fluxos diferentes. São apresentadas progressivamente para evidenciar a mudança na velocidade axial correspondente a cada mudança no fluxo. Com o aumento do fluxo do fluido, a componente axial da velocidade aumenta exceto perto do rotor. Próximo ao eixo do rotor a velocidade axial é nula. O plano definido por $z = 0$ mm representa a entrada do alojamento, o plano definido por $z = 30$ mm representa a entrada das aletas. O comprimento do alojamento é de 77mm.

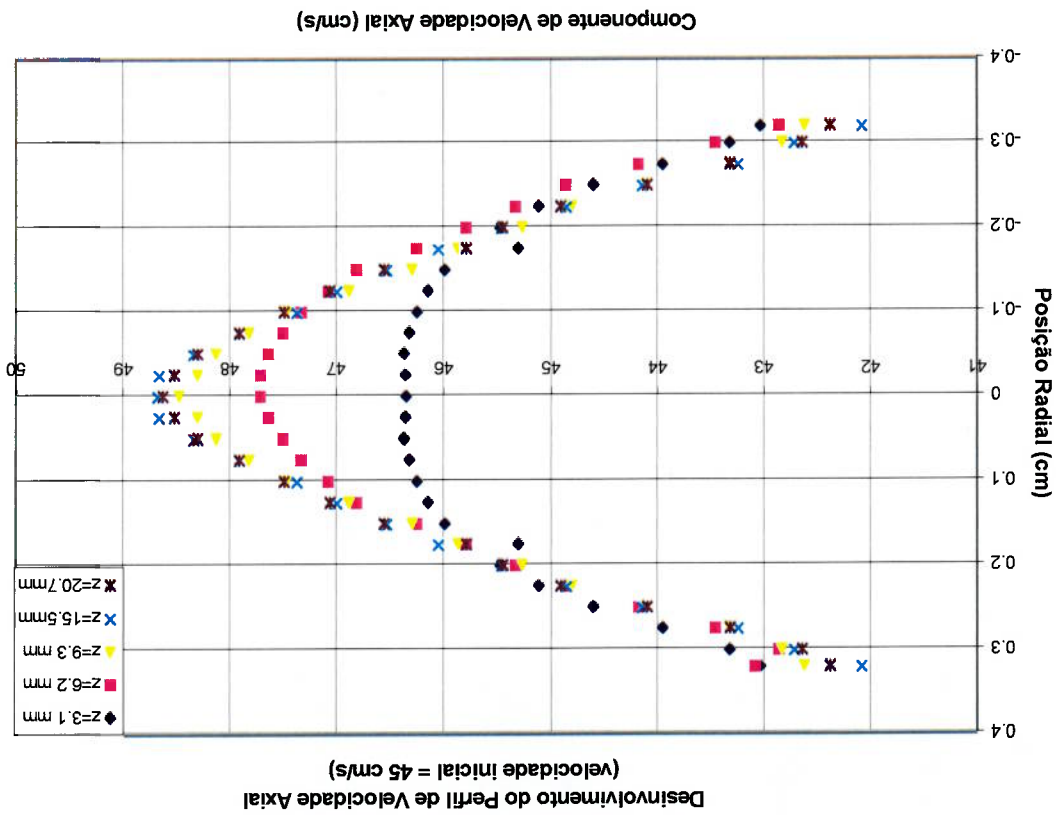


Figura 6.8 Velocidade axial em função do raio, fluxo de 869 ml/min.

Figura 6.10, Velocidade axial, fluxo de 502 ml/min.

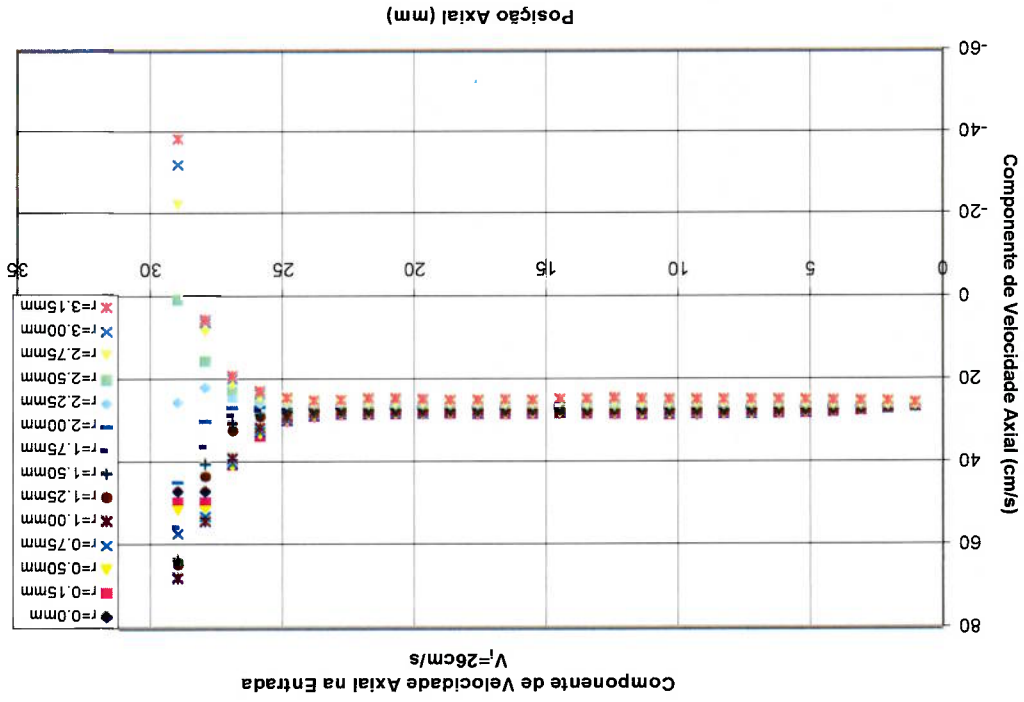


Figura 6.9, Velocidade axial, fluxo de 290 ml/min.

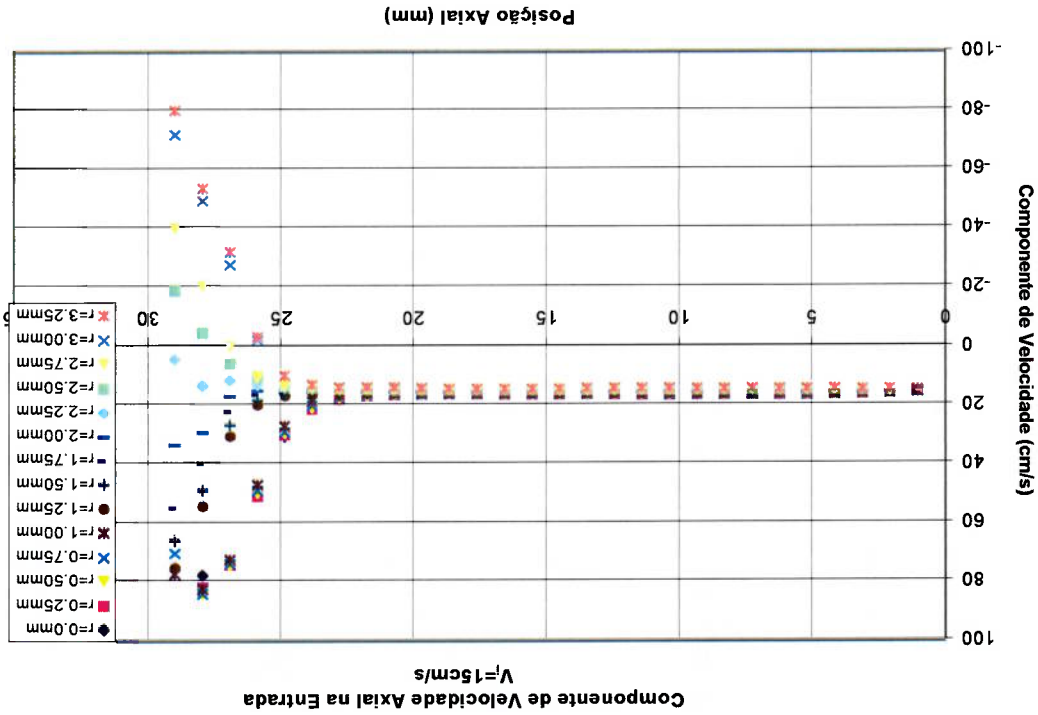


Figura 6.12, Velocidade axial, fluxo de 869 ml/min.

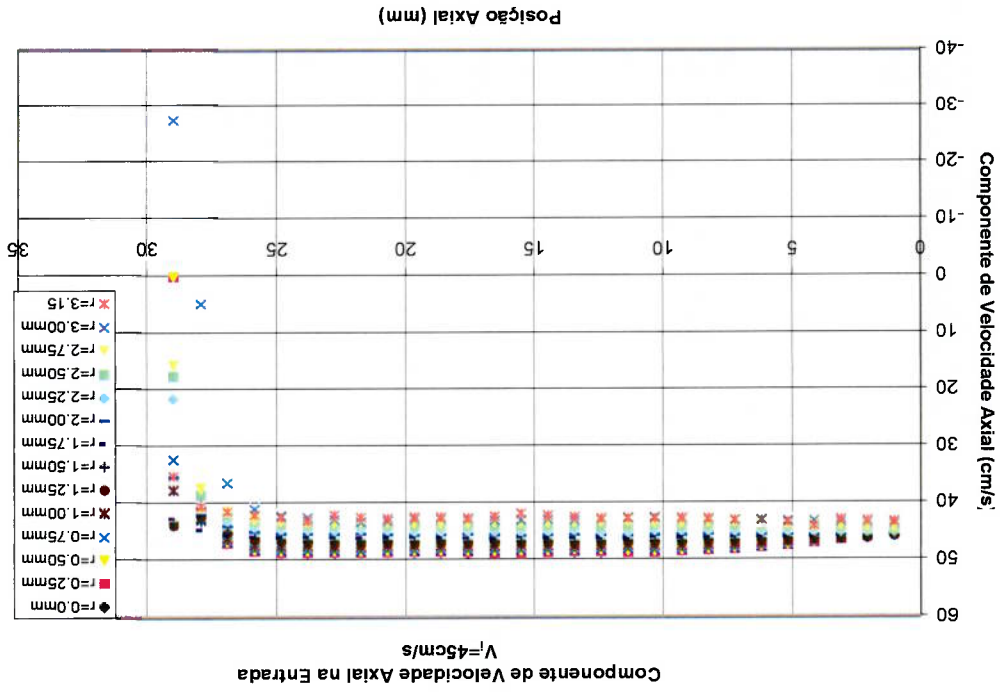
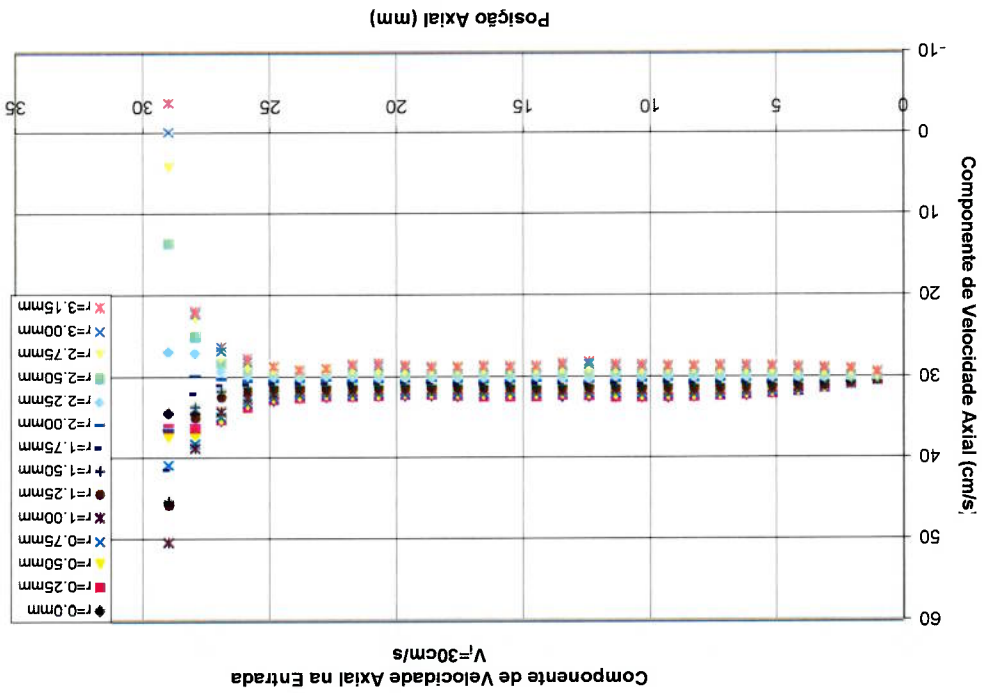


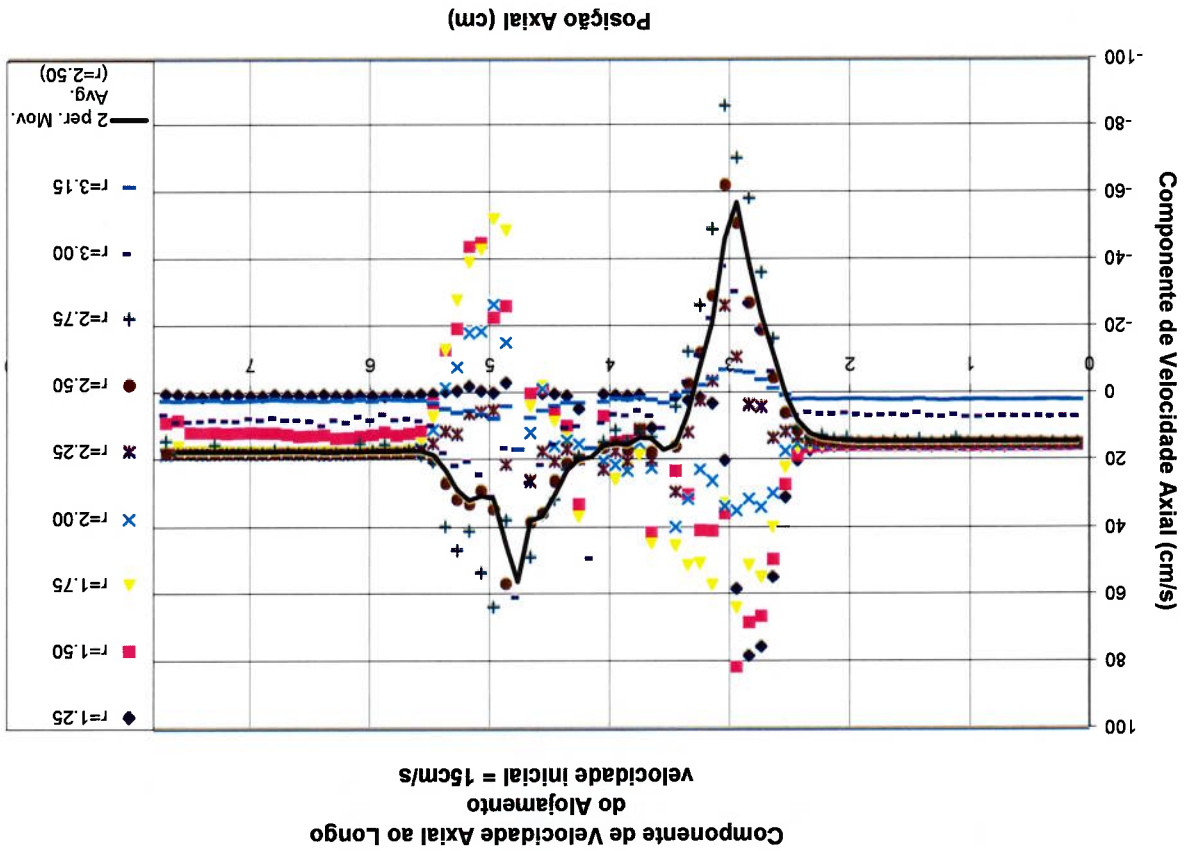
Figura 6.11, Velocidade axial, fluxo de 579 ml/min.



Observam-se os valores para $r = 1.25\text{mm}$, ou seja, a superfície do rotor, e $r = 3.15\text{mm}$, ou seja, bem perto da superfície do alojamento são zero. O gráfico mostra a condição de velocidade axial nula nas superfícies do rotor e do alojamento.

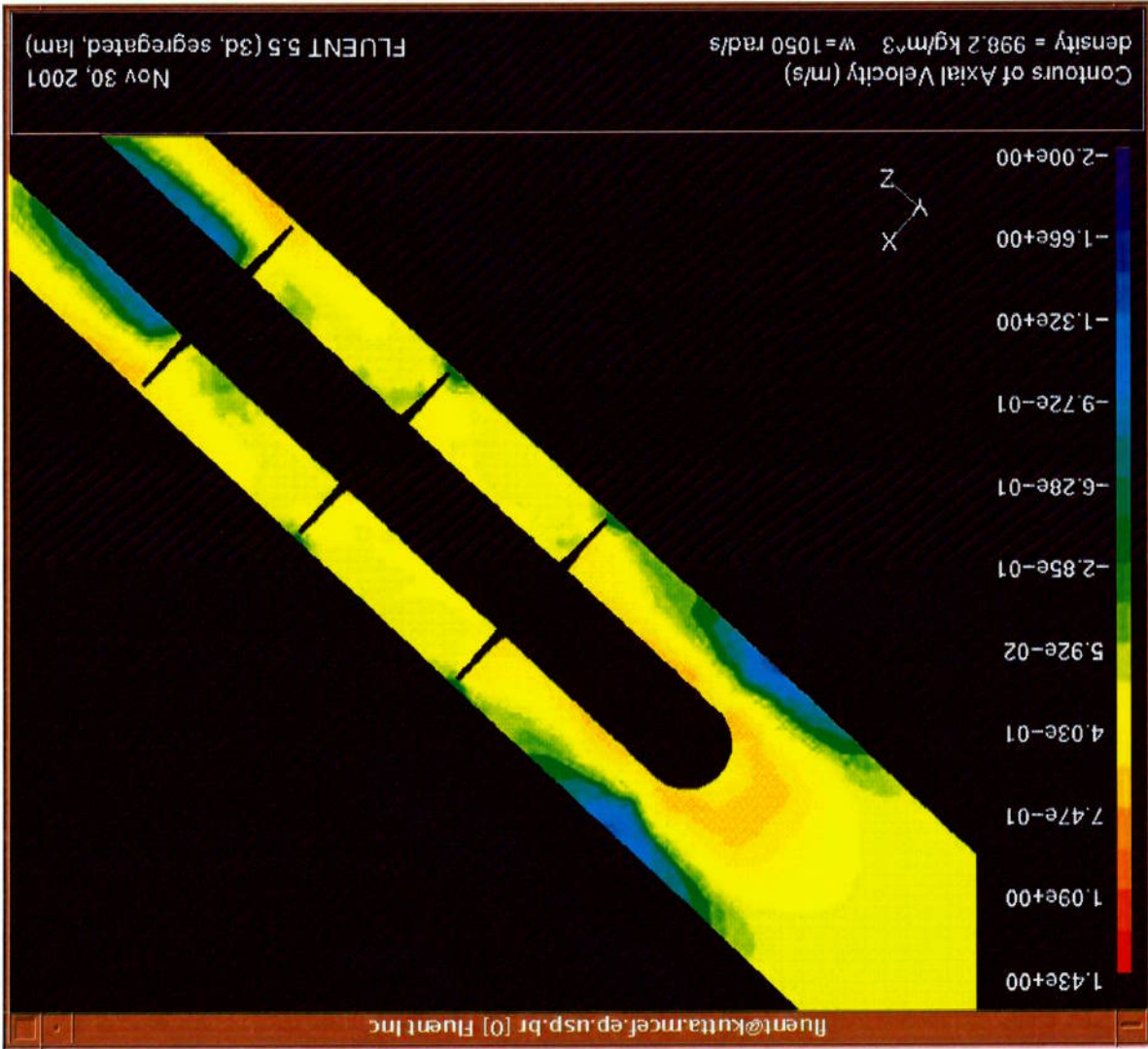
A Figura 6.14 mostra um leve aumento na velocidade axial da entrada para a saída e igualdade nas taxas de fluxo volumétrico Q_1 e Q_2 na entrada e na saída da câmara, respectivamente, confirmando a incompressibilidade do fluido. O fluxo volumétrico na entrada é $Q_1 = 4.67\text{ cm}^3/\text{s}$. Isto corresponde a uma velocidade axial de 150 mm/s na entrada. O fluxo volumétrico na saída é $Q_2 = 4.66\text{ cm}^3/\text{s}$. Uma comparação com a Figura 6.15 mostra as regiões de fluxo reverso e estagnado (parada). A linha preta representa as mudanças com $r = 2.5\text{ mm}$.

Figura 6.14, Velocidade axial com R constante e z variável, fluxo de 290 ml/min.



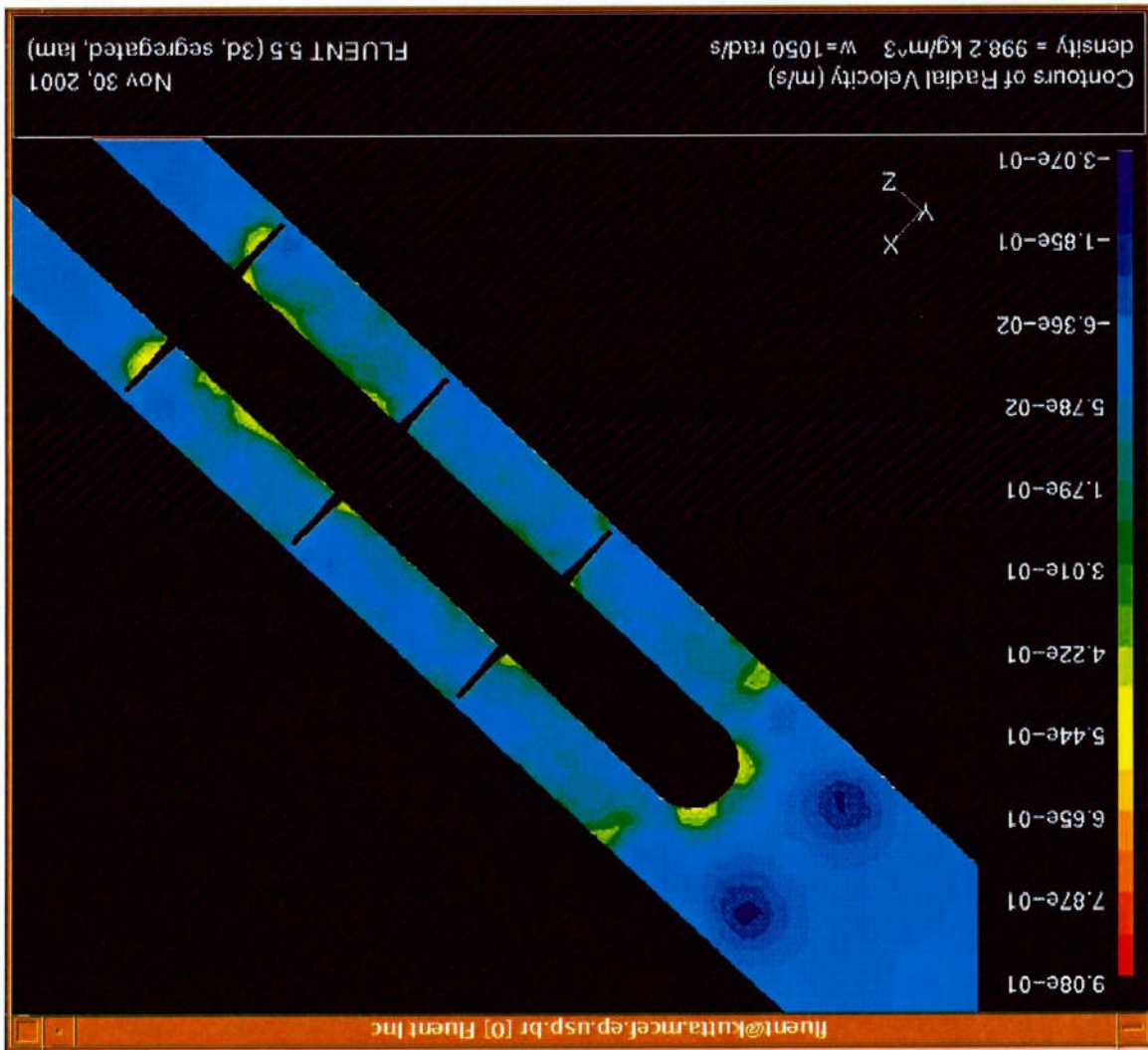
Ao longo do alojamento pode ser vista uma zona de fluxo reverso. Nesta região o fluxo reverso é causado pela condição de não-deslizamento na superfície da parede da câmara e a hipótese de incompressibilidade do fluido. A camada verde ao longo da parede interna do alojamento representa a velocidade zero imposto como condição de contorno.

Figura 6.15, Velocidade axial, fluxo de 290 ml/min.



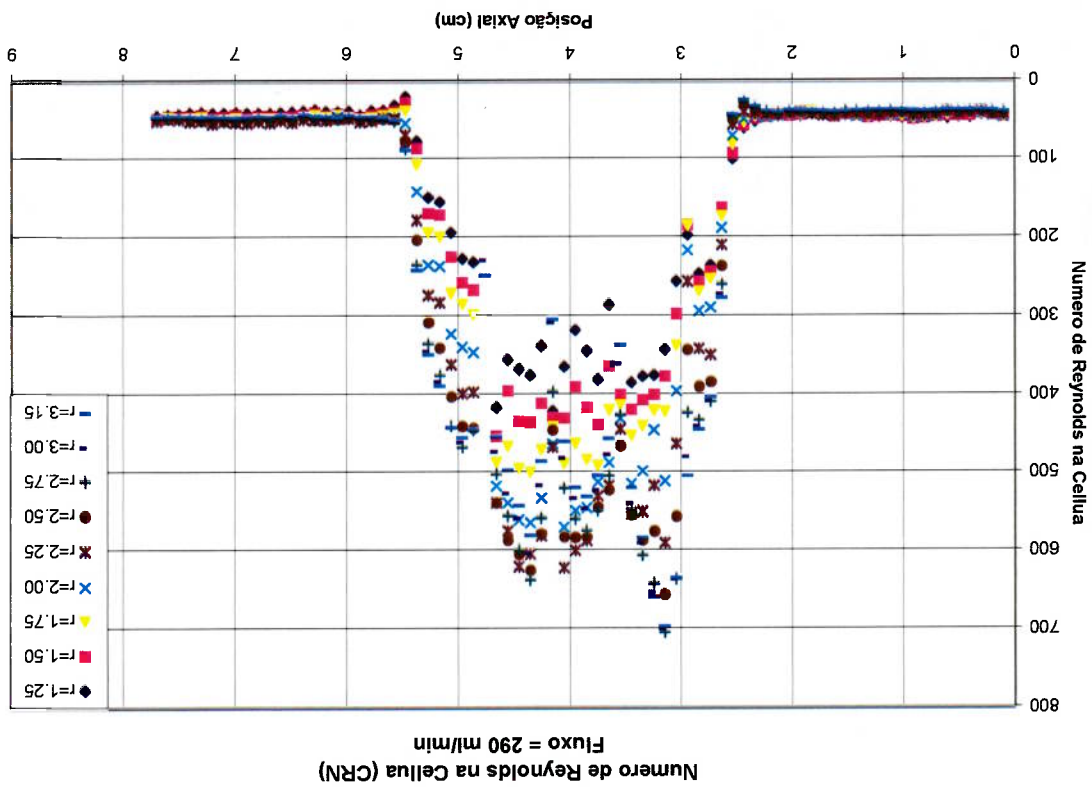
Foram elaborados dois diagramas de velocidade axial de um plano xz, definido por $y = 0$, que representam os mesmos dados que a Figura 6.14. A primeira Figura 6.15, é uma imagem de contorno colorida da velocidade axial neste plano. Uma zona de aceleração é localizada um pouco antes do rotor. A zona de aceleração é resultado da baixa pressão gerada pela rotação das lâminas do rotor e da hipótese de incompressibilidade do fluido. Valores de velocidade na Figura 6.15 estão em m/s.

Figura 6.16, Velocidade radial, Fluxo de 290 ml/min.



O segundo diagrama, Figura 6.16, mostra a velocidade radial. As zonas em amarelo representam as regiões de fluxo acelerado na direção radial. As áreas azuis indicam as regiões onde os fluxos reversos retornam para a corrente principal no centro do alojamento.

Figura 6.17, Número de Reynolds do Elemento, Fluxo de 290 ml/min.

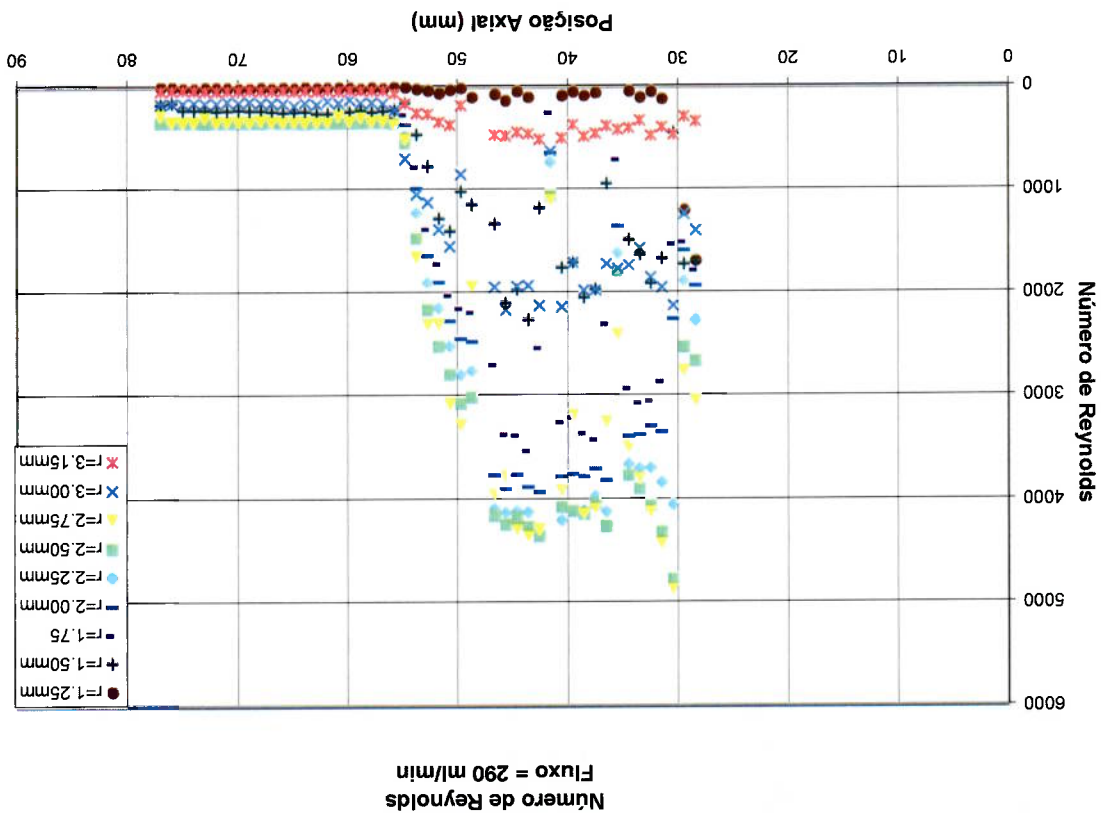


Foram obtidos alguns gráficos do número de Reynolds e os valores foram calculados para cada nó em um corte transversal. A Figura 6.17 mostra *Cell Reynolds Number* (CRN), ou seja, o número de Reynolds do elemento. Estes valores foram calculados segundo a fórmula na Equação 5.48, baseados na magnitude da velocidade, mas usando $d = (\text{volume do elemento})^{1/3}$ para o comprimento característica.

Os dados de pressão estática foram extraídos da mesma maneira que os dados de velocidade. O plano- $x-z$, definida por $y = 0$, foi usado para produzir a imagem na Figura 6.19. A imagem apresenta um gradiente de pressão crescente ao longo do rotor. O lado de alta pressão e o lado de baixa pressão das lâminas são claramente visíveis na imagem de

O gráfico na Figura 6.18 mostra o número de Reynolds para os mesmos dados que foram apresentados na Figura 6.17, mas a diferença vem da equação de Reynolds. Nesta figura valor para o comprimento característico que foi o diâmetro hidráulico. Na esta figura mostra-se um valor de Reynolds maior do que 2300 somente na região definida por $r = 1.75$ mm à $r = 2.75$ mm.

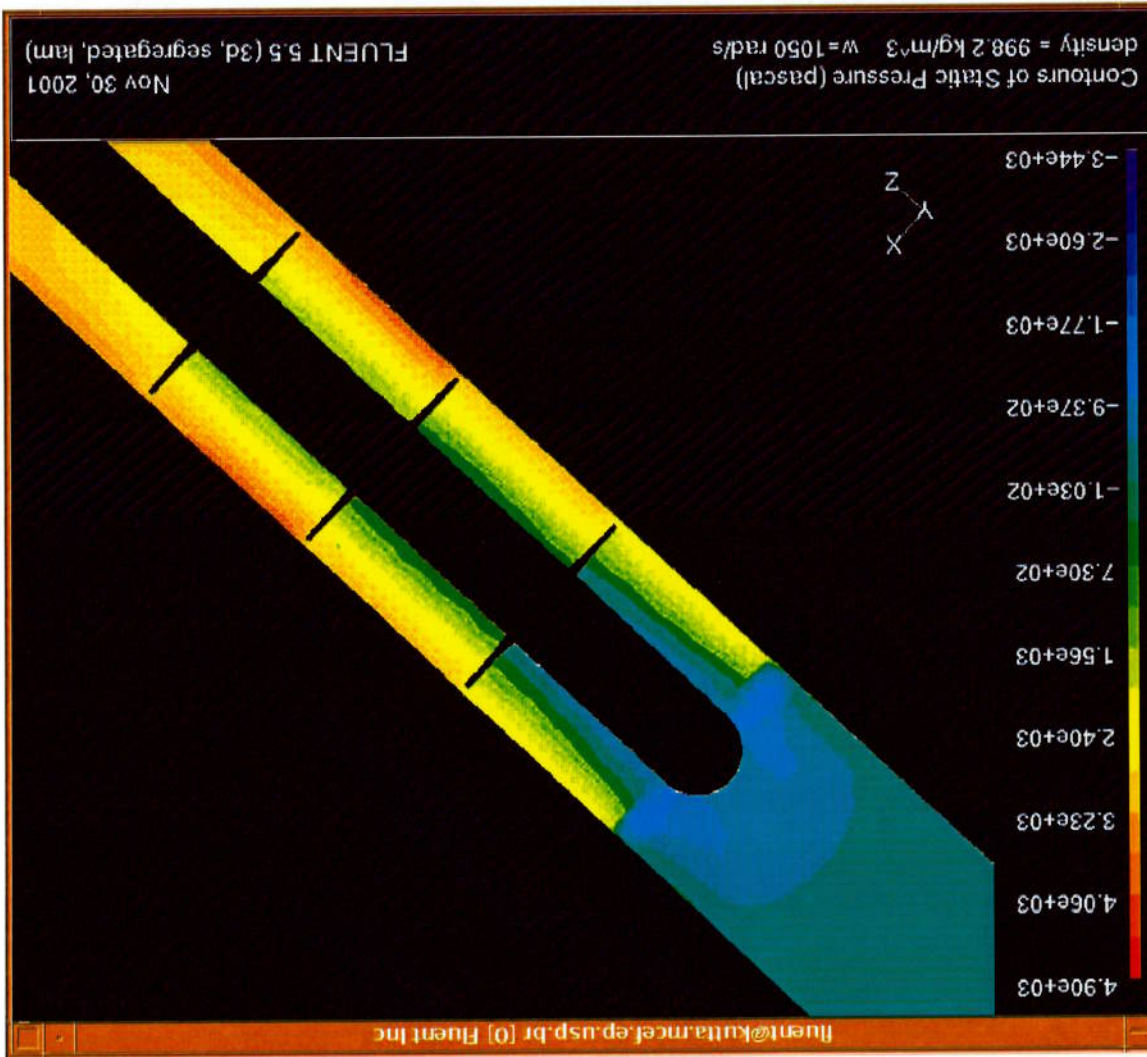
Figura 6.18, Número de Reynolds, Fluxo de 290 ml/min.



A unidade de pressão na Figura 6.19 é o Pascal, porém a unidade de medida de pressão no método experimental é em mmHg. Um ligeiro gradiente de pressão radial foi encontrado. A recuperação da pressão foi bem estabelecida nos resultados numéricos. O posicionamento dos sensores de pressão no procedimento experimental originou-se da

Figura 6.19.

Figure 6.19, Pressão estática, fluxo de 290 ml/min.



O aumento de pressão na Figura 6.19 reflete o trabalho realizado pelo rotor. A pressão é constante até a região de 8-mm antes do rotor. Um gradiente de pressão negativo é gerado na entrada do rotor como resultado da rotação do rotor. A pressão é recuperada gradualmente no primeiro estágio das lâminas e aumenta parabolicamente até a região de saída.

Um gradiente de pressão gradual negativo e bem definido na Figura 6.20, entrada da bomba. Isto é devido à baixa pressão gerada pelas lâminas do rotor, em $z = 30$ mm.

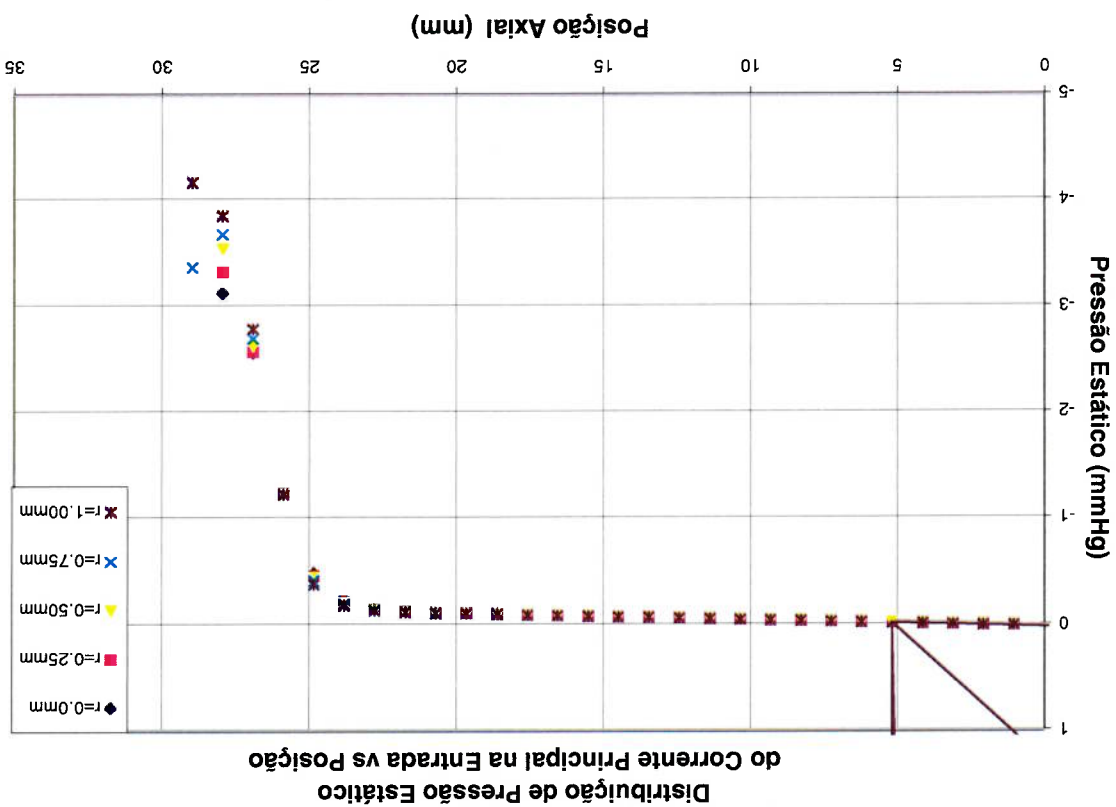
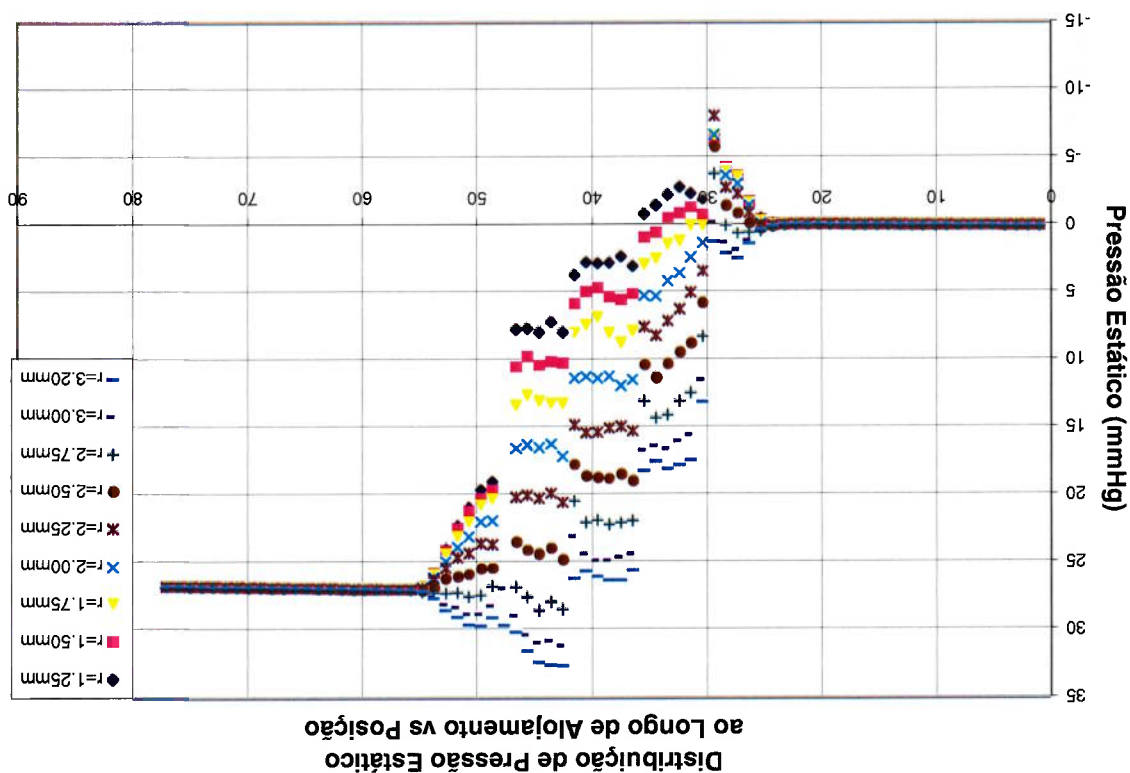


Figure 6.20 Pressão, fluxo de 290 ml/min.

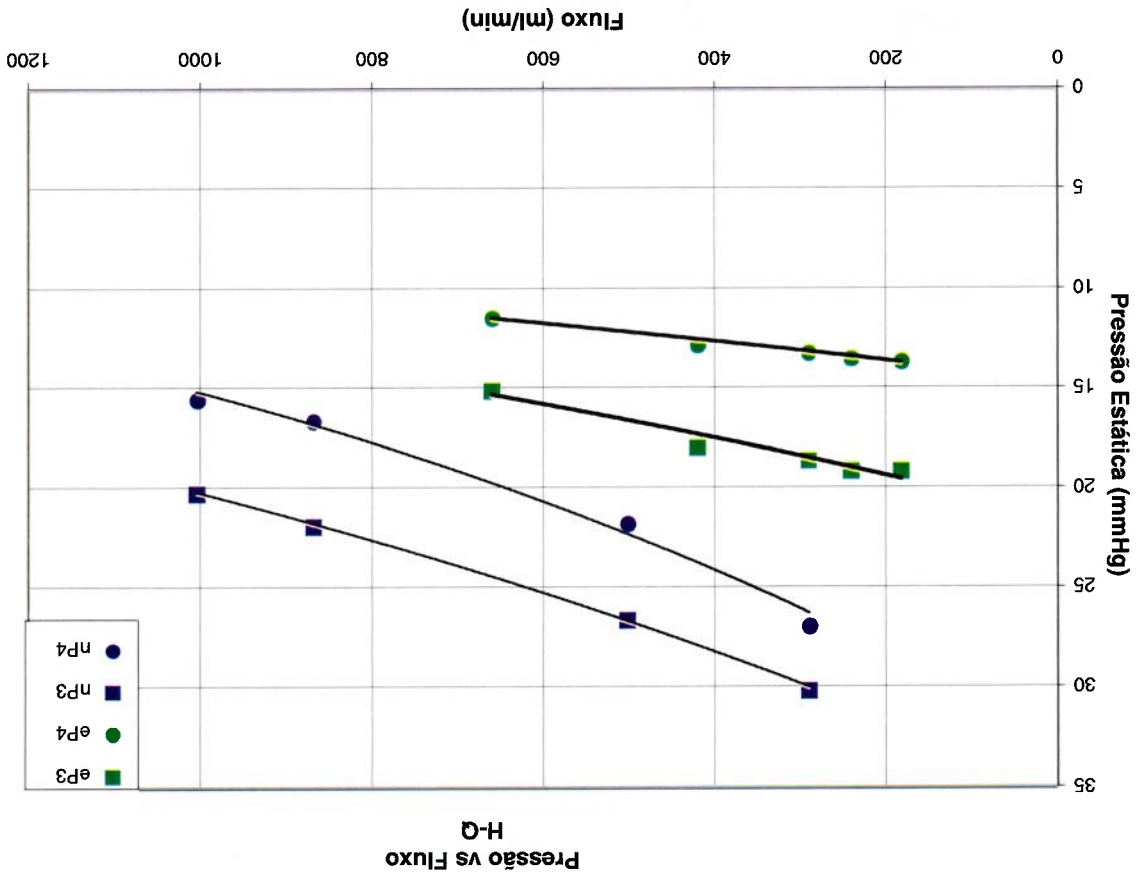
Figura 6.21 Pressão vs. z e r , fluxo de 290 ml/min.



Foi numericamente bem definido o gradiente de pressão através do rotor, como mostrado na Figura 6.21. O aumento de pressão através do rotor é de aproximadamente 27 mmHg. O valor máximo de pressão ocorre logo antes da saída do rotor. A pressão aumenta na direção radial na região anular entre o eixo do rotor e o alojamento.

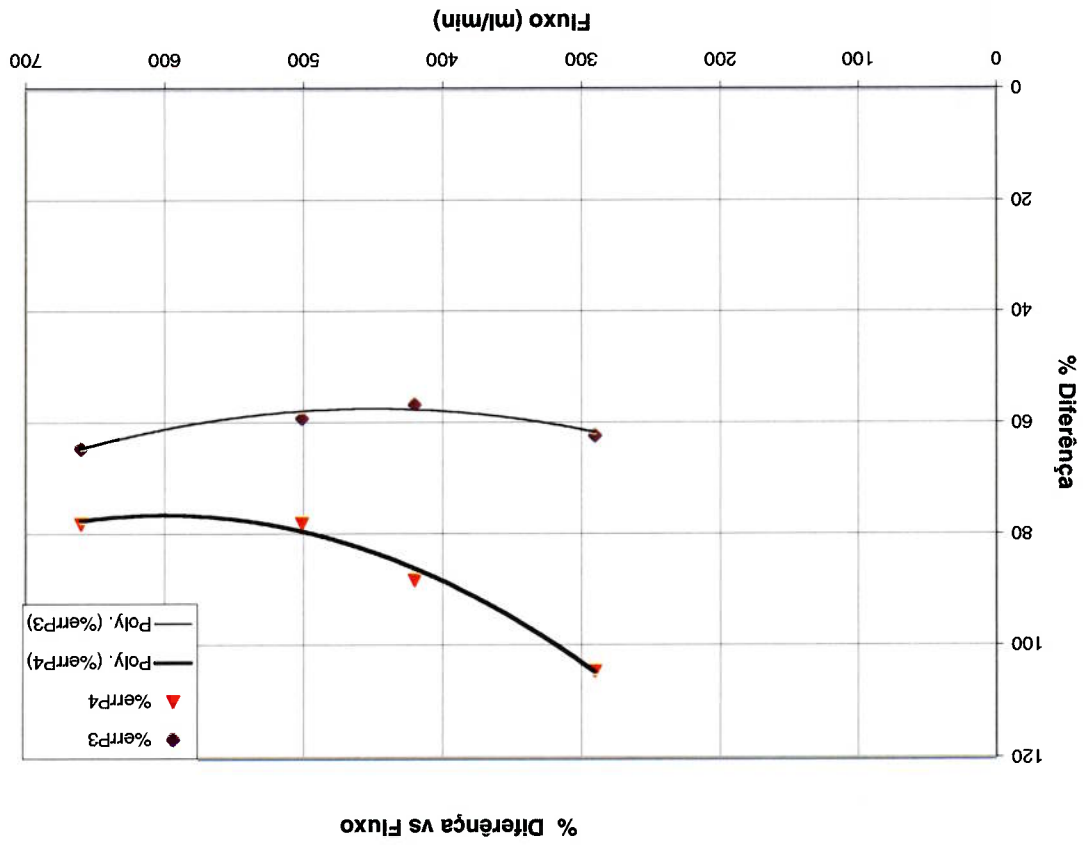
Foram obtidos dados experimentais na faixa de fluxos entre 182 ml/min e 660 ml/min. A faixa de fluxos para os resultados numéricos estava entre 290 ml/min a 1004 ml/min.

Figura 6.22, Pressão estática vs. Fluxo (H-Q curva característica), resultados numéricos e experimentais.



A Figura 6.22 é uma comparação entre os resultados numéricos e experimentais. Os pontos verdes e azuis representam os resultados experimentais e numéricos respectivamente. A velocidade angular foi considerada constante para todos resultados. Na legenda eP3 e eP4 denotam resultados experimentais de pressão estática na parede do alojamento, com $z = 48$ mm e $z = 64$ mm respectivamente. Os pontos nP3 e nP4 representam os resultados numéricos para os mesmos valores de z .

Figura 6.23, Diferença entre resultados, numéricos e experimentais.



Na Figura 6.23, observa-se que o erro porcentual relativo aos dados e_{P3} é na faixa de 58% a 64%. O erro porcentual relativo aos dados e_{P4} na faixa de 77% a 104%.

7.0 Discussão

É importante no desenvolvimento do modelo numérico descrever as condições de contorno cuidadosamente. Os resultados numéricos revelados pelos gráficos mostram que as condições de contorno foram impostas corretamente no modelo numérico. As componentes da velocidade em coordenadas cilíndricas descreveram corretamente o movimento do fluido em relação ao alojamento, ou, em relação ao rotor. A condição de não deslizamento, ou seja, 'no slip' na superfície dos dois componentes também foram bem visualizadas. Os efeitos da rotação, aumento da pressão e velocidade axial, são verificados qualitativamente.

A diferença entre os resultados numéricos e experimentais é significativa. Como é mostrado na Figura 6.24, quanto mais lento o fluxo maior é a margem de erro nos dados numéricos. Apesar de que a margem de erro tenha variado significativamente, houve um padrão em ambos os gráficos. O padrão mostra que o erro é constante entre os dois pontos onde os resultados foram obtidos.

É verdade que o modelo turbulento foi empregado para a maioria das bombas analisadas até o presente. O modelo laminar foi escolhido como resultado de trabalhos anteriores em fluxo de sangue nas bombas de sangue [19], [22]. Outro motivo foi a velocidade angular relativamente baixa comparada a outros trabalhos onde a faixa velocidade angular é da ordem de 30,000 rpm. O fluxo foi simulado com água comum e seus respectivos valores de densidade e viscosidade, pois é comum testar um modelo numérico empregando água.

O sangue tem uma densidade bem similar à água. Entretanto, tem uma viscosidade três vezes maior do que a água. As equações de Reynolds mostram que quanto maior a razão da viscosidade em relação à densidade, para o mesmo fluxo e diâmetro hidráulico, menor é o parâmetro Reynolds.

Regiões de estagnação são esperadas e previstas na região de fluxo acelerado que precede o rotor. As zonas de fluxo-inverso à entrada e saída do impulsor também são bem formadas. Segundo Yokota et al. [26] as zonas de fluxo inverso são causadas pelo severo gradiente de pressão axial e a súbita variação de velocidade radial.

Sobrepondo-se as imagens de velocidade e de pressão observa-se uma boa correlação nos resultados. A velocidade axial é acelerada um pouco antes do rotor há uma zona de baixa pressão.

Os gradientes de pressão axiais e radiais ao longo da região do rotor são consistentes com os efeitos dos termos de aceleração centrífuga e de Coriolis.

A identificação na análise numérica das zonas de estagnação e de refluxo de sangue mostra claramente que o projeto desta bomba é deficiente por ter passo constante na hélice do rotor e por ter diâmetro constante no alojamento e no eixo do rotor.

O fluxo simulado pelo método numérico pode ser considerado laminar se o limiar entre o escoamento laminar e escoamento turbulento for considerado Número de Reynolds

30000. O número de Reynolds na simulação numérica não passa de 10000. Quando o fluxo é baixo o regime é laminar. Isto permite que o modelo seja mais preciso, pois há perdas no regime turbulento que são difíceis de modelar.

A bomba testada não foi desenvolvida para ser um substituto do coração artificial, como um DAV, mas foi feita para servir como ponte de apoio sustentando o fluxo de sangue durante a cirurgia cardíaca. O diferencial de pressão através do impulsor não alcançou as expectativas esperadas quando comparado às demandas exigidas de um DAV. O diferencial de pressão ideal para um DAV é de 100 mmHg [12]. Os resultados numéricos prevêem um diferencial de pressão menor que 27 mmHg e os resultados empíricos são ainda menores, abaixo de 15 mm Hg.

8.0 Comentários Finais

De acordo com os resultados numéricos e experimentais verificou-se que a bomba axial em estudo não desempenhou com sucesso o papel esperado por um DAV, devido ao deficiente diferencial de pressão entre entrada e saída do dispositivo.

Os resultados computacionais gerados pelo software *Fluent* não coincidiram com os resultados experimentais. Erros de modelagem das aletas do rotor e talvez quanto ao tipo de escoamento poderiam explicar estas discrepâncias. O raio de curvatura das aletas não foi corretamente representado.

Apesar da discrepância quantitativa, verifica-se que o método numérico pode ser utilizado no ciclo de desenvolvimento de bombas de sangue ou na análise das já existentes.

O número de Reynolds é considerado um parâmetro essencial para definir o regime do fluxo. O limiar entre fluxo laminar e turbulento deve ser determinado com maior precisão na aplicação do modelo numérico numa bomba axial tipo parafuso.

Os gráficos de contorno, da velocidade ou da pressão, servem positivamente para sugerir modificações no protótipo. Por exemplo, regiões de estagnação e fluxo invertido podem ser evitadas preenchendo o espaço com material. O diâmetro da hélice e a folga entre o alojamento e as lâminas podem ser otimizados pela análise numérica.

Um parâmetro que distingue bombas de sangue é o índice de hemólise. Uma característica esperada em um método numérico é prever os efeitos da bomba no sangue. Uma sugestão de trabalhos futuros consiste em implementar um modelo para determinar a intensidade de hemólise. Outra sugestão de trabalho futuro consiste em avaliar o crescimento de pressão nos diagramas de pressão e velocidade decorrente de descrever com maior precisão a geometria das aletas do rotor.

9.0 Referências Bibliográficas

1. R. Y. Calne, K. Rolles, D. J. G. White, Cyclosporine-A Initially as the Only Immunosuppressant in 34 Recipients of Cadaveric Organs: Thirty-Two Kidneys, Two Pancreases, Two Livers, *Lancet*, vol. 2, pp. 1033, 1979.
2. A. A. Leirner, Tratamento da Insuficiência Cardíaca Congestiva Através da Assistência Circulatoria Mecânica, ANAIS DO CBEB'2000
3. J. B. O'Connell, M. R. Bristow, Economic Impact of Heart Failure in the United States: Time for a Different Approach, *J. Heart Lung Transplant*, vol. 13, pp. 107-12, 1994.
4. D. A. Cooley, D. Liotta, G. L. Hallman, R. D. Bloodwell, R. D. Leachman, J. D. Millam, Orthotopic Cardiac Prosthesis for Two Staged Cardiac Replacement, *Am. J. Cardiol*, vol. 24, pp. 723, 1969.
5. R. W. Emery, M. M. Levinson, T. B. Icenogle, M. Carrier, R. A. Ott, J. Copeland, M. J. McAllier-Rhenman, S. M. Nicholson, Selection of Patients for Cardiac Transplantation. *Circulation* vol. 75 pp. 2, 1987.
6. J. J. DeRose Jr., J. P. Umara, M. Argenziano, K. A. Catanese, M. T. Gardocki, M. Flannery, H. R. Levin, B. C. Sun, E. A. Rose, M. C. Oz, Implantable Left Ventricle Assist Devices Provide an Excellent Outpatient Bridge to Transplantation and Recovery, *J. Am. Coll. Cardiol*, vol. 30(7), pp. 1773-7, 1997.
7. R. P. McManus, D. P. O'Hair, J. M. Beitzinger, et al., Patients Who Die Awaiting Heart Transplantation, *J. Heart and Lung*, vol. 12, pp. 159, 1993.
8. Olsen DB. The history of continuous-flow blood pumps. *Artificial Organs*, 2000; 24(6):401-404.
9. Saxton GA, Andrews CB. An ideal pump with hydrodynamic characteristics analogous to the mammalian heart. *Trans Am Soc. Artif. Organs*, 1960; 6:288-289.
10. Rafferty EH, Klieschka HD, Wynyard M, Lackin JT, Smith LV, Cheatham B. Artificial heart II-Application of nonpulsatile radially increasing pressure gradient pumping principle. *Minn. Med*, 1968; 52:191.
11. Golding LR, Harasaki H, Loop FD, Sukalac R, Reich S, Nose Y. Use of a centrifugal pump for temporary left ventricular assist system. *Trans Am Soc. Artif. Intern Organs*, 1978; 24:93-97.

12. Robert K. Jarvik, System Considerations Favoring Rotary Artificial Hearts with Blood-Immersed Bearings, Jarvik Research, Inc., New York, New York, U.S.A. *Artificial Organs*, March 1995.
13. Wampler RK, Moise JC, Frazier OH, Olsen DB. In vivo evaluation of a peripheral vascular access axial flow blood pump. *ASAIO Trans*, 1988; 34(3):450-454.
14. Pinotti M, Rosa ES. Computational prediction of hemolysis in a centrifugal ventricular assist device. *Artificial Organs*, 1995; 19(3):267-273.
15. Antaki JF, Ghattas O, Burgreen GW, He B. Computational flow optimization of rotary blood pump components. *Artificial Organs*, 1995; 19(7):608-615.
16. Burgreen GW, Antaki JF, Wu J, le Blanc P, Butler KC. A computational and experimental comparison of two outlet stators for the Nimbus LVAD. *ASAIO Journal*, 1999; 45:328-333.
17. Thomas DC, Butler KC, Taylor LP. Continued development of the Nimbus/University of Pittsburgh (UOP) axial flow left ventricular assist system. *ASAIO J*, 1997; 43:M564-M566.
18. Rodkiewicz CM, Sinha P, Kennedy JS. On the application of a constitutive equation for whole human blood. *Trans ASME-J Biomech Eng*, 1990; 112:198-206.
19. Kirts C, Kwak D, Rogers S, Chang I-D. Computational approach for probing the flow through artificial heart devices. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1997; 119:453-460.
20. Wood HG, Anderson J, Allaire PE, McDaniel JC, Bearson G. Numerical solution for blood flow in a centrifugal ventricular assist device. *Int J Artif Organs*, 1999; 22:827-836.
21. Apel J, Paul R, Klaus S, Siess T, Reul H. Assessment of hemolysis related quantities in a micro axial blood pump by computational fluid dynamics. *Artificial Organs*, 2001; 25 (5):341-347.
22. Burgreen GW, Antaki JF, Wu ZJ, Holmes AJ. Computational fluid dynamics as a development tool for rotary pumps. *Artificial Organs*, 2001; 25(5):336,340.
23. Patankar S, Numerical Heat Transfer and Fluid Flow, 1974
24. Maliska, Clovis R, Transfêrencia de Calor e Mecânica dos Fluidos Computacional, LTC-Livros Técnicos e Científicos Editora S. A., 1995.

25. Fay J A., Introduction to Fluid Mechanics, MIT press, Cambridge, Massachusetts, 1994, pp. 14-15.
26. Yokota K, Kurahara K, Kataoka D, Tsujimoto Y, Acosta A J, A Study of Backflow and Vortex Structure at the Inlet of an Inducer, *JSMF International Journal*, Series B, vol. 42, no. 3, 1999.
27. Berne R M, Levy M N, Cardiovascular Physiology, 6th Edition, Mosby- Year Book, Inc., 1992.
28. Oisen R M, Wright S J, Essentials of Engineering Fluid Mechanics, Fifth Edition, Harper & Row Publishers Inc., New York, 1990.

ANEXOS

Experimental Results

3/1/2002

Simulação #	Flux Q ml/min	Pressão cm H2O	Pressão cm H2O	Pressão cm H2O	area = V in =	cm2	cm/s
1	182	-5.9	20.1	12.6	9.429109		
2	240	-6.1	19.9	12.2	12.43399		
3	282	-6.7	19.2	11.8	14.60994		
4	290	-6.6	18.7	11.3	15.02441		
5	420	-7	17.4	10.4	21.75948		
6	660	-7.8	12.7	7.7	34.19347		

Rotation held constant at 10,000 rpm
 Experiments supervised by Prof. Raul Gonzalez Lima

Simulação #	Flux Q ml/min	Pressão mmHg	Pressão mmHg	Pressão mmHg	density of Hg
1	182	-4.33546	14.76996	9.258783	
2	240	-4.48243	14.623	8.964853	
4	290	-4.84984	13.74121	8.303512	
5	420	-5.14377	12.78594	7.64217	
6	660	-5.73163	9.332265	5.658145	

density of Hg

Simulação #	Flux Q ml/min	Pressão mmHg	Pressão mmHg	Pressão mmHg
1	182	-4.33546	14.76996	9.258783
2	240	-4.48243	14.623	8.964853
4	290	-4.84984	13.74121	8.303512
5	420	-5.14377	12.78594	7.64217
6	660	-5.73163	9.332265	5.658145

LAMINAR H2O

FLUENT

Version: 3d, segregated, lam (3d, segregated, laminar)
 Release: 5.5.14
 Title:

```

Models
-----
Model Settings
-----
Space 3D
Time Steady
Viscous Laminar
Heat Transfer Disabled
Melting-Freezing Disabled
Species Transport Disabled
Coupled Dispersed Phase Disabled
Pollutants Disabled
Soot Disabled

Boundary Conditions
-----
Material Name water-liquid
Specify source terms? no
Source Terms (mass (constant .
0) (profile )) (x-momentum (constant . 0) (profile )) (y-momentum
(constant . 0) (profile )) (z-momentum (constant . 0) (profile )))
Motion Type 1
X-Velocity Of Zone 0
Y-Velocity Of Zone 0
Z-Velocity Of Zone 0
Rotation speed -1050
X-Origin of Rotation-Axis 0
Y-Origin of Rotation-Axis 0
Z-Origin of Rotation-Axis 0
X-Component of Rotation-Axis 0
Y-Component of Rotation-Axis 0
Z-Component of Rotation-Axis 1
Porous zone? no
Conical porous zone? no
X-Component of Direction-1 Vector 1

-----
Condition Value
-----
Zones
-----
name id type
fluid 1 fluid
out 5 outflow
axle 2 wall
chamber 3 wall
in 4 velocity-inlet
impeller 6 wall
default-interior 8 interior

Boundary Conditions
-----
fluid
Condition Value
-----

```

Condition	Value
Y-Component of Direction-1 Vector	0
Z-Component of Direction-1 Vector	0
X-Component of Direction-2 Vector	0
Y-Component of Direction-2 Vector	1
Z-Component of Direction-2 Vector	0
X-Coordinate of Point on Cone Axis	1
Y-Coordinate of Point on Cone Axis	0
Z-Coordinate of Point on Cone Axis	0
Half Angle of Cone Relative to its Axis	0
Direction-1 Viscous Resistance	0
Direction-2 Viscous Resistance	0
Direction-3 Viscous Resistance	0
Direction-1 Inertial Resistance	0
Direction-2 Inertial Resistance	0
Direction-3 Inertial Resistance	0
C0 Coefficient for Power-Law	0
C1 Coefficient for Power-Law	0
Free Stream Temperature	0
Enable planar conduction?	no
Apply a velocity to this wall?	yes
Define wall motion relative to adjacent cell zone?	no
Apply a rotational velocity to this wall?	yes
Velocity Magnitude	0
X-Component of Wall Translation	1
Y-Component of Wall Translation	0
Z-Component of Wall Translation	0
Define wall velocity components?	no
X-Component of Wall Translation	0
Y-Component of Wall Translation	0
Z-Component of Wall Translation	0
Rotation Speed	0
X-Position of Rotation-Axis Origin	0
Y-Position of Rotation-Axis Origin	0
Z-Position of Rotation-Axis Origin	0
X-Component of Rotation-Axis Direction	0
Y-Component of Rotation-Axis Direction	0
Z-Component of Rotation-Axis Direction	1
Specify shear stress?	no
X-component of shear stress	0
Y-component of shear stress	0
Z-component of shear stress	0

chamber

axle

out

Flow rate weighting 1

Condition Value

Condition Value

Condition	Value
Free Stream Temperature	0
Enable planar conduction?	no
Apply a velocity to this wall?	yes
Define wall motion relative to adjacent cell zone?	no
Apply a rotational velocity to this wall?	yes
Velocity Magnitude	0

Impeller

Condition	Value
Velocity Specification Method	2
Reference Frame	0
Velocity Magnitude	0.15
Coordinate System	0
X-Velocity	0
Y-Velocity	0
Z-Velocity	0
X-Component of Flow Direction	1
Y-Component of Flow Direction	0
Z-Component of Flow Direction	0
X-Component of Axis Direction	1
Y-Component of Axis Direction	0
Z-Component of Axis Direction	0
X-Coordinate of Axis Origin	0
Y-Coordinate of Axis Origin	0
Z-Coordinate of Axis Origin	0
Angular velocity	0

In

Free Stream Temperature	0
Enable planar conduction?	no
Apply a velocity to this wall?	yes
Define wall motion relative to adjacent cell zone?	no
Apply a rotational velocity to this wall?	yes
Velocity Magnitude	0
X-Component of Wall Translation	1
Y-Component of Wall Translation	0
Z-Component of Wall Translation	0
Define wall velocity components?	no
X-Component of Wall Translation	0
Y-Component of Wall Translation	0
Z-Component of Wall Translation	0
Rotation Speed	0
X-Position of Rotation-Axis Origin	0
Y-Position of Rotation-Axis Origin	0
Z-Position of Rotation-Axis Origin	0
X-Component of Rotation-Axis Direction	0
Y-Component of Rotation-Axis Direction	0
Z-Component of Rotation-Axis Direction	1
Specify shear stress?	no
X-component of shear stress	0
Y-component of shear stress	0
Z-component of shear stress	0

1	X-Component of Wall Translation		
0	Y-Component of Wall Translation		
0	Z-Component of Wall Translation		
no	Define wall velocity components?		
0	X-Component of Wall Translation		
0	Y-Component of Wall Translation		
0	Z-Component of Wall Translation		
0	Rotation Speed		
0	X-Position of Rotation-Axis Origin		
0	Y-Position of Rotation-Axis Origin		
0	Z-Position of Rotation-Axis Origin		
0	X-Component of Rotation-Axis Direction		
0	Y-Component of Rotation-Axis Direction		
1	Z-Component of Rotation-Axis Direction		
no	Specify shear stress?		
0	X-component of shear stress		
0	Y-component of shear stress		
0	Z-component of shear stress		
	default-interior		
	Condition	Value	

	Solver Controls		

	Equations		
	Equation	Solved	

	Flow	Yes	

	Numerics		
	Numeric	Enabled	

	Absolute Velocity Formulation		
	Yes		

	Relaxation		
	Variable	Relaxation Factor	

	Pressure	0.2	
	Momentum	0.2	
	Density	1	
	Body Forces	1	

	Linear Solver		
	Solver	Type	Termination Criterion

	Pressure	V-Cycle	0.1
	X-Momentum	Flexible	0.1
	Y-Momentum	Flexible	0.1
	Z-Momentum	Flexible	0.1
			0.7
			0.7
			0.7

Discretization Scheme

Variable	Scheme
Pressure	Standard
Momentum	First Order Upwind
Pressure-Velocity Coupling	SIMPLE

Solution Limits

Quantity	Limit
Minimum Absolute Pressure	1
Maximum Absolute Pressure	500000
Minimum Temperature	1
Maximum Temperature	5000

Material Properties

Material: water-liquid (fluid)

Property	Units	Method	Value (s)
----------	-------	--------	-----------

Density kg/m³ constant 998.2

Cp (Specific Heat) J/kg-k constant 4182

Thermal Conductivity w/m-k constant 0.6

Viscosity kg/m-s constant 0.001003

Molecular Weight kg/kgmol constant 18.0152

L-J Characteristic Length angstrom constant 0

L-J Energy Parameter k constant 0

Thermal Expansion Coefficient 1/k constant 0

Degrees of Freedom constant 0

Material: blood (fluid)

Property	Units	Method	Value (s)
----------	-------	--------	-----------

Density kg/m³ constant 1048

Cp (Specific Heat) J/kg-k constant 1006.43

Thermal Conductivity w/m-k constant 0.0242

Viscosity kg/m-s constant 0.00070500001

Molecular Weight kg/kgmol constant 28.966

L-J Characteristic Length angstrom constant 0

L-J Energy Parameter k constant 0

Thermal Expansion Coefficient 1/k constant 0

Degrees of Freedom constant 0

Material: air (fluid)

Property	Units	Method	Value (s)
----------	-------	--------	-----------

Density kg/m³ constant 1.225

Cp (Specific Heat) J/kg-k constant 1006.43

Material: aluminum (solid)			
Property	Units	Method	Value(s)
Thermal Conductivity	w/m-k	constant	0.0242
Viscosity	kg/m-s	constant	1.7894e-05
Molecular Weight	kg/kgmol	constant	28.966
L-J Characteristic Length	angstrom	constant	0
L-J Energy Parameter	k	constant	0
Thermal Expansion Coefficient	1/k	constant	0
Degrees of Freedom		constant	0
Thermal Conductivity	w/m-k	constant	202.4
CP (Specific Heat)	J/kg-k	constant	871
Density	kg/m ³	constant	2719