

UNIVERSIDADE SÃO JUDAS TADEU

Brenda Gabriella Bruno Marques – 816122860

Giovana Moura da Silva – 818148697

Paulo Henrique de Araujo – 819226290

Rafael Nonato Criado – 818118556

Victor Venezian Martines – 201403976

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO HIDRODINÂMICO DE UMA
BOMBA CENTRÍFUGA DE SANGUE PARA O APARELHO DE
OXIGENAÇÃO POR MEMBRANA EXTRACORPÓREA**

São Paulo

2022

Brenda Gabriella Bruno Marques – 816122860

Giovana Moura da Silva – 818148697

Paulo Henrique de Araújo – 819226290

Rafael Nonato Criado – 818118556

Victor Venezian Martines – 201403976

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO HIDRODINÂMICO DE UMA
BOMBA CENTRÍFUGA DE SANGUE PARA O APARELHO DE
OXIGENAÇÃO POR MEMBRANA EXTRACORPÓREA**

Monografia apresentada à

Universidade São Judas Tadeu,

*como requisito parcial para a
obtenção*

do título de Engenheiro Mecânico.

Orientador: *Me. Rafael Nunes da
Silva*

São Paulo

2022

FICHA DE APROVAÇÃO

Data: _____

Horário: _____

Sala: _____

Título: ESTUDO DO COMPORTAMENTO HIDRODINÂMICO DE UMA BOMBA CENTRIFUGA DE SANGUE PARA O APARELHO DE OXIGENAÇÃO POR MEMBRANA EXTRACORPÓREA

Nome completo dos alunos	RA
Brenda Gabriella Bruno Marques	816122860
Giovana Moura da Silva	818148697
Paulo Henrique de Araújo	819226290
Rafael Nonato Criado	818118556
Victor Venezian Martines	201403976

Observações sobre o trabalho:

Professores da Banca examinadora	Assinatura
Me. Rafael Nunes da Silva	
Me. André Ferrús Filho	
Me. Gustavo Caravita de Andrade	

Resultado : Somente aprovado ou reprovado _____

DEDICATÓRIA

Dedicamos este trabalho a nossa família e a todos que nos apoiaram durante todo o percurso para a realização do curso.

AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de agradecer a nossas famílias, que nos apoiaram e acreditaram em nosso potencial durante todo o curso.

Aos nossos amigos, que de certa forma, compartilhamos um certo momento da realização de nosso trabalho.

Ao nosso orientador, Professor Mestre Rafael Nunes da Silva, que nos deu total apoio e novas ideias para realizarmos este trabalho, nos ajudando com os testes realizados no Instituto Dante Pazzanese.

A todos da unidade de Engenharia do Instituto Dante Pazzanese, por terem disponibilizado os equipamentos e laboratório para realização dos experimentos e pelo respeito e receptividade no local.

RESUMO

Utilizando conceitos e cálculos aprendidos em período de curso, calculamos e desenvolvemos através de software, um rotor de uma bomba centrífuga radial, ideal para o funcionamento especializado em um aparelho ECMO (Aparelho de Oxigenação por Membrana Extracorpórea) ou para um dispositivo de circulação de sangue por tempo determinado.

Com o desenvolvimento deste novo rotor via software, realizamos 3 tipos de testes de desempenho hidrodinâmico com diferentes modelos, levando em consideração exatamente as mesmas medidas de uma bomba centrífuga radial, realizada em uma tese de pós-graduação, mudando apenas os rotores para realização dos testes.

Após os testes no software, foram realizados experimentos *in loco*, no laboratório de engenharia no instituto Dante Pazzanese, juntamente com os profissionais da área.

Através destes testes, foram definidos gráficos de análise de desempenho hidrodinâmico, onde temos o Fluxo (L/min) e a variação de pressão, utilizando diferentes rotações da bomba (RPM), assim, sendo possível notar variações e detalhes de cada rotor utilizado.

ABSTRACT

Using concepts and calculations learned during the course, we calculated and developed through software, a radial centrifugal, ideal for specialized operation in an ECMO (Extracorporeal Oxygenation Membrane) device or for a fixed-term blood circulation device.

With the development of this new rotor via software, we performed three types of hydrodynamic performance tests with different rotor models, considering the same measurements of a radial centrifugal pump, made available by the Dante Pazzanese Institute.

Once the test is done in the software, the experiments were made in loco, in the engineering laboratory at the Dante Pazzanese Institute, with the support of the local professionals.

Through these tests, hydrodynamic performance analysis charts were defined, where we have the Flow (L/min), the pressure variation, using different pump revolutions. It is possible to notice variations and details of each impeller used.

Lista de Figuras

Figura 1 - Fases do processo do ciclo cardíaco.....	15
Figura 2 - Diagrama de Wiggers.....	16
Figura 3 - Índice Cardíaco.....	17
Figura 4 - Rotor A - Desenho 3D em Solid Works.....	27
Figura 5 - Desenho em Solid Works - Rotor C – Tese Pós-Graduação (Juliana Leme).....	28
Figura 6 - Simulação em 1000 RPM – Software AFT Fathom.....	29
Figura 7 – Simulação em 3000 RPM – Software AFT Fathom.....	29

Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor A ($\Delta P \times F$).....	31
Gráfico 2 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor B ($\Delta P \times F$).....	32
Gráfico 3 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor C ($\Delta P \times F$).....	33
Gráfico 4 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 1000 RPM)	34
Gráfico 5 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 1500 RPM)	35
Gráfico 6 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 2000 RPM)	35
Gráfico 7 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 2500 RPM)	36
Gráfico 8 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 3000 RPM)	36

Lista de Imagens

Imagem 1 - Bomba Centrífuga Radial.....	22
Imagem 2 - Bomba Centrífuga Radial.....	23
Imagem 3 - Reservatório (Utilizado H ₂ O (água) para realização do experimento.....	23
Imagem 4 - Fluxômetro.....	24
Imagem 5 - Monitor de pressão e Módulo de acionamento.....	24

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores do INH e seus resultados clínicos.....	20
Tabela 2 - Desempenho Hidrodinâmico - Rotor A.....	31
Tabela 3 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor B.....	32
Tabela 4 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor C.....	33

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVO	10
3. BOMBAS MECÂNICAS	11
4. OXIGENADORES	12
5. FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO	13
4.1 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO	13
4.2 FASES DO CICLO CARDÍACO (GUYTON, ET AL 2006)	13
5 DIAGRAMA DE WIGGERS	15
6 DÉBITO CARDÍACO	16
6.1 DÉBITO SISTÓLICO (VOLUME SISTÓLICO OU VS)	17
6.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA (FC)	17
6.3 PRÉ-CARGA	17
6.4 PÓS-CARGA	17
6.5 ÍNDICE CARDÍACO	17
6.6 TÉCNICA UTILIZADA	18
7 MECANISMO DE FRANK-STARLING	18
8 RETORNO VENOSO	18
9 VOLUME DIASTÓLICO FINAL (VDF)	19
11 FRAÇÃO DE EJEÇÃO (FE)	19
12 ÍNDICE NORMALIZADO DE HEMÓLISE	19
13 MATERIAIS E MÉTODOS	20
14 COMPONENTES UTILIZADOS NO EXPERIMENTO	20
15 SISTEMA DE CIRCULAÇÃO MOCK LOOP (INSTITUTO DANTE PAZZANESE)	21
16 RESULTADOS	24
17 ROTOR DESENVOLVIDO (ROTOR A)	25
18 MEMORIAL DE CÁLCULOS	25
19 ROTOR TESE PÓS-GRADUAÇÃO (ROTOR C)	27
20 TESTES REALIZADOS	28
20.1 TESTE 1: ROTOR A (ROTOR DE NOSSO TRABALHO). Gráficos gerados através dos resultados das simulações do software AFT Fathom)	31
20.2 TESTE 2: ROTOR B (ROTOR SPIRAL PUMP 65). Gráfico gerado através dos resultados de simulações no sistema Mock Loop.	32
20.3 TESTE 3: ROTOR C (ROTOR TESE PÓS-GRADUAÇÃO JULIANA LEME)	33
21 CONCLUSÃO	38
22 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA	39

1. INTRODUÇÃO

As doenças cardiovasculares estão entre as principais causas de mortes no mundo, de acordo com dados da Organização Mundial da Saúde (OMS). Estima-se aproximadamente 17,7 milhões de mortes por ano no mundo e no Brasil, são contabilizados mais de 300 mil óbitos anualmente. Os fatores contribuintes, principalmente, para o aumento das doenças cardiovasculares, são o sedentarismo, tabagismo e a obesidade (WHO, 2015 e Avezum, 2012).

A ECMO (Extracorporeal Membrane Oxygenation Circuitry), conhecido como Aparelho de Oxigenação por Membrana Extracorpórea, é um aparelho onde sua função é fornecer oxigênio a pacientes que tenham problemas cardíacos e/ou respiratórios. O conjunto do ECMO está dividido em três principais partes mecânicas, são elas: Bomba de sangue, Trocadores de calor e trocadores de gases.

Atrelados ao aparelho ECMO, são conectados, para controle do paciente, monitores cardíacos de fluxo sanguíneo, monitores de pressão arterial e saturação do oxigênio.

2. OBJETIVO

Nosso principal objetivo é realizar análises através de testes de desempenho hidrodinâmico de uma bomba Centrífuga Radial para aparelho ECMO utilizando o software AFT Fathom, realizando uma escolha de rotor através de cálculos para obter os dados necessários de um ideal funcionamento.

Após a escolha de nosso rotor e realizado os testes do software, utilizaremos uma bomba comercial que foi disponibilizada pelo Instituto Dante Pazzanese de cardiologia para realizarmos testes presenciais e uma tese de Pós-graduação como base que realizou um rotor, comparando o desempenho hidrodinâmico entre elas, verificando os dados obtidos de nosso rotor criado.

No processo de comparação de desempenho, foram denominados os três rotores dos testes como: Rotor A (Rotor desenvolvido), Rotor B (Rotor comercial SPIRAL Pump 65) e Rotor C (Rotor da tese de pós-graduação Juliana Leme).

O que foi benéfico e o que influenciou em seu funcionamento, sendo que as medidas como base da bomba, foram utilizadas as mesmas, somente o rotor será diferente para nossos estudos.

3. BOMBAS MECÂNICAS

Essas têm a função de fornecer um fluxo parametrizado e contínuo para o paciente dentro de pressões que não afetam a saúde dele, assim, trazendo segurança na sucção e na pressão de saída, controlando a velocidade do fluido (sangue). Cada bomba tem sua particularidade, onde, dependendo do modelo da bomba, deve se respeitar medidas como pressão por mmHg (milímetro de mercúrio) ou restritos a respectivos RPM (rotação por minuto). Para essa aplicação as bombas mais comuns são as centrífugas e as de roletes.

As bombas centrífugas radiais são caracterizadas por possuírem um componente giratório, rotor, composto de pás ou hélices no qual o fluido entra em seu centro e é expelido pela periferia do rotor.

Em função da força centrífuga, o fluido é direcionado ao centro do rotor, percorrendo de forma paralela ao eixo, atravessando os canais formados por pás ou hélices, sendo assim, expelida pela periferia do rotor em diversas velocidades.

Uma bomba pode ser definida e escolhida através de algumas características: tipo de rotor, quantidade de pás, tipo da carcaça e a posição do eixo. Abaixo temos alguns componentes que fazem parte da composição de uma bomba.

- **Rotor:** Pode ser chamado também de impulsor, pode ser constituído por pás ou hélices, por entre quais o fluido escoava suavemente. O rotor gira rapidamente, realizando a conversão da energia do motor em energia cinética. Isso também gera uma zona de alta pressão na periferia e uma zona de baixa pressão no centro, a qual faz com que o líquido seja “sugado” até a bomba, aumentando o fluxo deste pela entrada do equipamento.

- **Carcaça:** A carcaça é a parte da bomba onde, no seu interior, a energia de velocidade é transformada em energia de pressão, o que possibilita o líquido alcançar o ponto final do recalque. É no seu interior que está instalado o conjunto girante (eixo-rotor) que torna possível o bombeamento do líquido. A carcaça pode ser concêntrica, voluta, dupla voluta ou difusora.

- **Rolamentos:** Os rolamentos restringem o movimento relativo do eixo (rotor) e reduzem o atrito entre o eixo rotativo e o estator.

- **Aletas:** Também conhecidas como pás, fazem parte do sistema do rotor, onde fazem a troca de energia, realizando um aumento de rendimento do motor.

4. OXIGENADORES

Esse complemento é responsável pela troca gasosa no sangue, adicionando o elemento O₂ e removendo o CO₂. Em sua composição, podendo ser utilizado alguns materiais específicos que hoje são muito utilizados nas áreas hospitalares, como borracha de silicone, fibra oca de polipropileno (PP), polimetilpenteno de superfície comprimida (PMP), cloreto de polivinila (PVC), poliuretano (PU) e até aço inoxidável.

Os benefícios para utilização do aparelho ECMO, se define pelo equilíbrio da circulação, em conjunto com um procedimento rápido e eficaz, trazendo assim um período para que os órgãos como, pulmão e coração, possam se recuperar naturalmente, enquanto todo o aparelho mantém o funcionamento do órgão sem esforços.

Como todo equipamento, existem seus riscos de uso, por isso, deve ser realizado por profissionais capacitados, a fim de minimizar possíveis intervenções. A seguir vejamos alguns riscos que o ECMO pode causar:

- **Hemorragia** - A hemorragia é causada quando há um rompimento do vaso sanguíneo, podendo trazer complicações no sistema circulatório do paciente;
- **Infecção** - Esse tipo de risco é muito comum, isso acontece porque no processo serão inseridos tubos dentro dos vasos sanguíneos e eles não estando esterilizados podem trazer este risco;
- **Embolia** - A embolia se dá por coágulos de sangue (trombo) que acontecem no sangue, onde bolhas de ar surgem por dificultarem a passagem de oxigênio, realizando a obstrução de uma artéria;
- **AVC (acidente vascular cerebral)** - O AVC pode acontecer caso haja o entupimento e/ou obstrução da artéria que envia o sangue para o cérebro;

No tratamento, existem dois meios de utilização:

- **Veno-venosa** - Utilizada em pacientes com insuficiência respiratória, no caso do ator Paulo Gustavo, as cânulas são inseridas através da punção de ou dois acessos venosos centrais no pescoço ou na região inguinal, onde o sangue é retirado do paciente, passa pela membrana extracorpórea, é realizado a troca de gases e retorna ao paciente, através da canulação posicionada no átrio direito (lado direito do coração).
- **Veno-arterial** - Utilizada em pacientes com insuficiência cardíaca, fornece como apoio respiratório e circulatório, o sangue é retirado do átrio direito (drenagem do sangue para o aparelho de suporte respiratório) e devolvido para o sistema arterial, via artéria femoral.

5. FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

4.1 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

Quando falamos em um sistema de respiração, o primeiro órgão muscular que vem em mente é o coração. Ele é o principal responsável pelo funcionamento respiratório de um organismo. Está localizado na parte central da caixa torácica, com uma pequena inclinação para a esquerda, situado entre os pulmões.

Sua principal função é o bombeamento de sangue para as partes do corpo, trabalhando como uma bomba dupla, onde divide-se em duas partes. O lado esquerdo bombeia sangue oxigenado e o lado direito bombeia sangue venoso para os pulmões.

Existem dois tipos de movimentos impulsionados pelo coração no funcionamento respiratório:

- **Sístole** - Movimento de contração, em que o sangue é bombeado para o corpo.
- **Diástole** - Movimento de relaxamento, em que o coração se enche de sangue do corpo.

O conjunto de movimentos exercidos através da “bomba dupla”, realizada pelo coração, denomina-se Ciclo cardíaco.

Quando ficam cheios de sangue, os átrios se contraem (sístole), as válvulas se abrem e o sangue é bombeado para os ventrículos que estão relaxados (diástole).

Após isso, os ventrículos se contraem (sístole) e pressionam o sangue para os vasos. Nesse momento, os átrios em diástole se enchem de sangue.

4.2 FASES DO CICLO CARDÍACO (GUYTON, ET AL 2006)

- **Enchimento ventricular lento (Diástase)** - Aproximadamente 80% do sangue que está no átrio escoam para o ventrículo sem auxílio de contração, sobrando 20% com ela para finalização do enchimento dos ventrículos.

- **Enchimento ventricular rápido** - Durante a sístole ventricular, o sangue vai se acumulando nos átrios, após esta etapa, o ventrículo retorna para a fase de diástole, que é o relaxamento, o volume sanguíneo que ficou nos átrios exerce pressão nas valvas atrioventriculares (direita: tricúspide; esquerda: mitral ou bicúspide) e, então, passa rapidamente para os ventrículos. Isso ocorre no primeiro momento da diástole. No

segundo momento, pouco sangue escoo diretamente para os ventrículos, e o sangue vindo das veias continua a chegar nos átrios. Esses dois momentos correspondem aos 80% do enchimento ventricular. E, por último, no momento final da diástole ventricular, ocorre a sístole atrial (contração do átrio) para terminar de encher o ventrículo.

- **Contração Isovolumétrica ou Isométrica** - Após o início da contração ventricular, temos um aumento na pressão ventricular e o fechamento das valvas atrioventriculares. Então, ocorre uma contração no ventrículo, mas ainda sem ejeção do sangue, para isso ocorrer, é necessário um tempo aproximado de 0,03 segundos, para que tenha a pressão necessária para que as valvas semilunares (direita: pulmonar; esquerda: aórtica) se abram e o sangue seja ejetado de encontro à pressão nas artérias correspondentes, pulmonar ou aorta.

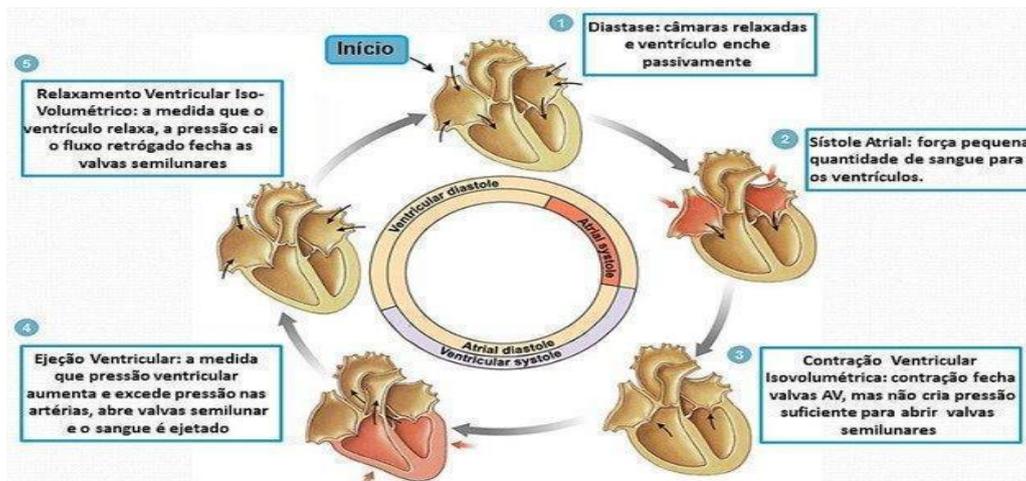
- **Ejeção Rápida** - Quando a pressão no ventrículo direito está em aproximadamente 8mmHg e ventrículo esquerdo em 80mmHg, as válvulas semilunares se abrem e o sangue é ejetado para as artérias, de início, é ejetado 70% do sangue.

- **Ejeção Lenta** - Com os 30% do sangue que restaram, serão ejetados após o período da ejeção rápida.

- **Relaxamento Isovolumétrico (Isométrico)** - Após o término do período de contração dos ventrículos, inicia-se o relaxamento com as pressões interiores diminuindo, respectivamente. As valvas semilunares são fechadas quando as artérias começam a empurrar o sangue novamente para os ventrículos. Neste momento, há um relaxamento nos ventrículos, mas sem alteração do volume, sendo o período de relaxamento isovolumétrico. Após isso, as pressões dos ventrículos diminuem e voltam ao momento de diástole, encerrando o ciclo.

A Figura 1 apresenta uma demonstração ilustrativa das fases do processo do ciclo cardíaco:

Figura 1 - Fases do processo do ciclo cardíaco



Fonte: SanarMed

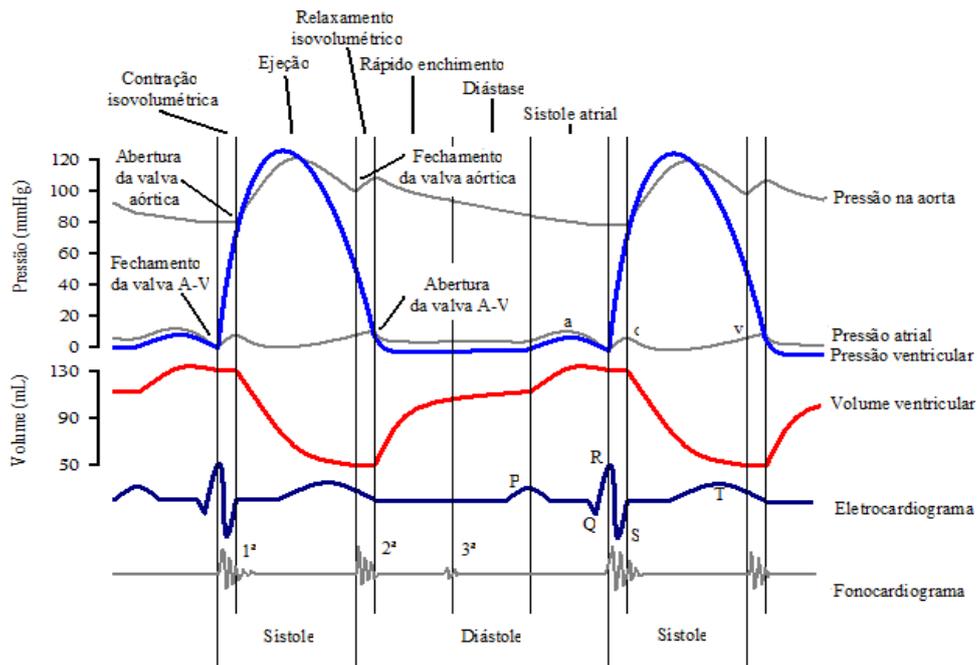
5 DIAGRAMA DE WIGGERS

Desenvolvido por Carls Wiggers, é um diagrama utilizado para Fisiologia Cardíaca. Neste diagrama, o eixo X (eixo das abscissas) é utilizado para traçar o Tempo e o eixo Y (eixo das ordenadas) é utilizado para mostrar valores e variações de coordenadas do ciclo cardíaco.

No Eixo Y, temos os seguintes determinados itens de coordenadas:

- Pressão sanguínea;
- Pressão aórtica;
- Pressão ventricular;
- Pressão atrial;
- Volume ventricular;
- Eletrocardiograma;
- Fluxo arterial (opcional);
- Ruídos cardíacos (opcional).

Figura 2 - Diagrama de Wiggers



Fonte: Stringfixer

6 DÉBITO CARDÍACO

Débito Cardíaco (DC) é a quantidade de sangue bombeado (calculada em litros por minuto) para a aorta a cada minuto pelo coração e a quantidade de sangue fluída através da circulação. Essa medida do (DC) é essencial para adquirir mais dados sobre o desempenho cardíaco do paciente.

O Débito Cardíaco varia conforme os níveis de atividade do corpo, como por exemplo a idade da pessoa, atividades físicas, dimensões do corpo. Estima-se que aproximadamente 5,6 litros por minuto seja o valor ideal para um adulto homem em repouso. Em mulheres estima-se 4,9 litros. Porém, em caso de prática de exercícios físicos, ou até mesmo o fator da idade, este número tende a alterar.

A Equação do Débito Cardíaco é a frequência cardíaca multiplicada pelo volume sistólico.

Caracterizado pelo volume sanguíneo bombeado pelo coração em 1 minuto.

$$DC = FC \times VS$$

Débito Cardíaco – (DC);

Frequência Cardíaca (FC);

Volume Sistólico (VS);

6.1 DÉBITO SISTÓLICO (VOLUME SISTÓLICO OU VS)

Quando os ventrículos esvaziam durante a contração, que é a sístole, o volume diminui por volta dos 70ml.

6.2 FREQUÊNCIA CARDÍACA (FC)

É o número de batimentos cardíacos que ocorre dentro de 1 minuto.

6.3 PRÉ-CARGA

É a pressão que o sangue faz no ventrículo quando está cheio antes da contração, ou seja, antes da sístole. Quanto maior ou menor a tensão, maior ou menor é a pré-carga.

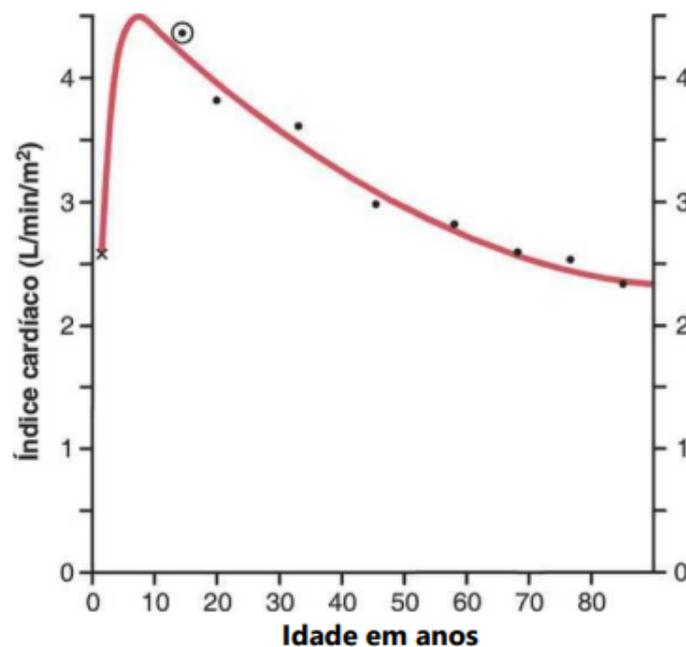
6.4 PÓS-CARGA

É a resistência enfrentada durante a ejeção do ventrículo; o sangue enfrenta dificuldades de seguir quando ele é expelido para as respectivas artérias.

6.5 ÍNDICE CARDÍACO

Trata-se do débito cardíaco representado por metro quadrado da área da superfície corporal.

Figura 3 - Índice Cardíaco



Fonte: Livro Guy & Hall - Tratado de Fisiologia Médica - pág. 241

6.6 TÉCNICA UTILIZADA

A técnica mais utilizada para avaliação do DC em pacientes críticos é a termo diluição.

Esta técnica é baseada no princípio da diluição do indicador, onde 10 ml de uma solução cristalóide resfriada são injetados na corrente sanguínea em velocidade contínua no átrio direito. Um termistor distal, localizado na artéria pulmonar, transmite para o computador as alterações de temperatura ocorridas pela solução em contato com a temperatura corpórea. Enquanto isso, o monitor constrói e integra uma curva, calculando o valor do débito cardíaco em litros por minuto.

7 MECANISMO DE FRANK-STARLING

Com nome em homenagem aos grandes Fisiologistas do século XX, Otto Frank e Ernest Starling, trata-se da capacidade intrínseca de o coração moldar-se conforme o bombeamento do sangue que chega ao coração. É o movimento que faz com que distribua o sangue para o resto do corpo. É ditado com a velocidade do bombeamento do coração.

8 RETORNO VENOSO

O retorno venoso trata-se da quantidade de sangue que flui das veias para o átrio direito por minuto. “O Retorno venoso e o débito cardíaco devem ser iguais um ao outro exceto por poucos batimentos cardíacos nos momentos em que o sangue é temporariamente armazenado ou removido do coração e dos pulmões” (Guy & Hall - Tratado de Fisiologia Médica - pág. 241).

O retorno venoso é a soma dos fluxos sanguíneos locais e a regulação do débito cardíaco é a soma de todas as regulações do fluxo sanguíneo local.

O retorno venoso pode ser calculado pela seguinte fórmula:

$$RV = Pes - \frac{PAD}{RRV}$$

- RV: Retorno Venoso;
- PES: Pressão média de enchimento sistêmico;
- PAD: Pressão atrial direita;
- RRV: Resistência ao retorno venoso;

Alguns dos conceitos importantes para conhecermos nesse assunto são:

9 VOLUME DIASTÓLICO FINAL (VDF)

É denominado através do enchimento dos ventrículos durante seu relaxamento, a diástole.

10 VOLUME SISTÓLICO FINAL (VSF)

É a quantidade de sangue que resta ao final da ejeção.

11 FRAÇÃO DE EJEÇÃO (FE)

É a fração do volume sanguíneo expelido do volume diastólico final. É por volta dos 60%. Fórmula: $FE = VDF - VSF$

12 ÍNDICE NORMALIZADO DE HEMÓLISE

Hemólise: Trata-se do processo em que ocorre o rompimento da membrana das hemácias (glóbulos vermelhos) liberando hemoglobina. Pode-se causar sérios problemas de saúde, podendo ser necessário de transfusão de sangue.

Um problema comum associado ao bombeamento de sangue é a ocorrência de hemólise, quando ocorre a ruptura da membrana das hemácias, permitindo a liberação da hemoglobina para o plasma, constituindo a hemoglobina livre. A hemoglobinúria é o fenômeno gerado pelo aumento de hemoglobina livre no plasma (PFH), como consequência da hemólise.

Os índices de hemólise dependem dos níveis de tensões às quais as células estão submetidas e do tempo de exposição destas células aos agentes causadores do trauma.

No desenvolvimento de uma bomba de sangue é importante manter o Índice Normalizado de Hemólise (INH) em valores que não causem problemas clínicos ao paciente. É importante avaliar esses valores no início do processo do desenvolvimento, para que possam ser realizadas alterações no projeto, caso necessário.

Tabela 1 - Valores do INH e seus resultados clínicos

INH (g/100L)	Resultado Clínico
>0,06	Aumento do nível de hemoglobina livre no plasma
>0,04	Sem aumento de hemoglobina livre no plasma, mas requer transfusão de sangue
<0,04	Fisiologicamente satisfatório
<0,02	Clinicamente satisfatório
<0,01	Nível ideal para assistência mecânica

Fonte: Nosé, 1998

Para cálculo do Índice Normalizado da Hemólise, temos a seguinte equação:

$$INH = \frac{\Delta PFH \times V}{Q \times \Delta t} \times \frac{100 - Ht}{100}$$

Onde:

INH = Índice Normalizado de Hemólise (g/100L);

Δ PFH = Variação da hemoglobina livre no plasma entre as amostras (mg/dL);

V = Volume total de sangue bombeado (L);

Ht = Hematócrito (%);

Q = Vazão (L/min);

Δ t = variação do tempo entre as amostras (min).

13 MATERIAIS E MÉTODOS

Em nossos testes e experimentos, realizamos os cálculos do rotor A para determinação da quantidade necessária de aletas e suas curvaturas para um ideal desempenho (determinação do modelo do rotor). Realizamos testes no Instituto Dante Pazzanese utilizando uma bomba comercial, onde podemos comparar os desempenhos entre os rotores.

14 COMPONENTES UTILIZADOS NO EXPERIMENTO

Para realizarmos o cálculo de um novo rotor, utilizamos como base principal os dados da bomba disponível no Instituto Dante Pazzanese, considerando parâmetros ideais de um funcionamento.

- Tipo de Bombeamento: Bombeamento do tipo Centrífugo.

Implantado através da canulação femoral, a bomba é acionada por um módulo externo, emitindo sinais eletromagnéticos por ímãs.

Componentes da Bomba de teste:

- Tubos de entrada e saída: Cânula 3/8”
- Parâmetros ideais de uma Bomba de sangue:
- Fluxo máximo: 10 L/min
- Rotação máxima: 4000 rpm
- Pressão máxima: 500 mmHg
- Acionamento: SPIRAL Pump 65
- Base externa: 101,50 mm de diâmetro
- Entrada e saída de fluido: 3/8”
- Espessura das Cânulas: 2 mm.
- Ímã: 6 Polos, 70 mm de diâmetro, acima de 600 Gauss, deve ser compatível com o ímã do console.
- Sistema de Mancal: Eixo Cerâmico e apoio Polimérico.
- Espessura das paredes: 3 mm.
- Imagens do Ímã, considerando 1000 Gauss de magnetização.

15 SISTEMA DE CIRCULAÇÃO MOCK LOOP (INSTITUTO DANTE PAZZANESE)

Para realização do experimento no Instituto Dante Pazzanese, pesquisamos sobre como obter os dados utilizando os componentes necessários de um circuito de circulação de sangue. Para nosso processo, optamos por utilizar um sistema chamado Mock Loop.

Trata-se de um sistema circulatório simulado, utilizado para obtenção de dados e avaliação de desempenho de uma bomba, é um modelo de parâmetro agrupado construído a partir de componentes hidráulicos e mecânicos, com o objetivo de simular um sistema cardiovascular o mais próximo possível. Utilizando este sistema, podemos executar o teste de circulação (variando de 1000 RPM a 3000 RPM) e obter dados do desempenho hidrodinâmico, sendo controlado a velocidade por um módulo de acionamento em que a Bomba é instalada e um torniquete para variação de fluxo e pressão.

Os componentes do sistema Mock Loop são: Reservatório, Bomba, Monitor de pressão, Fluxômetro, Transdutor de pressão, Torniquete e Transdutor de fluxômetro.

Imagem 1 - Bomba Centrífuga Radial



Imagem 2 - Bomba Centrífuga Radial



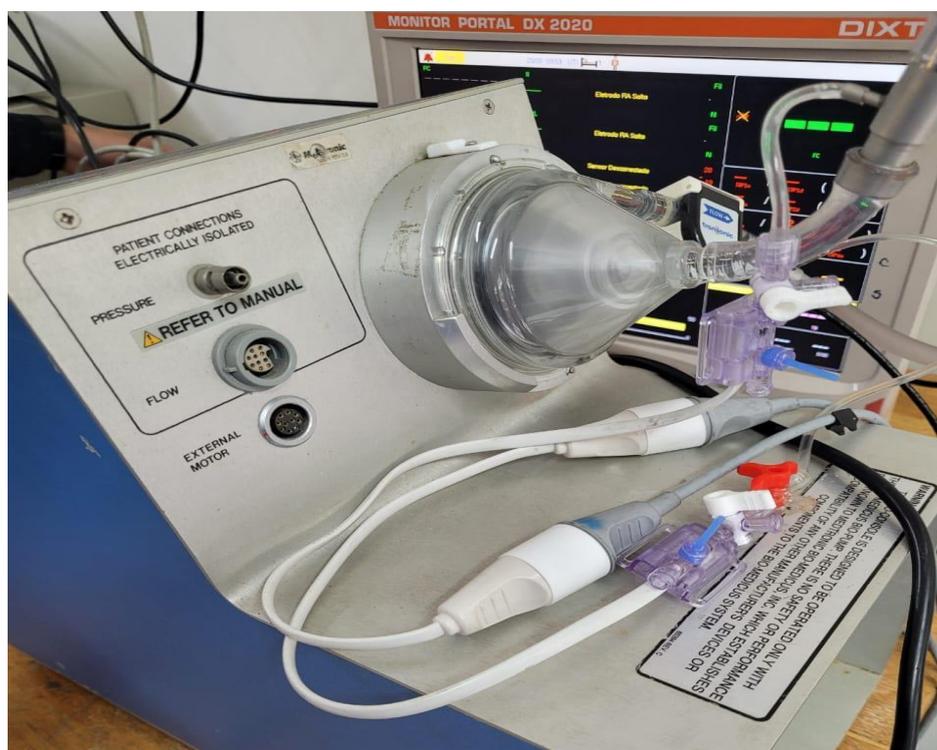
Imagem 3 - Reservatório (Utilizado água) para realização do experimento



Imagem 4 - Fluxômetro



Imagem 5 - Monitor de pressão e Módulo de acionamento



16 RESULTADOS

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos de nossos cálculos para a escolha do modelo do rotor, dados dos testes e experimentos realizados.

17 ROTOR DESENVOLVIDO (ROTOR A)

Para um desempenho ideal de uma bomba, utilizamos como parâmetro o modelo de rotor de melhor desempenho hidrodinâmico da Tese de Pós-Graduação da Juliana Leme e base de conhecimento do livro “Bombas e Instalações de Bombeamento” do autor MACINTYRE, Joseph Archibald, na qual foram retiradas as fórmulas para chegarmos ao resultado de um rotor com determinada quantidade de aletas e seu ângulo de curvatura.

18 MEMORIAL DE CÁLCULOS

- **Cálculo – Novo rotor**

$$ns = 3,65 \times \frac{n\sqrt{Q}}{\sqrt[4]{H^3}} = 3,65 \times \frac{4000 \sqrt{0,000166}}{\sqrt[4]{1^3}} = 188 \text{ RPM}$$

ns = velocidade específica;

n = rotação por minuto;

Q = descarga;

H = altura manométrica.

- **Número característico**

$$nq = \frac{ns}{3,65} = 51,6 \text{ RPM}$$

nq = número característico;

ns = velocidade específica.

- **Peso específico**

$$\gamma = P \times g = 1,06 \times 10^3 = 10388 \frac{N}{m^3} = 1059 \frac{kgf}{m^3}$$

γ = peso específico;

P = pressão;

g = gravidade

- **Correção de descarga**

$$Q' = Q + (0,05 + Q) = 0,000166 + (8,3 \times 10^{-6}) = 0,0001743 \text{ m}^3 \times \text{s}^{-1}$$

Q' = correção da descarga;

Q = descarga;

- **Potência Motriz**

$$N = \frac{1059 \times 0,0001743 \times 1}{75 \times 0,7} = \frac{0,1845}{52,5} = 0,003514 \text{ C.V}$$

N = potência motriz;

- **Diâmetro do eixo**

$$\emptyset = 3,9$$

- **Diâmetro do núcleo**

$$dn = de + [2x7] = 3,9 + 14 = 17,9 \text{ mm}$$

dn = diâmetro do núcleo;

de = diâmetro do eixo;

- **Velocidade média**

$$v'1 = kv1 \times \sqrt{2gH} = kv1 = 0,55 \times \left(\frac{nq}{100}\right)^{\frac{2}{3}} = 0,55 \times \left(\frac{51,5}{100}\right)^{\frac{2}{3}} = 0,0353 \frac{m}{s^{-1}}$$

v'1 = velocidade média;

kv1 = velocidade média na boca da entrada do rotor;

g = gravidade;

H = altura manométrica.

- **Velocidade mediana de entrada**

$$vm1 = kvm \times \sqrt{2gH} = 0,215 \times \sqrt{2 \times 9,8 \times 1} = 0,951 \frac{m}{s^{-1}}$$

$$dm1 = 0,85 \times 0,0179 = 0,1521 \text{ m}$$

Vm1 = velocidade meridiana de entrada;

kvm = velocidade meridiana na boca da entrada do rotor;

g = gravidade;

H = altura manométrica;

dm1 = diâmetro médio da aresta de entrada.

- **Velocidade periférica**

$$w_1 = \frac{\pi \times d_{mv} \times n}{60} = \frac{3,14 \times 0,1521 \times 4000}{60} = 3,18 \frac{m}{s^{-1}}$$

w_1 = velocidade angular na entrada;
 d_{mv} = diâmetro médio volumétrico.

- **Ângulo β_1 das pás na entrada do rotor**

$$\tan \beta_1 = \frac{vm_1}{w_1} = 16,64^\circ$$

vm_1 = velocidade mediana da entrada;
 w_1 = velocidade angular.

- **Número de pás**

$$Z = \frac{\beta_1}{3} = 6$$

Z = número de pás.

Foi definido e desenhado através dos resultados dos cálculos realizados um rotor com 6 aletas com curvatura. Com a definição do rotor, utilizamos o software Solid Works para desenvolvimento do desenho 3D.

19 ROTOR TESE PÓS-GRADUAÇÃO (ROTOR C)

Para comparação dos testes, consideramos o rotor da tese de Pós-Graduação de melhor desempenho apresentado nos resultados. Sendo um modelo de rotor com as aletas retas, com testes utilizando sangue no experimento.

Figura 4 - Rotor A - Desenho 3D em Solid Works

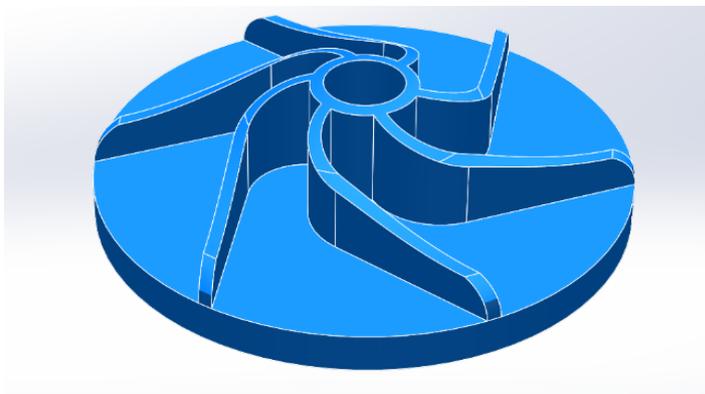
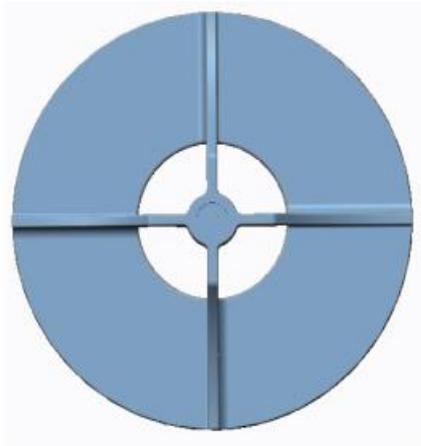


Figura 5 - Desenho em Solid Works - Rotor C – Tese Pós-Graduação (Juliana Leme)

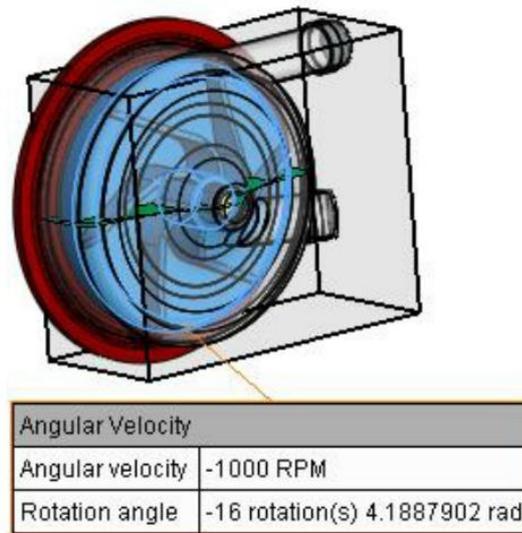


20 TESTES REALIZADOS

Após o procedimento e resultado de cálculos para desenharmos o rotor através do SolidWorks, realizamos testes através do programa AFT Fathom, um software de simulação de dinâmica dos fluidos, para obtermos as informações de desempenho Hidrodinâmico da Bomba, seguindo o parâmetro de Pressão (mm Hg) x fluxo (L/min).

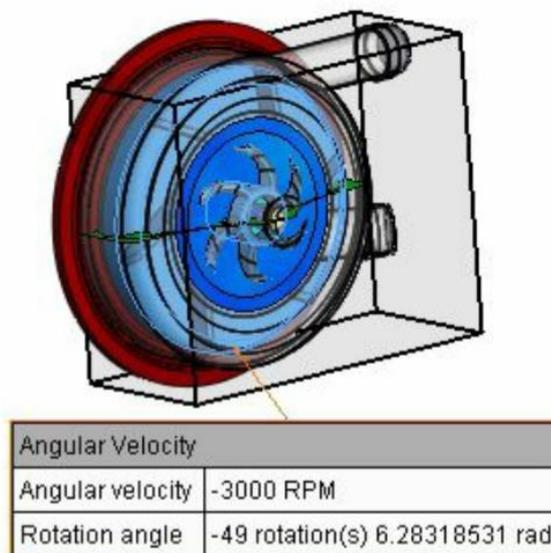
Com o software de simulação de fluídos, obtemos alguns resultados, conforme poderá ser notado posteriormente, definido por sua rotação angular, de acordo com os testes realizados em laboratório com a bomba centrífuga de mercado, a fim de buscar um comparativo assertivo em valores mais aproximados.

Figura 6 - Simulação em 1000 RPM – Software AFT Fathom



Tanto quanto na simulação, quanto para o teste no Mock Loop, foram realizados aumentando a velocidade angular no sistema em 500 RPM por curva de vazão/pressão. Iniciamos o sistema em 1000 RPM, conforme apresentado na Figura 6 até atingirmos um máximo de 3000 RPM, podendo ser visto na Figura 7.

Figura 7 – Simulação em 3000 RPM – Software AFT Fathom



O Índice Normalizado de Hemólise requer um tipo de sangue para todos os testes, com alguns requisitos para utilização, como por exemplo, um determinado tempo disponível para utilização ou até mesmo podemos considerar a dificuldade de encontrarmos certa disponibilidade, foi decidido utilização de água nos experimentos,

sendo assim, focamos apenas nos testes de desenvolvimento Hidrodinâmico das bombas. Sem a possibilidade de realizar os cálculos de índice de hemólise normalizado em nossa tese.

Denominamos 3 diferentes testes, considerando os 3 rotores: Rotor A, Rotor B e Rotor C, com velocidades de 1000 RPM a 3000 RPM, gerando curvas de pressão e vazão ($\Delta P \times F$).

20.1 TESTE 1: ROTOR A (ROTOR DE NOSSO TRABALHO). Gráficos gerados através dos resultados das simulações do software AFT Fathom)

Gráfico 1 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor A (ΔP x F)

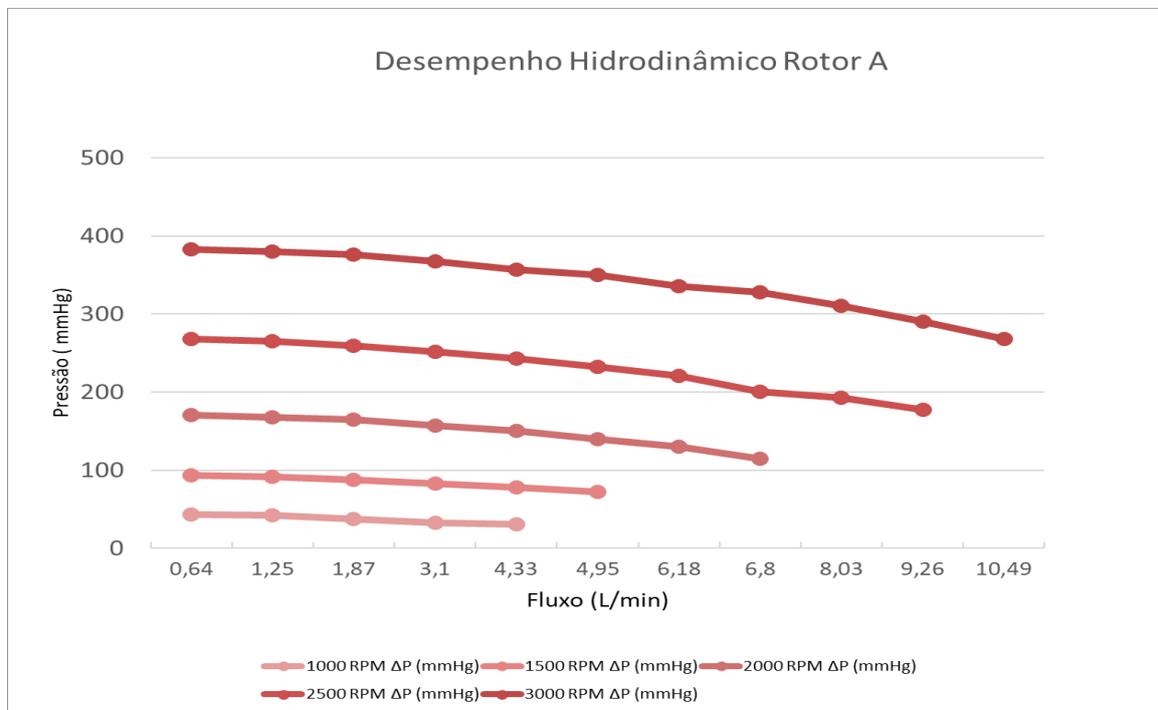


Tabela 2 - Desempenho Hidrodinâmico - Rotor A

1000 RPM		1500 RPM		2000 RPM		2500 RPM		3000 RPM	
ΔP (mmHg)	L/min								
43,02	0,192	93,79	0,34	170,34	0,41	268,1	0,53	382,8	0,64
41,98	0,936	91,48	0,99	167,87	1,2	265,4	1,05	379,8	1,25
37,94	2,05	87,5	1,97	164,32	2	259,1	2,08	376,3	1,87
32,29	2,979	82,89	2,95	156,68	3,18	251,5	3,11	367,6	3,1
30,92	3,165	77,66	3,93	150,69	3,98	242,5	4,15	356,6	4,33
		71,8	4,91	139,27	5,16	232,2	5,18	350,2	4,95
				130,3	5,96	220,6	6,21	335,9	6,18
				114,81	7,15	200,6	7,26	327,9	6,8
						193,2	8,28	310,2	8,03
						177,6	9,31	290,2	9,26
								268	10,49

20.2TESTE 2: ROTOR B (ROTOR SPIRAL PUMP 65). Gráfico gerado através dos resultados de simulações no sistema Mock Loop.

Gráfico 2 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor B (ΔP x F)

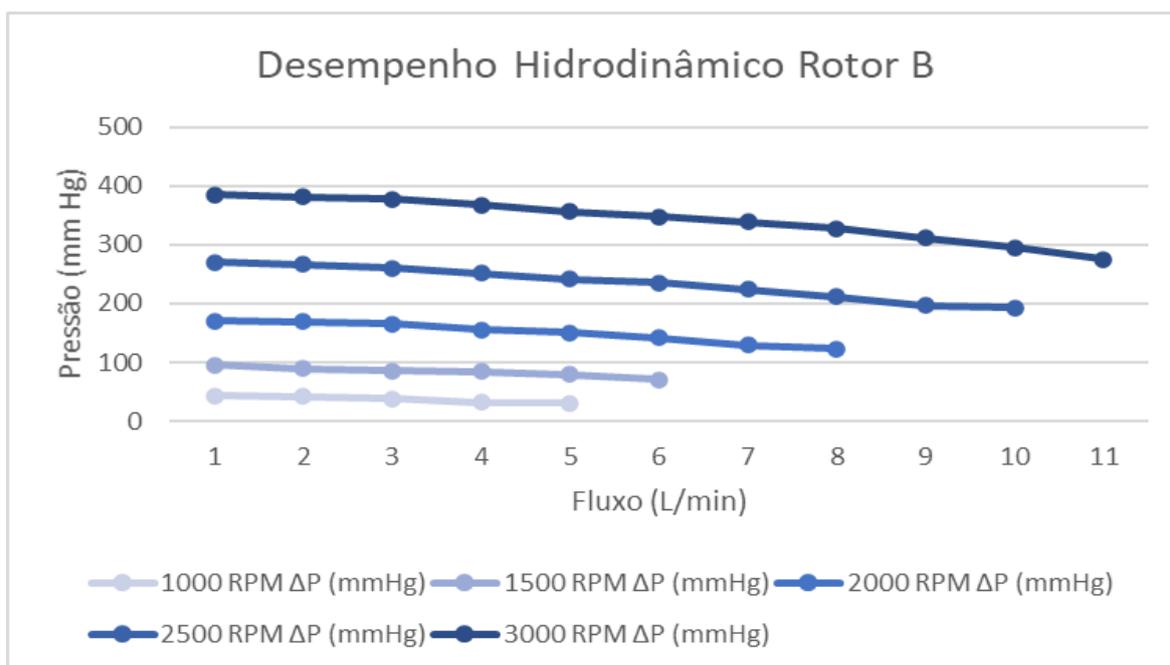


Tabela 3 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor B

1000 RPM		1500 RPM		2000 RPM		2500 RPM		3000 RPM	
ΔP (mmHg)	L/min								
43	0	96	0	171	0,02	270	0,018	385	0,026
42	1,022	90	1,002	169	1,008	267	1,000	381	0,998
38	1,990	86	1,998	165	2,005	260	2,010	378	2,014
32	3,085	84	3,012	156	3,008	251	3,002	368	3,026
31	3,100	79	4,006	151	4,002	242	4,001	356	4,006
		71	4,802	142	5,006	235	5,010	348	4,999
				130	6,008	224	6,007	339	6,013
				123	6,485	212	6,997	327	7,004
						197	8,004	312	8,018
						193	8,218	295	8,992
								275	10,027

20.3 TESTE 3: ROTOR C (ROTOR TESE PÓS-GRADUAÇÃO JULIANA LEME)

Gráfico 3 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor C (ΔP x F)

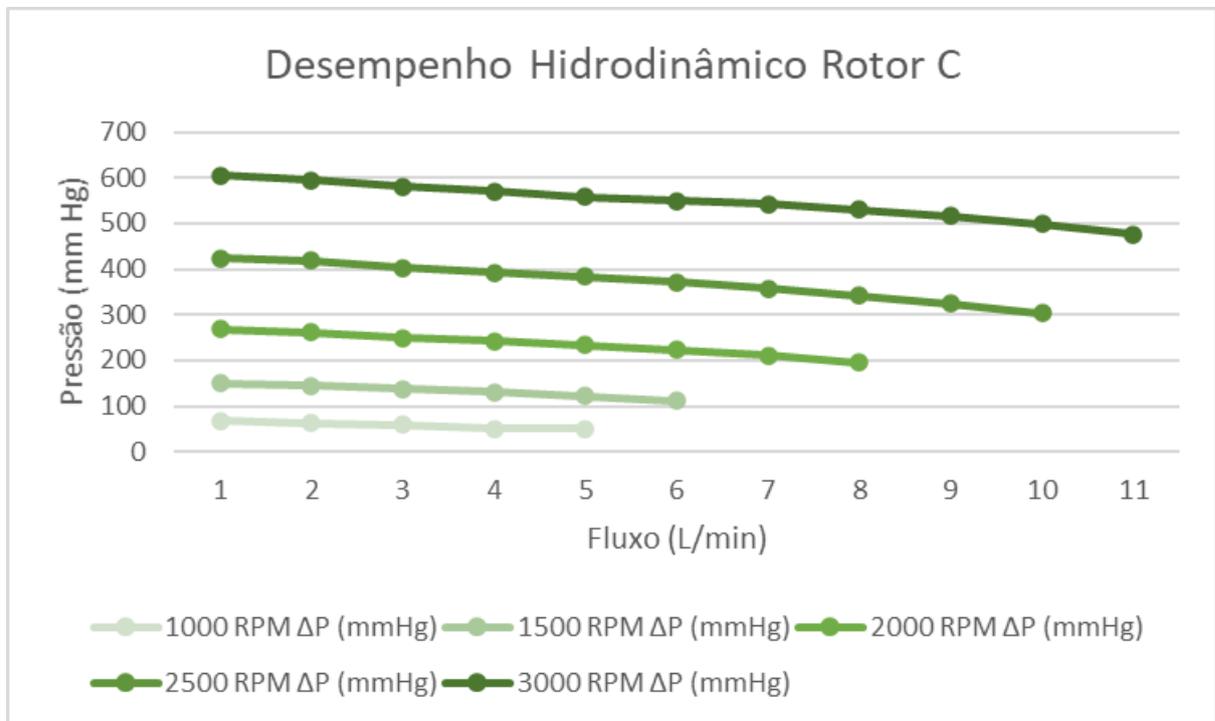


Tabela 4 - Desempenho Hidrodinâmico Rotor C

1000 RPM		1500 RPM		2000 RPM		2500 RPM		3000 RPM	
ΔP (mmHg)	L/min								
68	0	150	0	268	0	424	0	606	0
63	1	144	1	262	1	418	1	595	1
59	2	137	2	250	2	403	2	580	2
51	3	131	3	243	3	392	3	570	3
50	3,2	122	4	234	4	383	4	559	4
		111	5	223	5	371	5	549	5
				211	6	357	6	542	6
				195	7	342	7	530	7
						324	8	516	8
						304	9	498	9
								476	10

De acordo com os dados encontrados nos três gráficos, a seguir temos um gráfico comparativo demonstrando a curva de desempenho de cada um deles:

Gráfico 4 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 1000 RPM)

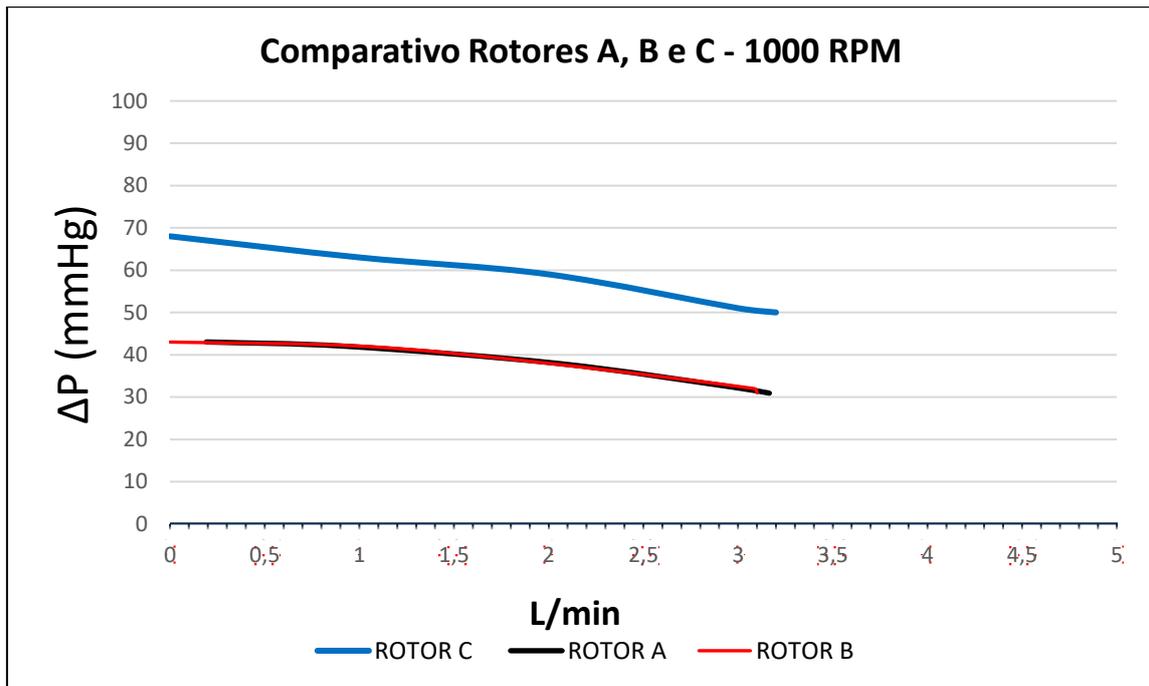


Gráfico 5 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 1500 RPM)

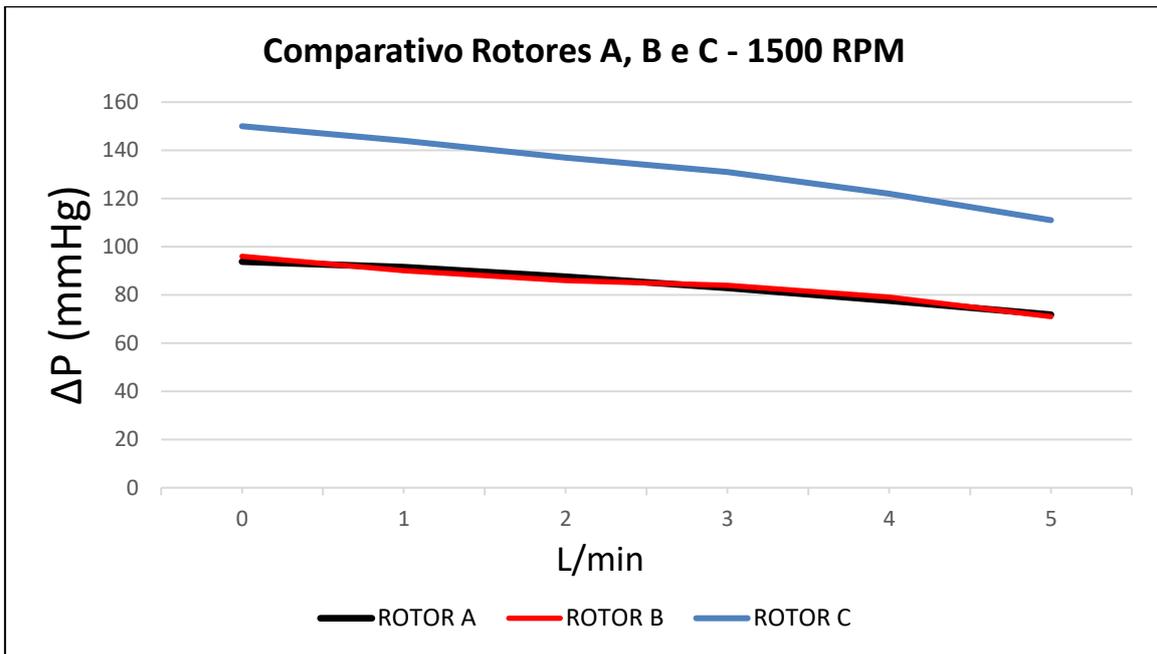


Gráfico 6 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 2000 RPM)

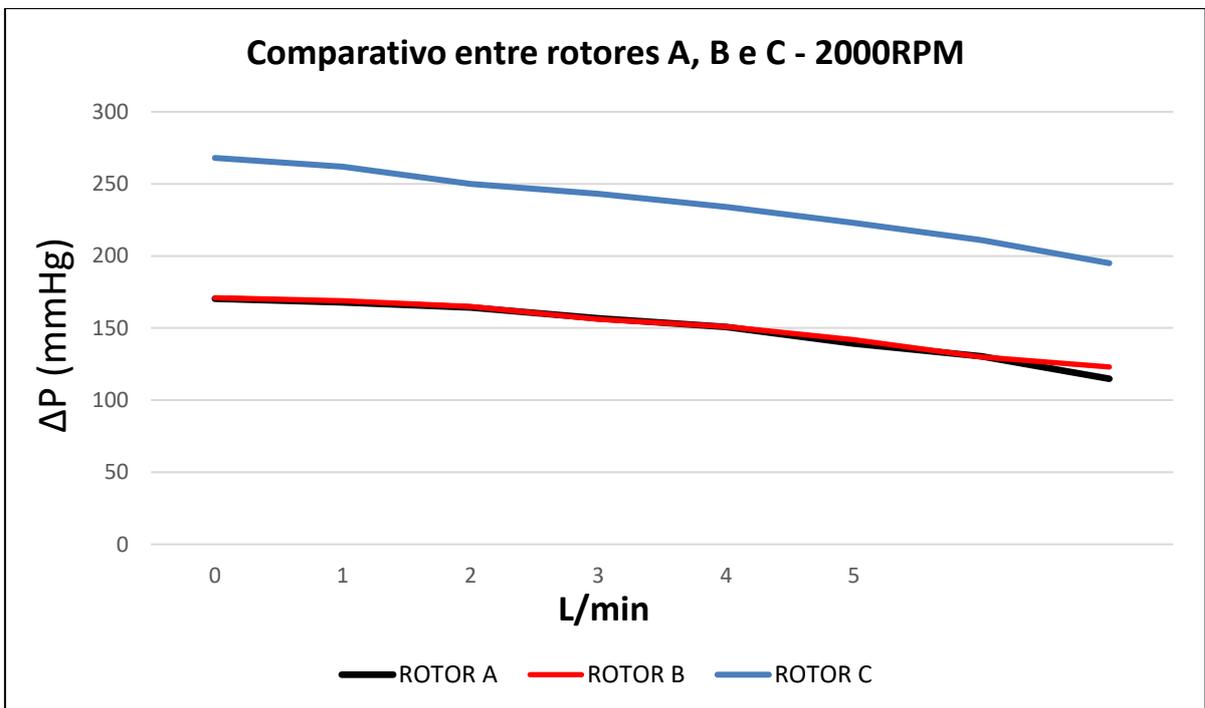


Gráfico 7 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 2500 RPM)

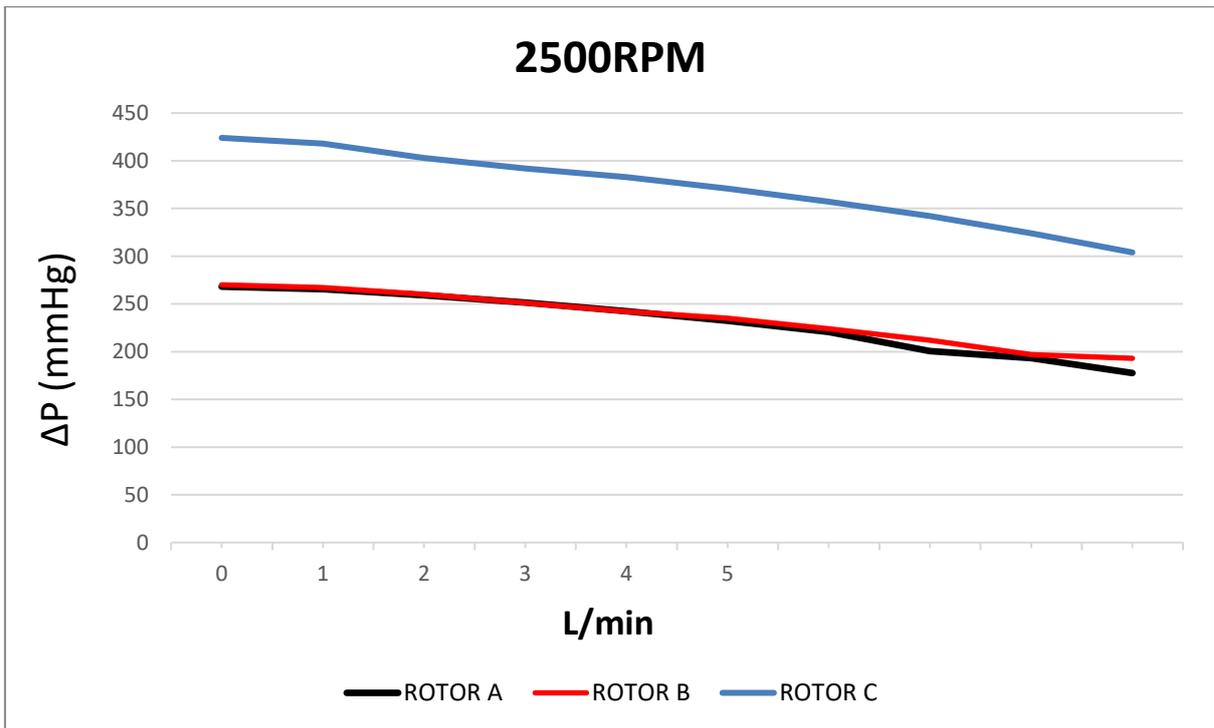
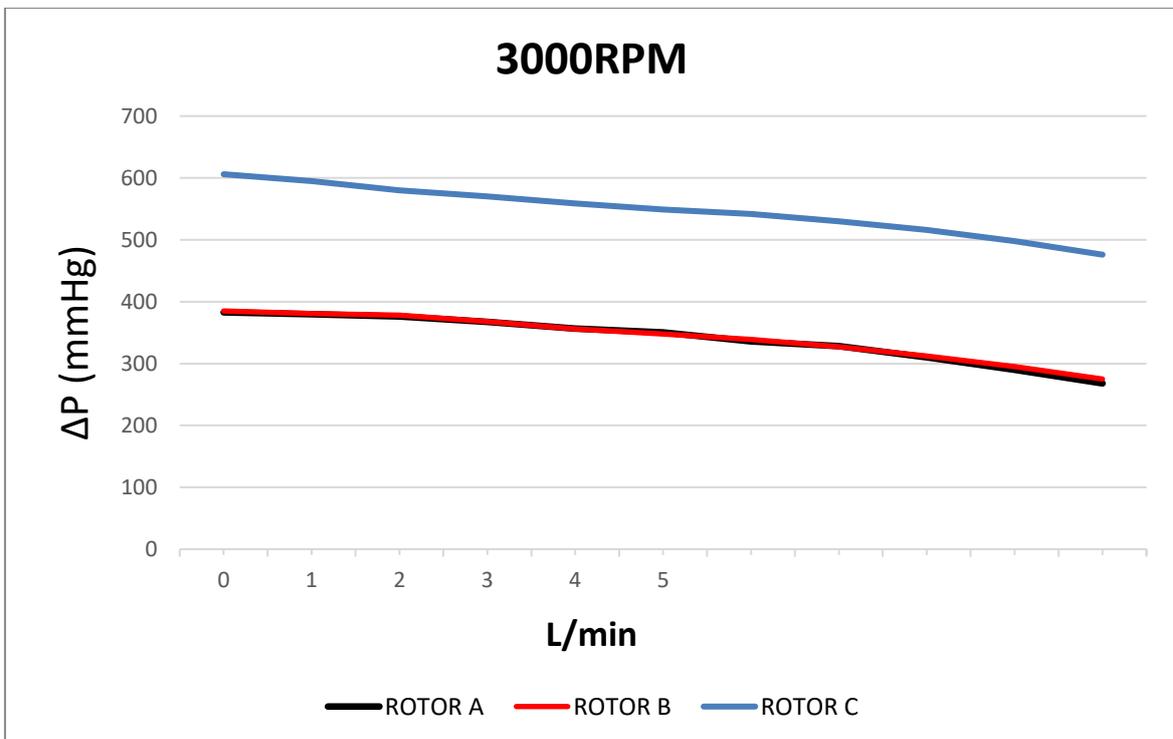


Gráfico 8 - Desempenho Hidrodinâmico (Comparativo dos rotores A, B e C – Rotação de 3000 RPM)



Com base nos gráficos dos testes e comparação de desempenho entre os rotores, notamos que o Rotor A (Rotor Desenvolvido) obteve resultados próximos ao Rotor B (Rotor comercial). Sendo excelentes resultados para utilização da bomba, ambos utilizando água nos testes.

Como podemos observar nos gráficos comparativos, as linhas de desempenho dos rotores A e B, seguem praticamente juntas, em todas as rotações utilizadas.

Nos testes do Rotor C (Rotor Tese Juliana Leme), foi utilizado sangue no experimento de sistema Mock Loop. Sabemos que não podemos comparar diretamente, pois temos diferenças de massa e densidade. Portanto, optamos por realizarmos os comparativos, como um parâmetro de dados.

21 CONCLUSÃO

Neste trabalho, apresentamos o desenvolvimento de um novo rotor, através de cálculos e pesquisas, para chegarmos a um desempenho hidrodinâmico ideal de uma bomba centrífuga radial, de utilização em um aparelho de circulação de sangue.

Após o desenvolvimento do rotor, foram realizados testes de simulação de desempenho hidrodinâmico através do software AFT Fathom e testes de simulação de um rotor modelo espiral de uma bomba disponibilizada pelo Instituto Dante Pazzanese, através do sistema Mock Loop.

Utilizamos também, com intuito comparativo, um terceiro rotor, com base dos estudos realizados e desenvolvidos de uma tese de Pós-Graduação, da Juliana Leme.

Denominamos os três rotores como Rotor A (Rotor desenvolvido), Rotor B (Bomba SPIRAL Pump 65) e Rotor C (Tese Juliana Leme), para caracterizarmos as referências dos gráficos comparativos.

Realizando as análises das curvas de desempenho, foi possível notar que nos rotores A e B, desde as rotações baixas até as rotações mais elevadas, obtiveram resultados semelhantes. Sendo que o rotor C, possui um resultado acima entre os três rotores, sendo utilizado sangue nos experimentos.

Concluimos que, os resultados alcançados em nosso rotor, foram satisfatórios, podendo ser uma opção capaz de ter bons rendimentos na utilização da bomba em um aparelho de circulação de sangue.

22 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICA

<https://www.tuasaude.com/ecmo/> - Publicado em Abril 2021 - “ECMO: o que é, como funciona e possíveis complicações” Dr. Gonzalo Ramirez - Clínico Geral e Psicólogo

<https://agenciabrasil.ebc.com.br/saude/noticia/2020-08/oxigenacao-extracorporea-e-usada-em-pacientes-com-covid-19> - Publicado em Agosto de 2020 “Oxigenação extracorpórea é usada em pacientes com covid-19” Alana Gandra – Repórter da Agência Brasil, Rio de Janeiro.

https://pesquisaparinovacao.fapesp.br/empresa_paulista_cria_pulmao_artificial_para_tratar_covid19/1719 - Publicado em Fevereiro de 2021 - Revistas Pesquisa FAPESP.

<https://www.todamateria.com.br/coracao/> - “Texto de Lana Magalhães - Doutoranda em Biodiversidade e Biotecnologia pela UEA.”

<https://www.sanarmed.com/descomplicando-o-ciclo-cardiaco-colunistas> - “Descomplicando o ciclo cardíaco | Colunistas” – Publicado em Setembro de 2020 por Ana Tainara Silva

<http://rca.fmrp.usp.br/wp-content/uploads/sites/176/2017/06/Fisiologia-Cardiovascular.pdf> - “Revisão simplificada da fisiologia cardiovascular” – Publicado por Paulo Evora.

<https://prolife.com.br/o-que-e-debito-cardiaco>, título: O que é Débito Cardíaco? escrito por Prolife - Postado em 17 de Fevereiro de 2021.

estudosmecanicos.blogspot.com – “Transformadores” escrito por Diego Pinto - Postado em 11 de Agosto de 2019.

<https://www.thermal-engineering.org/> - “Thermal Engineering.”

Livro “Bombas e Instalações de Bombeamento” – escrito por MACINTYRE, Joseph Archibald – 2º edição.

Livro “Tratado de Fisiologia Médica” – escrito por HALL & Guyton – tradução da 12ª edição – Editora Saunders Elsevier

Tese de Pós-Graduação “Desenvolvimento e estudo In Vitro de um dispositivo de suporte circulatório temporário” escrito por Juliana Leme, 2015.