

**CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA CELSO SUCKOW DA
FONSECA
CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

THIAGO COIMBRA BESSA

**ESTUDO DA EFICIÊNCIA DO SISTEMA DE CIRCULAÇÃO
EXTRACORPÓREA: UMA ABORDAGEM MATEMÁTICA E PRÁTICA**

RIO DE JANEIRO

2025

THIAGO COIMBRA BESSA

**ESTUDO DA EFICIÊNCIA DO SISTEMA DE CIRCULAÇÃO
EXTRACORPÓREA: UMA ABORDAGEM MATEMÁTICA E PRÁTICA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao curso de Engenharia
Mecânica como parte de requisitos necessários à obtenção do título

Orientador: Dr. Prof. Jonatas Motta Quirino

RIO DE JANEIRO

2025

Thiago Coimbra Bessa

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do CEFET/RJ

B557 Bessa, Thiago Coimbra
Estudo da eficiência do sistema de circulação extracorpórea:
uma abordagem matemática e prática / Thiago Coimbra
Bessa – 2025.
78f : il. color. , enc.

Projeto Final (Graduação) Centro Federal de Educação
Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, 2025.
Bibliografia : f. 76-78.
Orientadora: Jonatas Motta Quirino.

1. Engenharia mecânica. 2. Sistema
cardiovascular – Simulação por computador.
3. Fluidos e humores no organismo. I. Quirino,
Jonatas Motta (Orient.). II. Título.

CDD 620.1

Elaborada pelo bibliotecário Leandro Mota de Menezes – CRB/7 nº 5281

RESUMO

O presente trabalho tem como objetivo analisar e comparar a eficiência do sistema de circulação extracorpórea, com foco na modelagem do fluxo sanguíneo no sistema cardíaco e na substituição de bombas de roletes ou centrífugas, bem como das cânulas utilizadas no processo. A relevância deste estudo reside na busca por soluções mais seguras e eficientes para procedimentos que demandam a substituição temporária das funções cardiorespiratórias.

A metodologia consistiu na elaboração de modelos matemáticos que descrevem o comportamento dos fluidos dentro do sistema circulatório artificial. Os dados de entrada foram obtidos tanto a partir da literatura quanto por banco de dados clínicos e experimentais, para garantir a precisão das análises e que forneceram informações essenciais para a modelagem matemática e a validação dos resultados. A partir disto foi realizado simulações computacionais realizadas com o uso do software MATLAB. Parâmetros como vazão, gradientes de pressão e viscosidade do fluido foram analisados em cenários variados.

Os resultados indicaram que apesar do método de bombeamento serem diferentes as bombas centrífugas não tiveram diferenças significativas quanto ao fluxo sanguíneo comparando dados de entrada e saída em relação às bombas roletes, visto que os valores de “input” a simulação não tinha diferenças significativas. Entretanto, baseado em pesquisas recentes envolvendo a fisiologia sanguínea foi avaliado vantagens das bombas centrífugas especialmente no que tange à redução de complicações como hemólise e trombose. Devido ao seu formato cônico e à geração de um vórtice suave, as bombas centrífugas proporcionam um transporte de fluido menos agressivo e com menor possibilidade de geração de pressões negativas.

Gráficos gerados durante as simulações evidenciaram a relação direta entre o fluxo sanguíneo e a área de seção transversal, além de destacar a importância do controle térmico para a manutenção de condições ideais de operação. As análises mostraram que pequenos aumentos na temperatura reduzem a viscosidade do sangue, elevando a vazão e otimizando o desempenho do sistema.

Este estudo conclui que a integração entre engenharia mecânica e fisiologia cardiovascular é fundamental para o desenvolvimento de sistemas de circulação extracorpórea mais seguros e eficientes. Recomenda-se a adoção de simulações computacionais mais robustas e o uso de materiais biocompatíveis com melhores propriedades hidrodinâmicas como caminhos para futuras melhorias.

ABSTRACT

The present study aims to analyze and compare the efficiency of the extracorporeal circulation system, focusing on the modeling of blood flow in the cardiac system and the replacement of roller or centrifugal pumps, as well as the cannulas used in the process. The relevance of this study lies in the search for safer and more efficient solutions for procedures that require temporary replacement of cardiorespiratory functions.

The methodology consisted of developing mathematical models that describe the behavior of fluids within the artificial circulatory system. Input data were obtained from both the literature and clinical and experimental databases to ensure the accuracy of the analyses and provide essential information for mathematical modeling and validation of the results. From this, computational simulations were performed using MATLAB software. Parameters such as flow rate, pressure gradients and fluid viscosity were analyzed in various scenarios.

The results indicated that, despite the different pumping methods, centrifugal pumps did not present significant differences in blood flow when comparing input and output data compared to roller pumps, since the “input” values in the simulation did not present significant differences. However, based on recent research involving blood physiology, the advantages of centrifugal pumps were evaluated, mainly with regard to the reduction of complications such as hemolysis and thrombosis. Due to their conical shape and the generation of a gentle vortex, centrifugal pumps provide less aggressive fluid transport and a lower possibility of generating negative pressures.

The graphs generated during the simulations demonstrated the direct relationship between blood flow and cross-sectional area, in addition to highlighting the importance of thermal control for maintaining ideal operating conditions. The analyses showed that small increases in temperature reduce blood viscosity, increasing flow and optimizing system performance.

This study concludes that the integration of mechanical engineering and cardiovascular physiology is essential for the development of safer and more efficient extracorporeal circulation systems. It is recommended to adopt more robust computational simulations and the use of biocompatible materials with better hydrodynamic properties as paths for future improvements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Foto histórica da primeira cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea, realizada com sucesso em 1953. Os cirurgiões no centro da foto são J. Gibbon, à direita e F. Albritten Jr., seu auxiliar à esquerda. (Foto cedida por Mary Gibbon à Bordley, J. III e Harvey, A McG.: Two Centuries of American Medicine. 1776-1976. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1976).....	10
Figura 2 - Oxigendador de telas de Gibbon, montado na parte superior da bomba utilizado na primeira cirurgia com circulação extracorpórea. (Foto cedida por Mary Gibbon à Bordley, J. III e Harvey, A Mc G.: Two Centuries of American Medicine. 1776-1976. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1976).....	11
Figura 3 - Máquina de circulação extracorpórea do fabricante Edwards.	12
Figura 4 - Esquema de funcionamento de equipamentos modernos	13
Figura 5 - Representação do sistema circulatório.....	18
Figura 6 - Representação de uma vista lateral cortada de uma bomba de membrana ou diafragma	19
Figura 7 - Representação de cânula inserida em aorta ascendente.....	20
Figura 8 - Mecanismos de formação de trombose.....	21
Figura 9 - Demonstração de um volume de controle.....	23
Figura 10 - Representação de um volume de controle cardíaco.....	24
Figura 11 - escoamento de fluxo laminar, de transição e turbulento respectivamente	25
Figura 12 - Diagrama de Moody	29
Figura 13 - Representação das forças atuantes em uma partícula	30
Figura 14 - Representação de fluido em regime uniforme	33
Figura 15 - Representação de fluido em regime não -uniforme	34
Figura 16 - Esquema de rotor e suas forças atuantes.....	34
Figura 17 - Bomba de deslocamento positivo rotativa de engrenagem.....	36
Figura 18 - Representação de bomba de deslocamento positivo de rolete	36
Figura 19 - turbo bomba representado por uma bomba centrifuga	37
Figura 20 - Bomba centrifuga modernas utilizada em sistema de circulação extracorpórea	37
Figura 21 - Representação de formação de cavitação	38
Figura 22 - Gráfico de representação do ciclo hemodinâmico (PxV)	47
Figura 23 - Gráfico de representação da alteração de pressão ao longo do dia.....	48

Figura 24 - Representação de pressões aceitáveis e suas alterações	48
Figura 25 - bomba rolete em funcionamento durante perfusão	50
Figura 26 - Esquema de instalação de cânulas em aparelhos modernos	50
Figura 27 - Variações de pressões em bombas roletes analisados pelo DAC.....	51
Figura 28 - Bombas roletes de baixo custo no mercado	52
Figura 29 - Vista lateral de bomba centrífuga projetada por Dinkhuysen.....	53
Figura 30 - Foto da bomba centrífuga projetada por Dinkhuysen.....	53
Figura 31 - Vista de bomba centrífugas utilizadas na atualidade	54
Figura 32 - Dispositivos utilizados na inserção da veia cava ou aorta	55
Figura 33 - Representação da inserção na aorta	56
Figura 34 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxS).....	58
Figura 35 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxP).....	59
Figura 36 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxS)	60
Figura 37 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxL)	61
Figura 38 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxR)	62
Figura 39 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxL)	63
Figura 40 - Gráfico tridimensional gerados pelo software MATLAB, em resposta a simulação hemodinâmica (QxSxT)	64
Figura 41 - Gráfico tridimensional gerados pelo software MATLAB, em resposta a simulação hemodinâmica (QxSxv).....	65
Figura 42 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 1)	69
Figura 43 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 2)	70
Figura 44 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 3)	71

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	8
1.2	CONTEXTUALIZAÇÃO E MOTIVAÇÃO	8
1.3	OBJETIVO	15
1.4	ESTRATÉGIA	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	17
2.1	NOÇÕES DA FISIOLOGIA CARDÍACA	17
2.2	MECÂNICA DOS FLUIDOS	22
2.2.1	PRINCÍPIOS BÁSICOS	22
2.2.2	CARACTERÍSTICAS DE FLUXO	24
2.2.3	EQUAÇÕES DE BERNOULLI.....	25
2.2.4	PERDAS DE CARGA	27
2.2.4	EQUAÇÕES DE NAVIER-STOKES.....	30
2.3	SISTEMAS FLUIDOS MECÂNICOS.....	33
2.3.1	CONCEITOS INICIAIS	33
2.3.2	MÁQUINAS DE FLUXO.....	35
2.3.3	CAVITAÇÃO	38
3	METODOLOGIA	39
3.1	MODELO MATEMÁTICO	39
3.1.1	ANÁLISE 1	40
3.1.2	ANÁLISE 2	43
3.2	DADOS DE ENTRADA	46
3.2.1	CORAÇÃO	46
3.2.2	BOMBAS DE ROLETE	49
3.2.3	BOMBAS CENTRIFUGAS	51
3.2.4	CÂNULAS	54
4	RESULTADOS	56
4.1	SIMULAÇÃO 1.....	56
4.1.1	RESULTADOS DA ANÁLISE 1	57
4.2	SIMULAÇÃO 2.....	66
4.2.1	RESULTADOS DA ANÁLISE 2	68
5	CONCLUSÃO	74
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76

1 INTRODUÇÃO

A crescente intersecção entre as áreas de engenharia e medicina tem permitido avanços significativos no desenvolvimento de dispositivos destinados à assistência circulatória em procedimentos clínicos complexos. Essa integração, que alia conhecimentos técnicos e científicos de distintas áreas, tem contribuído para a criação de soluções inovadoras e seguras, capazes de melhorar os desfechos terapêuticos e ampliar as possibilidades de intervenção médica (SOUZA; ELIAS, 2006; MORELLI, 2010).

Nesse cenário, o estudo e a otimização dos sistemas de suporte circulatório ganham relevância não apenas pela alta incidência de doenças cardiovasculares globalmente, mas também pelo potencial de transformação dos métodos tradicionais de intervenção. A investigação dos mecanismos e parâmetros que regem esses dispositivos propicia uma base para o aprimoramento dos equipamentos, promovendo a evolução de práticas assistenciais e a consolidação de uma abordagem multidisciplinar na área da saúde (WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2021).

1.2 CONTEXTUALIZAÇÃO E MOTIVAÇÃO

Com o avanço da tecnologia é possível perceber inúmeros pontos em que a cooperação se tornou algo essencial para evolução científica. Atualmente, grande parte dos estudantes de uma área de atuação se especializam na sua área e negligenciam fatores de outras áreas, que se correlacionados, tornam a ciência mais eficaz, já que visto de perspectivas diferentes um único ponto se torna uma linha contínua. Um bom exemplo de cooperação é no equipamento de circulação extracorpórea. Nela, pode-se observar união de estudos entre engenharia e medicina.

De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS) estima-se, em 2019, que cerca de 17,9 milhões de pessoas morrem por doenças cardiovasculares, isso representa cerca de 32% de todas as mortes mundiais, sendo 85% destas causadas por ataques cardíacos ou acidente vascular cerebral (AVC). Alguns dos grandes fatores associados a essas doenças são a falta de atividade física, má alimentação, tabagismo, dentre outros e, mesmo com os maus hábitos associados a essas doenças, é possível tratá-las, mesmo quando se tornam casos alarmante a vida dos pacientes. (World Helth Organization, 2021).

Segundo o presidente da sociedade brasileira de cirurgia cardiovascular (SBCCV) Walter J. Gomes, o Brasil era o segundo país do mundo em número de cirurgias cardíacas, cerca de 102 mil/ano, perdendo apenas para os Estados Unidos, que totalizam cerca de 300 mil/ano. Grande parte dessas cirurgias é inevitável a utilização de um mecanismo que permita a circulação sanguínea sem o coração, por um breve instante, para que assim possa haver um reparo adequado. Nesses casos serão utilizados o Sistema de Circulação Extracorpórea (CEC), que compreendem um sistema de circulação sanguínea por meio de bombas e tubulações, mantendo o fluxo adequado no corpo humano e, assim, possibilitando a inutilização do complexo cardiorrespiratório no ato cirúrgico. Entretanto, tal mecanismo apresenta limitações e complicações durante e pós- cirúrgicas, por diversos motivos que serão discutidos posteriormente. (Portal.COREN-SP, 2012).

Com foco nos estudos da engenharia, sem incluir os desdobramentos do seu funcionamento, é possível perceber que o coração nada mais é que uma bomba mecânica responsável pelo bombeamento de fluido (sangue) com baixas pressões e velocidades, de movimento pulsátil e interrupto. Assim, estudar mecanismos que dialogam com esse processo fisiológico torna possível a contribuição para área médica.

A circulação extracorpórea é um método pautado na ciência e utilização de muitas tentativas e erros, uma inovação médico científica do século XX. Sua origem começa a ser estudada início do século XIX, apenas 175 anos após fisiologistas de Oxford descreverem fundamentalmente uma compreensão sobre a fisiologia respiratória. Lavoisier descreve analogamente o processo de respiração como uma “combustão”, onde seu produto é dióxido de carbono e água (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006)

Em 1813, Le Gallois, estudando circulação artificial em coelhos decapitados, enunciou que se bombeado artificialmente o sangue, como substituição do coração, não seria difícil manter viva qualquer parte do organismo, por um tempo indeterminado. Le Gallois não teve sucesso em provar sua teoria, basicamente por não utilizar do sangue oxigenado. Entre 1848 e 1858, Brown-Sequard, ao agitar sangue com o ar obteve sangue “oxigenado”, e demonstrou também a necessidade do sangue como perfusato para se assim manter atividade neurológica em mamíferos. Apenas em 1882 Von Schroeder desenvolveu rudimentarmente o primeiro oxigenador de bolhas, nele o ar era borbulhado em um reservatório que continha sangue venoso (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006).

Sob o ponto de vista histórico, em 6 de maio de 1953, foi a data da primeira cirurgia cardíaca realizada utilizando o sistema coração-pulmão artificial. John Gibbon e sua mulher

Mary Gibbon, após anos de pesquisas e experiências foram capazes de criar um sistema respiração e circulação artificial, responsável por suprir, temporariamente, todas as necessidades metabólicas de um ser humano. A paciente foi Cecília Bavolek, uma jovem de 18 anos portadora de comunicação interatrial (CIA). A cirurgia entrou para a história, graças a inovação foi possível ter acesso ao interior do coração sem causar danos irreversíveis ao paciente, imagem retratada na figura 1 (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006).

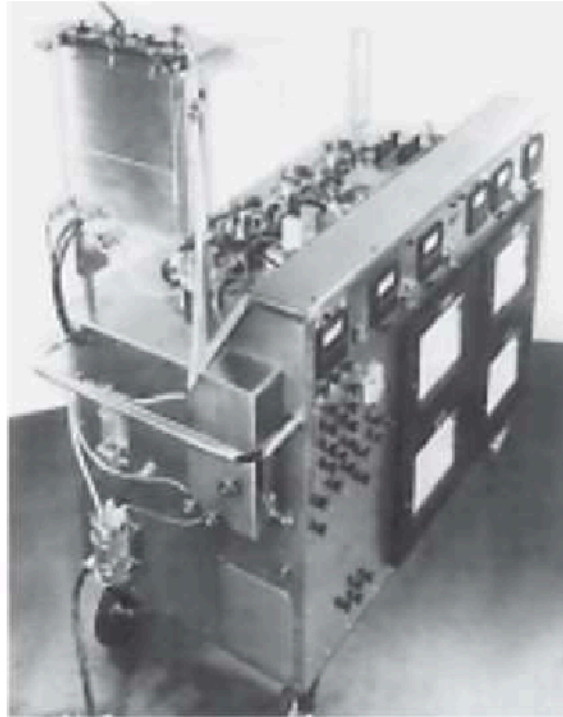
Figura 1 - Foto histórica da primeira cirurgia cardíaca com circulação extracorpórea, realizada com sucesso em 1953. Os cirurgiões no centro da foto são J. Gibbon, à direita e F. Albritten Jr., seu auxiliar à esquerda. (Foto cedida por Mary Gibbon à Bordley, J. III e Harvey, A McG.: *Two Centuries of American Medicine. 1776-1976.* W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1976).



Fonte - Fundamentos da Circulação Extracorpórea. (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006)

O cirurgião Gibbon não obteve sucesso, no seu aparelho coração-pulmão, na primeira tentativa. Seus três primeiros pacientes faleceram, entretanto por complicações cirúrgicas adversas ao equipamento. A quarta tentativa, Cecilia Bavolek, teve sucesso, por uma sutura direta, tendo a perfusão durado 26 minutos. Gibbon contou com a colaboração de engenheiros da empresa International Business Machines (IBM) na etapa final do projeto. É possível observar um dos modelos desenvolvidos pela IBM na figura 2 (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006).

Figura 2 - Oxigendror de telas de Gibbon, montado na parte superior da bomba utilizado na primeira cirurgia com circulação extracorpórea. (Foto cedida por Mary Gibbon à Bordley, J. III e Harvey, A Mc G.: Two Centuries of American Medicine. 1776-1976. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1976)



Fonte - Fundamentos da Circulação Extracorpórea. (SOUZA M.H.L., ELIAS D.O., 2006)

Com os avanços tecnológicos esse equipamento se tornou muito mais eficiente, muito mais fácil de se trabalhar, além de muito mais seguro. Na atualidade o mercado de Equipamentos Médicos Hospitalares e Odontológicos (EMHO) é extremamente robusto, pesquisa realizadas com 100 executivos de 48 empresas na Europa 62% informaram que mesmo durante a crise de 2008 o seu negócio sofreu baixo impacto pela crise. Demonstrando, que além do crescimento expressivo do mercado, a solidez é evidente. (Morelli, 2010). Hoje no mercado é possível encontrar equipamento dos mais variados tipos, entretanto os custos de equipamentos de circulação extracorpórea passam de dezenas de milhares de reais. Segue imagem de novas tecnologias envolvidas como no aparelho desenvolvido pela fabricante Edwards na figura 3.

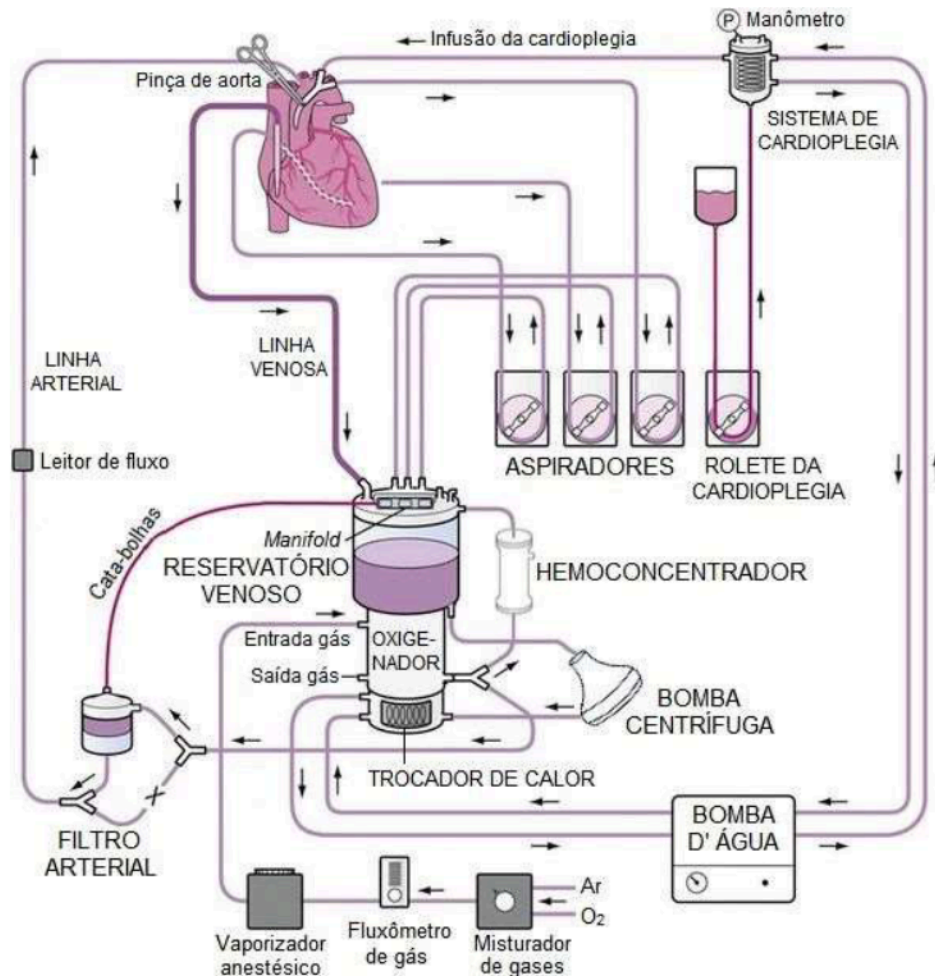
Figura 3 - Máquina de circulação extracorpórea do fabricante Edwards.



Fonte – Portal do médico (2025)

O princípio geral de funcionamento do equipamento de circulação extracorpórea (CEC) consiste em realizar um “by-pass” ao sistema cardiorrespiratório. Durante o processo de perfusão total, o sangue venoso, que anteriormente transpassou por todo o corpo do paciente e agora chega pelas veias cavas em direção ao átrio direito do coração é desviado por cânulas, puxados por bombas mecânicas (coração artificial), onde assim o sangue passa por oxigenadores (pulmão artificial), que desta maneira retiram o dióxido de carbono do fluido e acrescentam oxigênio ao mesmo. Feito isso, com o auxílio das bombas mecânicas o fluido é retornado ao corpo do paciente através da artéria femoral ou da raiz da aorta. Todo esse processo pode ser observado na figura 4 (MORAES, 1986).

Figura 4 - Esquema de funcionamento de equipamentos modernos



Fonte - Sistema de circulação extracorpórea de acordo com o conceito integrado de segurança de equipamento eletro-médico. (Moraes, 1986)

A imagem acima ilustra detalhadamente como cada componente funciona, sendo tais equipamentos descritos em ordem sistêmica como (Lima, 2020):

- 1- O sangue é removido pela linha venosa por gravidade ou diferença de pressão
- 2- No reservatório venoso o sangue fica armazenado antes de passar para o oxigenador, tem por função também remover possíveis bolhas de ar por meio do cata-bolhas. Garantindo assim ausência de bolhas de ar indesejadas ao sistema e tornando assim um ponto a mais de segurança.
- 3- Simultaneamente outras bombas aspiradoras são conectadas para evitar sangue no corpo cirúrgico reaproveitando assim o sangue indesejado do trabalho adicionando ao reservatório venoso

4- No oxigenador ocorre a troca gasosa do sangue (remoção de CO_2 e adição de O_2), ele é fundamental para fornecer uma parada segura do pulmão. Os oxigenadores são estruturas formadas por membranas semipermeáveis, que por sua vez permite a difusão de seletiva de gases.

5- A fonte de oxigenação se dá por conta do misturador de gases conectado ao oxigenador, o misturador é responsável por dar a proporção desejada de oxigênio e ar, junto com a linha de oxigenação é possível perceber a presença de fluxometro de gases e um vaporizador anestésico, em casos cirúrgicos para administrar anestésias já que há uma parada pulmonar.

6- Os trocadores de calor regulam a temperatura do sangue utilizando água proveniente de uma bomba. Dessa maneira é possível ter um controle da temperatura de forma segura.

7- A bomba centrífuga tem por função gerar um fluxo de retorno ao coração, utilizando o sangue proveniente do oxigenador e trocadores de calor tais parâmetros podem ser retornados ao corpo passando assim pelo filtro arterial para remover quaisquer microbolhas.

8- Sistema de cardioplegia consiste em bolsas de sangue tanto para prevenir contra perdas de sangue no processo, quanto para administração de soluções específicas para parar o coração durante a cirurgia e proteger o miocárdio.

9- O hemoconcentrador consiste em filtros de membranas semipermeáveis que separa líquidos e moléculas de baixo peso molecular no sangue, bem similar ao sistema de diálise, mas focado em remover líquidos ao invés de toxinas (Griffith, 2016).

Desta forma, é imprescindível notar que a grande maioria dos equipamentos do mercado são formadas por um conjunto de 4 bombas roletes. Entretanto, as bombas roletes tem baixa eficiência se comparadas as demais máquinas de fluxo existentes no mercado, como as bombas centrífugas. Segundo alguns estudos recentes com follow-up mais longo as bombas roletes possui maior grau de danos neurológicos, e as bombas centrífugas também não possuem vantagens competitivas, muito diferentes ao que se acreditava quanto ao grau de Hemólise (ASANTE-SIAW, 2010).

A bomba centrífuga, visto de forma geral, possui maiores vantagens do que desvantagens se comparadas as de rolete. Quanto a processos trombóticos e embólicos o uso da bomba centrífuga é minimizado, também devido ao formato cônico, gerando um vórtex suave o que torna o transporte do fluido menos agressivo pelas cânulas, além de possuir menor

possibilidade de gerar pressões negativas, que por sua vez, pode ocorrer cavitação. Estudos realizados com 16 pacientes notaram que houve maior preservação de plaquetas e índices 800% menor de microêmbolos com o uso de bombas centrífugas. (PÊGO-FERNANDES, 1989).

1.3 OBJETIVO

Com o avanço da tecnologia, a colaboração interdisciplinar tornou-se fundamental para o progresso científico. No campo da circulação extracorpórea, a sinergia entre engenharia e medicina tem proporcionado soluções inovadoras para cirurgias complexas. De acordo com dados da Organização Mundial de Saúde (2021), as doenças cardiovasculares representam cerca de 32% das mortes globais. Essa realidade reforça a necessidade de sistemas eficientes para suporte cardiorrespiratório durante intervenções cirúrgicas. Este trabalho se propõe a investigar soluções para melhorar a eficiência dos dispositivos utilizados em tais procedimentos.

Este trabalho tem como objetivo principal analisar e comparar eficiência do sistema baseado tanto no fluxo sanguíneo, quanto nas bombas artificiais utilizadas. Para isso, pretende-se:

- Identificar parâmetros críticos que afetam o desempenho das bombas;
- Validar modelos matemáticos que descrevam o comportamento dos fluidos no sistema;
- Avaliar a eficiência do sistema com base em dados de simulações computacionais;
- Avaliar comportamento das propriedades de fluxo baseado na simulação;
- Encontrar possíveis falhas envolvidas nesse processo
- Sugerir melhorias para o design e operação desses dispositivos.

1.4 ESTRATÉGIA

O desenvolvimento do trabalho seguiu uma abordagem estruturada, considerando tanto parâmetros teóricos presentes na literatura quanto dados experimentais para validação dos resultados. A escolha das ferramentas e métodos foi fundamentada na necessidade de

compreender as interações entre fluxo sanguíneo, pressão e viscosidade em diferentes cenários clínicos.

Para a execução da pesquisa, foram seguidas as seguintes etapas:

- **Levantamento Bibliográfico:** Coleta e análise de referências científicas sobre escoamento podendo ser aplicado ao sistema de circulação extracorpórea, modelos matemáticos do sistema cardiovascular e características das bombas utilizadas (roletes e centrífugas).
- **Definição de Parâmetros:** Seleção de variáveis fundamentais para o estudo, incluindo pressão arterial, viscosidade sanguínea, fluxo volumétrico e dimensões das cânulas e circuitos extracorpóreos, além dos dados reais de indivíduos de um banco de dados de sinais fisiológicos adquiridos do BIDMC (Beth Israel Deaconess Medical Center). (GOLDBERGER, 2000)
- **Modelagem Matemática:** Formulação de equações diferenciais para descrever o comportamento do fluxo sanguíneo, considerando fatores como gradiente de pressão e resistência vascular.
- **Simulação Computacional:** Implementação dos modelos matemáticos em ambiente de programação, permitindo a avaliação das condições operacionais e a comparação entre diferentes configurações do sistema.
- **Análise de Resultados:** Interpretação dos dados obtidos a partir das simulações, correlacionando-os com parâmetros clínicos e identificando potenciais melhorias para otimização da circulação extracorpórea.

A inclusão de informações obtidas a partir de bancos de dados permitiu maior confiabilidade na modelagem e análise dos resultados, garantindo que as conclusões do estudo estejam alinhadas com a realidade clínica e contribuam efetivamente para o aprimoramento dos sistemas de suporte circulatório.

Essa estratégia permitiu uma abordagem abrangente e fundamentada, garantindo que os resultados obtidos sejam relevantes tanto para o aprimoramento dos dispositivos utilizados quanto para a compreensão dos fenômenos físicos e fisiológicos envolvidos no processo.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão bibliográfica apresenta de forma concisa os fundamentos da fisiologia cardíaca e da mecânica dos fluidos aplicados aos sistemas de circulação extracorpórea. Inicialmente, evidencia-se a importância do conhecimento anatômico e funcional do coração, particularmente a distinção em todo sistema circulatório e seus conceitos fisiológicos, para o adequado transporte sanguíneo (DRAKE, 2015; MARGARIDA DE MELLO, 2018).

Complementarmente, a discussão abrange os princípios da mecânica dos fluidos, enfatizando os escoamentos laminar e turbulento, além das equações de Bernoulli e Navier-Stokes, que fundamentam o dimensionamento e a análise dos sistemas circulatórios. Essa abordagem teórica é essencial para compreender os desafios operacionais, como as perdas de carga, a formação de trombos e a cavitação, aspectos críticos na otimização e segurança dos dispositivos de apoio circulatório (FOX et al., 2010; COELHO, 2006).

2.1 NOÇÕES DA FISIOLOGIA CARDÍACA

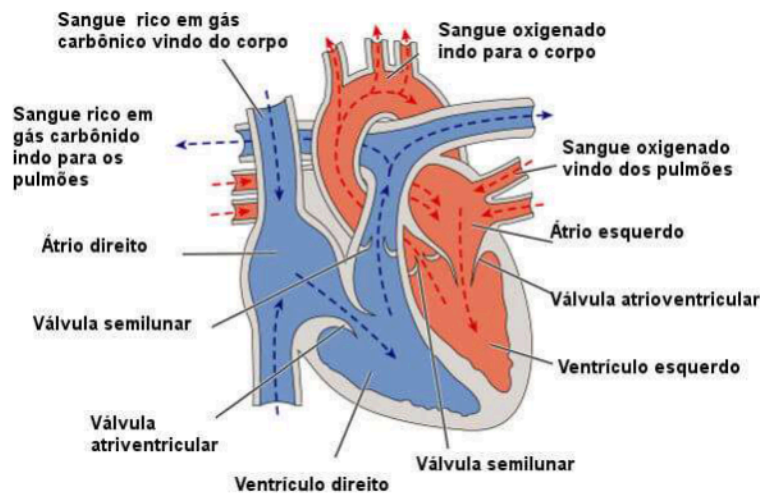
De acordo com Drake (2015), o coração é um órgão muscular oco com quatro câmaras, sendo duas delas conhecidas como átrio direito e átrio esquerdo, tais estruturas são consideradas câmaras de recepção, pois recebem o sangue advindo da circulação sistêmica e da circulação pulmonar os direcionando para os ventrículos. Nesse sentido, o ventrículo direito e o esquerdo são as outras duas câmaras do coração, consideradas câmaras de ejeção por sua característica de ejetar o sangue para os grandes vasos. Essa diferença entre os átrios e os ventrículos é perceptível em sua própria estrutura anatômica, onde a parede do ventrículo é muito mais espessa para permitir uma força de contração maior necessária para ejeção, ao passo que os átrios possuem aurículas que são estruturas que permitem aumentar a capacidade de armazenamento dos átrios necessária para uma boa câmara de recepção.

Segundo Margarida de Mello (2018), o funcionamento cardíaco correto também depende da eficiência das valvas cardíacas, que separam as câmaras impedindo o fluxo retrógrado, abrindo apenas em uma direção por diferença de pressão, uma vez que todo o fluxo sanguíneo flui do local de maior pressão para o de menor pressão. Além disso, para exercer sua função, o coração depende de um sistema vascular sanguíneo, formado por uma rede de tubos encarregados por conduzir o sangue por todo o corpo. Esses tubos são conhecidos como veias

e artérias, em ambas o fluxo sanguíneo é de perfil laminar com velocidade parabólica, entretanto, elas se diferenciam em sua estrutura devido a suas diferentes atribuições. As artérias tendem a ter um raio do vaso maior com sua parede mais espessa para sustentar as grandes pressões vindas da bomba cardíaca, já as veias, que realizam a drenagem sanguínea, possuem paredes mais finas e mais elásticas. Assim, nota-se o sistema cardiovascular como complexo e perfeito em seu mecanismo, realizando todo transporte e drenagem do sangue de forma minuciosamente organizada.

O sistema circulatório inicia o trajeto do sangue no átrio direito do coração, onde o sangue desoxigenado chega através das veias cavas. A partir do átrio direito, o sangue passa pela válvula tricúspide e flui para o ventrículo direito. Quando o ventrículo se contrai, o sangue é expelido para os pulmões através da válvula pulmonar e artéria pulmonar, onde ocorre a oxigenação. O sangue oxigenado retorna ao coração pelo átrio esquerdo, vindo pelas veias pulmonares. Ao passar pela válvula mitral, o sangue vai para o ventrículo esquerdo. Finalmente, o ventrículo esquerdo se contrai, enviando o sangue oxigenado para a aorta e, assim, para o resto do corpo. Esse ciclo contínuo garante a distribuição eficiente de oxigênio e nutrientes, tal processo pode ser analisado na figura 5 (DRAKE, 2015).

Figura 5 - Representação do sistema circulatório

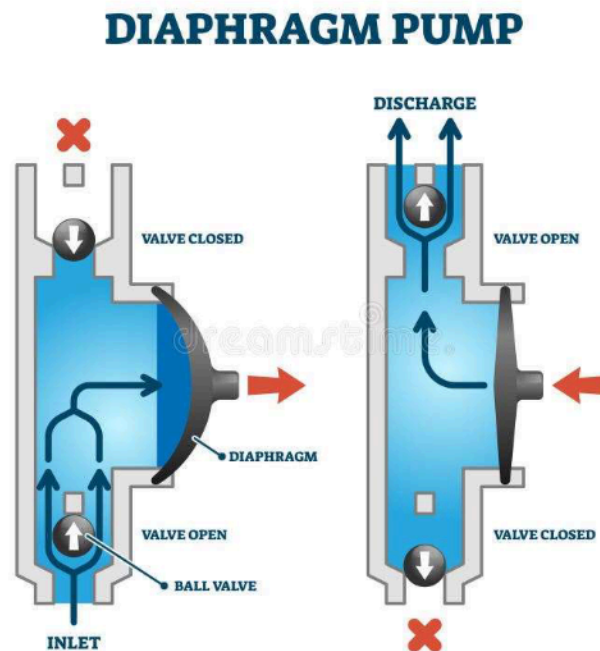


Fonte – Brasil Escola (2025)

O coração humano funciona como uma bomba muscular que impulsiona o sangue através do sistema circulatório, garantindo a distribuição de oxigênio e nutrientes essenciais aos tecidos corporais. Este órgão é composto por quatro câmaras: dois átrios e dois ventrículos, que trabalham em conjunto para manter o fluxo sanguíneo contínuo. Durante a sístole, os

ventrículos se contraem, gerando pressão positiva que força o sangue a ser ejetado para as artérias. Na diástole, ocorre o relaxamento ventricular, o que gera uma pressão negativa, permitindo o enchimento das câmaras com sangue proveniente dos átrios. Este ciclo cardíaco é regulado por sinais elétricos que coordenam as contrações musculares, assegurando a eficiência do bombeamento. Em paralelo com sistemas de bombeamentos utilizados em ambientes industriais na atualidade é possível relacionar o mesmo mecanismo cardíaco em bombas de membrana ou diafragma por exemplo, esquema expresso na figura 6 abaixo. (DRAKE, 2015).

Figura 6 - Representação de uma vista lateral cortada de uma bomba de membrana ou diafragma

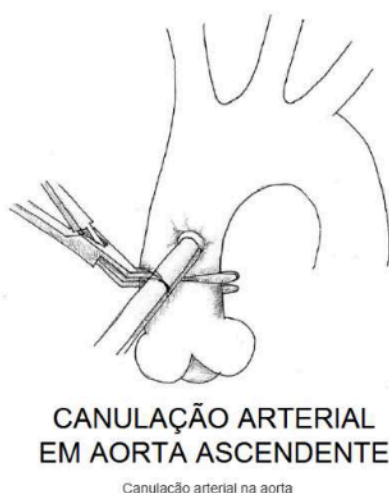


Fonte – Dreamstime (2000 - 2025)

Situações em que o indivíduo entra em uma parada cardiorrespiratória (PCR), mesmo estando em locais onde o atendimento é imediato, se torna um momento delicado para o paciente. Segundo Pazin-Filho (2003) a cada um minuto que o paciente esteja em PCR 10% de probabilidade de vida são perdidos. Com isso, é notado que grande parte dos casos de PCR em que não há morte do indivíduo ocorrem em ambiente hospitalar, já que a compreensão do início de uma desfibrilação é maior, e a ação imediata se torna mais eficaz. Da mesma forma, é observado que 50% dos pacientes que sofrem uma PCR fora do ambiente hospitalar chegam ao hospital já sem vida.

A circulação extracorpórea faz a ponte entre as veias cavas e aorta, deixando assim o coração completamente livre de fluxo, para situações em que acontece a parada por completo cardiorespiratória, possibilitando assim o manuseio de tais estruturas de forma segura. Os meios com que tal fluxo possa sofrer tal by-pass se dá por cânulas inseridas nas veias e artérias representadas na figura 7 abaixo.

Figura 7 - Representação de cânula inserida em aorta ascendente



Fonte - Sistema de circulação extracorpórea de acordo com o conceito integrado de segurança de equipamento eletro-médico. (Moraes, 1986)

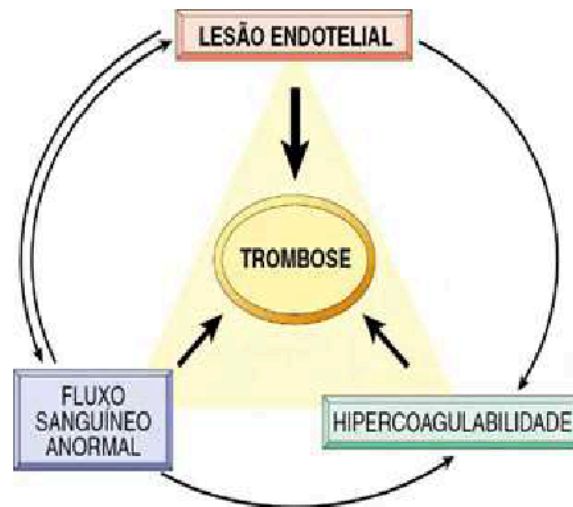
Quanto as complicações desta ponte circulatória a que mais causa problemas tanto para pacientes quanto para os mecanismos utilizados é na variação das propriedades do sangue durante a perfusão. A trombose por exemplo é a formação de um trombo (coágulo sanguíneo) dentro de vias de transporte sanguíneos como veias ou artérias, desta maneira pode perturbar o fluxo ou até mesmo interromper, e por sua vez causar diversas complicações como embolias, AVC, dentre outras. Sua formação trombótica se dá por três mecanismos sendo a lesão endotelial, fluxo sanguíneo anormal e a hipercoagulabilidade (KUMAR, 2014).

- **Lesão endotelial** é o dano na parte interna dos vasos (endotélio) causando assim por sua vez a exposição da camada subendotelial, onde gatilhos plaquetários são iniciados para a formação da cascata de coagulação.
- **Hipercoagulabilidade** é na formação de coagulação espontânea, podendo ser originadas por variação da composição sanguínea, entre aumento de fatores coagulantes e

resistência a fatores anticoagulantes. Causas se dão por condições genéticas, inflamatórias, câncer e medicamentos.

- **Fluxo sanguíneo anormal** a turbulência nas vias de fluxo sanguíneo é o maior motivo para reduzir a remoção de fatores coagulantes, onde por sua vez aumenta o contato das plaquetas no endotélio (fluxo laminar as plaquetas permanecem longe das paredes endoteliais) facilitando assim mais coagulação

Figura 8 - Mecanismos de formação de trombose



Fonte - Biomedical Instrumentation: Technology and Applications. (KUMAR, 2014)

Fatores coagulantes fisiológicos explicados e representados na figura 8 acima são minimizados por medicamentos anticoagulantes administrados em todo processo cirúrgico por biomédicos perfusionistas. E, quanto as perturbações de fluxo, podem ser minimizadas por um projeto adequado de sistemas que viabilizem a menor perturbação no processo.

A circulação extracorpórea busca replicar as funções do sistema cardiovascular, garantindo o transporte adequado de oxigênio e nutrientes aos tecidos durante procedimentos cirúrgicos que exigem a interrupção temporária da função cardíaca. A dinâmica do fluxo sanguíneo está diretamente relacionada a fatores como pressão arterial, resistência vascular e viscosidade do sangue, parâmetros fundamentais para garantir a perfusão eficiente e minimizar complicações hemodinâmicas. Dessa forma, compreender a interação entre esses fatores permite uma avaliação mais precisa do comportamento do fluxo no sistema extracorpóreo, especialmente ao considerar a influência das bombas (centrífuga ou de roletes) e das cânulas utilizadas no processo. (Moraes, 1986)

2.2 MECÂNICA DOS FLUIDOS

A mecânica dos fluidos é o estudo do fluido, seja estático ou dinâmico. Ela é a disciplina de “alta tecnologia”, onde permitiu o desenvolvimento de muitas áreas no último quarto século, como meio ambiente, energia, esportes, fluidos inteligentes, e até mesmo na biomecânica e micro fluidos, onde será relacionado com o fluxo sanguíneo (FOX, et al., 2010).

2.2.1 PRINCÍPIOS BÁSICOS

Pode-se perceber que os fluidos apresentam propriedades distintas dos sólidos, especialmente no que diz respeito à resposta a tensões de cisalhamento. Diferentemente dos sólidos, que resistem a essas tensões com deformação mínima, os fluidos se deformam continuamente sob qualquer tensão de cisalhamento aplicada, independentemente da magnitude. Além disso, não suporta essa tensão de cisalhamento também em repouso. (FOX, et al., 2010)

Dentro de um volume de controle, é possível definir que toda vazão mássica que entra é a mesma que sai. Podendo ser expressa pelas figuras 9 e 10 e equações abaixo.

$$\dot{m} = \frac{VA}{v} \quad \text{ou} \quad \dot{m} = \rho VA$$

Sendo V = velocidade do fluido (m/s); A = área da sessão de um tubo (m^2); ρ = massa específica ($\frac{Kg}{m^3}$)

como a vazão mássica que entra é igual a que sai.

$$\rho V_i A_i = \rho V_e A_e$$

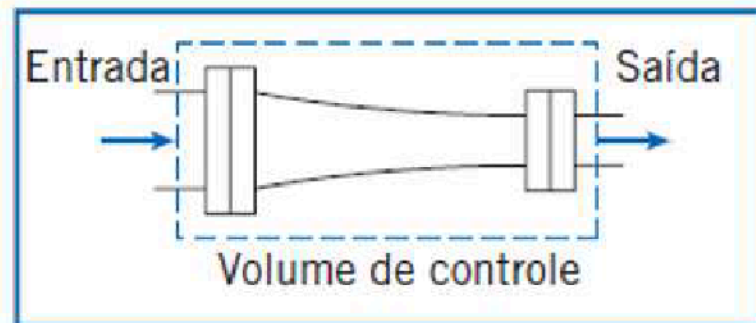
considerando condições estáticas de densidade ao longo do volume de controle, assim:

$$\rho_i = \rho_e = \rho$$

$$V_i A_i = V_e A_e$$

Sabendo assim parâmetros de um dos lados de um volume de controle é possível encontrar o outro, da mesma forma para diferentes fluidos e viscosidades. (FOX, et al., 2010).

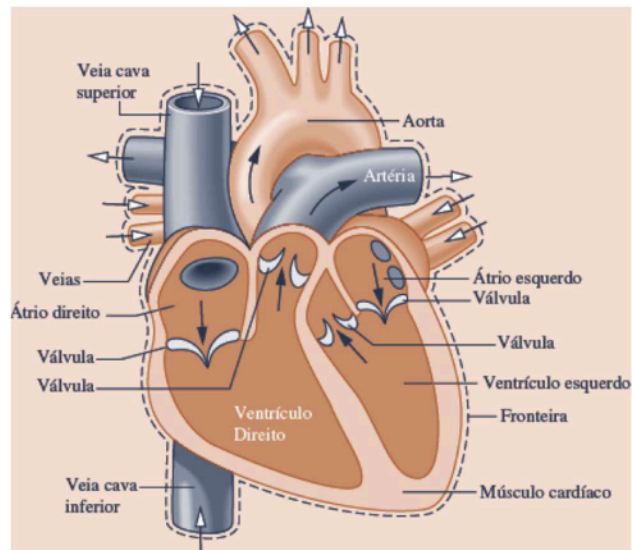
Figura 9 - Demonstração de um volume de controle



Fonte - Introdução à Mecânica dos Fluidos. (FOX, et al., 2010)

De forma semelhante é possível observar infinitas possibilidades de esquemas de volume de controles, o coração por exemplo pode ser representado na figura abaixo como um volume de controle, note que diferente do caso acima o volume de controle cardíaco se movimenta conforme o coração pulsa, as veias da mesma forma permitem que o fluido entre no volume de controle e saia pelas artérias, respeitando, portanto, a regra da conservação de massa (SHAPIRO, 2009).

Figura 10 - Representação de um volume de controle cardíaco



Fonte - Princípios de termodinâmica para engenharia. (SHAPIRO, 2009)

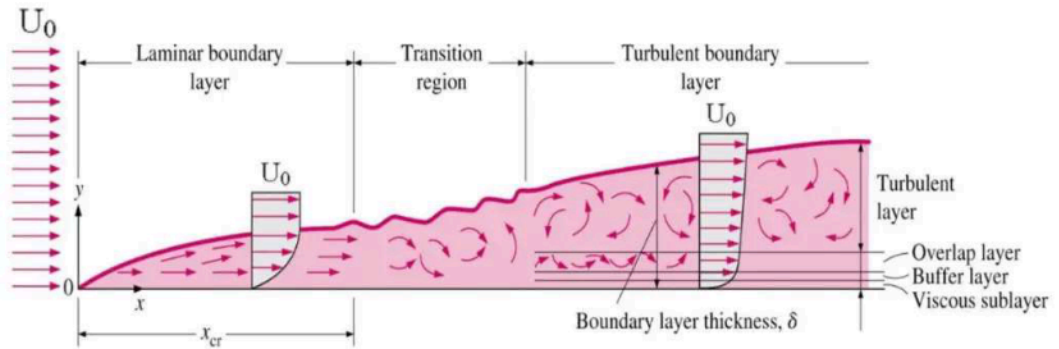
2.2.2 CARACTERÍSTICAS DE FLUXO

A característica de fluxo é de extrema importância para o estudo, como ditas anteriormente. E para diferenciar tais diferenças de fluxo é preciso entender que o escoamento funciona de forma em que as partículas de um fluido se movem sobre um canal respeitando algumas características.

Num fluxo laminar por exemplo as partículas de um fluido se movem como linhas paralelas ao escoamento, sem misturar com a linha de fluxo vizinha. Dessa maneira o fluxo laminar é bem fácil de visualizar para fluxos suaves e de baixas velocidades em meio onde as viscosidades se sobrepõem as forças cinéticas.

Da mesma forma, para fluxos turbulentos as partículas de um fluido se movem de forma desordenada, tornando assim a mistura entre as camadas de linhas de escoamento, devido a flutuação aleatória da velocidade. Essas flutuações criam vórtices e redemoinhos, tornando o fluxo extremamente caótico e imprevisível. Esse tipo de escoamento é de fácil visualização em situações em que há altas velocidades ou quando as forças inercias superam as viscosas (FOX, et al. 2010).

Figura 11 - Escoamento de fluxo laminar, de transição e turbulento respectivamente



Fonte - Introdução à Mecânica dos Fluidos. (FOX, et al., 2010)

Tal características de fluxo observados também na figura 11 podem ser dimensionadas a partir do número de Reynolds (Re). Esse parâmetro é um valor adimensional onde é relacionado com as forças de inércia e as forças viscosas do fluxo, onde é dado pela expressão:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot L}{\mu}$$

Sendo: $\rho =$ *densidade do fluido* (kg/m^3)

$v =$ *velocidade característica do escoamento* (m/s)

$L =$ *comprimento característico do sistema* (m)

$\mu =$ *viscosidade dinâmica do fluido* ($Pa \cdot s$)

Dessa maneira, o número de Reynolds é dado da seguinte maneira:

$Re < 2300 \rightarrow$ fluxo laminar

$2300 < Re < 4000 \rightarrow$ fluxo de transição

$Re > 4000 \rightarrow$ fluxo Turbulento

2.2.3 EQUAÇÕES DE BERNOULLI

A equação de Bernoulli tem grande aplicação ao sistema circulatório, sendo por sua vez base para diferentes parâmetros associados aos mesmos. Como por exemplo, na diferença de pressão e velocidade ao traspasar um fluido por diferentes áreas de seções de uma tubulação.

Essa equação provém da dedução direta da equação de Euler em coordenadas retangulares, considerando um regime permanente (FOX, et al. 2010).

$$\frac{D\vec{V}}{Dt} = u\frac{\partial\vec{V}}{\partial x} + v\frac{\partial\vec{V}}{\partial y} + w\frac{\partial\vec{V}}{\partial z} = (\vec{V} \cdot \nabla)\vec{V} = -\frac{1}{\rho}\nabla p - g\hat{k}$$

Desta forma, restringindo essa equação a quatro condições de contorno como: (1) fluido em regime permanente; (2) escoamento sem atrito; (3) escoamento incompressível; (4) escoamento ao longo de uma linha de corrente. É possível chegar à equação de Bernoulli para caso de massas específicas constantes.

$$\frac{p}{\rho} + \frac{V^2}{2} + gz = \text{constante}$$

Sendo P = pressão do fluido (Pa) e z= elevação do fluido (m).

Associando a equação de Bernoulli a lei geral de conservação de energia sem modificar as restrições impostas da equação, é possível expressá-la em dois pontos de uma linha de corrente. (FOX, et al. 2010).

$$\frac{p_1}{\rho} + \frac{V_1^2}{2} + gz_1 = \frac{p_2}{\rho} + \frac{V_2^2}{2} + gz_2$$

Entretanto, a equação de Bernoulli, como dita anteriormente, despreza perdas associadas ao sistema, sendo assim, uma forma livre de se calcular características de um fluido nas devidas condições de contorno. Desta forma, para assimilar o equacionamento ao sistema de circulação extracorpórea é preciso não restringir as condições iniciais no que diz respeito as perdas de carga, já que o fluido em questão passa por baixas pressões e velocidades e quaisquer mudanças no sistema pode trazer variações nos seus parâmetros finais. (FOX, et al. 2010).

2.2.4 PERDAS DE CARGA

A perda de carga é a diminuição da energia ou pressão de um fluido que ocorre quando ele se desloca através de um sistema de tubulações. Essa redução é causada principalmente pelo atrito entre o fluido e as paredes internas dos tubos, além de obstáculos como válvulas, curvas e conexões. Fatores como a rugosidade da superfície interna da tubulação, a viscosidade do fluido, a velocidade do escoamento e o diâmetro dos tubos influenciam essa perda. A equação de Darcy-Weisbach é frequentemente utilizada para calcular a perda de carga em sistemas de escoamento. O coeficiente de energia cinética pode ser expresso por α e é definida como (FOX, et al. 2010).

$$\int_A \frac{V^2}{2} \rho V dA = \alpha \int_A \frac{\bar{V}^2}{2} \rho V dA = \alpha \dot{m} \frac{\bar{V}^2}{2}$$

$$\alpha = \frac{\int_A \rho V^3 dA}{\dot{m} \bar{V}^2}$$

Utilizando a definição de α na equação de energia dentro de um volume de controle:

$$\dot{Q} = \dot{m}(u_2 - u_1) + \dot{m} \left(\frac{p_2}{\rho} - \frac{p_1}{\rho} \right) + \dot{m} g(z_2 - z_1) + \dot{m} \left(\frac{\alpha_2 \bar{V}_2^2}{2} - \frac{\alpha_1 \bar{V}_1^2}{2} \right)$$

Dividindo pela vazão mássica e rearranjando a equação é possível obter:

$$\left(\frac{p_1}{\rho} + \alpha_1 \frac{\bar{V}_1^2}{2} + gz_1 \right) - \left(\frac{p_2}{\rho} + \alpha_2 \frac{\bar{V}_2^2}{2} + gz_2 \right) = (u_2 - u_1) - \frac{\delta Q}{\dot{m}}$$

Sendo: $(u_2 - u_1) - \frac{\delta Q}{dm} = h_{IT}$ = perda de energia total por unidade de massa.

h_{IT} pode ser descrita como a soma das perdas de carga associada ao atrito no escoamento de tubos de seção constante, e com as perdas de cargas localizadas causadas por acessórios, variações de áreas e outros. (FOX, et al. 2010).

$$h_{IT} = h_l + h_{lm}$$

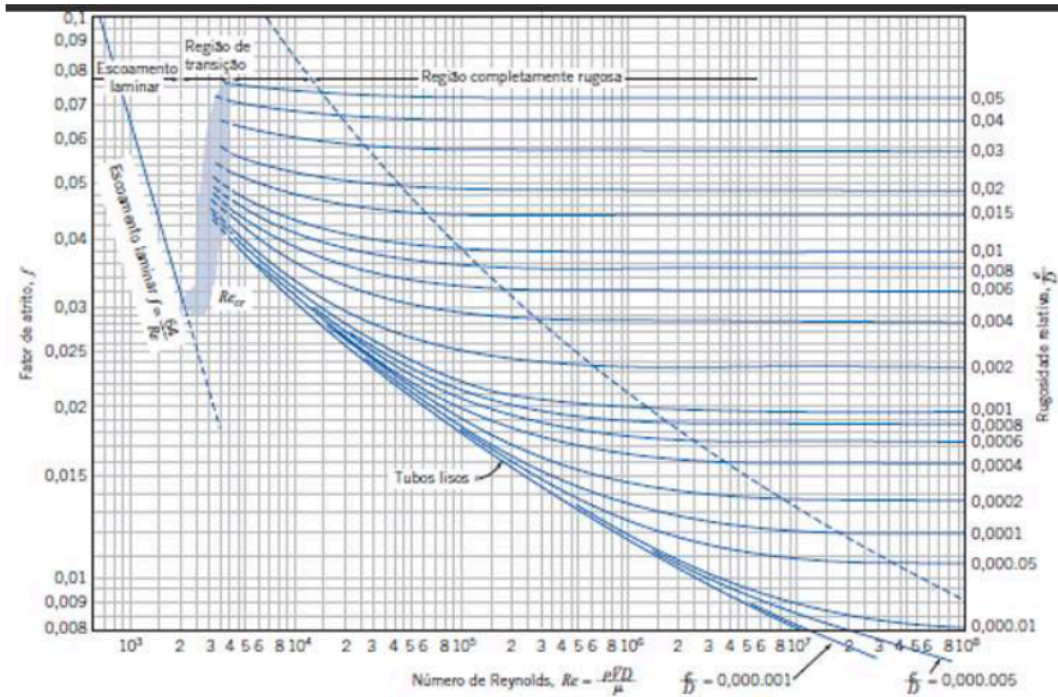
Sendo a perda de carga associada ao atrito no escoamento laminar e turbulento sendo expresso por:

$$h_l = 32 \frac{L}{D} \frac{\mu \bar{V}}{\rho D} = \frac{L}{D} \frac{\bar{V}^2}{2} \left(64 \frac{\mu}{\rho \bar{V} D} \right) = \left(\frac{64}{Re} \right) \frac{L}{D} \frac{\bar{V}^2}{2}$$

$$h_l = \left(\frac{64}{Re} \right) \frac{L}{D} \frac{\bar{V}^2}{2} = f \frac{L}{D} \frac{\bar{V}^2}{2}$$

Sendo o fator de atrito (f) é encontrado na diagrama de Moody representado na figura 12. Onde é associada a rugosidade (ϵ) e o número de Reynold (Re).

Figura 12 - Diagrama de Moody



Fonte - Introdução à Mecânica dos Fluidos. (FOX, et al., 2010)

Um método para encontrar o fator de atrito como alternativa ao diagrama de Moody é dado pela equação semiempírica de Churchill sendo aplicável tanto para regimes de escoamentos laminares ou turbulentos. Essa equação é uma abordagem analítica relacionando-o com o número de Reynolds e a rugosidade relativa da tubulação, essa equação é expressa por (FOX, et al. 2010):

$$f = \left\{ \left(\frac{64}{Re} \right)^8 + 9,5 \left[\ln \left(\frac{\varepsilon}{3,7D} + \frac{5,74}{Re^{0,9}} \right) - \left(\frac{2500}{Re} \right)^6 \right]^{-16} \right\}^{0,125}$$

Re = número de Reynolds

D = diâmetro do tubo

ε = viscosidade absoluta da tubulação

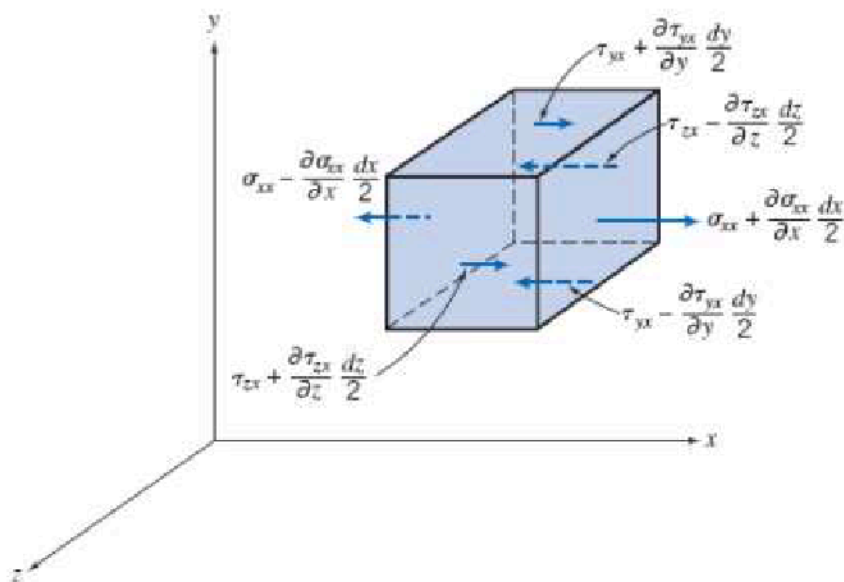
Por fim, as perdas de carga associadas a acessórios ou variações de seções num tubo, h_{lm} É dada pela multiplicação do coeficiente de perda de carga do acessório, calculado experimentalmente.

$$h_{lm} = K \cdot \frac{V^2}{2}$$

2.2.4 EQUAÇÕES DE NAVIER-STOKES

As forças que atuam sobre um fluido são definidas como forças de campo e forças de superfícies. Sendo essas forças normais e forças tangenciais (cisalhamento). Tais vetores podem ser demonstrados na figura 13 abaixo.

Figura 13 - Representação das forças atuantes em uma partícula



Fonte - Introdução à Mecânica dos Fluidos. (FOX, et al., 2010)

Para obter a força superfície resultante de uma direção, devesse somar as forças nessa direção. Desta maneira, associando a força da gravidade sendo a única atuante pode-se notar que a força do corpo por unidade de massa é igual:

$$dF_x = dF_{B_x} + dF_{S_x} = \left(\rho g_x + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \right) dx dy dz$$

$$dF_y = dF_B + dF_S = \left(\rho g_y + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \right) dx dy dz$$

$$dF_z = dF_B + dF_S = \left(\rho g_z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} \right) dx dy dz$$

Sendo:

$$d\vec{F} = dm \frac{D\vec{V}}{Dt} = dm \left[u \frac{\partial \vec{V}}{\partial x} + v \frac{\partial \vec{V}}{\partial y} + w \frac{\partial \vec{V}}{\partial z} + \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} \right]$$

É possível obter as equações diferenciais do movimento, sendo expressas:

$$\rho g_x + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} = \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right)$$

$$\rho g_y + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} = \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right)$$

$$\rho g_z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} = \rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right)$$

Para fluidos Newtonianos a tensão viscosa é diretamente proporcional a taxa de deformação por cisalhamento, e está por sua vez é proporcional a taxa de deformação angular. As tensões em modelos tridimensionais podem ser expressas em termos de gradientes de velocidades e propriedades do fluido, em coordenadas retangulares, por exemplo.

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)$$

$$\tau_{zx} = \tau_{xz} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)$$

$$\sigma_{xx} = -p - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial u}{\partial x}$$

$$\sigma_{yy} = -p - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial v}{\partial y}$$

$$\sigma_{zz} = -p - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial w}{\partial z}$$

Por fim, utilizando as equações é possível encontrar a simplificação de Navier-Stokes para fluidos incompressíveis e viscosidades constantes.

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + \rho g_u,$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) + \rho g_v,$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) + \rho g_w.$$

Trazendo assim, parâmetros antes tratados de forma estática sendo expressos de forma dinâmica. Relacionando tais funções as condições sanguíneas com suas variações de viscosidade e densidade ao longo do escoamento.

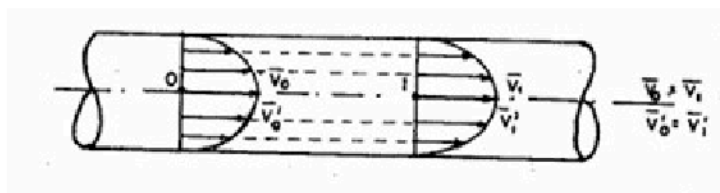
2.3 SISTEMAS FLUIDOS MECÂNICOS

Sistemas fluidomecânicos são compostos por máquinas e dispositivos que interagem com fluidos em movimento, visando transferir ou converter energia. Esses sistemas abrangem desde máquinas de fluxo, como bombas centrífugas e turbinas hidráulicas, até máquinas de deslocamento positivo, como compressores alternativos e bombas de engrenagens. A análise desses sistemas envolve o estudo de conceitos fundamentais da mecânica dos fluidos, incluindo fluidostática, fluidodinâmica, escoamentos laminar e turbulento, além de princípios como a equação da continuidade e a equação de Bernoulli. A compreensão desses princípios é essencial para o dimensionamento e a aplicação adequada de componentes como bombas, cilindros hidráulicos e circuitos de acionamento hidráulico e pneumático. (CREMASCO, 2012)

2.3.1 CONCEITOS INICIAIS

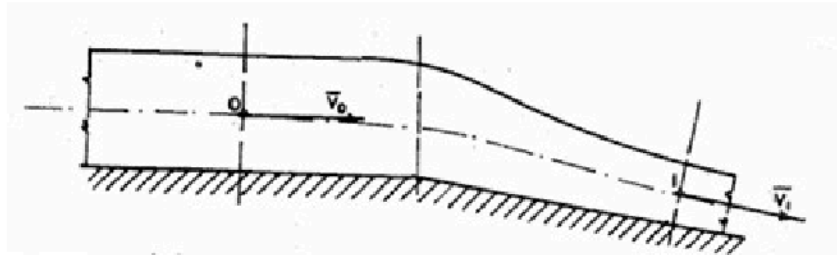
As premissas iniciais aos assuntos envolvendo sistemas fluidos mecânicos permeia por toda parte de termodinâmica e de mecânica dos fluidos. Para introduzir o conceito de bombeamento de fluidos é preciso considerá-lo um líquido perfeito, que consiste naquele que é incompressível, perfeitamente móvel, cujas moléculas não possuem forças tangenciais de atrito. É preciso também considerar um escoamento permanente, que consiste na constância das propriedades do fluido (peso específico, temperatura, viscosidades) em quaisquer pontos fixos no espaço e tempo. Além disso, é introduzido os conceitos de regime uniforme e não-uniforme, onde as velocidades do fluido não variam por todo o tubo, e onde as velocidades variam ao longo do seu trajeto respectivamente abordados nas figuras 14 e 15 abaixo (MACINTYRE, 1997).

Figura 14 - Representação de fluido em regime uniforme



Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

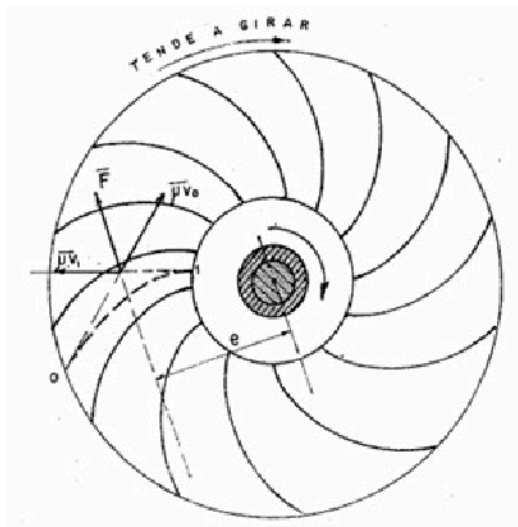
Figura 15 - Representação de fluido em regime não-uniforme



Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

Desta forma, considerando todas as condições de contorno referentes ao capítulo anterior e além das condições de contorno expressas nesse capítulo (regime permanente, regime não-uniforme). É possível correlacionar o esquema de rotores como na figura 16 abaixo (MACINTYRE, 1997).

Figura 16 - Esquema de rotor e suas forças atuantes



Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

Assim, como nesse caso há diferença de pressão na entrada para saída, e diferença de área, dessa maneira é possível afirmar que a velocidade do fluido que entra será diferente do fluido que sai.

2.3.2 MÁQUINAS DE FLUXO

As máquinas de fluxo são formas de transportar matérias usadas desde povos egípcios. Há atualmente, uma incrível variedade de máquinas de fluxo, sendo esses gasosos ou líquidos. As bombas em geral, por definição uma máquina geratriz, que por si só tem a finalidade de transformar o trabalho mecânico que recebe em energia sendo em forma de pressão ou cinética, sendo suas classificações como (MACINTYRE, 1997):

- Bombas de deslocamento positivo ou volumétricas
- Turbobombas ou hidrodinâmicas ou rotodinâmicas ou simplesmente dinâmicas
- Bombas especiais (bomba com ejetor, pulsômetro, bomba de emulsão de ar)

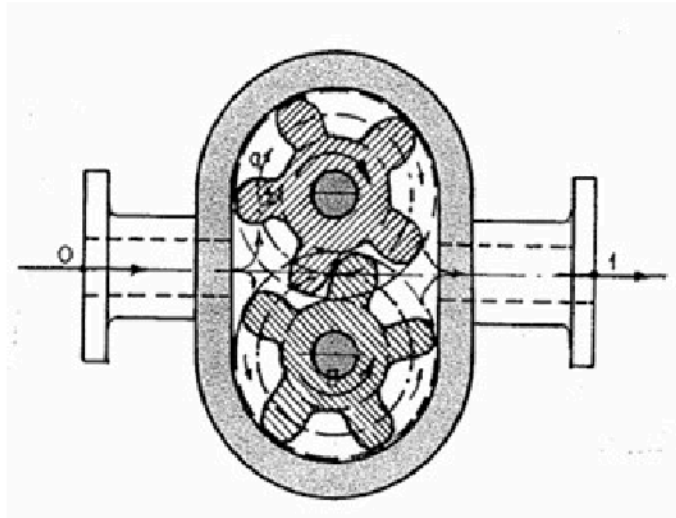
Bombas de deslocamento positivo (BDP) possuem a característica que o fluido em contato com o órgão que comunica a energia tem praticamente a mesma trajetória. Em paralelo ao sistema estudado pode-se observar as bombas de diafragma, observadas na figura 6, se aproximam ao coração, encaixam na definição das BDP. (MACINTYRE, 1997).

O uso das BDP traz muitos pontos positivos ao sistema, como boa eficiência para situações de variações de viscosidades, serviços de recalque de baixa vazão e altas pressões.

Entretanto, as bombas de diafragmas não são utilizadas em novos equipamentos mediante a limitações na vazão necessária devido as próprias limitações de pressão, variações de pressão mediante a forma de funcionamento do mecanismo, e por fim, o fluxo podendo se tornar turbulento. (RZBBOMBAS, 2025)

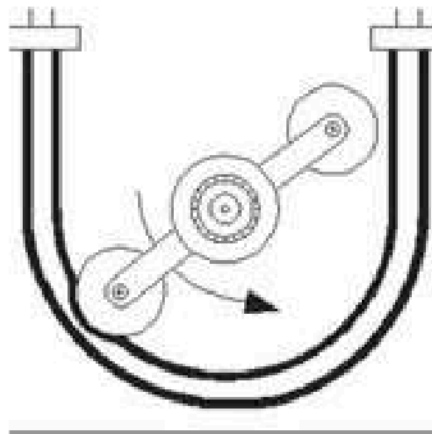
Em contrapartida essa mesma característica, mas de forma menos agressiva é utilizada as bombas de rolete, fornecendo um fluxo mais estável comparadas as bombas de diafragma, vistos no capítulo anterior no caso das bombas de diafragma na figura 6 e outros exemplos abaixo nas figuras 17 e 18.

Figura 17 - Bomba de deslocamento positivo rotativa de engrenagem



Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

Figura 18 - Representação de bomba de deslocamento positivo de rolete



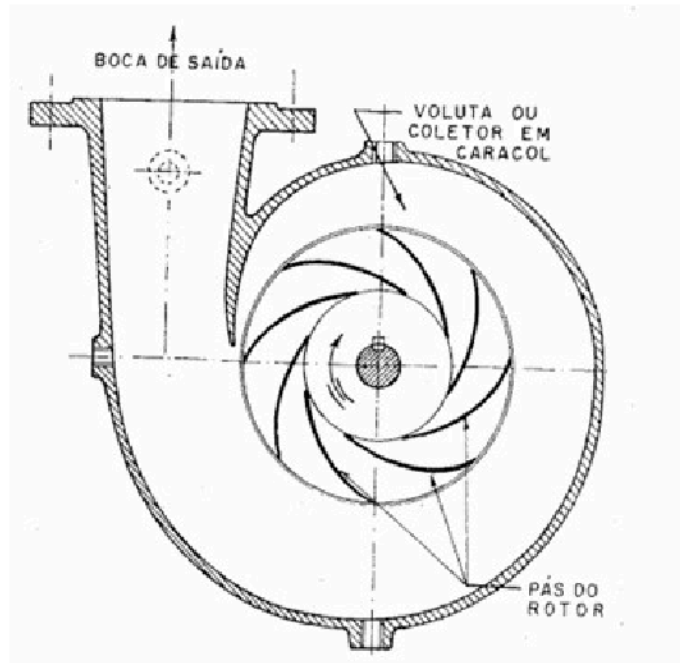
Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

As turbobombas são aquelas que o fluido em contato com o órgão que comunica a energia não possui a mesma trajetória, desta forma são dotadas de pás os órgãos rotativos, também denominados rotores. Este tem por objetivo imprimir aceleração ao fluido, e a descarga gerada depende da característica da bomba. (MACINTYRE, 1997)

Essa máquina de fluxo é capaz de imprimir vazões maiores com baixas pressões de descarga, e com as inovações de rotores empregadas a essas bombas, são capazes de gerar

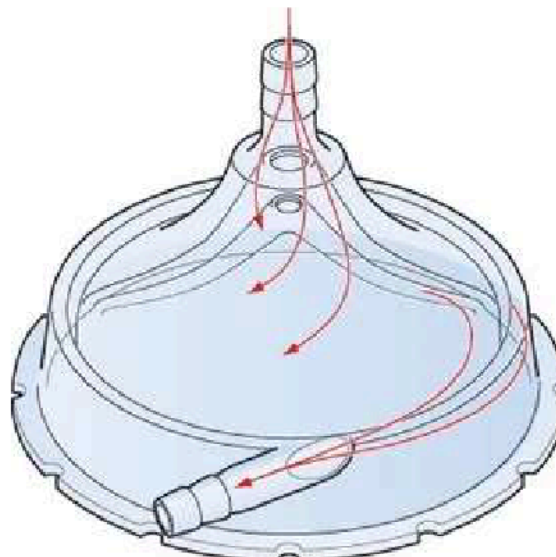
fluxos suaves com baixa variações de pressões. Representação de turbobombas e suas inovações representadas nas figuras 19 e 20. (PÊGO-FERNANDES, 1989)

Figura 19 - turbo bomba representado por uma bomba centrífuga



Fonte - Bombas e instalações de bombeamento (MACINTYRE, 1997).

Figura 20 - Bomba centrífuga modernas utilizada em sistema de circulação extracorpórea



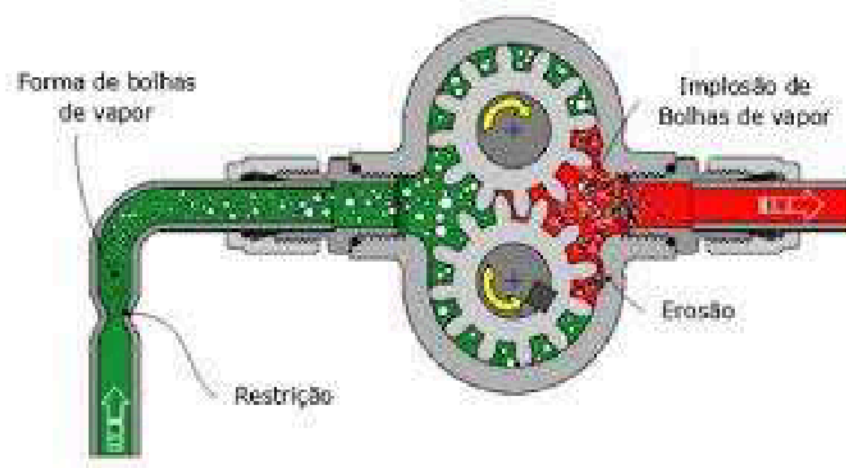
Fonte - EDWARDS LIFESCIENCES (2025)

2.3.3 CAVITAÇÃO

O processo denominado cavitação é muito estudado na academia científica, sua formação se dá pelo surgimento de bolhas de vapor durante o bombeamento ou passagem de acessórios (como as válvulas). Ela ocorre quando o fluido ao passar por regiões onde há uma brusca diminuição de pressão a uma mesma temperatura formam bolhas de vapor, essas bolhas ao longo do processo de bombeamento vão passar novamente por regiões onde sua pressão irá aumentar e conseqüentemente comprimir essas bolhas até que implodam. (Coelho, 2006)

A cavitação é um processo extremamente perigoso no que diz respeito a durabilidade dos componentes de projetos hidráulicos, por conta do seu poder destrutivo ao longo do tempo. É possível observar rotores danificados por conta da cavitação representados na figura 21 (Coelho, 2006)

Figura 21 - Representação de formação de cavitação



Fonte - Análise do fenômeno de cavitação em bomba centrífuga. (Coelho, 2006)

No contexto geral a cavitação é muito comum em bombas centrífugas por conta da diferença de pressão. (Coelho, 2006). Entretanto no que se diz a respeito do sistema de circulação extracorpórea a cavitação é mais provável de acontecer nas bombas de rolete, por conta de geração de zonas de pressões negativas (PÊGO-FERNANDES, 1989).

3 METODOLOGIA

1- Inicialmente é encontrado um modelo matemático que descreva o sistema. Relacionando todos os parâmetros importantes que satisfaçam a análise.

2- Dados de entrada do bombeamento cardíaco para nível de comparação

3- Dados de entrada de tipos de bombas utilizadas no equipamento, além da tubulação entre elas:

- Rolete
- Centrifuga
- Cânulas

4- Escolha do software para simulação

5- Simulação

6- Comparação dos resultados cardíacos em relação aos demais.

7- Resultados

3.1 MODELO MATEMÁTICO

Modelo matemático tem como característica reformular matematicamente situações reais. Para encontrar um modelo matemático que satisfaça o sistema é preciso notar quais características do fluido são fundamentais para elaboração do sistema. Baseado na fisiologia humana é possível notar que existe uma faixa aceitável de pressões circulando no corpo, e pequenas variações causam problemas sérios ao indivíduo, da mesma forma a viscosidade do sangue deve ser sempre constante, já que fluido menos viscoso pode causar muita hemorragia e do contrário pode interromper o fluxo em regiões periféricas. Por fim, o tempo que possíveis alterações podem ocorrer sem causarem complicações graves. (Khalid, 2021).

Dessa forma, foram formuladas duas modelagens separadamente, chamados aqui de modelo 1 sendo a representação de parâmetros estáticos e dinâmicos para diferentes dados importantes de entrada, como pressão, área de seção de tubos, vazão, e comprimento de tubos e os impactos dessas variações em todo processo.

Já no modelo 2 foi encontrado um banco de dados clínicos de pacientes, fornecendo assim informações reais de indivíduos, trazendo assim uma maior confiabilidade de resultados

quanto aos casos observados. Assim é gerado parâmetros dinâmicos para processamento desses dados.

3.1.1 ANÁLISE 1

Na literatura é possível encontrar modelos matemáticos que expresse as propriedades do sangue em condições específicas. Há modelos matemáticos que expressa a relação pressão, área da sessão dos vasos sanguíneos, viscosidade e o tempo. Baseado na equação de Navier-Stokes abordados no tópico acima, desconsiderando a ação da gravidade, já que as diferenças de altura dentro do corpo são desprezíveis quando ele está em decúbito no momento de análise, é possível obter tal equação (Khalid, 2021).

$$\begin{aligned}\rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right), \\ \rho \left(\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right), \\ \rho \left(\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) &= -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right).\end{aligned}$$

Dada a equação tridimensional e substituindo-a para coordenadas cilíndricas

$$\frac{\partial v_r}{\partial t} + v_r \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_c}{r} \frac{\partial v_r}{\partial c} - \frac{v_c^2}{r} + v_z \frac{\partial v_r}{\partial z} = F_r - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial r} + v \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv_r) \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_r}{\partial c^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_c}{\partial c} + \frac{\partial^2 v_r}{\partial z^2} \right).$$

Dessa forma é possível obter:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial r} + \frac{v}{r} \frac{\partial u}{\partial \theta} - \frac{v^2}{r} + w \frac{\partial u}{\partial z} = +v \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (ru) \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 u}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right),$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial r} + \frac{v}{r} \frac{\partial v}{\partial \theta} + \frac{uv}{r} + w \frac{\partial v}{\partial z} = - +v \left(\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rv) \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v}{\partial \theta^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial u}{\partial \theta} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right),$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{v}{r} \frac{\partial w}{\partial \theta} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial w}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right).$$

Uma das suposições realizadas seria na velocidade tangencial nula em x e y, acrescentando também uma variável f no plano cartesiano a equação pode ser expressa como (Khalid, 2021).

$$\begin{aligned} \frac{\partial w}{\partial t} + f \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right), \\ \frac{\partial w}{\partial t} + f \frac{\partial f}{\partial r} + w \frac{\partial f}{\partial z} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left(\frac{\partial^2 f}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial f}{\partial r} + \frac{\partial^2 f}{\partial z^2} - \frac{f}{r^2} \right), \\ \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rf) + \frac{\partial w}{\partial z} &= 0 \end{aligned}$$

Onde a função $f(r, z, t)$ são componentes de fluxo radial, já a função $w(r, z, t)$ são componentes de fluxo axial na posição z , já a equação de continuidade é (Khalid, 2021).

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0$$

Definindo uma nova variável γ como função $\gamma = \left(\frac{r}{R(z,t)} \right)$ sendo $R(z,t)$ o raio dos vasos sanguíneos em coordenadas cilíndricas (r, z, t) , agora substituindo para (γ, z, t) . por fim, o perfil de velocidades de fluxo axial expressa como $w(\gamma, z, t)$ na forma polinomial (Khalid, 2021).

$$w(\gamma, z, t) = \sum_{k=1}^N q_k (\gamma^{2k} - 1)$$

Já no perfil de velocidades de fluxo radial sendo de forma polinomial:

$$f(\gamma, z, t) = \frac{\partial R}{\partial z} \gamma f + \frac{\partial R}{\partial t} \gamma - \frac{\partial R}{\partial t} \frac{\gamma}{N} \sum_{k=1}^N \frac{1}{k} (\gamma^{2k} - 1)$$

Sendo N=1:

$$f(\gamma, z, t) = \frac{\partial R}{\partial z} \gamma f + \frac{\partial R}{\partial t} \gamma - \frac{\partial R}{\partial t} \gamma (\gamma^{2k} - 1)$$

Desta forma, tendo como base as funções dos perfis de velocidade axial e raial é possível substituí-las na equação de Navier-Stokes onde determina as variáveis $q(z,t)$ e $R(z,t)$:

$$\frac{\partial q}{\partial t} - \frac{4q}{R} \frac{\partial R}{\partial t} - \frac{2q^2}{R} \frac{\partial R}{\partial z} + \frac{4\mu}{R^2} q + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} = 0$$

$$2R \frac{\partial R}{\partial t} + \frac{R^2}{2} \frac{\partial q}{\partial z} + q \frac{\partial R}{\partial z} = 0$$

Como a taxa de fluxo é dada pela integral de superfície:

$$Q = \iint w \partial \gamma = \frac{1}{2} q \pi R^2$$

Substituindo nas funções de $q(z,t)$ e $R(z,t)$:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \frac{3Q}{S} \frac{\partial Q}{\partial z} - \frac{2Q^2}{S^2} \frac{\partial S}{\partial z} + \frac{4\pi\mu}{S} Q + \frac{S}{2\rho} \frac{\partial P}{\partial z} = 0$$

$$\frac{\partial S}{\partial t} + \frac{\partial Q}{\partial z} = 0$$

Onde $S = \pi R^2$. Assim, uma simples substituição dessas equações na equação diferencial se obtém:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} - \frac{3Q}{S} \frac{\partial S}{\partial t} - \frac{2Q^2}{S^2} \frac{\partial S}{\partial z} + \frac{4\pi\mu}{S} Q + \frac{S}{2\rho} \frac{\partial P}{\partial z} = 0$$

Essa por sua vez é chamado de “Equação Mestre”, onde ela é o modelo do sistema dado pela taxa de fluxo e pressão sanguínea em todo percurso. Nela, fazendo suposições ou inserindo dados é possível encontrar os resultados esperados. (Rahman, 2012).

Inserindo as condições de contorno do sangue sendo a variação da área do vaso não alterar em relação ao tempo (t) e a altura (z). além disso, o gradiente de pressão definido como a variação de pressão ao longo de uma determinada distância $\frac{\partial P}{\partial z} = 100$ a 40 mmHg $\left(\frac{P}{L}\right)$; $Q = 1$ a 7 L/min; $\mu = 0,035$ a $0,05$ cm²/s; $\rho = 1,043$ a $1,057$ g/cm³. Com isso foi desenvolvido também o modelo matemático conhecido utilizando a equação de Hagen-Poiseuille (Rahman, 2012).

$$Q = \frac{\pi R^4}{8L\mu} P$$

$$\frac{dP}{dt} + \frac{4\mu}{R^4} P + \frac{4L\mu}{\rho R^4} \frac{\partial P}{\partial z} = 0$$

Esse modelo foi utilizado considerando parâmetros estáticos, e dinâmicos separadamente. Entretanto foi também utilizado um outro modelo chamado aqui de “análise 2” que considera diversos padrões dinâmicos, como o fluxo sanguíneo está em constante variação ao longo do escoamento.

3.1.2 ANÁLISE 2

Inicialmente é abordado equações já mencionadas anteriormente para estimar parâmetros de escoamento utilizando o coração, sendo assim, parâmetros importantes como pressão, velocidade de fluxo, complacência e perda de carga localizadas. Essa análise tem por lógica inicial tentar encontrar curvas parametrizadas a partir de conceitos fisiológicos e físicos.

Essa análise não compara as relações entre bombas, apenas simula pontos reais de fluxo cardíaco.

Sendo organizados pelas seguintes equações:

$$\mu = \mu_{ref} \cdot e^{-k_T \cdot (T - T_{ref})}$$

A viscosidade do sangue, diferente de muitos outros fluidos, é dinâmico passando de estados coagulativos (mais viscoso) e estados de controle coagulativos (menos viscoso), nesse equacionamento é possível relacionar a viscosidade em relação a temperatura. Podendo assim ser dimensionado pequenas alterações. Sendo assim a μ_{ref} como a viscosidade de referência do sangue antes de sofrer alterações.

$$\rho = \rho_{ref} + k_1 \cdot [O_2] + k_2 \cdot Hb$$

A densidade do sangue de forma semelhante a viscosidade também é estudada de forma dinâmica sendo influenciado diretamente pela concentração de oxigênio e hemoglobina no sangue.

$$Q = \frac{V_{sistolico} \cdot HR}{60}$$

Sendo a vazão calculada pelo volume de sangue expelido durante uma sístole (contração) e a frequência cardíaca (bpm) durante a observação.

$$v = \frac{Q}{A}, \quad A = \pi \cdot \left(\frac{D}{2}\right)^2$$

A velocidade de fluxo sendo a vazão sobre a área de seção transversal do vaso sanguíneo.

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu}$$

O número de Reynolds calcula a característica de fluxo, entretanto é utilizada para cálculo de perda de carga.

$$f = 0,25 \cdot \left[\log_{10} \left(\frac{6,9}{Re} + \left(\frac{\epsilon}{3,7 \cdot D} \right)^{1,11} \right) \right]^{-2}$$

Fator de atrito calculado pela Equação de Churchill

$$h_f = f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{v^2}{2 \cdot g}$$

$$h_L = k \cdot \frac{v^2}{2 \cdot g}$$

Perda de carga distribuída e perda de carga localizada respectivamente.

Com base nesses cálculos expressos já anteriormente é possível encontrar curva do sistema, sendo essa muito utilizada para dimensionamento de bombas, consiste na curva de altura em função da vazão.

$$H_{sistema} = H_{geometrica} + h_f + h_L + (R \cdot Q) + \frac{Q}{C}$$

Dessa forma são implementados conceitos pouco abordados anteriormente, $H_{sistema}$ representa a energia total necessária para mover todo sangue no circuito. Já $H_{geometrica}$ geralmente calculado experimentalmente, representa a diferença entre o ponto de entrada e saída do sistema (energia potencial gravitacional). A resistência vascular periférica (R) é uma medida importante em hemodinâmica, usada para avaliar a resistência encontrada pelo sangue ao fluir através dos vasos sanguíneos periféricos, principalmente arteríolas. É calculada usando a relação entre a diferença de pressão e o fluxo sanguíneo. A complacência (C) é a medida da capacidade de um vaso sanguíneo de expandir e acomodar um volume em resposta a mudanças de pressão. Pode ser expressa pela variação de volume sobre a variação de pressão (MACINTYRE, 1997).

$$R = \frac{\Delta P}{Q}$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Ao observar trabalhos semelhantes foi possível encontrar um banco de dados de sinais fisiológicos adquiridos do BIDMC (Beth Israel Deaconess Medical Center). (GOLDBERGER, 2000). Tais informações trazem condições de contorno reais implementadas ao modelo elaborado anteriormente.

Portanto, com tais informações será possível fornecer dados iniciais para que seja gerado gráficos descrevendo curvas do sistema, assim como suas perdas de carga, assim, será possível ter um parâmetro de curva cardíaca, podendo ser interpretado em trabalhos futuros como modelo antes de perfusões.

3.2 DADOS DE ENTRADA

A definição dos dados de entrada em uma simulação consiste em estabelecer os parâmetros iniciais e condições de contorno essenciais para modelar o comportamento do sistema em estudo, englobando variáveis físicas, propriedades dos materiais e características geométricas que possibilitam a parametrização das equações matemáticas responsáveis por reproduzir a dinâmica real do fenômeno simulado; essa etapa é crucial para a obtenção de resultados confiáveis, pois pequenas variações nos valores de entrada podem alterar significativamente o desempenho do modelo (FOX et al., 2010; RAHMAN, 2012).

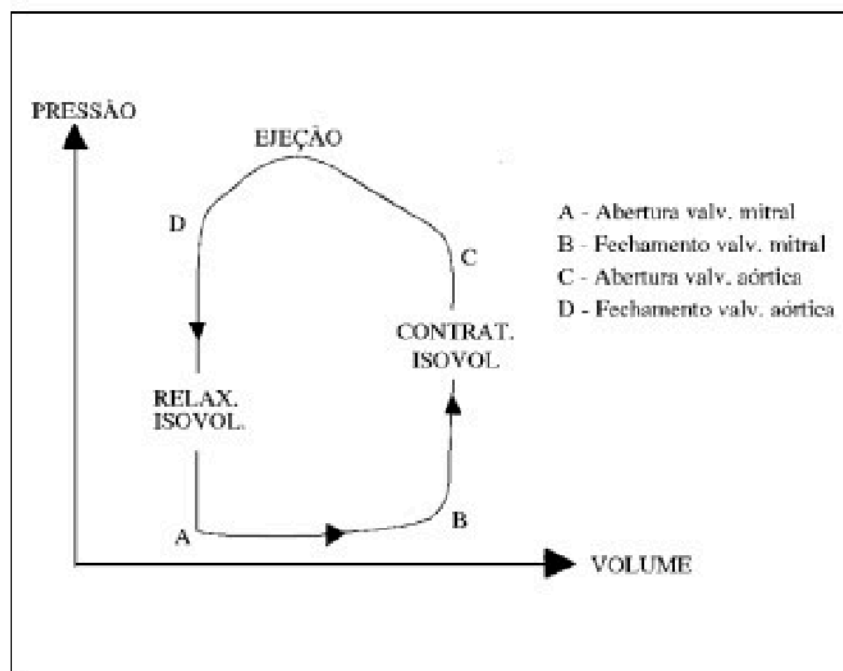
3.2.1 CORAÇÃO

A análise do bombeamento cardíaco deve considerar suas particularidades em relação às bombas mecânicas convencionais. O coração opera com contrações pulsáteis, ajustando-se dinamicamente às variações de pressão e resistência vascular, enquanto as bombas mecânicas, como as utilizadas na circulação extracorpórea, podem funcionar de forma contínua ou pulsátil, dependendo do seu princípio de operação. Para Gouvea o bombeamento cardíaco passa por três etapas importantes a serem abordadas, sendo elas Pré carga, definida como a pressão diastólica final; Pós carga, sendo de certa forma a resistência mínima em que a pressão sanguínea deve vencer para que aja ejeção do fluido na circulação; Contratilidade, como a velocidade máxima que a fibra muscular deve exercer na contração (sístole), sendo desta maneira inversamente proporcional à força cardíaca, ou seja, quanto maior a força necessária para a contração muscular, menor sua velocidade sistólica.

Dando ênfase na Pós carga, é possível chegar à conclusão de que a pressão mínima para ejeção depende da relação análoga a lei de Ohm, $R = (P1 - P2)/F$, onde R = resistência; $(P1-P2)$ = gradiente de pressão; F = fluxo. (GOUVEA, 2020)

A relação entre pressão e volume é de difícil análise. Mas de forma didática pode ser descrito como por exemplo na representação abaixo do ventrículo esquerdo, onde BC é a contração isovolumétrica, no ponto C é onde ocorre a resistência mínima para abertura de válvula aórtica, CD é a ejeção e assim se encerra a sístole, DC é o relaxamento isovolumétrico, e em AB é no aumento do volume ventricular, e por fim B há o estímulo para contração novamente. Condições que podem ser expressas no gráfico da figura 22 abaixo (GOUVEA, 2020):

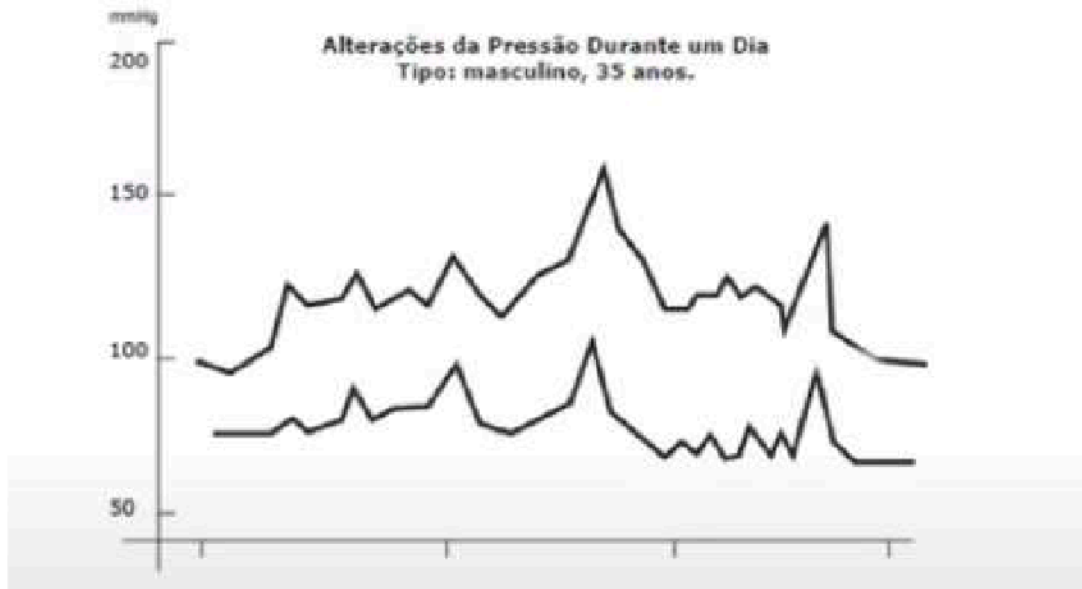
Figura 22 - Gráfico de representação do ciclo hemodinâmico (PxV)



Fonte - Monitorização hemodinâmica: métodos invasivos. (GOUVEA, 2020)

Esse ciclo ocorre em condições normais cerca de 50 a 90 batimentos por minuto, ou seja, a variação de pressão intracárdica ocorre milhares de vezes ao longo do dia. Entretanto, para estudos de bombeamento mecânicos é analisado essa variação extracárdica. Estudos realizados em pacientes demonstram alterações de pressão ao longo do dia, além disso, os valores normais, hipertensão e hipotensão podem ser demonstrados nas figuras 23 e 24 abaixo (SCHMIDT, 2004):

Figura 23 - Gráfico de representação da alteração de pressão ao longo do dia.



Fonte - Medida indireta da pressão arterial sistêmica (SCHMIDT, 2004)

Figura 24 - Representação de pressões aceitáveis e suas alterações



Fonte - Medida indireta da pressão arterial sistêmica (SCHMIDT, 2004)

O sangue é um fluido composto por plasma (fluido newtoniano), sais, açúcares e proteínas, dentre outros, em muitas vezes se comportado como um fluido não newtoniano.

Quanto a viscosidade do sangue é possível encontrá-la a partir da equação de Hagen-Poiseuille $Q = \frac{\pi \cdot \Delta P \cdot R^4}{8 \cdot \mu \cdot L}$, onde na literatura se tem a vazão média na aorta de 5 L/min. É possível encontrar uma viscosidade de aproximadamente 4,9 a 5,43 mPa.s considerando diâmetros de artéria aorta 25 mm em média e veias cavas superior de 20 mm em média. Entretanto caso haja constrições ou dilatações nas artérias influencia diretamente na mudança de viscosidade do fluido pela equação de Poiseuille (Pereira, 2015).

Assim, pode-se concluir que valores satisfatórios para análise em condições normais será de 90 a 120 mmHg para sístoles e 50 a 80 mmHg para diástole seguindo ciclos interruptos cerca de 50 a 90 bpm. A uma vazão média de 5 L/min, e viscosidade entre 4,9 e 5,43 mPa.s caso parâmetros de diâmetro entre 25mm para artérias e 20mm para veias.

3.2.2 BOMBAS DE ROLETE

Atualmente, apesar de provada ter influência em aspectos trombóticos e embólicos, é ainda a máquina de fluxo mais utilizada em aparelhos extracorpóreos, talvez muito por conta da sua confiabilidade. Entretanto os parâmetros observados por biomédicos no instante cirúrgico para diferentes tipos de bombas são pontos importantes para uma boa perfusão e diminuição da lesão ao paciente.

Quanto aos valores numéricos encontrados se dá por um leitor de fluxo e um manômetro localizados antes do fluxo voltar ao paciente pela aorta. Assim esses dados são (SPINA, 2018):

- Pressão de saída entre 100 e 500 mmHg, podendo assim serem modificadas pela compressão dos roletes nos tubos
- Fluxo volumétrico entre 1,5 e 7 L/min variando de acordo com o diâmetro do tubo e rotação da bomba
- Hemólise mais elevadas se comparadas as bombas centrifugas
- Menor sensibilidade as mudanças nas viscosidades do sangue.
- Diâmetros de cânulas Arterial entre 2,5 e 3,5 mm para neonatos e entre 6 e 8 mm para adultos. Já cânulas Venosas entre 4 e 4,5 mm para neonatos e entre 8 e 10 mm para adultos.

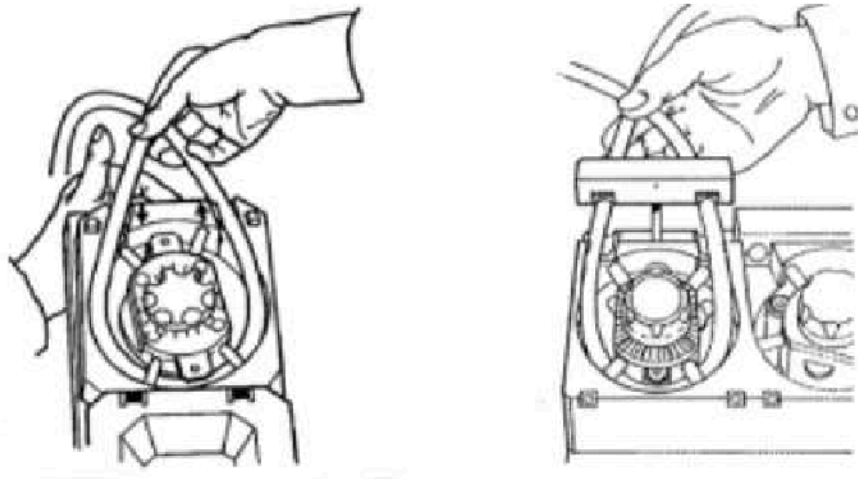
Imagens das bombas de rolete utilizadas na atualidade nas figuras 25 e 26.

Figura 25 - bomba rolete em funcionamento durante perfusão



Fonte – cárdio surgery post (Hennemann, 2020)

Figura 26 - Esquema de instalação de cânulas em aparelhos modernos

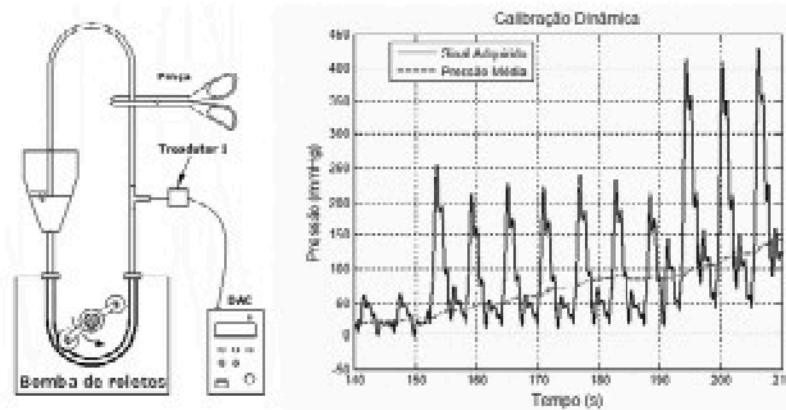


Fonte - cárdio surgery post (Hennemann, 2020)

Estudos realizados utilizando dispositivos auxiliares de calibração (DAC) notaram variações de pressões iniciais antes de efetivamente inserir dados requeridos ao equipamento como representados na figura 27. As bombas roletes geram essas diferenças talvez pelo seu

princípio de funcionamento, entretanto biomédico perfusionistas mais experientes conseguem gerar alterações de picos menores, trazendo assim uma resposta mais satisfatória ao paciente. (VIEIRA JUNIOR, 2011)

Figura 27 - Variações de pressões em bombas roletes analisados pelo DAC



Fonte - VIEIRA JUNIOR (2011)

3.2.3 BOMBAS CENTRIFUGAS

As bombas centrífugas estão tomando força pela influencia a redução de complicações em pacientes e os métodos adotados por biomédicos não altera o circuito de perfusão e sim apenas na máquina de fluxo e os parâmetros que devem ser observados.

Desta forma os parâmetros de fluxo são obtidos devido ao leitor de fluxo e manômetros localizados antes da aorta (SPINA,2018).

- Pressão de saída entre 50 e 300 mmHg sendo alterados pela rotação e resistência de fluxo
- Fluxo volumétrico entre 1,5 e 7,5 L/min sendo mais controlados e contínuos se comparados as bombas roletes.
- Rotação da bomba (RPM) entre 1500 e 3500 RPM controlados pelo biomédico a fim de adequar os parâmetros sem que haja cavitação ou hemólise
- A bomba centrífuga ajusta automaticamente o fluxo com base na resistência do fluxo.

- Diâmetros de cânulas Arterial entre 2,5 e 3,5 mm para neonatos e entre 6 e 8 mm para adultos. Já cânulas Venosas entre 4 e 4,5 mm para neonatos e entre 8 e 10 mm para adultos.

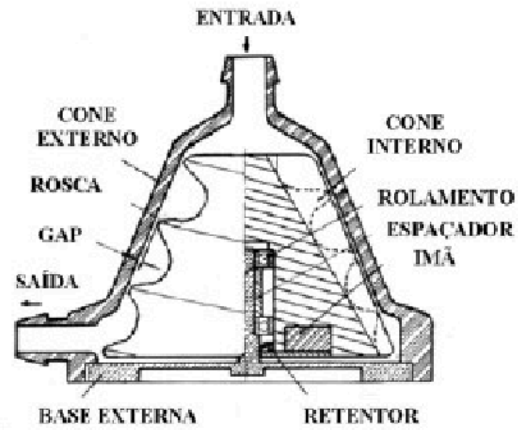
Figura 28 - Bombas roletes de baixo custo no mercado



Fonte - Portal do Médico (2025)

A figura 28 acima demonstra um modelo comum e de baixo custo desenvolvido para perfusões, entretanto seu formato trás diferenças de pressão e cavitações indesejadas, já mencionadas anteriormente. Estudos feitos com bovinos com diferentes tipos de bombas foi desenvolvido modelos que trouxeram pouco dano fisiológico, apesar de conseguirem atingir pressões de até 400 mmHg. Segundo Dinkhuysen(2007) esses modelos abordados nas figuras 29 e 30 trazem fluxo mais contínuos sem muitas variações e lesões agressivas ao indivíduo além de serem mais fácil de controlar sua vazão alterando apenas a rotação, assim talvez seja um método alternativo de melhor eficiência fisiológica. Na atualidade modelos de bombas bem similares as desenvolvidas por Dinkhuysen possuem rotores que fornecem uma aceleração do fluxo apenas por atrito dos materiais, permitindo fluxo suave e sem pontos de grandes diferenças de pressão, observadas na figura 31.

Figura 29 - Vista lateral de bomba centrífuga projetada por Dinkhuysen.



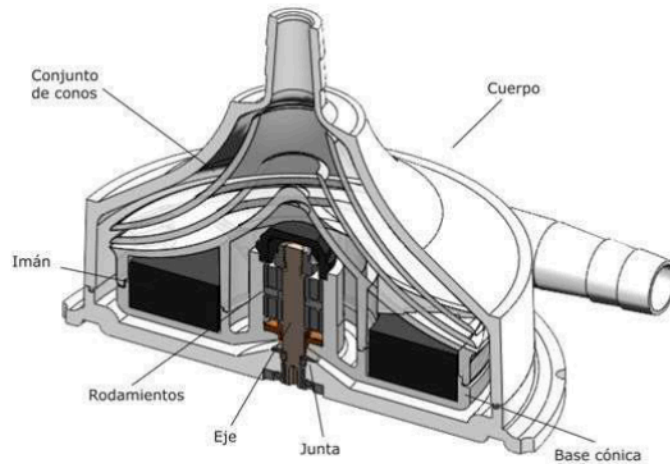
Fonte - Bomba sangüínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original(DINKHUYSEN, 2007)

Figura 30 - Foto da bomba centrífuga projetada por Dinkhuysen.



Fonte - Bomba sangüínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original(DINKHUYSEN, 2007)

Figura 31 - Vista de bomba centrífugas utilizadas na atualidade



Fonte - Portal do Médico (2025)

3.2.4 CÂNULAS

A canulação desempenha um papel fundamental no sistema de circulação extracorpórea (CEC), sendo responsável pela conexão segura e eficiente entre o paciente e o circuito extracorpóreo. Esse procedimento envolve a inserção de cânulas em grandes vasos sanguíneos para garantir a retirada e o retorno adequado do sangue durante o suporte circulatório mecânico (Griffith et al., 2016).

As cânulas venosas são geralmente posicionadas na veia cava superior e/ou inferior, permitindo a drenagem do sangue desoxigenado para o reservatório venoso do circuito extracorpóreo. Por outro lado, as cânulas arteriais, comumente inseridas na aorta ascendente ou na artéria femoral, garantem o retorno do sangue oxigenado ao sistema circulatório do paciente (Moraes, 1986).

A escolha adequada das cânulas depende de fatores como o perfil do paciente (neonato, pediátrico ou adulto), a natureza do procedimento cirúrgico e a configuração desejada para o circuito extracorpóreo. O diâmetro e o comprimento das cânulas influenciam diretamente a vazão e a perda de carga no sistema, sendo essencial um balanceamento cuidadoso para evitar complicações, como a formação de trombos ou a ocorrência de hemólise (Pêgo-Fernandes et al., 1989).

Além disso, a técnica de canulação deve minimizar a geração de bolhas de ar, que podem causar embolias graves. Dispositivos modernos incluem filtros para remoção de

microbolhas e mecanismos para cata-bolhas no reservatório venoso, proporcionando maior segurança ao paciente (Griffith et al., 2016).

Além da habilidade do cirurgião, o sucesso da canulação depende de fatores como o diâmetro e o material das cânulas, que influenciam diretamente a resistência ao escoamento e a geração de turbulência. Avanços recentes incluem cânulas com revestimento hidrofóbico e perfis hidrodinâmicos aprimorados e materiais biocompatíveis, que reduzem a resistência ao fluxo e minimizam a ativação plaquetária, podendo minimizar a formação de trombos e otimizar a perfusão durante procedimentos prolongados (Asante-Siaw et al., 2010)

Assim, a canulação eficiente e segura é um componente crítico para garantir o bom funcionamento do sistema CEC, permitindo uma perfusão adequada e segura durante os procedimentos cirúrgicos cardíacos complexos (Moraes, 1986).

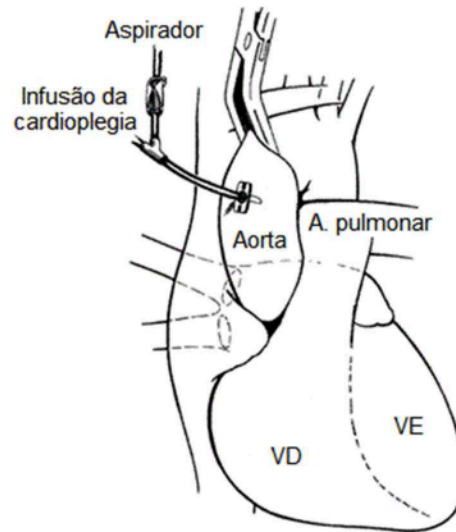
O dimensionamento adequado das cânulas em sistemas de circulação extracorpórea é essencial para garantir a eficiência do fluxo sanguíneo e minimizar complicações. O comprimento das cânulas deve ser ajustado de acordo com a anatomia do paciente, evitando trajetos excessivamente longos que possam gerar perdas de carga significativas (Griffith et al., 2016). O diâmetro interno é um fator crítico, pois influencia diretamente a vazão; cânulas arteriais para adultos geralmente variam entre 6 e 8 mm, enquanto as venosas variam de 8 a 10 mm (Pêgo-Fernandes et al., 1989). A espessura das paredes deve equilibrar resistência mecânica e flexibilidade para minimizar traumas vasculares (Moraes, 1986). Além disso, o grau de complacência das cânulas deve ser cuidadosamente controlado para evitar deformações excessivas sob pressões elevadas, garantindo um fluxo contínuo e seguro (Asante-Siaw et al., 2010). Imagens de dispositivo de inserção em aorta e cavas, tais como esquema de representação nas figuras 32 e 33

Figura 32 - Dispositivos utilizados na inserção da veia cava ou aorta



Fonte – Fundação Adib Janete (2025)

Figura 33 - Representação da inserção na aorta



Fonte – cárdio surgery post (Hennemann, 2020)

4 RESULTADOS

Os resultados da simulação revelam que cada parâmetro do sistema possui um papel único e determinante: uma redução na área da seção transversal, por exemplo, não só diminui a vazão, como também altera o regime de escoamento, enquanto o aumento do comprimento do vaso intensifica as perdas de carga devido ao atrito interno; da mesma forma, variações na temperatura influenciam diretamente a viscosidade do fluido, afetando a eficiência do escoamento, e o gradiente de pressão se configura como o motor que impulsiona o fluido, balanceando a necessidade de manter uma circulação adequada sem provocar danos. Essa abordagem isolada permite identificar como cada variável contribui para o comportamento global do sistema, servindo como base teórica para otimizar o design e a operação dos dispositivos de circulação extracorpórea.

4.1 SIMULAÇÃO 1

A simulação foi feita utilizando o software MatLab. Como lógica, inicialmente utilizou-se de parâmetros físicos de modo estáticos, como por exemplo $\mu = 0.005 Pa.s$ e densidade $\rho = 1060 kg/m^3$. além disso foi inserido intervalos de análises das seguintes informações:

- Comprimento do vaso [20, 50, 100, 150]cm, sendo 20 cm situações cardíacas aproximada, tornando assim observações entre entrada e saída do coração e 150cm situações do uso de cânulas na circulação extracorpórea como extensões de vasos;
- Áreas de seção transversal [0.5, 1.0, 5.0, 10.0] cm², sendo 0.5 cm² tubos geralmente utilizados em cirurgias, 10cm² artérias máximas possíveis em pacientes não saudáveis;
- Gradiente de pressão {[50, 100, 150, 200] * 133,322} Pa, sendo pressões mais baixas para pacientes hipotensos e mais altas para casos hipertensos; por fim o tempo de 0 a 10 segundos.

Feito isso é gerado 6 gráficos bidimensionais para estudo a partir dos cálculos físicos já mencionados anteriormente no modelo matemático, sendo esses, fluxo sanguíneo pela lei de Poiseuille e Modelo matemático em função do tempo.

Esses gráficos foram parametrizados em:

- plot 1 = fluxo sanguíneo em função da área de seção;
- plot 2 = fluxo sanguíneo em diferentes gradientes de pressão;
- plot 3 = pressão em função da área de seção;
- plot 4 = pressão em função do comprimento do vaso
- plot 5 = fluxo em função do raio do vaso;
- plot 6 = pressão em função do comprimento. Dessa forma esses 6 modelos fornecem dados para investigação e estudo.

De maneira semelhante, mas agora tornando dinâmicos efeitos antes retratados estáticos, μ e ρ é implementado um gráfico em 3D relacionando Vazão, área de seção e temperatura, visto que a temperatura é diretamente relacionada com a mudança de viscosidade e essa por sua vez diretamente relacionada a mudanças de vazão

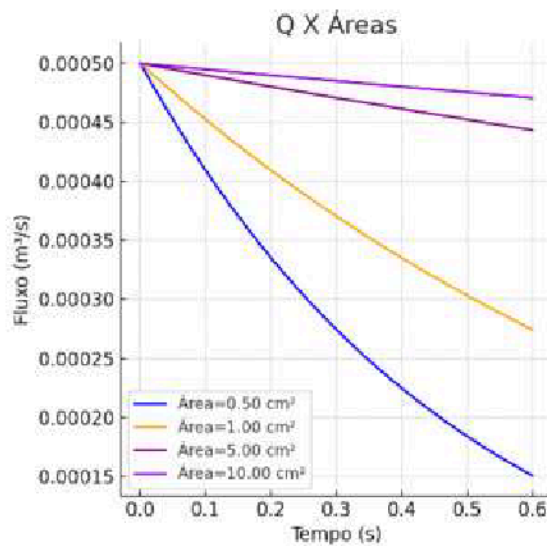
4.1.1 RESULTADOS DA ANÁLISE 1

Os resultados obtidos neste estudo oferecem uma análise abrangente do comportamento dos sistemas de circulação extracorpórea com diferentes tipos de entradas. As simulações realizadas permitiram avaliar parâmetros críticos, como vazão, pressão, temperatura e viscosidade do fluido, com base em cenários operacionais variados. Os gráficos gerados

possibilitam uma compreensão visual clara das interações entre essas variáveis, destacando as diferenças no desempenho das alterações ocorridas no processo. A seguir, são apresentados os principais achados e discussões relevantes que evidenciam oportunidades de melhoria e otimização desses sistemas.

Após serem inseridos dados de entrada e funções específicas para estudo, foram observadas as seguintes curvas sendo elas inicialmente em função do tempo, como observado no modelo matemático e utilizando a lei de Poiseuille:

Figura 34 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxS)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

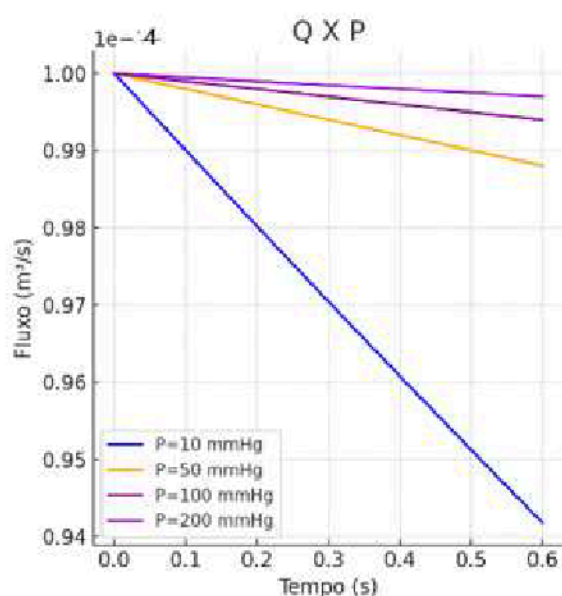
➤ Gráfico 1: Fluxo Sanguíneo em Função da Área de Seção Transversal

Este gráfico demonstra como o fluxo sanguíneo varia com a área de seção transversal dos vasos ou cânulas. Para áreas menores (típicas de cânulas usadas em neonatos), o fluxo é reduzido devido ao aumento da resistência hidráulica. Já para áreas maiores, como em artérias dilatadas, o fluxo aumenta significativamente

- Pequenas áreas (0,5 cm²) resultam em baixos fluxos, exigindo maiores gradientes de pressão para compensação.
- Áreas maiores (5 a 10 cm²) mostram um aumento exponencial do fluxo, evidenciando a relação direta pela equação de Poiseuille.

Como resultado é possível perceber que a área da seção traz uma influência significativa ao fluxo sanguíneo, entretanto no corpo humano as variações de área de seções ocorrem de forma gradual. Quanto ao dimensionamento de bombas é interessante notar que as cânulas de ambos os tipos de bombeamentos apresentam dimensões semelhantes, mas que seu impacto ao retorno as dimensões cardíacas não ocorrem de forma gradual, trazendo talvez zonas de turbulências, visto as altas variações de fluxo influenciadas pelas diferenças de áreas.

Figura 35 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxP)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

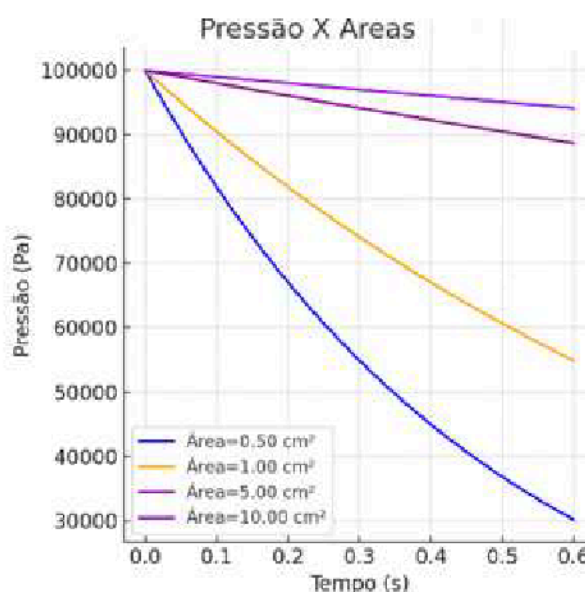
➤ Gráfico 2: Fluxo Sanguíneo em Diferentes Gradientes de Pressão

Este gráfico correlaciona o fluxo sanguíneo ao gradiente de pressão aplicado. Ele destaca a importância da pressão sistólica e da resistência vascular no desempenho dos sistemas de bombeamento.

- Gradientes de pressão baixos (50 mmHg) resultam em fluxos insuficientes para suprir a demanda metabólica.
- Pressões mais altas (150-200 mmHg) geram fluxos elevados, mas podem causar hemólise ou danos ao sistema, dependendo da viscosidade do fluido.

Como resultado é possível notar que as variações de fluxo para pressões acima de 100mmHg não são significativas. Entretanto, ao observar o corpo humano, pressões elevadas podem causar danos aos vasos periféricos. Quanto ao dimensionamento de bombas é visto que ocorre diferenças de pressões de trabalho, mas que ambas são controladas pela rotação. Provando assim, que as pequenas variações não se mostram uma preferência entre bombas.

Figura 36 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxS)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

➤ Gráfico 3: Pressão em Função da Área de Seção Transversal

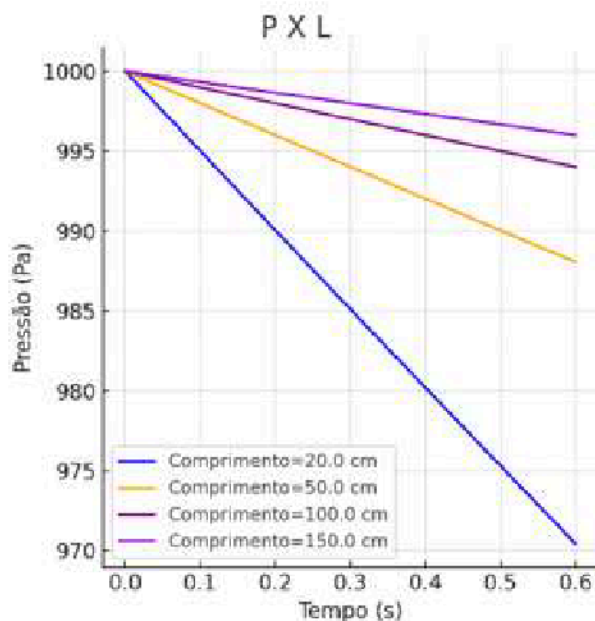
Este gráfico ilustra como a pressão no sistema varia com a área dos vasos ou cânulas. A redução da área aumenta a resistência, gerando menor pressão ao sistema.

- Áreas menores resultam em pressões mais baixas, refletindo o impacto da equação de Bernoulli e das perdas de carga.
- Áreas maiores reduzem a pressão necessária para um fluxo constante, indicando melhor eficiência.

Como resultado, e comprovando pela equação de Bernoulli, é visto que a redução da área de seção é reduzida a pressão. Portanto, é necessário aporte mecânico maior para retorno

ao sistema, como observado a constrição entre veias cavas e as cânulas e a expansão entre cânulas e Aorta é necessário variações de pressões para uma boa eficiência. Tornando assim, zonas de possíveis variações das propriedades sanguíneas. O que explica pressões de trabalho das bombas chegarem a 400mmHg

Figura 37 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxL)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

➤ Gráfico 4: Gradiente de pressão em Função do Comprimento do Vaso

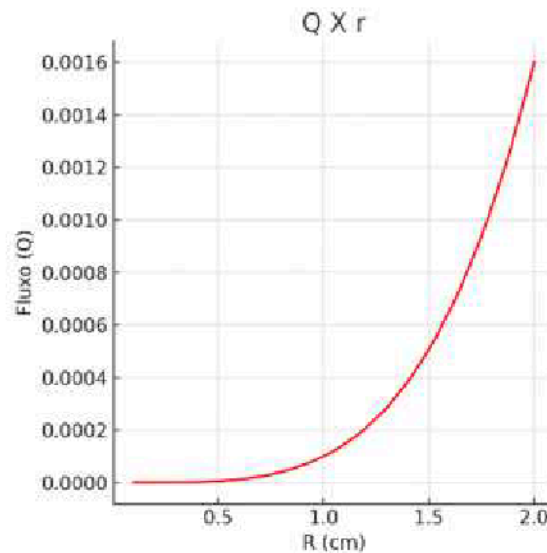
Este gráfico demonstra a relação entre gradiente de pressão necessária e o comprimento do vaso ou cânula, evidenciando as perdas de carga distribuídas.

- Comprimentos maiores (100-150 cm) resultam em quedas significativas de pressão devido ao atrito interno, especialmente em cânulas finas.
- Em vasos curtos (20 cm), a pressão necessária é menor, sugerindo menor impacto das perdas distribuídas.

Como resultado é evidenciado que as perdas de carga afetam não somente no aporte de fluxo necessário para vencer as forças de atrito, como também na redução de gradiente de

pressão ao longo do tubo. De forma lógica em casos dimensionados quanto menor o comprimento de tubos menor será a perda de pressão ao longo do trajeto.

Figura 38 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (QxR)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

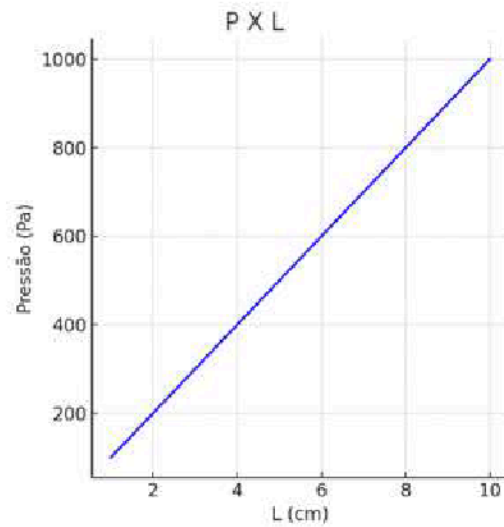
➤ Gráfico 5: Fluxo em Função do Raio do Vaso

Este gráfico foca na relação direta entre o fluxo sanguíneo e o raio do vaso, destacando a sensibilidade do fluxo a pequenas variações no raio.

- Pequenas variações no raio impactam fortemente o fluxo, devido à dependência do raio elevado à quarta potência na equação de Poiseuille.
- Vasos de maior raio garantem maior fluxo com menor exigência de pressão.

Como resultado é possível perceber que nos valores médios de raio de indivíduos saudáveis (1 cm) de descarga do coração (aorta ascendente) o valor aproximado de vazão é 6 L/min, e variações pequenas proporcionam diferenças significativas. Já nos casos da utilização do CEC é possível perceber vazões muito baixas devido a diminuição de raio, resultando assim a necessidade de fluxos mais agressivos para vencerem as forças de resistência.

Figura 39 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta da simulação hemodinâmica (PxL)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

➤ Gráfico 6: Pressão em Função do Comprimento

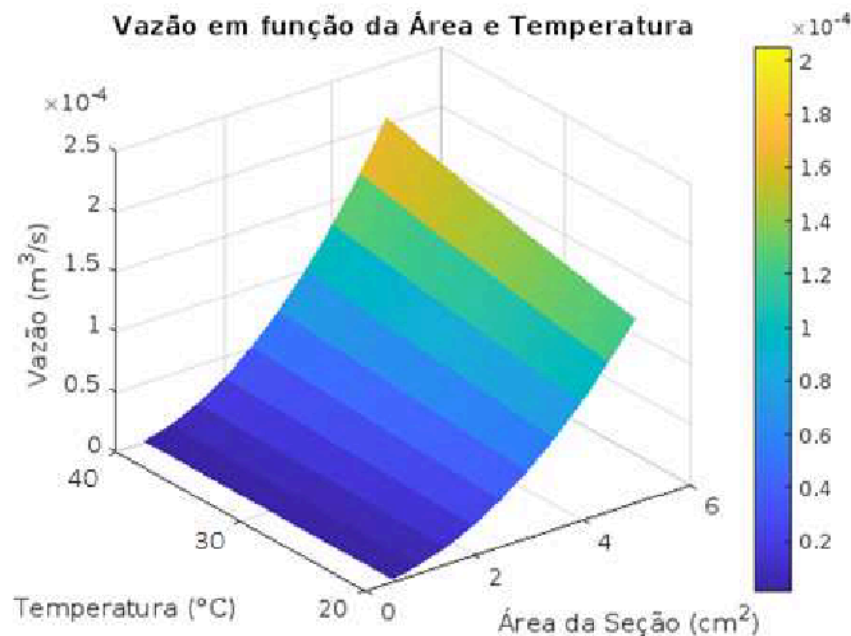
Este gráfico complementa o gráfico 4, mas com ênfase no impacto direto das propriedades do fluido e das cânulas no gradiente de pressão ao longo do comprimento.

- Cânulas de maior comprimento exigem pressões elevadas, especialmente quando o fluido apresenta viscosidade elevada.
- Vasos mais curtos minimizam as perdas de carga, favorecendo sistemas com menor consumo energético.

Como resultado pode perceber necessidades de pressões aumentarem próximo de equações lineares em função do comprimento do vaso. De forma paralela, quanto maior o vaso maior a pressão necessária para vencer as forças de atrito.

De forma semelhante, mas agora utilizando de como padrão dinâmico a variação de viscosidade em função da temperatura foi encontrado os seguintes gráficos:

Figura 40 - Gráfico tridimensional gerados pelo software MATLAB, em resposta a simulação hemodinâmica (QxSxT)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

➤ Gráfico Tridimensional: Vazão, Área de Seção e Temperatura

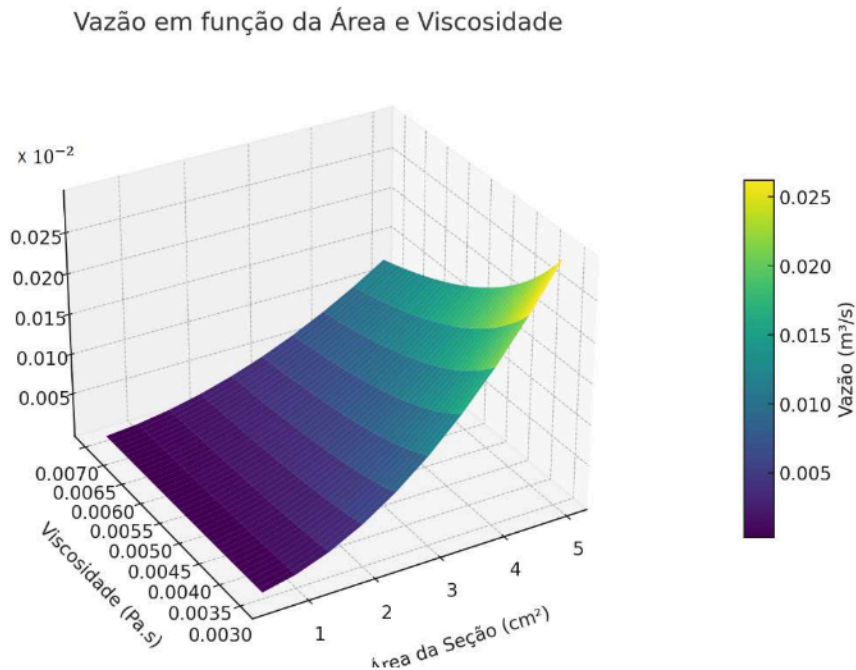
Esse gráfico 3D explora a relação entre vazão, área de seção e temperatura. A temperatura impacta diretamente a viscosidade do sangue, alterando a vazão.

- Aumentos na temperatura reduzem a viscosidade do sangue, resultando em maior vazão para áreas de seção constantes.
- Vazões maiores são observadas em condições de temperaturas elevadas (40°C) e áreas amplas, destacando a importância do controle térmico no design de sistemas extracorpóreos.

Em paralelo além das complicações geradas pelo aumento na temperatura do sangue serem relevantes para o comportamento de fluxo, é preciso destacar os perigos dessas mudanças. Como por exemplo temperaturas acima de 42°C podem ocorrer hemólises e temperaturas mais baixas podem ocorrer perda de funções de alguns órgãos (Drake, 2017).

Como resultado é possível perceber que pequenas variações na temperatura resultam em diferenças de fluxo além do prejuízo fisiológico serem graves. Provando assim a importância de um controle térmico não somente aos meios fisiológicos, mas nas propriedades físicas

Figura 41 - Gráfico tridimensional gerados pelo software MATLAB, em resposta a simulação hemodinâmica (QxSxv)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

➤ Gráfico Tridimensional: Vazão, Área de Seção e viscosidade

Esse gráfico 3D explora a relação entre vazão, área de seção e viscosidade. A temperatura impacta diretamente a viscosidade do sangue, alterando a vazão.

- Aumentos na viscosidade do sangue, resultando em menor vazão para áreas de seção constantes.
- Vazões maiores são observadas em condições de baixas viscosidades (3 mPa.s) e áreas amplas, destacando a importância do controle fisiológico na mudança da viscosidade, como por exemplo processos coagulativos.

Como resultado é visto que processos coagulativos provenientes de fatores já ocasionados pela lesão endotelial devem ser controlados, visto que tais fatores trazem influencia não apenas ao fluxo visto nos gráficos acima, como também na formação de trombos.

4.2 SIMULAÇÃO 2

A simulação foi realizada utilizando o MATLAB. Ao observar trabalhos semelhantes foi possível encontrar um banco de dados de sinais fisiológicos adquiridos do BIDMC (Beth Israel Deaconess Medical Center). (GOLDBERGER, 2000)

Um dataset usado em pesquisas médicas. Tais dados fornecidos na simulação são dados elétricos de exames comuns utilizados na atualidade, consiste em (Pimentel, 2017):

- **Eletrocardiograma (ECG):** mede os potenciais elétricos gerados pelo coração durante o ciclo cardíaco, capturando picos como P, QRS e T.
- **Fotopletismografia (PPG):** Mede as variações no volume de sangue periférico através da absorção de luz por tecidos. Principais dados são AC = Oscilações devido ao fluxo pulsátil do sangue (sinal arterial); DC = componente estável relacionado ao volume sanguíneo total. Este exame avalia o fluxo sanguíneo nos tecidos estimando parâmetros cardiovasculares como frequência cardíaca e saturação de oxigênio.
- **Impedância Torácica (Respiração):** Captura alterações no volume Pulmonar com base em variações de impedância elétrica no tórax. Detecta variações nos padrões respiratórios como apneias ou hipoventilação. Identificando possíveis doenças pulmonares obstrutiva crônica (DPOC).

Na seleção de dados o código tem objetivo inicial buscar aleatoriamente um registro do dataset carregado. Após a seleção de dados o código acessa sinais específicos de ECG, PPG e respiração associados ao registro escolhido, sendo esses dados brutos e frequência de amostragem.

Cabe ressaltar que os sinais gerados de tais exames são ondas elétricas fornecendo assim valores numéricos, como por exemplo pulso elétrico máximo, representados pelo pico de onda, fornecem no caso de exames de eletrocardiograma a contração sistólica e sua potência energética.

Próximo passo, o código processa os sinais de ECG, para determinar a frequência cardíaca e utilizar o sinal de PPG para determinar a amplitude do pulso. Esses parâmetros são fundamentais para determinar as condições fisiológicas do paciente.

Foi identificado os picos mais altos no sinal ECG, que correspondem aos picos R, que por sua vez representam a despolarização ventricular, um evento elétrico que precede a contração dos ventrículos, já abordados anteriormente. Calculando esses intervalos de picos (RR) refletem a frequência cardíaca por segundo e posteriormente por minuto (bpm).

O processamento do PPG consiste na diferença entre os valores máximos e mínimos de sinal, que por sua vez representa o volume pulsátil nos vasos periféricos. Dessa maneira é possível encontrar a pressão arterial média, assim como a pressão sistólica e diastólica. Variações de amplitudes representam diferenças de fluxo durante a análise.

Após o cálculo baseado no banco de dados é apresentado os cálculos de parâmetros físicos como da viscosidade em função da temperatura, cálculo da densidade em função da concentração de oxigênio e hemoglobina.

$$\mu = \mu_{ref} \cdot e^{-k_T \cdot (T - T_{ref})}$$

$$\rho = \rho_{ref} + k_1 \cdot [O_2] + k_2 \cdot Hb$$

A vazão pulsátil é calculada a partir do volume sistólico, sendo por sua vez calculado através da amplitude de sinais do PPG.

$$Q = \frac{V_{sistolico} \cdot HR}{60}$$

$$V_{sistolico} = A_{PPG} \cdot 70 \times 10^{-6}$$

Sendo: $V_{sistolico}$ = volume sistólico (m³)

HR = frequência cardíaca do paciente (bpm)

A_{PPG} = amplitude de sinal de PPG

O cálculo da velocidade do fluxo sendo tanto arterial quanto venoso:

$$v = \frac{Q}{A}$$

Em seguida é inserido cálculos do número de Reynolds e fatores de atrito tanto venoso quanto arterial. Dessa maneira é possível calcular tantas perdas de cargas localizadas e distribuídas e a soma entre elas.

A partir disto é inserido altura total do sistema em função da resistência vascular periférica (R) perdas de cargas, vazão e complacência (C). já a complacência calculada em função das variações de volume e pressão durante o escoamento e a resistência em função da diferença de pressão e vazão.

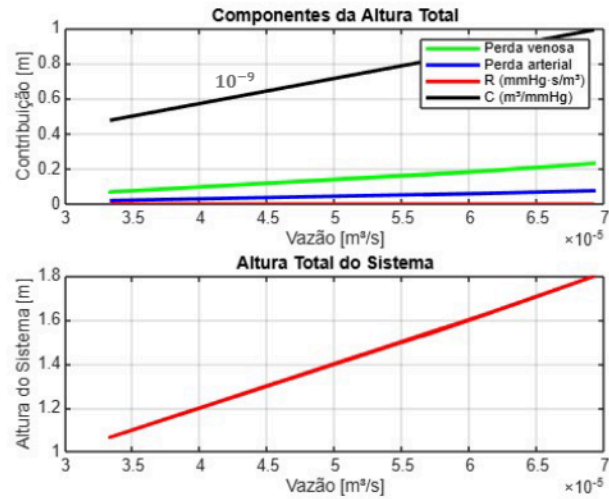
Tendo todos os parâmetros já dimensionados é plotado gráficos de fácil visualização e análise dos valores calculados. Sendo esses altura total do sistema, resistência vascular periférica, complacência, perdas de cargas totais venosas e artérias. Todos dimensionados em função da vazão, demonstrando a contribuição cardíaca para todos esses processos.

Tais parâmetros não traz comparação entre sistemas externos, mas demonstra matematicamente curvas do sistema cardíaco. Para que a partir disto seja possível dimensionar melhorias em sistemas artificiais como na CEC.

4.2.1 RESULTADOS DA ANÁLISE 2

Após serem feitas parametrizações específicas para estudo, foram gerados 3 gráficos separadamente. Mediante ao banco de dados clínicos de cada paciente, cada gráfico possui diferença de resultados. A simulação usa como referência esses dados e, portanto, foram analisados que as diferenças fisiológicas de cada indivíduo geram resultados relativo as mudanças entre elas. Sendo assim, cabe ao estudo observar padrões de semelhanças e caracterizar o que deve ser utilizado para replicação mecânica. Um ponto interessante ao ser observado no gráfico foi na variação de retas provando assim a oscilação de sinal devido ao fluxo pulsátil do coração. Tornando a reta expressa abaixo como tendencia de função pela soma de infinitas retas paralelas.

Figura 42 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 1)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

Como resultado foi possível analisar oscilações de curvas, sendo elas um emaranhado de retas paralelas, demonstrando assim a resposta de um fluxo pulsátil. Dando um “zoom-out” é possível destacar as tendências de curvas demonstrados nas figuras 42,43 e 44, visto que modelos de possíveis substituições geram fluxos contínuos.

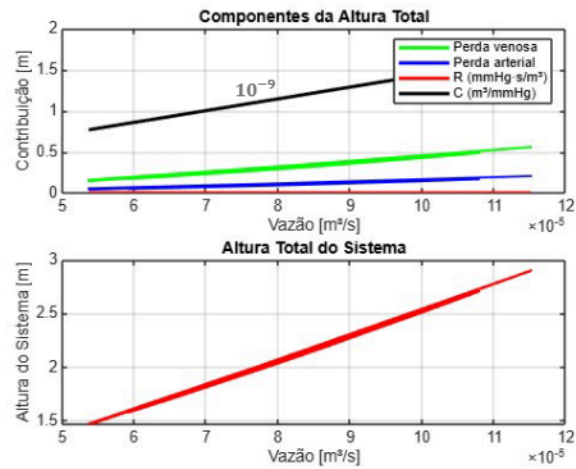
Nesse caso é possível perceber que o indivíduo possui propriedades de fluxo dentro da média sendo vazões variando entre 2 e 4,5 L/min fornecendo assim possibilidades de recalque entre 0,5 e 1,9m de altura. Se mostrando dentro da média esperada.

Quanto as curvas de complacência foram vistas uma variação entre 0,5 e 1 mm³/mmHg demonstrando a elasticidade dos vasos sanguíneos e sua capacidade de adaptar pequenas variações de pressão.

Quanto as perdas de cargas venoso e arterial foi visto uma variação entre 0,08 a 0,21 m e 0,02 a 0,1 m respectivamente. Demonstrando assim a influência das áreas de seções dos vasos e suas resistências ao escamento.

Quanto a resistência vascular periféricas foram descartados por erros de grandezas e na imprecisão nos cálculos

Figura 43 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 2)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

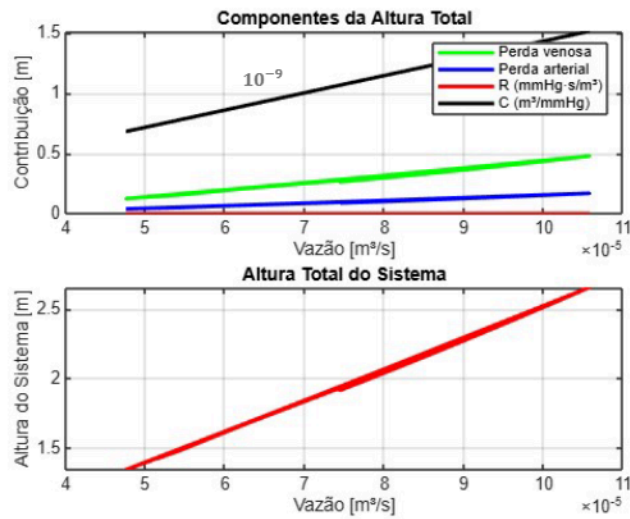
Já nesse caso é possível perceber que o indivíduo possui propriedades de fluxo apesar de alto se comparados ao paciente anterior está ainda dentro da média padrão, vazões variando entre 3 e 6,9 L/min fornecendo assim possibilidades de recalque entre 1,5 e 3m de altura. Se mostrando um pouco acima do esperado, mas representando talvez condições clínicas adversas, como por exemplo um coração grande por conta de maus hábitos, embora tais condições não tenham sido avaliadas.

Quanto as curvas de complacência foram vistas uma variação entre 0,75 e 1,5 mm^3/mmHg demonstrando a elasticidade dos vasos sanguíneos e sua capacidade de adaptar pequenas variações de pressão.

Quanto as perdas de cargas venoso e arterial foi visto uma variação entre 0,2 a 0,55 m e 0,05 a 0,25 m respectivamente. Demonstrando assim a influência das áreas de seções dos vasos e suas resistências ao escamento.

É visto nesse caso perdas de cargas maiores mostrando também a influência de condições clínicas adversas, assim como as diferenças anatômicas.

Figura 44 - Gráficos gerados pelo software MATLAB, em resposta hemodinâmica baseados no banco de dados de BIDMC (paciente 3)



Fonte – Elaborado pelo autor (Matlab, 2025)

Por fim, nesse último caso é visto que o indivíduo possui propriedades de fluxo dentro da média padrão, vazões variando entre 2,95 e 6,3 L/min fornecendo assim possibilidades de recalque entre 1,4 e 2,7m de altura. Se mostrando um pouco acima do esperado, mas representando talvez condições clínicas adversas, como por exemplo um coração grande por conta de maus hábitos, embora tais condições não tenham sido avaliadas.

Quanto as curvas de complacência foram vistas uma variação entre 0,75 e 1,5 mm³/mmHg demonstrando a elasticidade dos vasos sanguíneos e sua capacidade de adaptar pequenas variações de pressão.

Quanto as perdas de cargas venoso e arterial foi visto uma variação entre 0,15 a 0,5 m e 0,05 a 0,2 m respectivamente. Demonstrando assim a influência das áreas de seções dos vasos e suas resistências ao escamento.

A simulação gera uma análise gráfica para cada paciente selecionado de forma aleatória, e para efeito de comparação foram avaliados 3 pacientes. Foi visto que o formato da curva desses pacientes sofreu pouca alteração, entretanto, mediante a possíveis anatomias diferentes, ou respostas fisiológicas diferentes entre si, é possível notar diferenças de vazão necessárias para alcançar altura do sistema. No gráfico acima é possível notar as perdas de carga venosa e arterial. Os comprimentos de vasos foram tratados de mesma dimensão a fim de comparação. Área de seção de veias são menores que artéria, assim é possível notar uma ligeira diferença

entre suas perdas de cargas. Em ambos os casos foram vistos valores de complacência crescentes visto o grau de elasticidade dos vasos sanguíneos. Quanto a resistência vascular periférica foi ignorada.

Tal simulação foi realizada baseado nos dados cardíacos, de fluxo e pressão de indivíduos aleatórios, assim, talvez seja possível replicar tais condições impostas a situações artificiais.

Como resultado entre esses três pacientes foi observado que para vazões médias para os indivíduo analisados é de 4,5 L/min a altura total do sistema médio é de aproximadamente 1,9 metros. Ou seja, indivíduos com alturas superiores a 2 metros, nessas condições clínicas, provavelmente teriam insuficiência sanguíneas. Entretanto, a anatomia dos seres vivos não é fixa, mas se transforma ao longo do tempo para responder às demandas do ambiente e às funções necessárias para a sobrevivência. Em outras palavras, as estruturas corporais se moldam de maneira a otimizar o desempenho e a resiliência de cada organismo, ajustando-se às condições impostas por seu meio e às pressões evolutivas. Esse processo de adaptação, que reflete a plasticidade biológica, garante que os indivíduos desenvolvam características morfológicas que favorecem a sua eficiência e a continuidade da espécie. (DARWIN, 2009).

Os resultados obtidos neste estudo destacaram o papel fundamental da engenharia mecânica na análise, projeto e otimização dos sistemas de circulação extracorpórea. Por meio das simulações e modelagens matemáticas realizadas, foram avaliados parâmetros críticos, como gradiente de pressão, vazão, viscosidade e perdas de carga em sistemas de bombeamento cardíaco e extracorpóreo. Esses parâmetros foram integrados em gráficos e modelos tridimensionais para facilitar a compreensão do comportamento dos fluidos em diferentes condições operacionais.

As análises mostraram que o desempenho das bombas de circulação extracorpórea é altamente sensível às condições de operação e ao design mecânico dos componentes. Ao analisar estudos comparativos foi visto que no caso das bombas centrífugas, o formato cônico do rotor e o vórtice gerado reduzem significativamente a possibilidade de cavitação e danos ao fluido, garantindo maior estabilidade do fluxo. Já nas bombas de rolete, verificou-se que a compressão mecânica das cânulas gera flutuações de pressão, aumentando o risco de hemólise e trombose, principalmente em altas velocidades de operação. Quanto as simulações, esses comportamentos não foram avaliados, entretanto, usando equações baseadas na mecânica dos fluidos, como a equação de Navier-Stokes, não foi verificado padrões significativamente diferentes entre elas, dados as condições de input serem semelhantes. Foi observado também

que variações mínimas de pressão e vazão de descargas não trazem influência no fluxo, mas sim na influência entre as diferenças das áreas de seções.

Os gráficos que correlacionam as variações de vazões em função de área de seção e comprimento de tubos trazem evidências claras que o simples “by-pass” do transporte sanguíneo trazem grandes perturbações ao escoamento, talvez tirando-os até mesmo do regime laminar, apesar de não terem sido analisados tal fatos. Já segundo Fernandes Pêgo (1989) as bombas centrífugas operam predominantemente em regimes laminares controlados, enquanto as bombas de rolete frequentemente atingem transições para regimes turbulentos, o que compromete a eficiência do sistema, apesar das bombas serem eficientes a diferentes tipos de viscosidades, trazendo assim confiabilidade ao sistema. A modelagem também demonstrou que o dimensionamento correto das cânulas (diâmetro e comprimento) é essencial para minimizar as perdas de energia, sendo um desafio de engenharia que impacta diretamente na performance do sistema.

Um aspecto crítico observado durante o estudo foi a influência das transições geométricas entre vasos sanguíneos e cânulas, bem como as expansões subsequentes dessas conexões. Essas mudanças abruptas de diâmetro causaram variações significativas de pressão e fluxo no sistema.

As análises mostraram que as constrições entre vasos e cânulas, especialmente em pontos de entrada, criam um aumento considerável na velocidade do fluxo, conforme previsto pela equação de continuidade. Esse aumento de velocidade, associado à redução da área de seção transversal, eleva o gradiente de pressão local, potencializando perdas de carga e aumentando o esforço necessário para o bombeamento eficiente do fluido.

De forma semelhante, as expansões subsequentes, ao final das cânulas, causaram uma brusca desaceleração do fluxo. Esse fenômeno, além de provocar flutuações na pressão, contribui para possibilidade de surgimento de turbulências no fluido, especialmente em sistemas operando com altas vazões.

Além disso, o uso de parâmetros dinâmicos na simulação revelou que alterações na viscosidade do sangue, influenciadas pela temperatura e pelo design do sistema, afetam diretamente o comportamento mecânico do fluido. Isso destaca a importância do controle térmico nos sistemas de circulação extracorpórea e a necessidade dos trocadores de calor para manter condições ideais de fluxo e saúde do paciente. Esses resultados reforçam a relevância de aplicar princípios de engenharia mecânica no desenvolvimento de equipamentos mais seguros e eficientes para o suporte circulatório

5 CONCLUSÃO

Este trabalho reforça a importância da engenharia mecânica no estudo e no desenvolvimento de sistemas de circulação extracorpórea, apresentando observações que aliam eficiência mecânica e segurança para pacientes submetidos a cirurgias cardíacas. A análise detalhada dos mecanismos de bombeamento demonstrou que o desempenho desses sistemas depende diretamente de parâmetros mecânicos, como o design dos rotores, o dimensionamento das cânulas e a escolha de materiais com propriedades adequadas para minimizar perdas de carga, cavitação e danos ao fluido.

Ao analisar estudos fisiológicos envolvendo o sistema foi observado que as bombas centrífugas se mostraram superiores em aspectos mecânicos, como a capacidade de ajustar automaticamente o fluxo às condições de resistência do sistema, e a redução de impactos hemodinâmicos, graças ao design eficiente de seus rotores cônicos e à menor ocorrência de pressões negativas.

Por outro lado, as bombas de rolete, embora mais simples e amplamente utilizadas, graças a sua confiabilidade em diversas situações, apresentaram limitações significativas, como maior desgaste mecânico, flutuações de fluxo e menor eficiência energética, o que representa desafios para a engenharia no aprimoramento desse tipo de sistema.

Já os modelos matemáticos utilizados neste estudo, baseados nas equações de Navier-Stokes e Poiseuille, permitiram compreender detalhadamente a dinâmica do fluxo sanguíneo em diferentes cenários, considerando gradientes de pressão, viscosidade e perdas de energia. Essa abordagem matemática possibilitou identificar os principais gargalos operacionais e sugerir melhorias no design mecânico dos sistemas.

Tais pontos importantes abordados foi na baixa diferença entre as bombas quanto aos padrões de fluxo e pressão gerados na saída de ambas (ponto de descarga), visto que os dados “input” são semelhantes e pequenas oscilações de pressão ou vazão não trazem prejuízo ao sistema, variando assim apenas as propriedades fisiológicas descritas na literatura, entretanto como surpresa do estudo, foi observado pontos importantes quanto as tubulações utilizadas.

As análises evidenciaram que essas transições são responsáveis por variações abruptas no gradiente de pressão e com isso, na possibilidade da alteração do regime de escoamento. Em particular, as restrições intensificam o esforço das bombas, aumentando as perdas de carga e potencializando o risco de hemólise. Por outro lado, as expansões associadas promovem

desacelerações do fluxo, criando zonas de turbulência que não apenas diminuem a eficiência do sistema, mas também elevam o risco de complicações hemodinâmicas.

Os resultados obtidos neste estudo reforçam a importância de um design otimizado para as transições geométricas entre vasos sanguíneos e cânulas nos sistemas de circulação extracorpórea. A constrição inicial no ponto de entrada e a expansão subsequente no ponto de retorno ao sistema circulatório humano têm impactos profundos sobre os parâmetros de fluxo.

Com isso, o estudo destaca a necessidade de integrar conhecimentos de mecânica dos fluidos, termodinâmica e dinâmica estrutural no desenvolvimento de equipamentos de circulação extracorpórea. Avanços futuros podem incluir o uso de simulações computacionais mais robustas, como a fluidodinâmica computacional (CFD), para validar e refinar os modelos propostos, além de explorar novos materiais e tecnologias que otimizem a eficiência mecânica e reduzam os custos operacionais.

Por fim, cabe destacar a relevância de uma abordagem interdisciplinar, combinando conhecimentos de engenharia mecânica e fisiologia cardiovascular, para aprimorar a segurança e a eficácia dos sistemas de circulação extracorpórea.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASANTE-SIAW, Julius et al. **Does the use of a centrifugal pump offer any additional benefit for patients having open heart surgery?** Interactive cardiovascular and thoracic surgery, v. 5, n. 2, p. 128-134, 2006.

BRASIL ESCOLA. **Sistema cardíaco vascular.** Disponível em: <https://brasilecola.uol.com.br/biologia/sistema-circulatorio.htm>. Acesso em: 20 jan. 2025.

CARDIO SURGERY POST. **Bombas roletes ou centrífuga, qual a melhor?** Disponível em: <https://www.cardiosurgerypost.com/single-post/bomba-de-rolete-ou-centrifuga-qual-a-melhor>. Acesso em: 20 jan. 2025.

. CONSELHO REGIONAL DE ENFERMAGEM DE SÃO PAULO. PORTAL. COREN-SP. **Brasil é o segundo País do mundo em cirurgias cardíacas**, 20 jun. 2012. Disponível em: <https://portal.coren-sp.gov.br/noticias/brasil-e-o-segundo-pais-do-mundo-em-cirurgias-cardiacas/>. Acesso em: 23 abr. 2024.

COELHO, Welington Ricardo. **Análise do fenômeno de cavitação em bomba centrífuga.** 2006.

CREMASCO, M. A. **Operações Unitárias em Sistemas Particulados e Fluidodinâmicos.** São Paulo: Ed. Blucher, 2012.

DARWIN, Charles. **A origem das espécies.** 10. ed. São Paulo: Martins Fontes, 2009.

DINKHUYSEN, Jarbas J. et al. **Bomba sangüínea espiral: concepção, desenvolvimento e aplicação clínica de projeto original.** Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery, v. 22, p. 224-234, 2007.

DRAKE RL; VOGL W; MITCHELL AWM. **GRAY'S Anatomia clínica para estudantes**, 3ª Ed, Elsevier, 2015.

DREAMSTIME. **Diagrama do processo de trabalho da bomba membrana ou diafragma: exemplo de funcionamento, desenho técnico com princípio de fluxo.** Disponível em: <https://pt.dreamstime.com/diagrama-do-processo-de-trabalho-da-bomba-membrana-ou-diafragma-exemplo-funcionamento-desenho-t%C3%A9cnico-com-princ%C3%ADpio-fluxo-image169878278>. Acesso em: 20 jan. 2025.

EDWARDS LIFESCIENCES. Disponível em: <https://www.edwards.com/br>. Acesso em: 20 jan. 2025.

FOX, R. W. et al. **Introdução à Mecânica dos Fluidos**. Gen, LTC ed. Minas Gerais, 8ª edição, 2010.

FUNDAÇÃO ADIB JATENE. **Aspiradores**. Disponível em: <https://fundacaoadibjatene.com.br/bioengenharia/categoria-produto/aspiradores/>. Acesso em: 20 jan. 2025.

GOLDBERGER, A.; AMARAL, L.; GLASS, L.; HAUSDORFF, J.; IVANOV, P. C.; MARK, R.; et al. **PhysioBank, PhysioToolkit e PhysioNet: Componentes de um novo recurso de pesquisa para sinais fisiológicos complexos**. *Circulation*, [S.l.], v. 101, n. 23, p. e215–e220, 2000.

GRIFFITH, B. P.; HARDING, J. C.; CEFALU, T. **Extracorporeal circulation: principles and practice**. 4th ed. Boston: Lippincott Williams & Wilkins, 2016.

GOUVEA, Fabiano et al. **Monitorização hemodinâmica: métodos invasivos**. *Brazilian Journal of Anesthesiology*, v. 42, n. 1, p. 21-40, 2020.

KHALID, A. K.; OTHMAN, Z. S.; SHAFEE, CT MNM. **A review of mathematical modelling of blood flow in human circulatory system**. In: *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing, 2021. p. 012010.

KUMAR, Vinay et al. **Robbins and Cotran pathologic basis of disease**, professional edition e-book. Elsevier Health Sciences, 2014.

LIMA, R. C.; KALIL, R. A. K.; SANTOS, J. L. dos. **Circulação extracorpórea e assistência circulatória mecânica**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2020.

MACINTYRE, A. J. **Bombas e instalações de bombeamento**. Rio De Janeiro (RJ): LTC, 1997.

MARGARIDA DE MELLO AIRES; AL, E. **Fisiologia**. Rio De Janeiro: Guanabara-Koogan, 2018.

MORAES, Jose Carlos Teixeira de Barros. **Sistema de circulação extracorpóreo de acordo com o conceito integrado de segurança de equipamento eletro-médico**. 1986. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

MORELI, E. C.; FIGLIOLI, A.; OLIVEIRA, J. P. L.; PORTO, G. S. **Cenários Internacional e Nacional do Setor de Equipamentos Médicos, Hospitalares e Odontológicos**. Ribeirão Preto, 2010.

PAZIN FILHO, A.; SANTOS, J. C.; CASTRO, R. B. P.; BUENO, C. D. F. & SCHMIDT, A. **Parada cardiorrespiratória (PCR)**. *Medicina*, Ribeirão Preto, 36: 163-178, abr./dez. 2003.

PEREIRA, M. G. et al. **Reologia do escoamento do sangue em artéria**. *Blucher Chemical Engineering Proceedings*, v. 1, n. 3, p. 2135-2140, 2015.

PIMENTEL, M. A. F. et al. **Rumo a uma estimativa robusta da frequência respiratória dos oxímetros de pulso**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 64, n. 8, p. 1914–1923, ago. 2017. DOI: 10.1109/TBME.2016.2613124.

PORTAL DO MÉDICO. Disponível em: <https://www.portaldomedico.com>. Acesso em: 20 jan. 2025.

RAHMAN, Md Shoaibur; HAQUE, Md Aynal. **Mathematical modeling of blood flow**. In: *2012 International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV)*. IEEE, 2012. p. 672-676.

SCHMIDT, André; PAZIN FILHO, Antônio; MACIEL, Benedito Carlos. **Medida indireta da pressão arterial sistêmica**. *Medicina (Ribeirão Preto)*, v. 37, n. 3/4, p. 240-245, 2004.

SHAPIRO, Howard N.; MORAN, Michael J. **Princípios de termodinâmica para engenharia**. LTC, Ed, v. 6, 2009.

SOUZA, M. H. L.; ELIAS, D. O. **Fundamentos da Circulação Extracorpórea**. 2. ed. Rio de Janeiro, 2006.

SPINA, G. S.; TRAMONTINI, D. L. **Circulação extracorpórea: parâmetros de monitorização e impactos hemodinâmicos**. São Paulo: Faculdade de Medicina da USP, 2018.

VIEIRA JUNIOR, Francisco Ubaldo et al. **Os Perfusionistas brasileiros e o ajuste do rolete arterial: Comparação entre a calibração estática e dinâmica**. *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery*, v. 26, p. 205-212, 2011.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Cardiovascular Diseases (CVDs)**, 11 jun. 2021. Disponível em: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). Acesso em: 23 abr. 2024.