



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE DO ESCOAMENTO PULSÁTIL EM FÍSTULA  
ARTERIOVENOSA COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE  
ANASTOMOSE *in vitro* E *in silico*

WILLYAM BRITO DE ALMEIDA SANTOS

NATAL - RN, 2021



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE  
CENTRO DE TECNOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

ANÁLISE DO ESCOAMENTO PULSÁTIL EM FÍSTULA  
ARTERIOVENOSA COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE  
ANASTOMOSE *in vitro* E *in silico*

WILLYAM BRITO DE ALMEIDA SANTOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA, orientado pelo Prof. Dr. Thércio Henrique de Carvalho Costa.

NATAL - RN

2021

ANÁLISE DO ESCOAMENTO PULSÁTIL EM FÍSTULA  
ARTERIOVENOSA COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE  
ANASTOMOSE *in vitro* E *in silico*

WILLYAM BRITO DE ALMEIDA SANTOS

Dissertação aprovada pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (PPGEM)  
da Universidade Federal do Rio Grande do Norte

Banca Examinadora da Dissertação

Prof. Dr. Thércio Henrique de Carvalho Costa

Universidade Federal do Rio Grande do Norte – Orientador

Prof. Dr. Kleiber Lima de Bessa

Universidade Federal do Rio Grande do Norte – Coorientador

Prof. Dr. Jayme Pinto Ortiz

Universidade de São Paulo – Avaliador externo

Profa. Dra. Luciana Venturini Rossoni

Universidade de São Paulo – Avaliador externo

Prof. Dr. Rômulo Pierre Batista dos Reis

Universidade Federal Rural do Semi-Árido – Avaliador externo

Natal-RN, 26 de janeiro de 2021

Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN  
Sistema de Bibliotecas - SISBI  
Catalogação de Publicação na Fonte. UFRN - Biblioteca Central Zila Mamede

Santos, Willyam Brito de Almeida.

Análise do escoamento pulsátil em fístula arteriovenosa com variação do ângulo de anastomose in vitro e in silico / Willyam Brito de Almeida Santos. - Natal, 2021.

106f.: il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Centro de Tecnologia, Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica.

Orientador: Dr. Thércio Henrique de Carvalho Costa.

Coorientador: Dr. Kleiber Lima de Bessa.

1. Fístula arteriovenosa - Dissertação. 2. Ângulo de anastomose - Dissertação. 3. Pressão - Dissertação. 4. Tensão de cisalhamento - Dissertação. I. Costa, Thércio Henrique de Carvalho. II. Bessa, Kleiber Lima de. III. Título.

RN/UF/BCZM

CDU 621

## **Dedicatória**

À minha esposa Aline, aos meus filhos Heitor e Gabriel, aos meus pais Daniel e Sônia e ao meu padrasto Silas.

## **Agradecimentos**

À Deus, causa primária de todas as coisas.

À minha esposa Aline e filhos Heitor e Gabriel.

À toda minha família.

Aos meus amigos.

Ao Professor Kleiber Lima de Bessa.

Ao Professor Thércio Henrique de Carvalho Costa.

A todos os companheiros do Laboratório de Fluidos da UFRN.

A todos os colegas e professores da UFRN.

A todos que contribuíram para realização deste trabalho.

A CAPES pelo apoio financeiro.

Aos citados e esquecidos, o meu muito obrigado!

SANTOS, W. B. A. **ANÁLISE DO ESCOAMENTO PULSÁTIL EM FÍSTULA ARTERIOVENOSA COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE ANASTOMOSE *in vitro* E *in silico***. 2021. 106 p. Dissertação de Mestrado em Engenharia Mecânica – Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal-RN, 2020.

## Resumo

A Fístula Arteriovenosa (FAV) é uma ligação direta entre um vaso arterial e um venoso utilizado como acesso vascular (AV) para pacientes em tratamento de Hemodiálise (HD). A confecção da FAV causa condições não fisiológicas do escoamento sanguíneo, induzindo perturbações no fluxo como zonas de recirculações, pontos de estagnação, níveis de tensão cisalhamento altos e baixos. Essas perturbações estão associadas ao desenvolvimento de patologias que promovem estenoses no vaso, podendo comprometer o fluxo sanguíneo ou até a perda da FAV. Com o intuito de analisar essas perturbações com a variação do Ângulo de Anastomose (AA), construiu-se uma bancada experimental para provimento de fluxo pulsátil em modelos de FAV. Foram utilizados sensores de Pressão MPU5050DP, sensores de vazão digital Tipo Turbina, bomba diafragma S-60-12 e microprocessadores Arduino UNO, Arduino Nano e ESP32. Foram modeladas FAV com AA de 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 °, 105 °, 120 °, 135 ° e 150 °. Linhas piezométricas (LP) foram delineadas para indicar a energia dissipada na anastomose. Utilizando técnica *Fused Deposition Modeling* (FDM), modelos *in vitro* da FAV foram fabricados por impressão 3D. Utilizando técnica de blocos, modelos *in silico* da FAV foram discretizados em malhas estruturadas. O perfil de pressão obtido na bancada mostrou-se equivalente ao pulso de pressão arterial. Não foram observados colapso estrutural e vazamento na FAV *in vitro* para pressões entre 0 a 45 kPa (337,53 mmHg). Nos experimentos em FAV *in vitro*, o diferencial de pressão diminuiu com o aumento do AA, variando de 12,0 kPa para 3,1 kPa. A linha piezométrica indica que a anastomose é responsável pela maior parte da energia dissipada. As simulações em FAV *in silico* resultam em campo de velocidade com ponto de estagnação na parede externa da veia para FAV com AA de 30°. Ponto de separação e zona de recirculação na parede interna da veia para FAV com AA de 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 ° e 105 °, essas perturbações não são observadas em FAV com AA de 120 °, 135 ° e 150 °. Todos os AA apresentam regiões com níveis elevados e baixos da tensão de cisalhamento na parede ( $\tau_w$ ). As regiões com  $\tau_w$  acima de 40 Pa apresentam-se na junção anastomótica e no início do segmento venoso. Tensão de cisalhamento abaixo de 0,4 Pa apresentam-se na parede interna da veia e na porção oposta a junção anastomótica na artéria. Conclui-se que as FAV com AA de 120 ° e 135 ° proporcionaram menores valores no diferencial de pressão, menores valores de energia dissipada na anastomose e menores variações entre a carga de pressão e a linha piezométrica. As FAV com AA de 120 ° e 135 ° apresentam menores áreas com  $\tau_w$  elevadas e menores áreas com  $\tau_w$  baixas. Nesse contexto os AA de 120 °, 135 ° e 150 ° aparentam ser as mais favoráveis para construção da Fístula Arteriovenosa.

Palavras-chave: Fístula Arteriovenosa, Ângulo de Anastomose, Pressão, Tensão de Cisalhamento.

SANTOS, W. B. A. ANALYSIS OF PULSATILE FLOW IN ARTERIOVENOUS FISTULA WITH VARIATION OF THE ANGLE OF ANASTOMOSIS *in vitro* AND *in silico*. 2021. 106 p. Master's Dissertation in Mechanical Engineering – Federal University of Rio Grande do Norte, Natal-RN, 2020.

## Abstract

Arteriovenous Fistula (AVF) is a direct connection between an arterial and a venous vessel used as a vascular access (AV) for patients undergoing Hemodialysis (HD). The preparation of AVF causes non-physiological conditions of blood flow, inducing disturbances in the flow such as recirculation zones, stagnation points, high and low shear stress levels. These disorders are associated with the development of pathologies that promote stenosis in the vessel, which can compromise blood flow or even the loss of AVF. In order to analyze these disturbances with the variation of the Anastomosis Angle (AA), an experimental bench was built to provide pulsatile flow in AVF models. Pressure sensors MPU5050DP, digital flow sensors Type Turbine, diaphragm pump S-60-12 and microprocessors Arduino UNO, Arduino Nano and ESP32 were used. FAV were modeled with AA of 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 °, 105 °, 120 °, 135 ° and 150 °. Piezometric Lines (LP) were drawn to indicate the energy dissipated in the anastomosis. Using the Fused Deposition Modeling (FDM) technique, *in vitro* FAV models were manufactured by 3D printing. Using block technique, *in silico* FAV models were discretized into structured meshes. The pressure profile obtained on the bench proved to be equivalent to the blood pressure pulse. No structural collapse and leakage of AVF *in vitro* was observed for pressures between 0 to 45 kPa (337.53 mmHg). In *in vitro* AVF experiments, the pressure differential decreased with increasing AA, varying from 12.0 kPa to 3.1 kPa. The piezometric line indicates that the anastomosis is responsible for most of the dissipated energy. Simulations in FAV *in silico* result in a velocity field with a stagnation point in the external vein wall for FAV with AA of 30 °. Separation point and recirculation zone in the internal vein wall for FAV with AA of 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 ° and 105 °, these disturbances are not observed in FAV with AA of 120 °, 135 ° and 150 °. All AA have regions with high and low levels of wall shear stress ( $\tau_w$ ). Regions with  $\tau_w$  above 40 Pa are present at the anastomotic junction and at the beginning of the venous segment. Shear stress below 0.4 Pa is present on the internal wall of the vein and on the opposite side the anastomotic junction in the artery. It is concluded that the FAV with AA of 120 ° and 135 ° provided lower values in the pressure differential, lower values of energy dissipated in the anastomosis and smaller variations between the pressure load and the piezometric line. FAVs with AA of 120 ° and 135 ° have smaller areas with high  $\tau_w$  and smaller areas with low  $\tau_w$ . In this context, the AAs of 120 °, 135 ° and 150 ° appear to be the most favorable for the construction of the Arteriovenous Fistula.

Keywords: Arteriovenous Fistula, Angle of Anastomosis, Pressure, Shear Stress.

## Lista de Ilustrações

Figura 1 – Corte de um rim com evidência dos principais vasos e microcirculação do néfron.	3
Figura 2 – Valores médios de fluxo plasmático, filtrado, reabsorvido e do fluxo urinário.....	4
Figura 3 – Microscopia eletrônica de varredura. (A) Glomérulo, (af) arteríola aferente, (ef) arteríola eferente. (B) Superfície externa dos capilares glomerulares. Imagem de dentro do espaço de Bowman. (C) Superfície interna (lado sanguíneo) de um capilar glomerular. ....	5
Figura 4 – Algumas das causas que promove a DRC. ....	6
Figura 5 – Causas primárias mais frequentes da DRC. ....	6
Figura 6 – Ciclo vicioso da doença renal. ....	7
Figura 7 – Número de pacientes em tratamento dialítico entre 2000 e 2018. ....	9
Figura 8 – Desenho esquematizado do circuito de uma máquina de HD.....	10
Figura 9 – Acesso Vascular. (A) Fístula Arteriovenosa. (B) Enxerto Arteriovenoso. (C) Cateter Venoso.....	11
Figura 10 – Exemplo do tipo de FAV no punho e no cotovelo. (A) FAV Radio Cefálica. (B) FAV Braquiocefálica e FAV Radiocefálica. (C) Braquiobasílica.....	12
Figura 11 – Tipos de FAV quanto a forma.....	12
Figura 12 – Regiões suscetíveis à HI devido à baixa tensão de cisalhamento. ....	17
Figura 13 – Localização das estenoses. ....	17
Figura 14 – Vista lateral e topo para (A) $Re = 100$ (B) $Re = 300$ e (C) $Re = 600$ .....	18
Figura 15 – (1) Diagrama com nomenclatura adotada na FAV. (2) $\tau_w$ ao longo da parede inferior da artéria. (3) $\tau_w$ ao longo da parede externa da veia. ....	19
Figura 16 – (A) Correlação entre regiões de recirculação e estenose (ENE-IORDACHE; REMUZZI, 2012). (B) Correlação entre proliferação de células endoteliais (CE) e oscilação da $\tau_w$ (BROWNE <i>et al.</i> , 2014). ....	20

Figura 17 – (A) Tensão de cisalhamento na parede (DFC). (B) Zona de recirculação e estagnação (PIV).....	21
Figura 18 – Resultados do trabalho de VAN CANNEYT <i>et al.</i> (2010). (A) Queda de pressão pela taxa de fluxo para diferentes AA. (B) Taxa de fluxo em função do AA. ....	22
Figura 19 – (A) Campo de velocidade e (B) Pressão na parede em diferentes AA. ....	24
Figura 20 – Diferencial de pressão ( $\Delta p$ ) ao longo da linha central do segmento venoso a partir da região anastomótica. ....	25
Figura 21 – Fluxograma esquemático da metodologia.....	26
Figura 22 – Desenho esquemático da bancada experimental dividida em quatro seções. ....	27
Figura 23 – Desenho esquemático da Seção Sensores. ....	28
Figura 24 – Formato de uma onda quadrada. ....	28
Figura 25 – Forma de onda quadrada com variação do DC. ....	29
Figura 26 – Arduino Uno com indicação das portas utilizadas no trabalho.....	30
Figura 27 – Diagrama esquemático das conversões na Seção Controle.....	31
Figura 28 – Circuito potência. ....	31
Figura 29 – Conjunto motobomba e fonte chaveada 12 V. ....	32
Figura 30 – Desenho esquemático da Seção Ensaio.....	32
Figura 31 – Válvula globo. ....	33
Figura 32 – Configuração do fluxo.....	33
Figura 33 – Mangueiras de PVC. ....	34
Figura 34 – Desenho esquemático da Seção Sensores. ....	34
Figura 35 – Transdutor de pressão MPX5050DP.....	35
Figura 36 – Diagrama esquemático das conversões de sinais utilizadas.....	36

Figura 37 – Desenho do circuito do filtro físico.....	36
Figura 38 – Sensor de vazão USN-HS41TA. ....	37
Figura 39 – Desenho esquemático da Seção Dados. ....	38
Figura 40 – Gráfico da correlação entre valorAD1 e a pressão no sistema.....	39
Figura 41 – Gráfico de valorAD1 pelo tempo normalizado. ....	40
Figura 42 – Fluxograma esquemático da Seção Dados. ....	40
Figura 43 – Desenho esquemático da FAV. ....	41
Figura 44 – Exemplos AA nas FAV.....	41
Figura 45 – Comprimento e Largura da Anastomose nas FAV. ....	42
Figura 46 – Volume interno da FAV, aplicação do <i>Offset</i> e das tomadas de pressão.....	43
Figura 47 – FAV <i>in vitro</i> com tomadas de pressão e suportes. ....	44
Figura 48 – Plano Horizontal de Referência. ....	45
Figura 49 – Imagem da geometria após divisão de superfícies no ICEM.....	47
Figura 50 – Blocos comuns e blocos <i>o-grid</i> . ....	48
Figura 51 – Gráfico com a distribuição de elementos em porcentagem representando a qualidade da malha. ....	48
Figura 52 – Rede de integração entre as simulações. ....	50
Figura 53 – Planos de estudo na FAV. ....	51
Figura 54 – Primeira bancada experimental utilizada. ....	52
Figura 55 – Resultados pulso de pressão da primeira bancada. ....	53
Figura 56 – Imagem da bancada experimental. ....	54
Figura 57 – (A) Perfil de valor AD2, (B) Perfil de voltagem e (C) perfil de pressão. ....	55

Figura 58 – Pulso de pressão. (1) elevação sistólica, (2) pressão sistólica, (3) incisura, (4) declínio diastólico e (5) pressão diastólica. ....	56
Figura 59 – Amplificação da pressão sistólica das artérias centrais para as artérias periféricas. ....	57
Figura 60 – FAV <i>in vitro</i> fabricada por impressora 3D. ....	58
Figura 61 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 30 °. ....	59
Figura 62 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 45 °. ....	60
Figura 63 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 60 °. ....	61
Figura 64 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 75 °. ....	62
Figura 65 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 90 °. ....	63
Figura 66 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 105 °. ....	64
Figura 67 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 120 °. ....	65
Figura 68 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 135 °. ....	66
Figura 69 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 150 °. ....	67
Figura 70 – Pressão máxima, média e mínima do pulso de pressão na T1 para as FAV. ....	68
Figura 71 – Pressão máxima, média e mínima do pulso de pressão na T2 para as FAV. ....	69
Figura 72 – Parâmetros do pulso de pressão na T3 para as FAV. ....	71
Figura 73 – Parâmetros do pulso de pressão na T4 para as FAV. ....	72
Figura 74 – Diferencial de pressão entre T1 e T4 ( $\Delta P_1 - 4$ ). ....	73
Figura 75 – Queda de pressão para diferentes AA. ....	74
Figura 76 – Carga de Pressão (CP) na T1, T2, T3 e T4 e Linhas Piezométricas (LP). ....	75
Figura 77 – Diferença entre Carga de Pressão Medida e Estimada na T3. ....	76
Figura 78 – Vetores velocidade no plano médio. ....	78

Figura 79 – Localização das estenoses. ....	80
Figura 80 – Tensão de cisalhamento na parede. ....	81
Figura 81 – $\tau_w$ máxima. ....	82
Figura 82 – Distribuição dos vetores velocidades para o AA de 30 ° e 45 ° ....	82
Figura 83 – Distribuição dos vetores velocidades nos planos transversais. ....	83
Figura 84 – Isosuperfície com tensão de cisalhamento acima de 40 Pa. ....	85
Figura 85 – Isosuperfície com tensão de cisalhamento abaixo de 0,4 Pa. ....	86
Figura 86 – FAV com AA de 30 ° ....	98
Figura 87 – Curvas de pressões em função da vazão nas tomadas P0, P1, P2 e P3. ....	99
Figura 88 – Gráfico do diferencial de pressão nas tomadas P1, P2 e P3 em relação à P0. ....	100
Figura 89 – (A) Distribuição de pressão, e (B) Campo de velocidade para FAV <i>in silico</i> . ...	101

## Lista de Tabelas

Tabela 1 – Classificação dos estágios da DRC.....	8
Tabela 2 – Complicações comuns na FAV. ....	14
Tabela 3 – Condição implementas sobre as superfícies de contornos.....	49
Tabela 4 – Pressão do pulso na T1 para as FAV <i>in vitro</i> . ....	68
Tabela 5 – Pressão do pulso na T2 para as FAV <i>in vitro</i> . ....	69
Tabela 6 – Pressão do pulso na T3 para as FAV <i>in vitro</i> . ....	70
Tabela 7 – Pressão do escoamento pulsátil na T4. ....	71
Tabela 8 – Velocidade máxima do escoamento. ....	79
Tabela 9 – Vazões e pressões medidas em cada ensaio. ....	98
Tabela 10 – Valores de pressão na FAV <i>in vitro</i> e FAV <i>in silico</i> . ....	100

## **Lista de abreviaturas e siglas**

- AA – Ângulo de anastomose;
- ABS – Acrilonitrila butadieno estireno;
- AV – Acesso vascular;
- CAD – *Computer-Aided Design System*;
- CAE – *Computer-Aided Engineering Analysis System*;
- CE – Células Endoteliais;
- CML – Célula Muscular Lisa;
- DC – *Duty Cycle* (ciclo ativo ou ciclo de trabalho);
- DFC – Dinâmica dos Fluidos Computacionais;
- FAV – Fístula Arteriovenosa;
- FG – Filtração Glomerular;
- GND – *Ground* (conexão “terra”);
- HD – Hemodiálise;
- HI – Hiperplasia Intimal;
- IDE – *Integrated Development Enviroment* (Ambiente de desenvolvimento integrado);
- LDA – *Laser Doppler Anemometer* (Anemometria Laser Doppler).
- PWM – *Pulse width Modulation* (Modulação por largura de pulso);
- SBN – Sociedade Brasileira de Nefrologia;
- STEP – *Standard for the Exchange of Product model data*;
- STL – *Standard Triangle Language*.

### **Lista de símbolos**

$\Omega$  – Ohms, unidade de Resistência Elétrica;

$\tau_w$  – Tensão de Cisalhamento na Parede;

F – Farad;

mmHg – Milímetro de mercúrio;

Pa – Pascal;

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1 OBJETIVOS.....	2
<b>2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS .....</b>	<b>3</b>
2.1 RINS.....	3
2.2 DOENÇA RENAL CRÔNICA.....	5
2.3 TRATAMENTO RENAL SUBSTITUTIVO .....	8
2.4 HEMODIÁLISE.....	10
2.5 FÍSTULA ARTERIOVENOSA .....	11
<b>3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....</b>	<b>14</b>
3.1 TENSÃO DE CISALHAMENTO X COMPLICAÇÕES DA FAV.....	14
3.2 ESCOAMENTO EM FÍSTULA ARTERIOVENOSA.....	17
3.3 ESTUDOS COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE ANASTOMOSE .....	21
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>26</b>
4.1 CONSTRUÇÃO DA BANCADA EXPERIMENTAL.....	27
<b>4.1.1 Seção Controle .....</b>	<b>27</b>
<b>4.1.2 Seção Ensaio.....</b>	<b>32</b>
<b>4.1.3 Seção Sensores .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1.4 Seção Dados.....</b>	<b>38</b>
4.2 MODELAGEM DA FAV .....	41
4.3 FAV IN VITRO.....	42
4.4 LINHA PIEZOMÉTRICA .....	44
4.5 FAV IN SILICO .....	46
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
5.1 BANCADA EXPERIMENTAL .....	52

5.2	MODELAGEM DA FAV E IMPRESSÃO DO MODELO IN VITRO .....	58
5.3	EXPERIMENTOS COM FAV IN VITRO .....	59
5.4	SIMULAÇÕES COM FAV IN SILICO .....	78
5.4.1	<b>Campo de Velocidade.....</b>	<b>78</b>
5.4.2	<b>Tensão de Cisalhamento .....</b>	<b>81</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>88</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>ANEXO 1 - TESTE EM REGIME PERMANENTE FAV COM AA DE 30 ° .....</b>	<b>98</b>
<b>9</b>	<b>ANEXO 2 – CÓDIGO, CONTROLE DO MOTOR.....</b>	<b>103</b>
9.1	CÓDIGO 1 – CONTROLE DO MOTOR.....	103
9.2	CÓDIGO 2 – SENSOR DE PRESSÃO .....	104
9.3	CÓDIGO 3 – SENSOR DE VAZÃO.....	106

## 1 INTRODUÇÃO

A fístula arteriovenosa (FAV) é uma ligação direta entre um vaso arterial e um venoso periférico e superficial confeccionado por um profissional médico com especialidade em cirurgia vascular. Esse procedimento é comumente utilizado para criar um Acesso Vascular (AV) com condições de fluxo adequado para tratamento de Hemodiálise (HD) que promove a regulação de substâncias do organismo em pacientes com Doença Renal Crônica (DRC).

A escolha da FAV como AV apresenta vantagens sobre outros tipos de acessos como, cateter venoso central e FAV com enxerto, devido à ausência de tubos e cateteres penetrantes na superfície corporal, o uso normal do braço fora das sessões de HD, a não necessidade da aplicação de curativos prolongados, oferece baixo risco de infecção e possibilita acesso simples e rápido à circulação sanguínea e de baixo custo (AMATO, 2019; GILL *et al.*, 2017).

A confecção da FAV causa uma condição não fisiológica no escoamento sanguíneo. Essa ligação provoca um curto-circuito de pressão entre o sistema arterial e o venoso gerando aumento significativo do fluxo sanguíneo. As mudanças geométricas aliada ao aumento do fluxo resulta em perturbações no escoamento sanguíneo com geração de zonas recirculantes, pontos de estagnação e condição não fisiológica dos níveis de tensão de cisalhamento sobre a parede do vaso. Essas modificações dos parâmetros hemodinâmicos estão associadas ao surgimento de patologias que causam estenose no vaso e a perda da FAV (STOLIC, 2013).

Nesse âmbito compreender a hemodinâmica do fluxo sanguíneo na FAV é essencial e várias vezes é negligenciada gerando outras intervenções cirúrgicas de correção (VAN CANNEYT *et al.*, 2010). A construção inadequada da FAV pode levar a um fluxo sanguíneo ineficiente para promoção da HD. Os trabalhos de VAN CANNEYT *et al.* (2010) e SIVANESAN; HOW; BAKRAN (1999) apontam que o melhor entendimento do fluxo na anastomose em diferentes ângulos ajudaria na tomada de decisão dos cirurgiões vasculares.

Estudos *in vivo* são complexos devido as condições fisiológicas distintas entre pacientes, número de indivíduos estatisticamente insuficiente em um mesmo estudo e custos operacionais. A aplicação da Mecânica dos Fluidos ao estudo da FAV tem aumentado principalmente com a utilização da Dinâmica dos Fluidos Computacionais (DFC), ferramenta que utiliza métodos numéricos para prever o comportamento do fluido. A DFC é uma alternativa econômica para as análises empíricas, no entanto sua aplicação precisa ser validada

por parâmetros reais. Estudos comparativos utilizando modelos *in vitro* e *in silico* da FAV têm sido utilizados e ganhando credibilidade pelas boas concordâncias.

No intuito de contribuir para na análise do comportamento do fluxo em uma FAV, esse trabalho visa compreender melhor os efeitos da hemodinâmica na FAV com variação do AA em modelos *in vitro* e *in silico*.

## 1.1 OBJETIVOS

Analisar o escoamento pulsátil em fístula arteriovenosa com variação do ângulo de anastomose.

Para tal, alguns objetivos específicos serão explorados:

- Construir bancada experimental para fornecer um escoamento permanente e pulsátil.
- Modelar fístulas arteriovenosas tridimensionais.
- Construir fístulas arteriovenosas por impressão 3D, modelos *in vitro*.
- Coletar e analisar os dados experimentais dos modelos *in vitro*.
- Definir e discretizar o volume de controle, modelos *in silico*.
- Simular e analisar os dados simulados dos modelos *in silico*.

## 2 CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

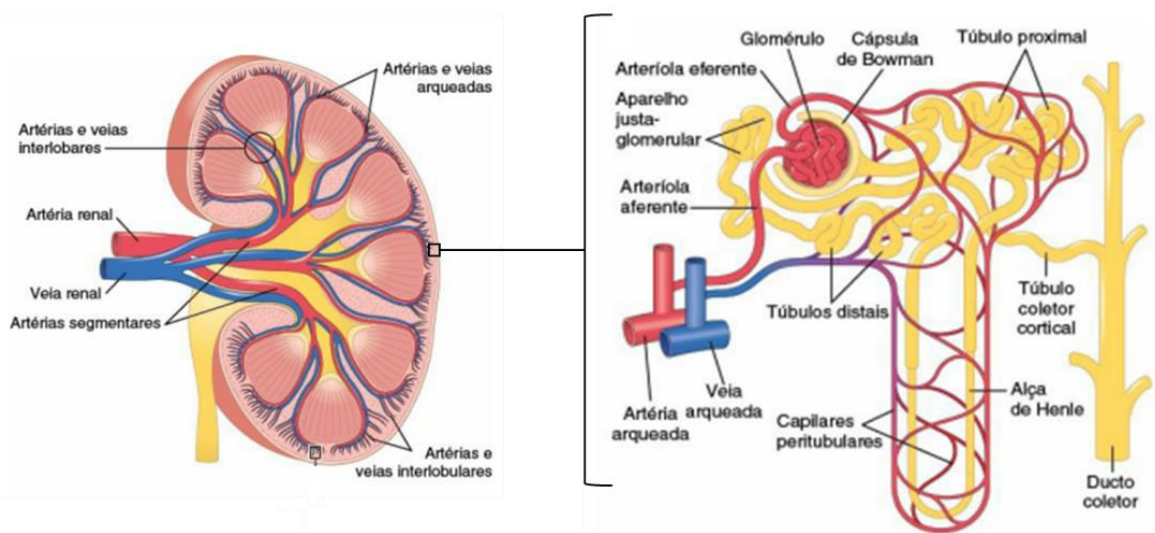
Nesse capítulo são apresentados e discutidos conceitos teóricos fundamentais para o entendimento do trabalho.

### 2.1 RINS

Os rins são órgãos vitais para manutenção da vida do corpo humano (SANTOS *et al.*, 2017). As principais funções se agrupam como excretora, homeostática e endócrina, sendo responsável pela regulação da volemia (volume de líquido) e eletrólitos e conseqüentemente da pressão arterial, do balanço ácido-base (pH) e controle da concentração de substâncias do metabolismo (ROCHA, 2015).

O fluxo sanguíneo renal corresponde a aproximadamente 22 % do fluxo bombeado pelo coração, em torno de 1.100 mL/min que é escoado através das artérias renais, passando pelos vasos subsequentes até chegar ao glomérulo, dentro do néfron e formando o Filtrado Glomerular (FG). Cada rim contém cerca de 1 milhão de néfrons e cada néfron é constituído por várias estruturas menores que são responsáveis por realizarem as funções renais através de 3 mecanismos: filtração, reabsorção e secreção (HALL, 2017). Na Figura 1, observa-se o rim em corte e a microcirculação do néfron.

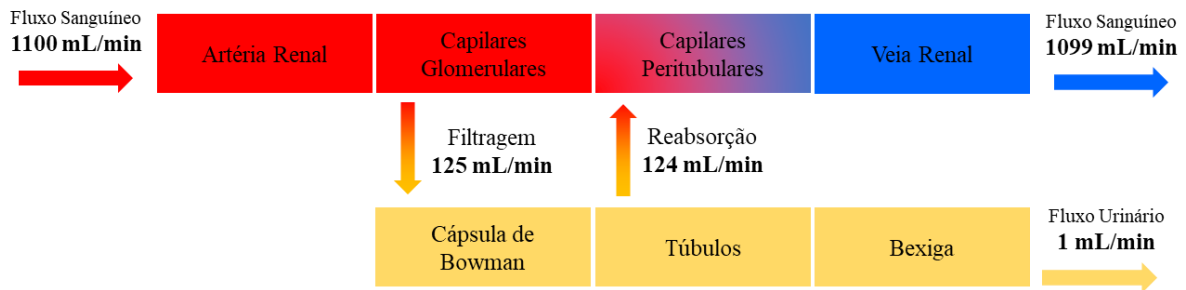
Figura 1 – Corte de um rim com evidência dos principais vasos e microcirculação do néfron.



Fonte: Adaptado de HALL (2017)

O primeiro mecanismo ocorre por filtração no glomérulo, entre capilares glomerulares, e a cápsula de Bowman, esse conteúdo é chamado de Filtrado Glomerular (FG) e em seguida escoam em unidades chamadas de túbulos onde ocorre os processos de reabsorção e secreção de substâncias. Após esses processos a urina é formada e expelida no ducto coletor sendo escoada através de várias outras estruturas até a bexiga. O fluxo sanguíneo escoam para os rins por meio das artérias renais e cerca de 20% desse fluxo é filtrado no glomérulo o que compreende a 180 L/dia ou 125 mL/min de FG, no entanto 99 % do FG é reabsorvido, gerando 1 mL/min de urina. Na Figura 2, observa-se esquematicamente o fluxo sanguíneo no rim.

Figura 2 – Valores médios de fluxo plasmático, filtrado, reabsorvido e do fluxo urinário.

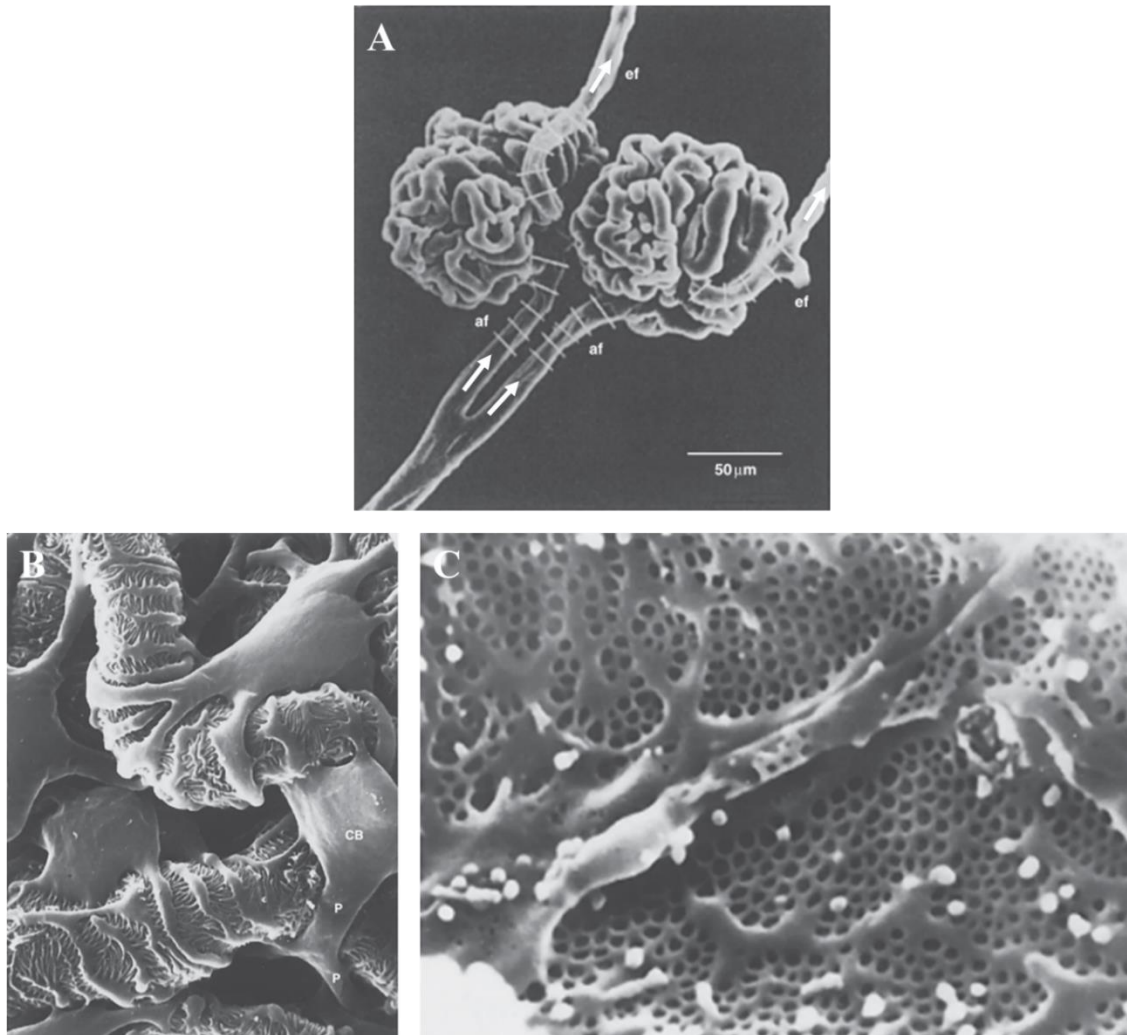


Fonte: Elaborado pelo autor.

Entre as estruturas do néfron, destacaremos o glomérulo devido a importância da utilização da medição do FG como marcador para classificação do funcionamento dos rins. O glomérulo consiste em uma rede de capilares suprida pela arteríola aferente e drenada pela arteríola eferente.

Os capilares glomerulares são constituídos de três camadas: o endotélio capilar, a membrana basal e a camada de células epiteliais, chamadas também de podócitos. O endotélio capilar é perfurado por orifícios chamados fenestrações limitando a passagem de substâncias e elementos do plasma. Na Figura 3, pode-se visualizar o glomérulo, arteríola aferente, eferente e capilares glomerular.

Figura 3 – Microscopia eletrônica de varredura. (A) Glomérulo, (af) arteríola aferente, (ef) arteríola eferente. (B) Superfície externa dos capilares glomerulares. Imagem de dentro do espaço de Bowman. (C) Superfície interna (lado sanguíneo) de um capilar glomerular.

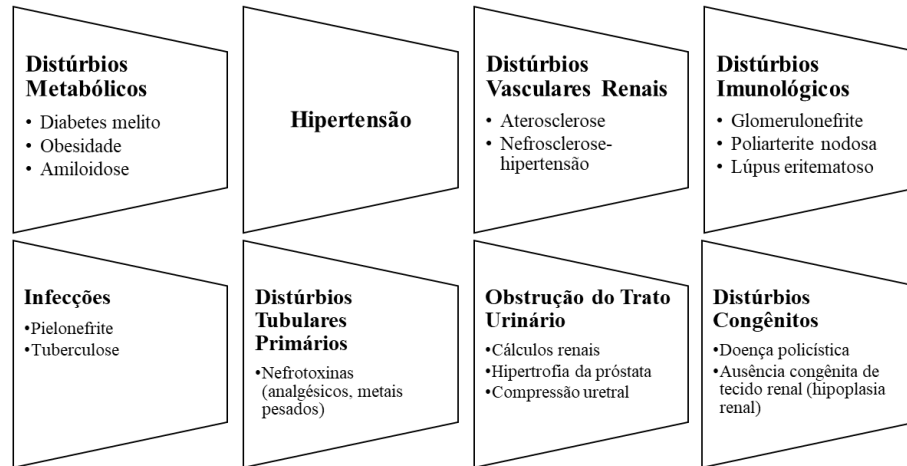


Fonte: KOEPPEN; STANTON (2009)

## 2.2 DOENÇA RENAL CRÔNICA

A doença renal crônica (DRC) é uma diminuição lenta, progressiva e irreversível das funções renais. A DRC pode ocorrer devido a distúrbios nos vasos sanguíneos, nos glomérulos, nos túbulos, no interstício renal e no trato urinário inferior que no final reduz o número de néfrons funcionais nos rins. Na Figura 4, algumas das causas que promove a DRC.

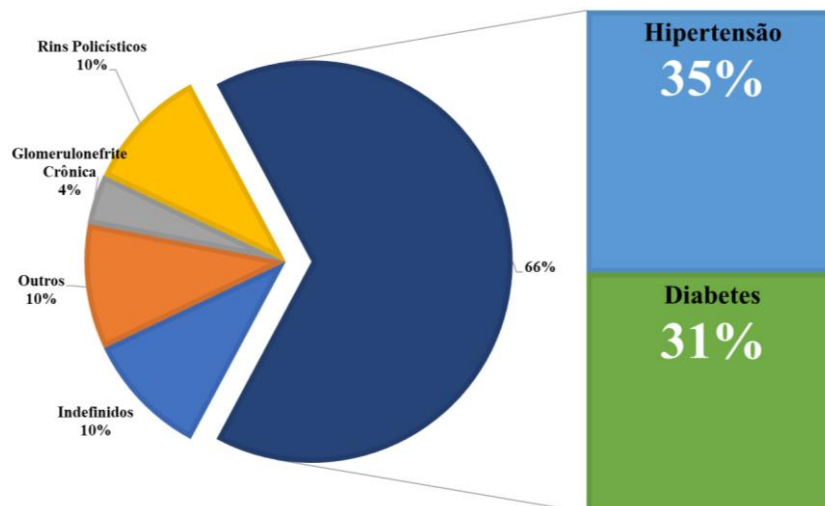
Figura 4 – Algumas das causas que promove a DRC.



Fonte: Adaptado de HALL (2017)

Dentre as causas apresentadas as mais frequentes que desencadeia a DRC são hipertensão e diabetes. Em 2017 essas causas primárias para DRC compõem 66 % das causas primárias diagnosticadas (THOMÉ *et al.*, 2019). No Rio Grande do Norte, dentre 118.230 pacientes com hipertensão e/ou diabetes cadastrados no programa Hiperdia do Ministério da Saúde dentre os anos de 2002 e 2013, a frequência de doenças renais foi de 17,17 % (SAÚDE, 2019). Na Figura 5 são apresentadas as porcentagens das principais causas primárias para o desenvolvimento de DRC.

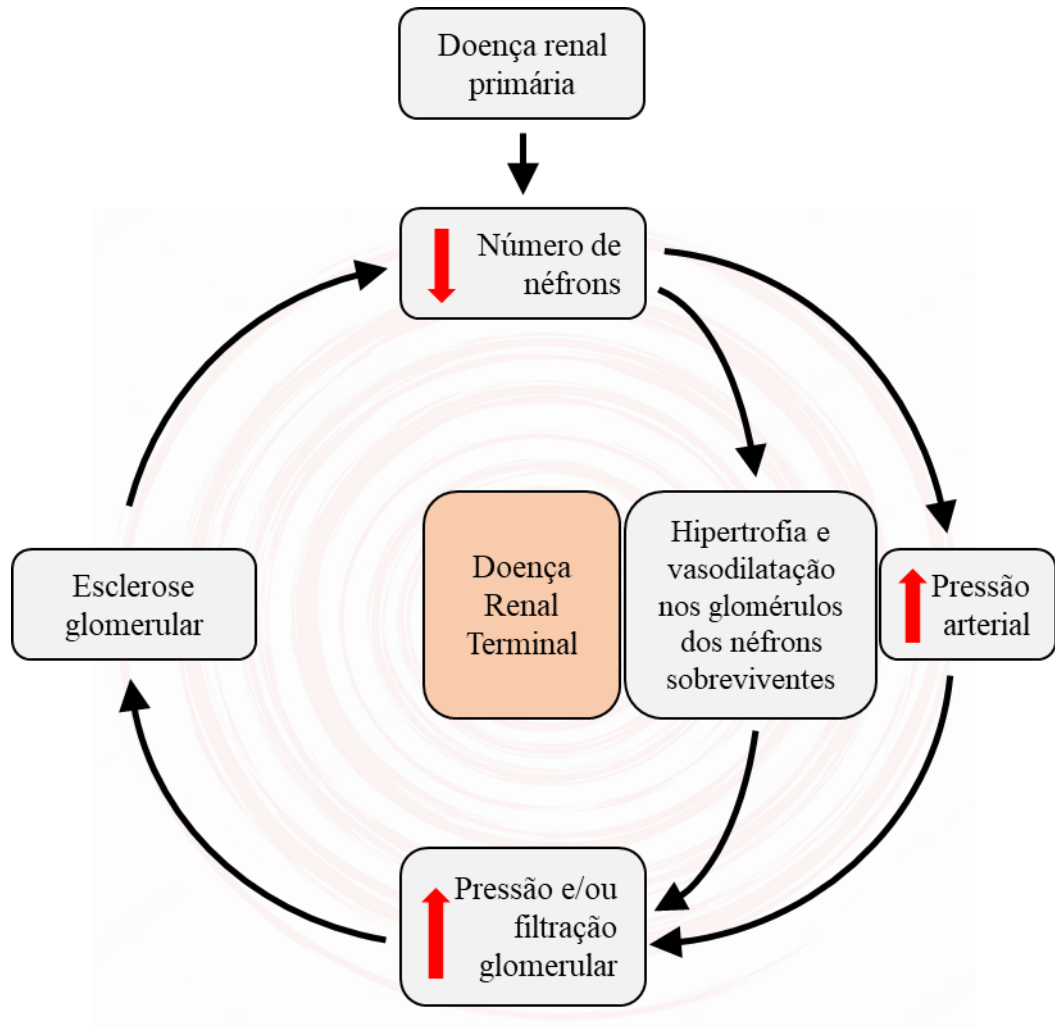
Figura 5 – Causas primárias mais frequentes da DRC.



Fonte: Adaptado de THOMÉ *et al.* (2019)

Com a perda da função dos néfrons devido as causas primárias, o organismo realiza ajustes para permitir a eliminação de quantidades normais de água e solutos por meio de mudanças nas estruturas dos néfrons funcionais, diminuição da resistência vascular e reabsorção tubular dos néfrons funcionais. A lesão adicional dos néfrons restantes ocorre principalmente a nível dos glomérulos. O aumento da pressão e da distensão dos glomérulos remanescentes são as causas mais aceitas pelos pesquisadores para a decorrência da vasodilatação funcional. Com o aumento da pressão e a distensão das arteríolas ocorrem lesão e esclerose dos vasos glomerulares, elevando-se a redução das funções renais e desencadeando-se mais mudanças adaptativas, gerando-se assim um ciclo lento e progressivo de néfrons não funcionais (HALL, 2017). Conforme processo esquematizado na Figura 6.

Figura 6 – Ciclo vicioso da doença renal.



Fonte: Adaptado de HALL (2017).

Uma maneira de medir a função renal é verificar a FG. Poderíamos pressupor que a diminuição do número de néfrons funcionais também causasse redução da excreção renal de água e solutos. No entanto, pacientes que perderam até 80 % de néfrons funcionais, mantem as quantidades normais de água e eletrólitos excretados devido aos ajustes nos néfrons remanescentes. Em contrapartida produtos do metabolismo são acumulados quase na mesma proporção que o número de néfrons destruídos, um exemplo é a concentração plasmática de creatinina nos líquidos corporais, que é inversamente proporcional à FG (HALL, 2017).

A evolução da DRC é classificada em 5 estágios. Do estágio 2 ao 5, o paciente é diagnosticado com insuficiência renal, conforme classificação apresentado na Tabela 1. No estágio 2, o paciente apresenta insuficiência renal leve, evoluindo até o estágio 5 com insuficiência renal terminal, caracterizando a falência do órgão (JUNIOR, 2004; EKNOYAN; LAMEIRE; ECKARDT, 2013).

Tabela 1 – Classificação dos estágios da DRC.

Estágio	Taxa de Filtração Glomerular [ml/min]	Grau de Insuficiência Renal
0	> 90	Grupos de Risco para DRC Ausência de Lesão Renal
1	> 90	Lesão Renal com Função Renal Normal
2	60 - 89	IR Leve ou Funcional
3	30 - 59	IR Moderada ou Laboratorial
4	15 - 29	IR Severa ou Clínica
5	< 15	IR Terminal ou Dialítica

Fonte: JUNIOR (2004).

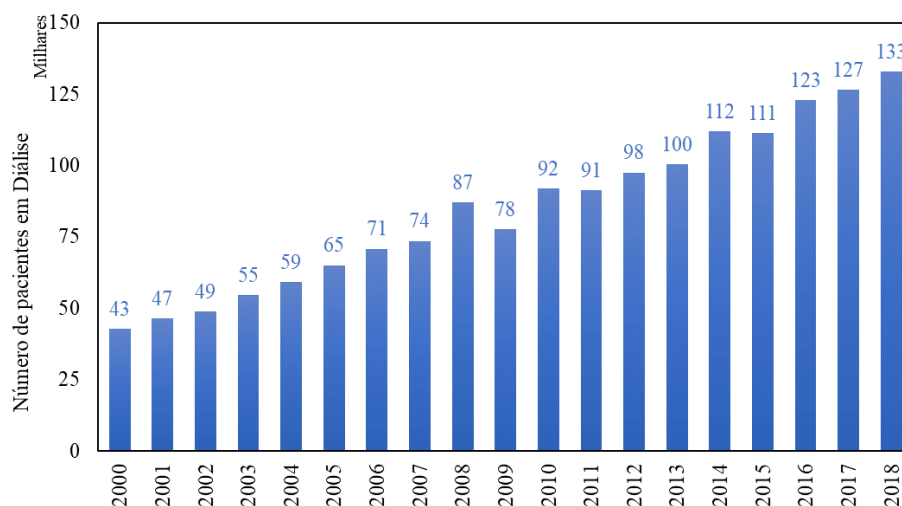
### 2.3 TRATAMENTO RENAL SUBSTITUTIVO

Existem duas alternativas para o tratamento da DRC: transplante renal substituindo o órgão por um outro saudável e diálise que consiste na filtração do sangue. Esses tratamentos são chamados de Tratamento Renal Substitutivo (TRS) (WEBSTER *et al.*, 2017).

Estima-se que quase 10 % da população mundial seja afetada pela DRC (MIHAJLOVIC *et al.*, 2017). Considerando o censo brasileiro de diálise de 2018, realizado pela

Sociedade Brasileira de Nefrologia (SBN), cresce o número de pacientes que realizam TRS a cada ano, passando de 43 mil no ano 2000 para mais de 133 mil pacientes em 2018, um aumento de 212 % nos últimos anos (THOMÉ *et al.*, 2019). Na Figura 7, são apresentados o número de pacientes em tratamento dialítico entre os anos de 2000 e 2018, resultado do censo brasileiro de diálise de 2018, realizado pela SBN.

Figura 7 – Número de pacientes em tratamento dialítico entre 2000 e 2018.



Fonte: Adaptado de THOMÉ *et al.* (2019)

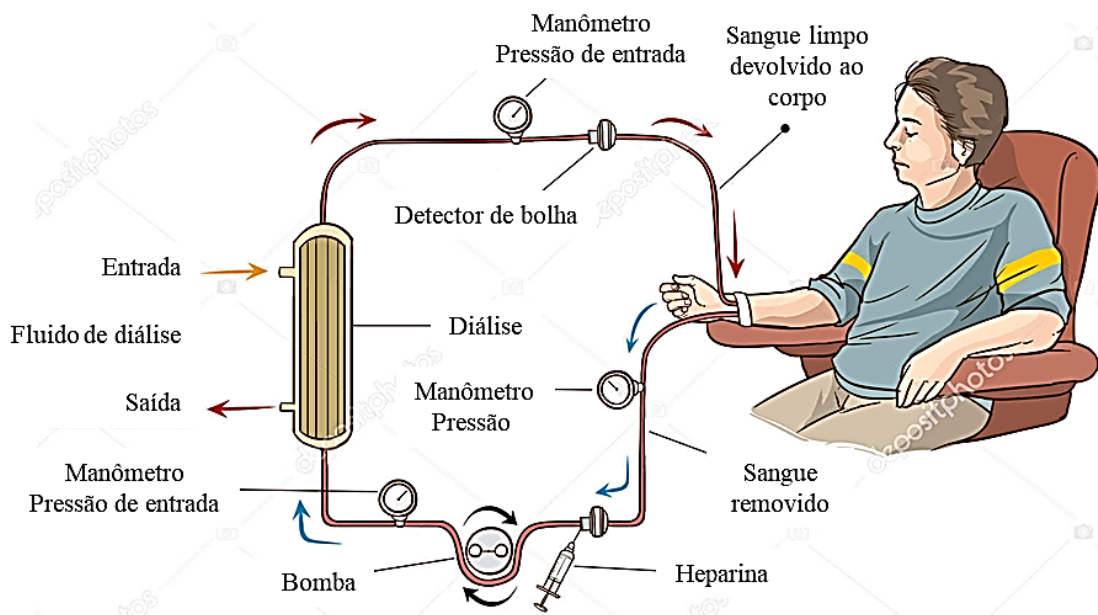
O transplante bem-sucedido pode restaurar as funções renais em níveis significativos para manter a homeostasia dos líquidos e eletrólitos corporais. Os pacientes que realizam o transplante de rim têm maiores perspectivas de vida e menos problemas de saúde quando comparados aos que são mantidos em TRS por diálise (HALL, 2017).

O tratamento mais comum até que se consiga um transplante é a diálise que consiste em duas modalidades: Diálise Peritoneal e a Hemodiálise (HD). A HD é o tratamento mais utilizado na atualidade (SOUSA; AMORIM; PESTANA, 2018). Mais de 90 % dos pacientes em tratamentos de diálise o realizam através de HD (BAE *et al.*, 2018; THOMÉ *et al.*, 2019). Na Europa, mais de 940 pacientes por milhão de população são afetados pela DRC, aproximadamente 80 % desses pacientes são tratados por HD. O número total de pacientes em HD na Europa excede 500.000 e aumenta anualmente a uma taxa constante de 7 % (CAROLI *et al.*, 2013). A escolha entre o tipo de diálise depende das condições clínicas e é definido entre o paciente e o médico (THOMÉ *et al.*, 2019).

## 2.4 HEMODIÁLISE

A hemodiálise (HD) consiste em um procedimento através do qual o sangue passa por um equipamento extracorpóreo. Esse tratamento tem a finalidade de realizar algumas das funções renais em substituição aos rins (HALL, 2017). Na Figura 8 expõe-se um desenho esquemático do circuito realizado na HD.

Figura 8 – Desenho esquematizado do circuito de uma máquina de HD.

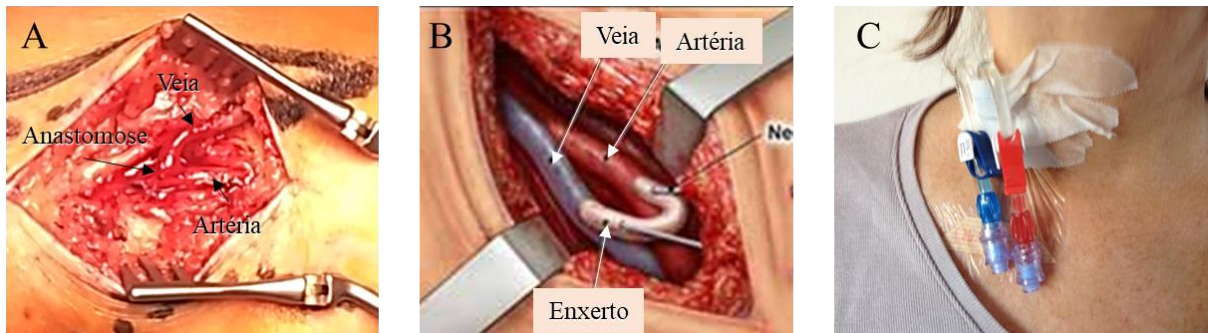


Fonte: SHUTTERSTOCK (2018).

O sangue flui continuamente entre duas membranas finas e na parte externa da membrana circula o líquido chamado dialisado. A membrana porosa permite a difusão dos constituintes do plasma em ambas as direções, exceto proteínas plasmáticas. O fluido de diálise é elaborado de forma a conter baixas concentrações das substâncias a serem removidas e altas concentrações das substâncias a serem adicionadas ao sangue (HALL, 2017).

O rim artificial é usado durante sessões que variam em aproximadamente de 3 a 4 horas, entre três a quatro vezes por semana (HALL, 2017). Para a realização do tratamento por HD, é necessário criar um acesso vascular adequado que pode ser feito por meio da criação de Fístula Arteriovenosa (FAV) (Figura 9A), Enxerto Arteriovenoso (Figura 9B) ou por Cateteres Venosos (Figura 9C) (REZAPOUR *et al.*, 2018). Cada uma dessas alternativas de acesso tem suas próprias indicações e restrições de uso (ALLON, 2019; JUNIOR *et al.*, 2013). Na Figura 9, são apresentadas imagens dos tipos de acessos vasculares utilizados na HD.

Figura 9 – Acesso Vascular. (A) Fístula Arteriovenosa. (B) Enxerto Arteriovenoso. (C) Cateter Venoso



Fonte: Elaborado pelo autor.

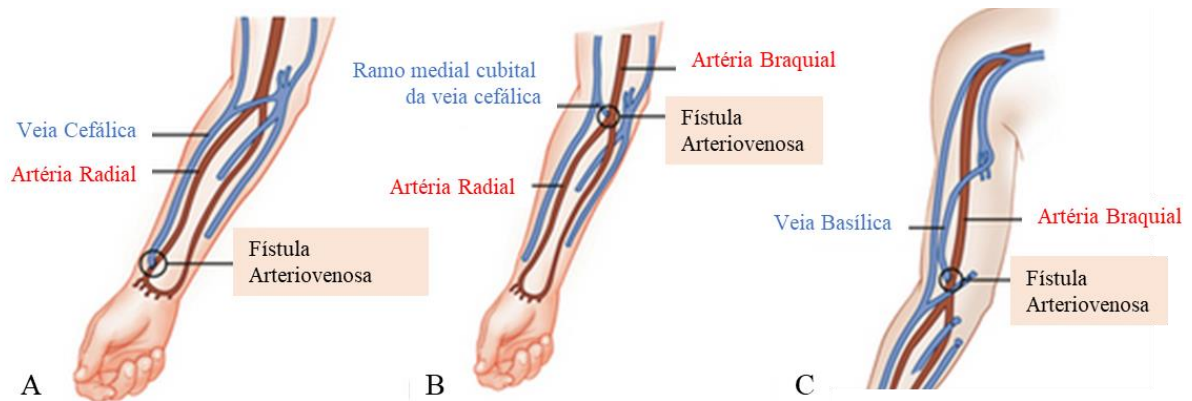
A FAV tem a menor associação com morbidade e mortalidade, portanto, vários países recomendam a FAV como “primeira escolha” como acesso vascular para HD (SANTORO *et al.*, 2014). Segundo THOMÉ *et al.* (2019) 75,1 % dos acessos vasculares utilizados para tratamento de HD são FAV, seguido com 22,6 % cateter venoso central e 2,3 % com enxerto vasculares.

## 2.5 FÍSTULA ARTERIOVENOSA

A FAV é uma ligação direta entre um vaso arterial e um venoso periférico e superficial confeccionado pelo médico cirurgião vascular. Entre as vantagens destacam-se: a ausência de tubos e cateteres penetrantes na superfície corporal, o uso normal do braço fora das sessões de HD, a não necessidade da aplicação de curativos prolongados, oferecer baixo risco de infecção, conceder acesso simples e rápido à circulação sanguínea e de baixo custo (AMATO, 2019; GILL *et al.*, 2017).

As FAV são confeccionadas prioritariamente nos membros superiores, sendo as mais frequentes no punho utilizando a artéria radial e a veia cefálica ou a artéria ulnar com a veia basílica. No cotovelo as FAV mais comuns são realizadas utilizando a artéria braquial e a veia cefálica. É possível confeccionar FAV nos membros inferiores, como por exemplo utilizando a veia safena magna ou com artéria tibial ou poplítea (AMATO, 2008). Na Figura 10 é possível visualizar algumas das possibilidades de FAV no membro superior.

Figura 10 – Exemplo do tipo de FAV no punho e no cotovelo. (A) FAV Radio Cefálica. (B) FAV Braquiocefálica e FAV Radiocefálica. (C) Braquiobasílica.

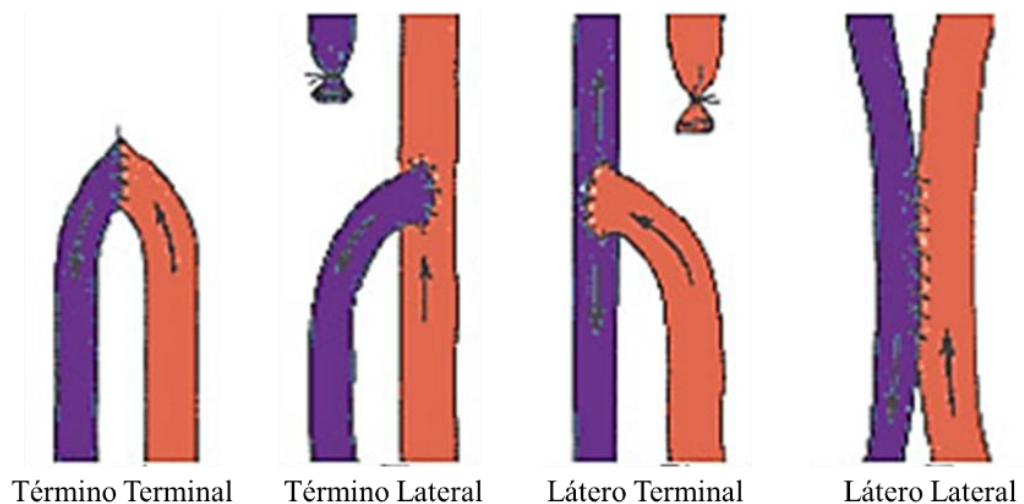


Fonte: Adaptado de “Ultrasound evaluation before and after hemodialysis access” (2016).

Conforme o tipo de junção entre a veia e a artéria, a FAV pode ser classificada em:

- Término terminal: a veia e a artéria estão conectadas pela extremidade após a secção dos vasos;
- Látero lateral: a veia e a artéria estão conectadas lateralmente; e
- Término lateral: a veia está conectado ao lado da artéria e vice-versa, conforme ilustrado na Figura 11 (VAN TRICHT *et al.*, 2005).

Figura 11 – Tipos de FAV quanto a forma.



Fonte: Adaptado de VAN TRICHT *et al.* (2005).

A maioria das diretrizes recomenda a avaliação de pacientes para criação de FAV no estágio 4 da DRC (Tabela 1). A FAV deve ser confeccionada pelo menos 6 meses antes do

início do tratamento para HD (SAXENA; PANHOTRA; AL-MULHIM, 2005). Uma FAV tem que satisfazer duas condições para permitir um tratamento adequado ao paciente: ter diâmetro e volume de fluxo adequados. O tempo entre a criação da FAV e o uso para realização de HD é chamado de maturação, o diâmetro da veia superficial aumenta com o passar das semanas de pós-operatório e conseqüentemente há um aumento do fluxo sanguíneo (TOREGANI *et al.*, 2008). Durante esse tempo as veias se remodelam, aumentam o calibre e permitem acomodar uma agulha de grande calibre.

Na artéria braquial o fluxo sanguíneo médio é de aproximadamente 85 mL/min, contudo após a criação da FAV braquiocefálica o fluxo passa para valores entre 425 e 850 mL/min, podendo chegar a valores superiores a 1.000 mL/min. Nas fístulas radiocefálicas os valores são da ordem de 150 a 600 mL/min. Na veia a pressão venosa sistêmica é de cerca de 20 mmHg e após a FAV passa para valores de até 120 mmHg (BROWNE *et al.*, 2015).

Com o aumento do fluxo sanguíneo há um aumento das forças de cisalhamento a níveis acima do normal causando um aumento do lúmen (seção transversal) da veia. As forças de cisalhamento acabam alinhando as células endoteliais que funcionam como sensores mecânicos, atuando no processo de liberação de fatores de relaxamento como o óxido nítrico e prostaciclina que promovem uma vasodilatação e aumento do diâmetro do vaso (CORPATAUX, 2002). Essa alteração geométrica no vaso é chamado de remodelamento vascular (BROWNE *et al.*, 2015).

### 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo serão apresentados alguns dos principais estudos relevantes e/ou atuais à pesquisa realizada. Estudo correlacionando os parâmetros hemodinâmicos à complicações na FAV, assim como à influência do AA.

#### 3.1 TENSÃO DE CISALHAMENTO X COMPLICAÇÕES DA FAV

Apesar da FAV ter seu uso comum entre as escolhas de acesso vascular, alguns fatores de risco maximizam a falha da FAV gerando novas intervenções cirúrgicas que podem ser de confecção de uma outra FAV em novo local ou de correção (REZAPOUR *et al.*, 2018). A falha primária, que diz respeito a falha antes de atingir a maturação, continua a ser um problema comum impedindo a maturação da FAV (ZADEH; GHOLIPOUR; HADIPOUR, 2008).

Segundo (STOLIC, 2013), a incidência de complicações mais comuns da FAV que podem surgir logo após a cirurgia são hemorragia, baixo fluxo venoso e/ou hematoma. Em uma etapa seguinte pode haver complicações como: infecções, aneurisma, estenose, insuficiência cardíaca congestiva, síndrome do roubo, neuropatia isquêmica e trombose. As complicações mais relevantes que podem ocorrer na FAV estão listadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Complicações comuns na FAV.

Complicações das FAV	Fatores clínicos	Incidência [%]
Estenose	Dificuldades na canulação, edema doloroso no braço, tempo de sangramento prolongado após a canulação ou após a remoção das agulhas de diálise	14,0 – 42,0
Trombose	Dor intensa no local da trombose, palpação de trombo no local da FAV, tremores e ausência de sensação.	17,0 – 25,0
Insuficiência cardíaca congestiva	Dispnéia, ortopnéia, dispnéia paroxística noturna e edema	12,2 – 17,0
Neuropatia isquêmica	Dor intensa distal à anastomose, perda sensorial, fraqueza da mão e dos dedos e, eventualmente, paralisia dos músculos inervados pelos nervos radial, ulnar e mediano	1,0 – 10,0

Síndrome do roubo	Mão pálida / azul e / ou fria sem dor / ou dor durante o exercício e / ou HD, dor isquêmica em repouso, ulceração, necrose e gangrena	2,0 – 8,0
Aneurismas	Degeneração difusa e progressiva de toda a FAV. Sinais de sangramento, infecção ou ulceração	5,0 – 6,0
Infecções	Sinais locais de infecção (calor, dor e rubor)	2,0 – 3,0

Fonte: Adaptado de STOLIC (2013).

A estenose é caracterizada pelo estreitamento anormal de um vaso sanguíneo, geralmente a estenose é a causa subjacente da trombose (STOLIC, 2013). A estenose é significativa quando o lúmen do vaso tem uma redução em mais de 50% (EKNOYAN; LAMEIRE; ECKARDT, 2013). O pico de velocidade sistólico pode ser usado para determinar a existência de estenose, valores maiores que 400 cm/s (4 m/s) indicam a presença de estenose. Um declínio mensal no fluxo de 20 a 25 % também é considerado significativo para esse tipo de complicação (VAN TRICHT *et al.*, 2005).

O mecanismo subjacente a formação de estenose geralmente é a Hiperplasia Intimal (HI) (VAN TRICHT *et al.*, 2005). A HI é caracterizada pela proliferação de células musculares lisas na íntima. Células Musculares Lisas (CML) penetram por meio da lâmina elástica interna, migrando para a íntima e estimulando a síntese segregando substância proliferativas como colágeno, elastina e proteoglicanos. Durante a migração das CML para a íntima, elas são transformadas de contráteis em secretórias, produzindo uma substância causando fibrose na íntima (AGARWAL; SEGAL, 2003).

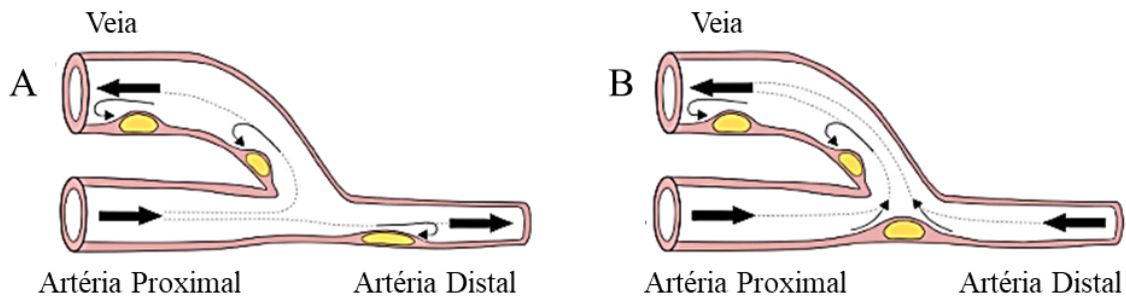
O endotélio realiza funções importantes na regulação vasomotora, causando relaxamento ou constrição no vaso, controlando as condições fisiológicas do escoamento sanguíneo (HALL, 2017). Substâncias como a prostaciclina ( $PGI_2$ ) e o óxido nítrico (NO) são fatores relaxantes derivado do endotélio. Sabe-se que o aumento na tensão de cisalhamento na parede ( $\tau_w$ ) é determinante na produção desses fatores relaxantes (HALL, 2017). Por outro lado, substâncias vasoconstritoras também são produzidas pelas células endoteliais como a endotelina e angiotensina II. WANG *et al.* (2002), realizaram experimentos submetendo células endoteliais a  $\tau_w$ , onde apresentou regiões com valores baixos de  $\tau_w$  (0,5 Pa) associado a secreção da endotelina foi máxima e para valores maiores de tensão de cisalhamento (1,5 Pa), menores valores de secreção para a endotelina foram observados.

Portanto fica claro que as células endoteliais são sensíveis a  $\tau_w$  e funcionam como sensor mecânico regulando o sistema cardiovascular pelo balanço das substâncias secretadas. Caso contrário, o desequilíbrio é conhecido como disfunção endotelial. Segundo AGARWAL; SEGAL (2003), a  $\tau_w$  não fisiológica pode ocasionar a disfunção endotelial e por sua vez desequilibrar os níveis de óxido nítrico e prostaciclina ou aumentar a sensibilidade para vasoconstrição, esses fatores contribuem para uma lesão na parede endotelial promovendo a HI.

Ponto de separação do escoamento, zonas de recirculação e ponto de estagnação, áreas com alta e baixa  $\tau_w$  são regiões que estão correlacionadas ao desenvolvimento de complicações que promovem estenoses no vaso, podendo comprometer o fluxo sanguíneo, obstrução do lúmen ou até a perda da FAV. Os estudos demonstram a correlação entre  $\tau_w$  e o desenvolvimento de HI (CUNNANE; CUNNANE; WALSH, 2017). Segundo (BESSA, 2004) *apud* (FRY, 1968, 1969; MALEK; ALPER, 1999), valores fisiológicos da  $\tau_w$  estão entre 0,1 Pa e 0,6 Pa para veia e 1 Pa a 7 Pa para artéria, enquanto que valores não fisiológicos da  $\tau_w$  associados a patologias são encontrados de -0,4 Pa a 0,4 Pa para aterosclerose, de 7 Pa a 10 Pa à trombose e valores de 35 Pa a 40 Pa em lesão direta no endotélio. Ponto de separação do escoamento, zonas de recirculação e ponto de estagnação são exemplos de perturbação no fluxo onde promove alta, baixa ou oscilatório  $\tau_w$ .

A resposta fisiológica exata que leva ao desenvolvimento de HI permanece ainda desconhecida e é controversa em relação ao nível de  $\tau_w$ . Estudos associaram que níveis elevados da  $\tau_w$  podem levar à degeneração e erosão das células endoteliais, que estão associadas ao desenvolvimento de patologias que promovem estenoses no vaso sanguíneo (FRY, 1968; HOFMANN *et al.*, 1996; LANGILLE; REIDY; KLINE, 1986). Porém, estudos mais recentes demonstram que a HI foi mais proeminente em áreas que apresentavam baixa  $\tau_w$  (BOGHOSIAN *et al.*, 2014; CUNNANE; CUNNANE; WALSH, 2017; JIA *et al.*, 2015). Em HE *et al.* (2013), a redução na  $\tau_w$  em zonas de recirculação apresentavam maiores quantidades de espessamento da íntima provocando estenose. Na Figura 12, são apresentadas regiões suscetíveis ao desenvolvimento de HI.

Figura 12 – Regiões suscetíveis à HI devido à baixa tensão de cisalhamento.

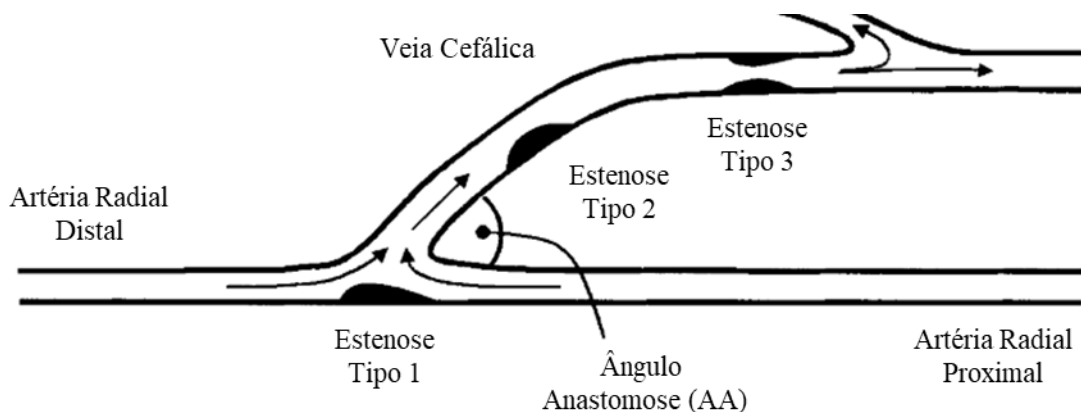


Fonte: CUNNANE; CUNNANE; WALSH (2017).

### 3.2 ESCOAMENTO EM FÍSTULA ARTERIOVENOSA

O estudo de SIVANESAN; HOW; BAKRAN (1999) foi destaque no monitoramento e localização de estenoses em FAV. Os autores avaliaram uma FAV término lateral radiocefálica em 24 pacientes com AA médio de  $45^\circ$ , dos quais foram encontradas estenoses com redução do lúmen de 40%. No caso mais grave, em apenas 5 meses, dois pacientes apresentaram grau de estenose de 90%. Os autores ainda destacaram para a localização das estenoses em três locais específicos, sendo dois deles próximo a anastomose como visualizado na Figura 13.

Figura 13 – Localização das estenoses.

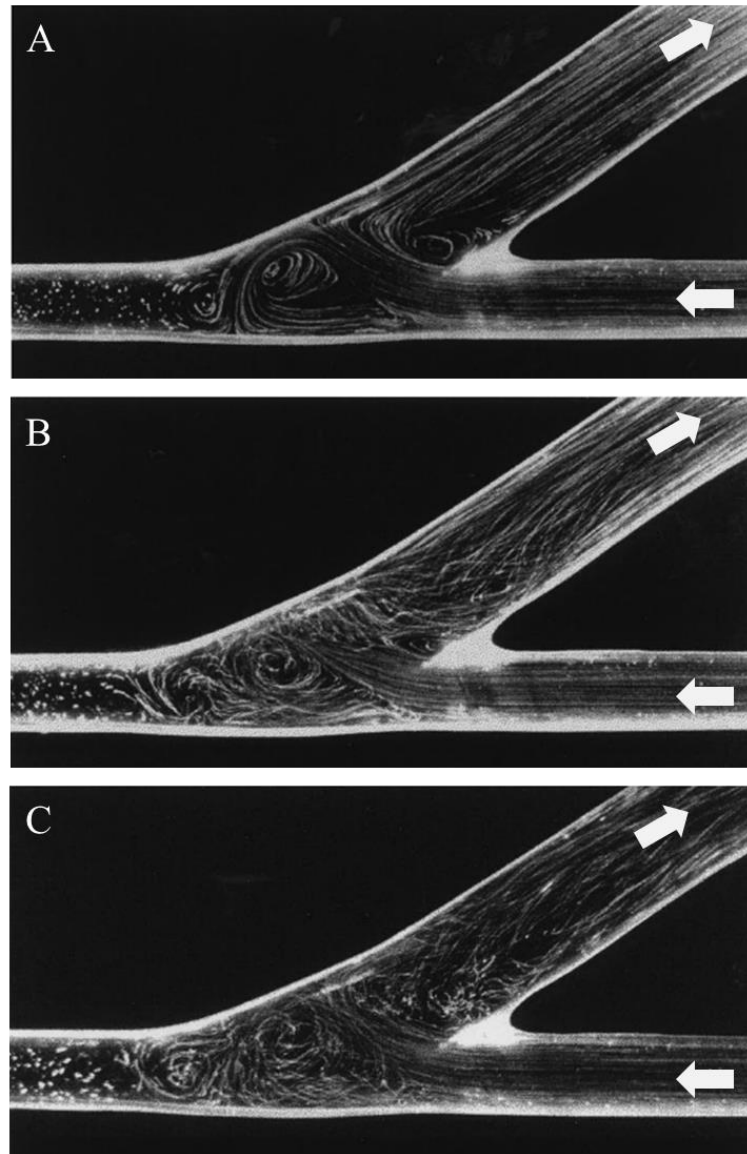


Fonte: SIVANESAN; HOW; BAKRAN (1999).

SIVANESAN *et al.* (1999) em modelo *in vitro* de FAV término lateral com AA de  $30^\circ$ , traçaram um gradiente de velocidade a partir de 5 pontos adjacentes à parede e assim estimaram a  $\tau_w$  utilizando câmera para visualização e LDA (*Laser Doppler Anemometer*). Na

Figura 14, são apresentados a visualizado do fluxo para número de Reynolds igual a 100, 300 e 600.

Figura 14 – Vista lateral e topo para (A)  $Re = 100$  (B)  $Re = 300$  e (C)  $Re = 600$



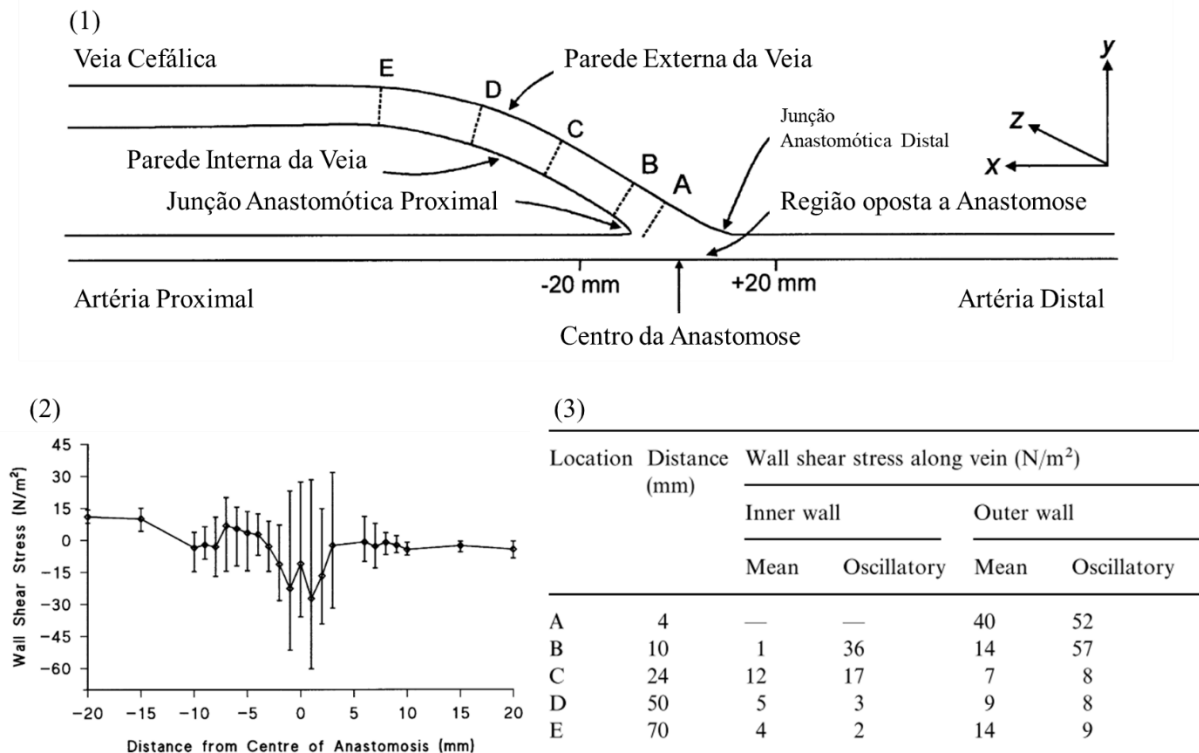
Fonte: Adaptado de SIVANESAN *et al.* (1999).

As principais perturbações no fluxo evidenciadas foram: pontos de separação do fluxo na junção anastomótica proximal à medida que o fluido entra na anastomose; formação de vórtice com rotação no sentido anti-horário e colisão do fluido na parede externa da veia entre a junção anastomótica distal formando um grande vórtice com rotação no sentido horário que ocupa grande parte da anastomose. À medida que  $Re$  aumenta, o comportamento do fluxo

permanece essencialmente igual, porém cada vez mais caótico impossibilitando discernir qualquer estrutura organizada.

A  $\tau_w$  da base da artéria apresentou oscilação significativa ao longo do ciclo com média de 27,3 Pa e oscilante de 89,0 Pa. Na veia, os valores de  $\tau_w$  média atinge 40,0 Pa na parede externa e mínimo de 1 Pa na parede interna. Os resultados demonstraram que a tendência da oscilação na  $\tau_w$  diminui com a distância da anastomose. Na Figura 15, são apresentados a  $\tau_w$  ao longo da parede inferior da artéria e na parede externa da veia.

Figura 15 – (1) Diagrama com nomenclatura adotada na FAV. (2)  $\tau_w$  ao longo da parede inferior da artéria. (3)  $\tau_w$  ao longo da parede externa da veia.

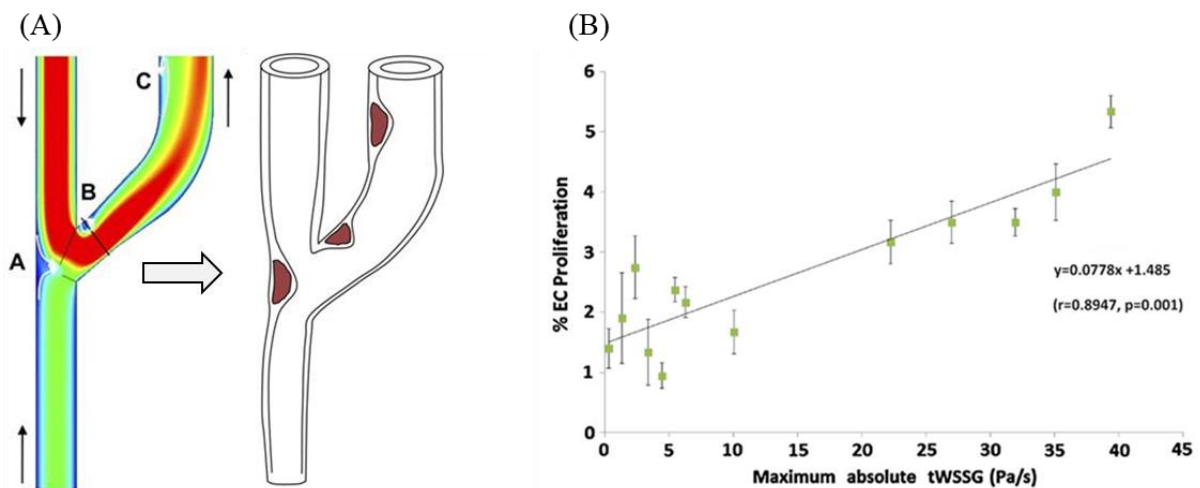


Fonte: Adaptado de SIVANESAN *et al.* (1999).

Estudos atuais demonstram resultados similares como aqueles evidenciados em ENÉ-IORDACHE; REMUZZI (2012) que ao utilizarem uma análise por DFC em uma FAV com AA de 49 ° a  $\tau_w$  apresentou níveis baixos e oscilante em zonas de recirculação do fluxo, ocorrendo na base da artéria oposto a anastomose e na parede interna da veia em proximidade da junta anastomótica proximal. Já BROWNE *et al.* (2014), desenvolveram uma câmara de fluxo para provocar perturbações controladas sobre uma placa com células endoteliais (CE), os autores utilizaram a ferramenta DFC para detalhar as variáveis hemodinâmicas na câmara de fluxo e

um biorreator para monitorar a proliferação de CE, que é indicador de desenvolvimento de HI. Entre os resultados, houve correlação significativa entre as oscilações da  $\tau_w$  com a proliferação de CE. Analisando as imagens do estudo pode-se evidenciar que as oscilações na  $\tau_w$  ocorreram na zona de recirculação. Na Figura 16, são apresentadas as correlações entre regiões de recirculação e estenose e a correlação entre proliferação de células endoteliais a oscilações na  $\tau_w$ .

Figura 16 – (A) Correlação entre regiões de recirculação e estenose (ENE-IORDACHE; REMUZZI, 2012). (B) Correlação entre proliferação de células endoteliais (CE) e oscilação da  $\tau_w$  (BROWNE *et al.*, 2014).

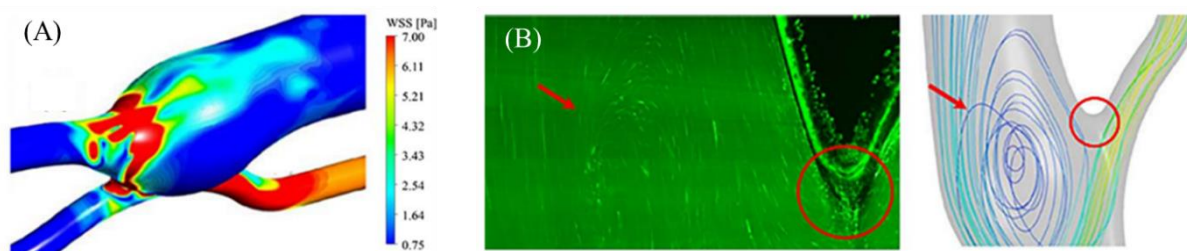


Fonte: Adaptado de (BROWNE *et al.*, 2014; ENE-IORDACHE; REMUZZI, 2012).

BOTTI *et al.* (2013) compararam modelos FAV *in vitro* (PIV - *Particle Image Velocimetry*) e *in silico* (DFC), aplicaram um fluxo permanente com Reynolds de 550 e 1000 e conseguiram capturar com precisão os seguintes resultados: jato de alta velocidade incidindo sobre a parede externa da veia e a localização do vórtice circulante próximo à junção anastomótica proximal da anastomose. Assim, evidenciaram que há concordância entre os modelos e os principais resultados corroboram com outros estudos da literatura.

Segundo JAVADZADEGAN *et al.* (2017), ao analisar a hemodinâmica em uma FAV látero lateral idealizada, construída com base em casos clínicos, apontaram a formação de um padrão de fluxo complexo com níveis anormais de  $\tau_w$  durante a maior parte do ciclo cardíaco. Em grande parte da veia proximal apresentaram valores baixos de tensão de cisalhamento e valores permanentemente altos ( $> 7$  Pa) na artéria proximal, conforme Figura 17.

Figura 17 – (A) Tensão de cisalhamento na parede (DFC). (B) Zona de recirculação e estagnação (PIV).



Fonte: Adaptado de JAVADZADEGAN *et al.* (2017).

Em poucos trabalhos observam-se a utilização da pressão na seção do vaso, sendo assim, nesse contexto volta-se ao trabalho de BOTTI *et al.* (2013), que compararam modelos *in vitro* (PIV) e *in silico* (DFC) para demonstrar a queda de pressão em função da vazão. Há concordância entre os modelos indicando que os dados experimentais tenham sido potencialmente observados na simulação numérica. A variação da pressão no fluxo pulsátil resulta numa combinação de oscilações locais de alta frequência combinadas com um sinal de baixa frequência em fase com o fluxo, apresentando um comportamento suave das quedas de pressão e na fase decrescente intensificadas. O trabalho passa a ser relevante, pois apresenta uma forte dependência da queda de pressão em função da vazão e da variabilidade devido a instabilidades na FAV.

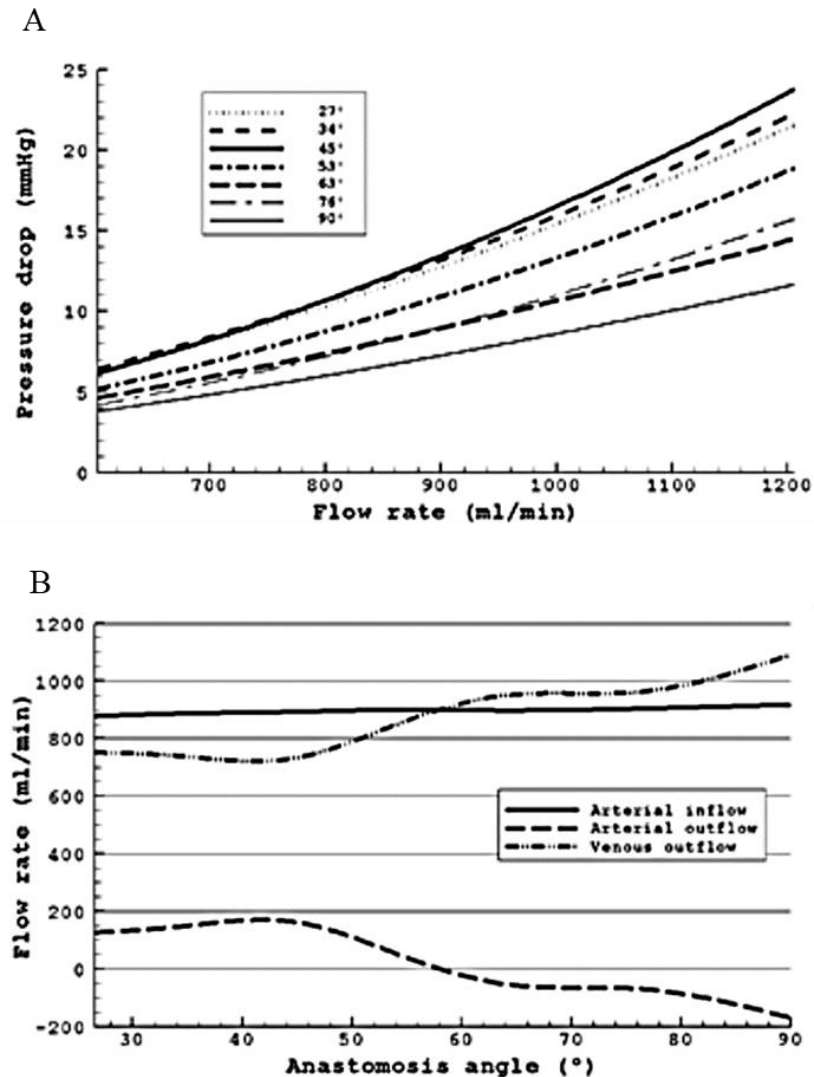
### 3.3 ESTUDOS COM VARIAÇÃO DO ÂNGULO DE ANASTOMOSE

As perturbações no fluxo com a confecção da anastomose são sensíveis quanto ao ângulo de anastomose (AA). Poucos estudos trazem relevância e indicam quais as consequências no comportamento hemodinâmico para uma simples variação do AA. Por vezes são negligenciados, mesmo demonstrando uma importância na intensidade das perturbações no fluxo, principalmente próximo a anastomose (VAN CANNEYT *et al.*, 2010).

Segundo VAN CANNEYT *et al.* (2010), realizaram um estudo para analisar a hemodinâmica em FAV término lateral idealizada. Utilizou-se a dinâmica dos fluidos computacional (DFC) para análise dos padrões do fluxo e da queda de pressão alterando dois parâmetros de anastomose diferentes. O primeiro com variações no tamanho da seção da anastomose e o segundo, de maior interesse neste trabalho, AA diferentes. Foi modelado uma

FAV com diâmetro arterial de 4 mm e venoso de 6 mm com seção elipsoidal e variação do AA em 27°, 34°, 45°, 53°, 63°, 76° e 90°, em diferentes taxas de fluxo permanente. Os resultados demonstram uma variação da queda de pressão entre os ângulos estudados. Na Figura 18, observa-se que a queda de pressão aumenta ligeiramente quando o AA aumenta de 27° para 45°. Para AA entre 45° e 90°, os resultados demonstram diminuição na queda de pressão. O fluxo venoso também apresenta variação com a variação do AA, com valor mínimo de aproximadamente 700 ml/min em 43° e aumentando continuamente para ângulos maiores com fluxo venoso ultrapassando o fluxo da artéria proximal em um AA de 58°, causando uma um fluxo retrógrado na artéria distal.

Figura 18 – Resultados do trabalho de VAN CANNEYT *et al.* (2010). (A) Queda de pressão pela taxa de fluxo para diferentes AA. (B) Taxa de fluxo em função do AA.



Segundo HASSAN *et al.* (2012), que também aplicaram a simulação numérica para investigar o efeito hemodinâmico com AA diferentes, em uma idealização da FAV radiocefálica, resultaram na diminuição da queda de pressão com o aumento do AA. Os autores avaliaram AA em 20 °, 30 °, 45 °, 60 °, 75 ° e 90 ° para três variações da seção anastomótica em fluxo permanente de 900 mL/min. A queda de pressão diminuiu com AA de 20 ° a 45 °. Para ângulos maiores de 75 ° a queda de pressão tende à uma assíntota.

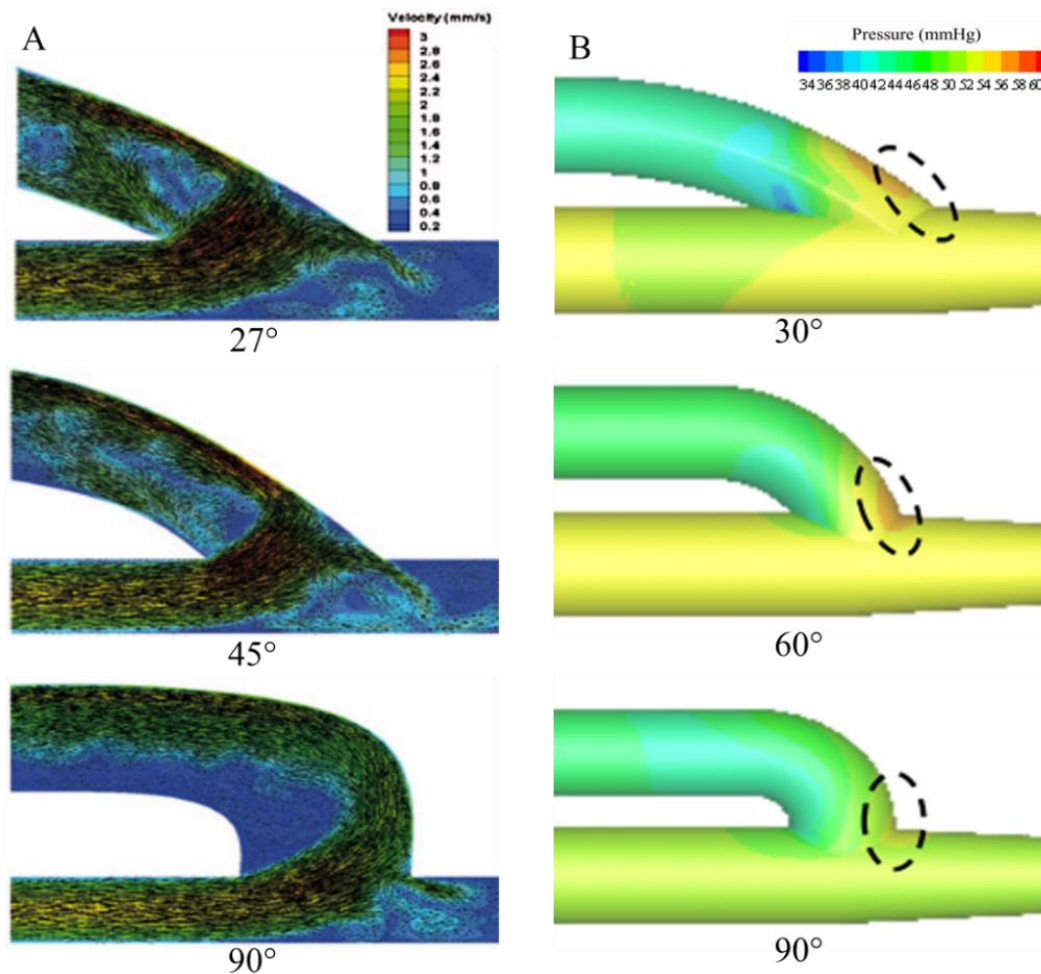
O trabalho de ENE-IORDACHE *et al.* (2013), estudaram os efeitos do AA na distribuição local do fluxo em uma FAV radiocefálica término lateral. Os ângulos estudados foram 30 °, 45 °, 60 ° e 90 °. A localização das recirculações prevaleceu na parede interna da veia próximo na junção anastomótica proximal e na região oposta a anastomose na artéria. Os autores evidenciaram diferenças estatísticas entre todos os ângulos estudados com tendência de aumento das zonas de recirculação com o aumento do ângulo. Esses resultados demonstram há sensibilidade do escoamento as variações angulares da anastomose.

SILVA; KARAM-FILHO; BORGES (2015), analisaram o fluxo sanguíneo através da ferramenta DFC em FAV para AA de 20 °, 25 °, 30 °, 35 °, 40 ° e 45 °. Relacionaram a hipótese da formação HI com os resultados da  $\tau_w$ , índice de cisalhamento oscilatório e zonas de recirculação. Destacaram que ângulos maiores apresentam regiões com padrões de fluxo secundários maiores, porém de menor intensidade.

GRUS *et al.* (2016) utilizaram PIV como técnica de visualização para calcular a  $\tau_w$  para uma FAV término lateral com AA de 25 °, 45 ° e 60 °. Para AA de 60° apresentaram menores tensões máximas de cisalhamento na parede no mapa espacial e temporal.

HASSAN *et al.*, (2012) concluíram que o AA deve ser mantido entre 45 ° e 60 ° para minimizar os efeitos adversos no fluxo que podem provocar complicações para manutenção da FAV. Nos trabalhos de VAN CANNEYT *et al.* (2010) e OKOYE; RAJABI-JAGHARGH; BANERJEE (2013), apresentam correspondência entre o campo de velocidade com a pressão na parede. O impacto do fluxo ocorre na veia externa para AA menores e à medida que o ângulo aumenta o local do impacto desce em proximidade da junção anastomótica distal, em concordância com os maiores valores de pressão, enquanto níveis de pressão relativamente baixos foram encontrados na parede interna em concordância com recirculações na parede interna da veia.

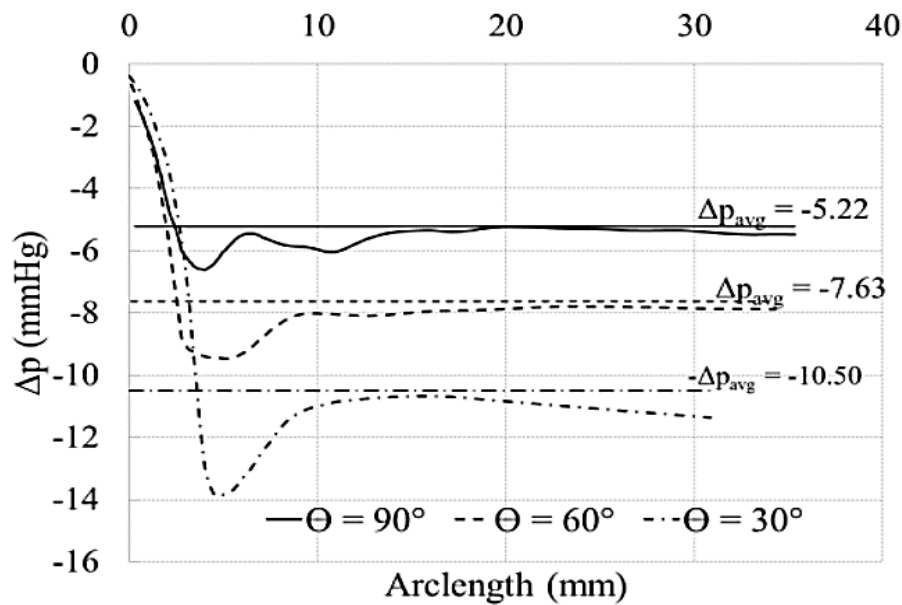
Figura 19 – (A) Campo de velocidade e (B) Pressão na parede em diferentes AA.



Fonte: Adaptado de VAN CANNEYT *et al.* (2010) e OKOYE; RAJABI-JAGHARGH; BANERJEE (2013).

O trabalho de OKOYE; RAJABI-JAGHARGH; BANERJEE (2013), colabora para os resultados obtidos ao avaliarem a queda de pressão em FAV *in silico* com configurações de 30°, 60° e 90° nos AA. A simulação utilizou regime permanente com taxa de fluxo de 1.474 ml/min na artéria proximal e na saída da artéria distal 346 ml/min conforme encontrado em estudos *in vivo* em suínos medido em KRISHNAMOORTHY *et al.* (2008). A queda de pressão definida neste estudo como o diferencial de pressão entre a pressão ao longo da linha central do segmento venoso em relação a pressão na entrada da artéria proximal é evidenciada na Figura 20.

Figura 20 – Diferencial de pressão ( $\Delta p$ ) ao longo da linha central do segmento venoso a partir da região anastomótica.



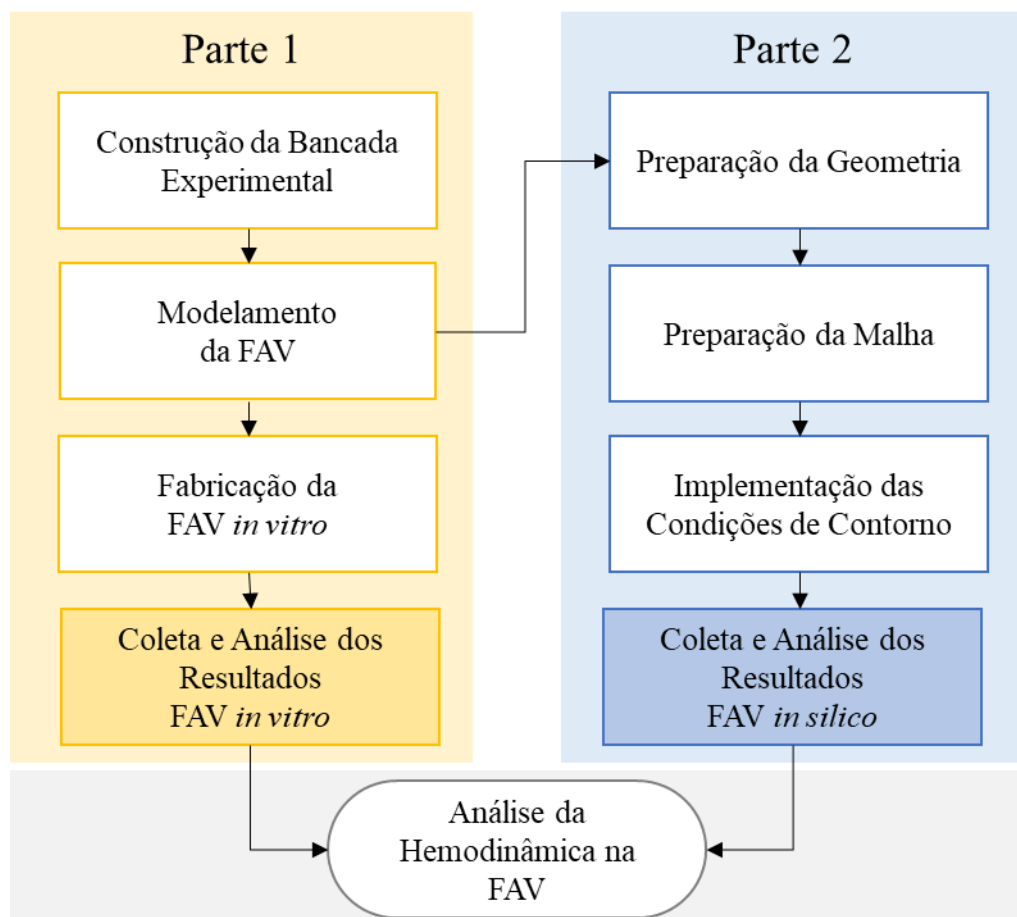
Fonte: OKOYE; RAJABI-JAGHARGH; BANERJEE (2013).

É possível observar que houve um aumento do  $\Delta p$  na região anastomótica atingindo um valor máximo de 6,54 mmHg, 9,40 mmHg e 13,85 mmHg nas configurações de 90 °, 60 ° e 30 °, respectivamente. Após o máximo valor, há uma diminuição do  $\Delta p$  à medida que o escoamento avança na dobra do segmento venoso, apresentando, portanto, valores médios de 5,21 mmHg, 7,63 mmHg e 10,50 mmHg para as configurações de 90 °, 60° e 30 °, respectivamente. Esses resultados apontam uma maior resistência nas configurações de menores AA, o que, segundo os autores, pode ser prejudicial ao aumento da taxa de fluxo sanguíneo e consequentemente um efeito adverso para maturação da FAV.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão apresentados os materiais e métodos utilizados para a realização deste trabalho. A metodologia foi dividida em duas partes para análise do escoamento na FAV, sendo a primeira no modelo *in vitro* e a segunda no modelo *in silico*. Para realizar os experimentos na FAV *in vitro* foi construído uma bancada experimental, em seguida modelagem, posteriormente fabricação e por fim análise dos resultados da FAV *in vitro*. Para simulação da FAV *in silico* foi necessário etapas de preparação da geometria e malha para discretização do domínio computacional, implementação das condições de contorno e análise dos resultados da FAV *in silico*. A análise das partes deste trabalho decorrerá nos resultados do escoamento na FAV. Na Figura 21, pode-se visualizar as etapas na realização deste trabalho.

Figura 21 – Fluxograma esquemático da metodologia.

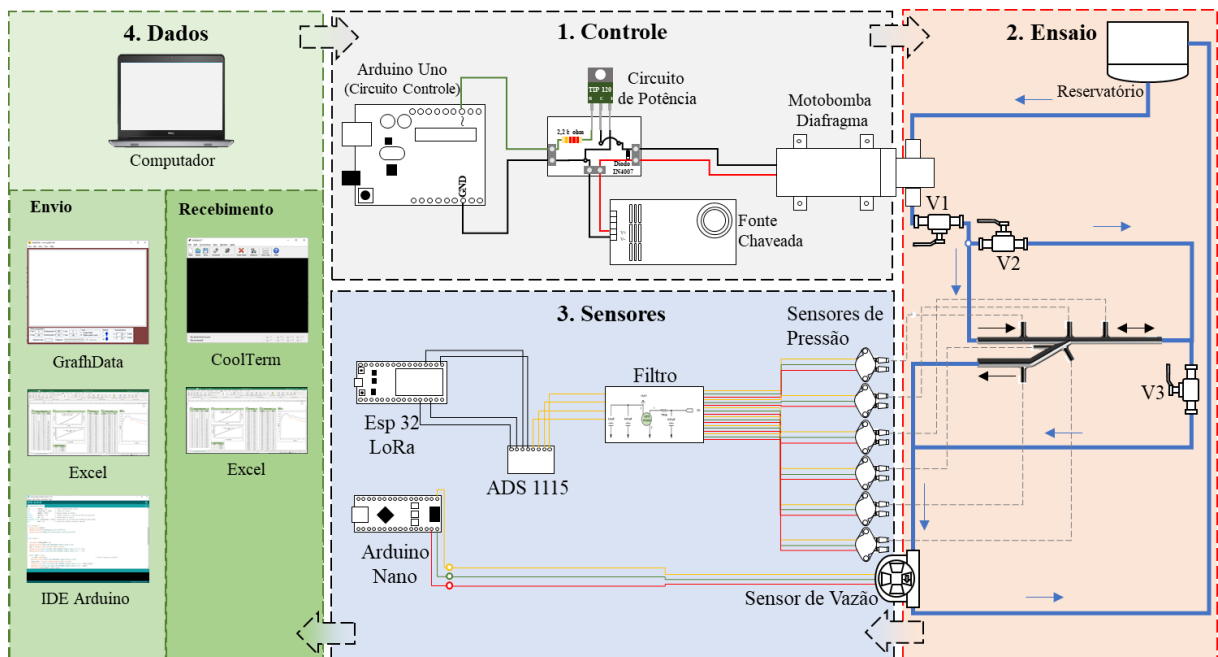


Fonte: Elaborado pelo Autor.

## 4.1 CONSTRUÇÃO DA BANCADA EXPERIMENTAL

A bancada experimental foi desenvolvida para criar um escoamento pulsátil na FAV. A montagem da bancada foi organizada em quatro seções: Controle; Ensaio, Sensores e Dados. A partir deste arranjo os materiais e métodos utilizados foram agrupados de acordo com a finalidade de cada seção. O desenho esquemático da Figura 22 apresenta as quatro seções citadas.

Figura 22 – Desenho esquemático da bancada experimental dividida em quatro seções.

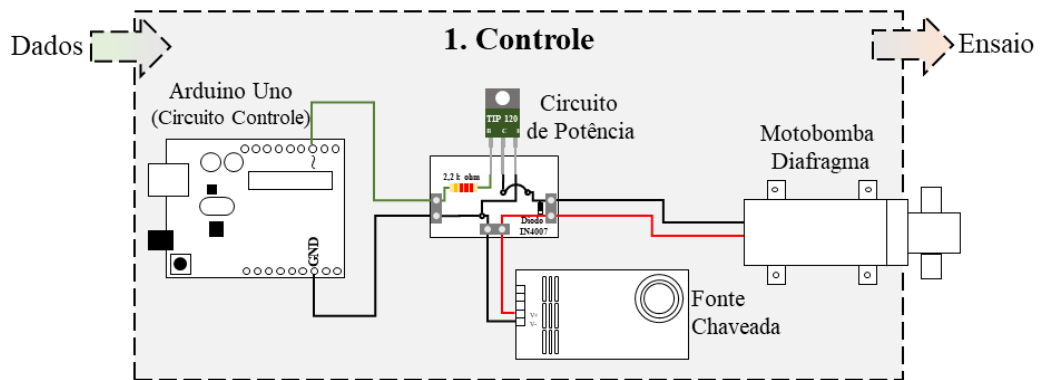


Fonte: Elaborado pelo Autor.

### 4.1.1 Seção Controle

A função da Seção Controle é regular a pressão e vazão do fluido para obter o escoamento pulsátil. Para tanto, os equipamentos utilizados para montagem desta seção foram: um circuito de potência, uma placa eletrônica Arduino Uno, uma fonte chaveada, um conjunto motobomba. O circuito de potência é composto por um resistor, um diodo e um transistor. O conjunto motobomba é composto por um motor de corrente contínua e uma bomba diafragma acoplados a um eixo. Todos os materiais foram comprados em São Paulo Brasil. A montagem dos materiais está esquematizada na Figura 23.

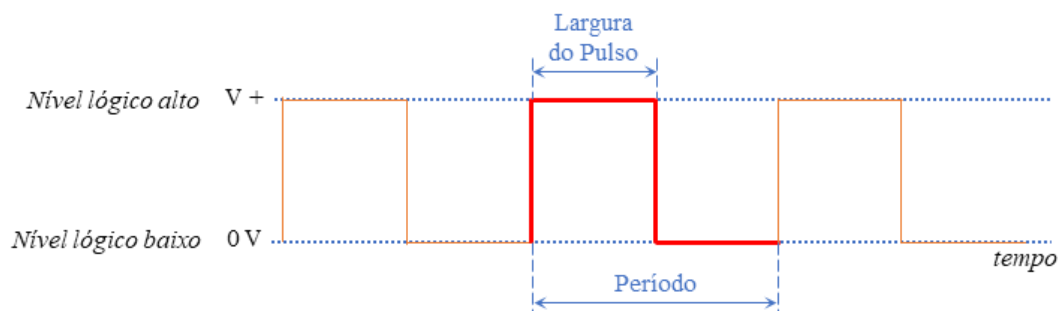
Figura 23 – Desenho esquemático da Seção Sensores.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A variação na pressão e vazão do fluido foi conferida pela variação da velocidade de rotação da bomba, que por sua vez foi determinada pelo controle na tensão aplicada ao motor. Para controlar a tensão no motor foi utilizada a técnica de sinal digital modulado por largura de pulso PWM (*Pulse Width Modulation*), através do qual é possível obter um valor médio de tensão a partir do controle do tempo que o sinal digital de onda quadrada permanece em nível lógico alto (ligado). A forma característica de uma onda quadrada que retrata os dois níveis lógicos de um sinal digital alto (ligado) e baixo (desligado) está demonstrado na Figura 24.

Figura 24 – Formato de uma onda quadrada.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Durante um período fixo controlou-se o tempo do nível lógico alto. Dessa forma foi possível modular a largura do pulso e variar a tensão média aplicada ao motor da seguinte maneira: quando o nível lógico permanece alto a tensão gerada é 100 % da tensão fornecida pela fonte e quando o nível lógico permanece baixo a tensão é nula. Deste modo ao submeter essas mudanças de níveis lógicos de alto para baixo à altas frequências uma tensão média foi produzida. Para o cálculo da tensão média aplicada no motor ( $V_{out}$ ), operou-se o produto da

tensão fornecida na fonte ( $V_{cc}$ ) pelo *DutyCycle* (DC – Ciclo Ativo ou Ciclo de Trabalho), como determinado na Equação 1:

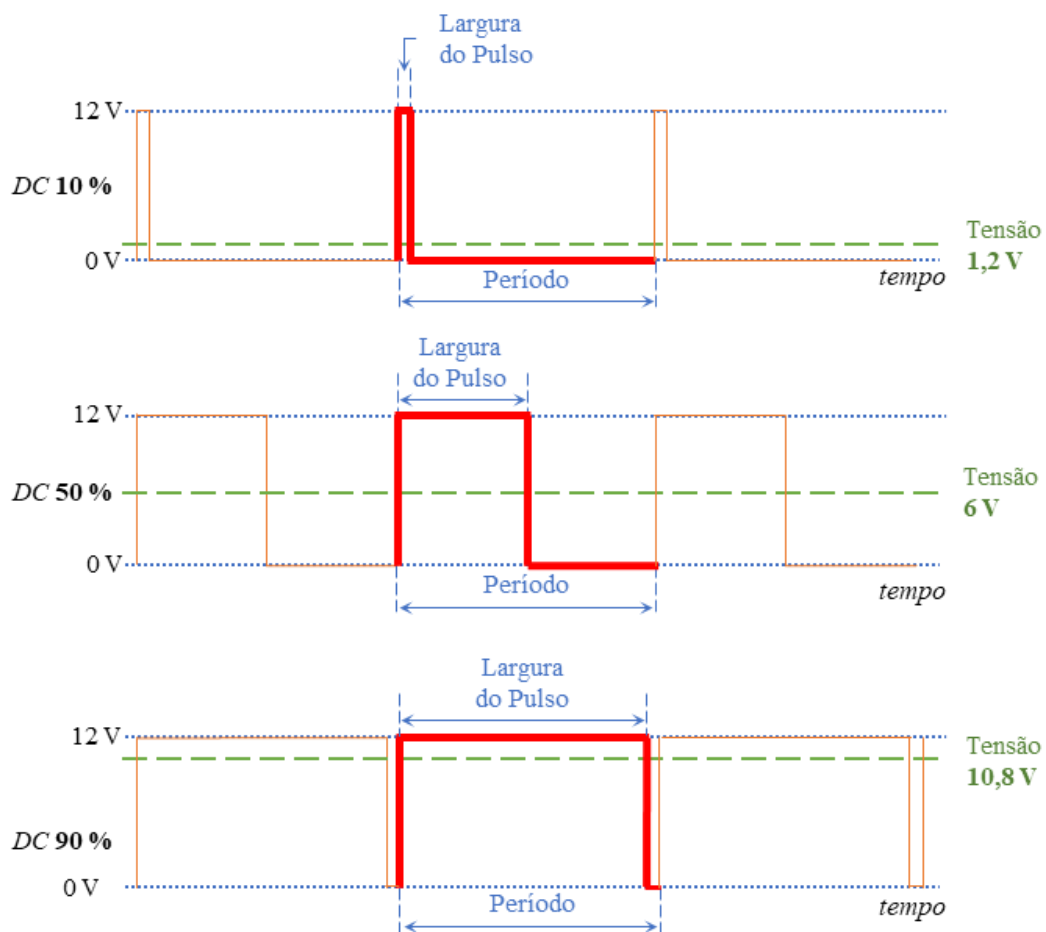
$$V_{out} = V_{cc} \times DC \quad \text{Equação 1}$$

onde o DC é calculado pela razão entre a largura do pulso e o período da onda quadrada, como determinado na Equação 2:

$$DC = \frac{\text{Largura do Pulso}}{\text{Período}} \times 100 \quad \text{Equação 2}$$

desse modo, o DC expressa a parcela do tempo em que o nível lógico permanece alto. Na Figura 25, é possível observar a tensão aplicado no motor com a variação do DC.

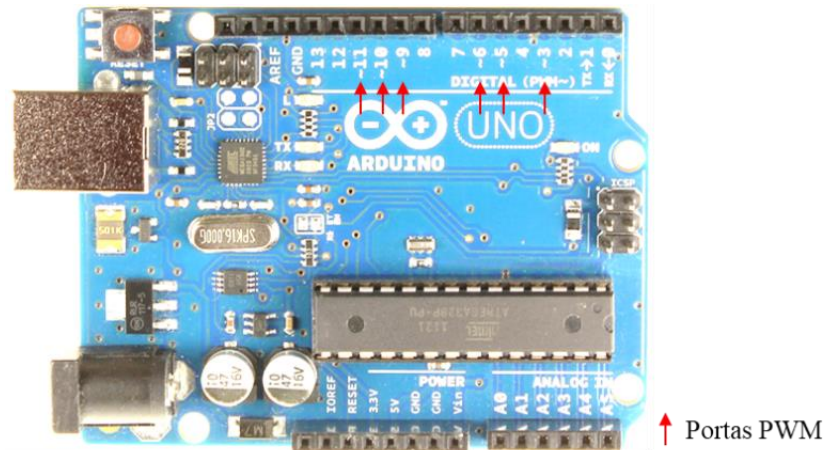
Figura 25 – Forma de onda quadrada com variação do DC.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para efetivar o controle da tensão aplicada ao motor, montou-se um circuito elétrico dividido em duas partes: um circuito controle para geração do sinal PWM através da placa eletrônica Arduino Uno e um circuito potência para modular a tensão no motor. As portas PWM no Arduino Uno são identificadas através do símbolo “~”, conforme Figura 26.

Figura 26 – Arduino Uno com indicação das portas utilizadas no trabalho.



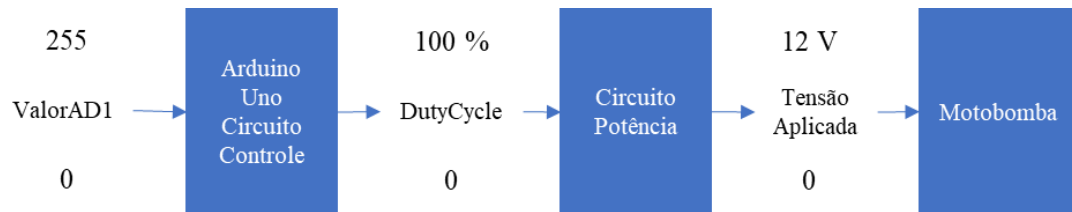
Fonte: Elaborado pelo autor.

Para elaborar o circuito controle, optou-se por utilizar a porta PWM ~ 6 ou 5, pois apresentam frequência de onda de aproximadamente 980 Hz que é o dobro das demais portas PWM. O Arduino Uno foi conectado ao computador através do cabo USB com dupla função: energização do Arduino Uno e comunicação serial para as transmissões de dados.

Para alterar o DC emitido pela porta PWM, desenvolveu-se um código programado em C/C++ e compilado através do ambiente de desenvolvimento integrado IDE (*Integrated Development Environment*) do Arduino.

A função *analogWrite(valor)* foi utilizada para modular o valor do DC, o parâmetro de entrada da função definido por um número inteiro positivo com 8 bits ou  $2^8 = 256$  números possíveis, podendo variar entre 0 e 255. Assim, o argumento da função passará a ser chamado de **valorAD1** e o DC será proporcional a este parâmetro de entrada, sendo DC 0% para valorAD1 igual a 0 e DC 100% para valorAD1 igual a 255. Na Figura 27, é possível visualizar um esquema das conversões entre o valorAD1 e a tensão aplicada ao motor.

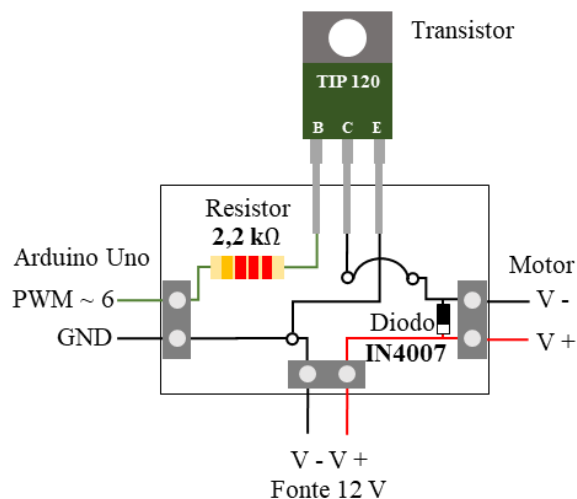
Figura 27 – Diagrama esquemático das conversões na Seção Controle.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para montagem do circuito potência foi utilizado um resistor de  $2,2\text{ k}\Omega$ , um transistor TIP 120 e um diodo IN4007, todos comprados no Rio Grande do Norte Brasil. Na Figura 28, pode-se visualizar a montagem do circuito potência com o posicionamento e ligações com os demais equipamentos desta seção.

Figura 28 – Circuito potência.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Para gerar o escoamento do fluido de trabalho foi selecionado um conjunto motobomba com as seguintes características: marca *RHONDAMAQ* e modelo CF-2201<sup>a</sup>, tensão nominal de alimentação de 12V, capacidade de até 3A de corrente contínua, vazão máxima de 4,5 L/min ( $7,5 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$ ) e pressão máxima de aproximadamente 110 psi (758,42 kPa). O conjunto motobomba foi comprado em São Paulo Brasil. Para alimentação do circuito potência e variação da tensão aplicada ao motor utilizou-se uma fonte chaveada de 12 V com as seguintes características: marca *MW Mean Well*, modelo S-60-12, capacidade de até 5 A de corrente contínua, potência de 60 W e com ajuste de tensão de saída variando entre 10,8 a 13,2 V. A

fonte foi comprada no Rio Grande do Norte Brasil. Na Figura 29, pode-se visualizar o conjunto motobomba e a fonte utilizada neste trabalho.

Figura 29 – Conjunto motobomba e fonte chaveada 12 V.

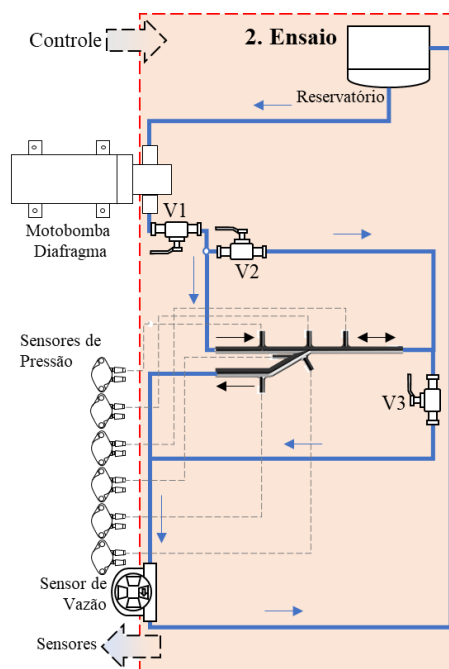


Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.1.2 Seção Ensaio

A função desta seção foi promover o escoamento na FAV. Os materiais utilizados nesta seção foram: reservatório de aço inox, mangueiras de Policloreto de Vinila (PVC), três válvulas globo inoxidável nomeadas de V1, V2 e V3 e os modelos FAV *in vitro*. Todos os materiais foram comprados no Rio Grande do Norte Brasil. A ligação e montagem dos materiais estão esquematizadas na Figura 30.

Figura 30 – Desenho esquemático da Seção Ensaio.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O escoamento do fluido de trabalho foi impulsionado pela bomba e circulou pelas mangueiras, válvulas, conexões, sensores e pela FAV *in vitro*. Para auxiliar o controle da pressão do fluido na bancada foram utilizadas válvulas para o bloqueio e passagem parcial ou total de fluxo. As válvulas selecionadas eram do tipo globo em monobloco da marca MIPEL, feitas de latão niquelado, capacidade de temperatura de trabalho entre -10 e 90 °C e pressão de até 435 psi (equivalente a 2,9 MPa). Na Figura 31, pode-se visualizar a válvula globo utilizada nesse trabalho.

Figura 31 – Válvula globo.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A manobra das válvulas V2 e V3 possibilitou três configurações de fluxo na FAV. Neste trabalho foi realizado o bloqueio das válvulas, dessa forma o fluxo ocorreu entrando pela artéria e saindo veia. Na Figura 32, pode-se visualizar a configuração do fluxo na FAV.

Figura 32 – Configuração do fluxo.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para escoar o fluido de trabalho optou-se por utilizar mangueiras de PVC por apresentarem transparência, impermeabilidade e flexibilidade, tais características possibilitaram inspeção visual do fluido e curvas no arranjo do circuito de escoamento, além do que este material possui resistência às temperaturas de até 80 °C. Para a conexão com a artéria proximal utilizou-se mangueiras com 5 mm de diâmetro e 3 mm de espessura e para

realizar a conexão com a veia distal utilizou-se mangueiras com 7 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Na Figura 33 pode-se visualizar as mangueiras.

Figura 33 – Mangueiras de PVC.

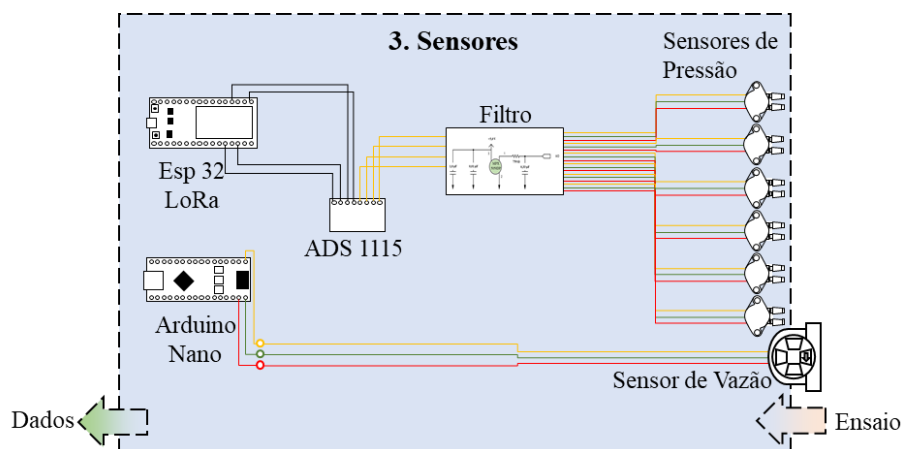


Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.1.3 Seção Sensores

A função desta seção foi capturar e processar os sinais de saída dos sensores de pressão e vazão. Os materiais utilizados nesta seção foram: transdutores de pressão, sensores de vazão, circuito eletrônico para filtragem de sinais, um conversor AD (analógico-digital), duas placas eletrônicas Arduino Nano e ESP32. Os tradutores de pressão de modelo MPX5050DP foram comprados em São Paulo Brasil, os sensores de vazão foram comprados em Shenzhen China e o restante dos materiais desta seção foram adquiridos no Rio Grande do Norte Brasil. A ligação e montagem dos materiais estão esquematizadas na Figura 34.

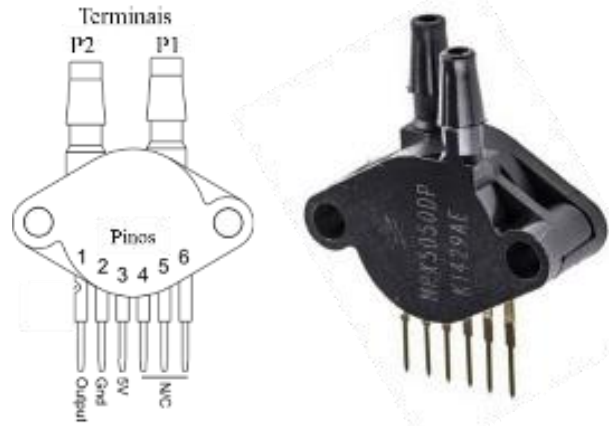
Figura 34 – Desenho esquemático da Seção Sensores.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Foram utilizados tradutores piezoresistivo para aquisição dos dados de pressão da marca *Freescale*, modelo MPX5050DP. O transdutor de pressão emite um sinal analógico de saída proporcional ao diferencial de pressão aplicado entre os terminais P1 e P2. Neste trabalho o terminal P1 esteve sobre pressão atmosférica e o terminal P2 foi conectado as tomadas de pressão na FAV *in vitro*. Na Figura 35, pode-se visualizar o transdutor de pressão utilizado.

Figura 35 – Transdutor de pressão MPX5050DP.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O transdutor contém 6 pinos de conexão e os pinos de 1 a 3 foram conectados da seguinte forma: o pino 1 ao sinal de saída; o pino 2 no “terra” (GND - *ground*) e o pino 3 à tensão de alimentação de 5 V. O sinal de saída variou entre 0 a 5 V proporcional ao diferencial de pressão. Utilizou-se uma função chamada de função transferência conforme Equação 3 (FREESCALE SEMICONDUCTOR; 2010):

$$P = \frac{\frac{U_{saída}}{U_s} - 0,04}{0,018} \quad \text{Equação 3}$$

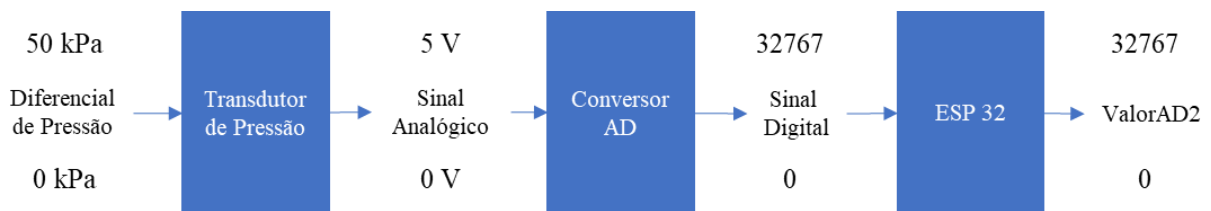
onde  $U_{saída}$  é a tensão (sinal) de saída [V],  $U_s$  é a tensão de alimentação [V] e  $P$  pressão [kPa].

O sinal do transdutor de pressão foi processado através do microcontrolador ESP32 foi necessário o uso de um conversor AD (analógico-digital) de sinal. Esse conversor AD ADS1115 foi usado para conversão dos sinais analógicos enviados pelo transdutor de pressão para sinais digitais.

A quantidade de números inteiros após conversão do sinal analógico para digital é definida dependendo da capacidade de *bits* do conversor AD. O ADS1115 tem capacidade de

16 *bits*, onde 1 *bit* é para a definição do sinal caracterizando o valor numérico como positivo ou negativo. Os 15 *bits* restantes são dedicados para quantificar o sinal de saída com resolução de  $2^{15} = 32.768$  números. Para melhor compreensão, passaremos a chamar esses valores de **valorAD2**. Cada valorAD2 corresponde à uma pressão de 1,52 Pa (0,01 mmHg). É importante ressaltar, que o ESP32 tem um conversor AD próprio, porém a capacidade é de apenas 10 *bits*, o que corresponderia à uma resolução de 48,82 Pa (0,37 mmHg), o qual ocasionaria uma menor precisão do sistema de aquisição de pressão. No diagrama esquemático da Figura 36, observam-se as conversões entre a pressão no transdutor e a leitura processada no ESP32.

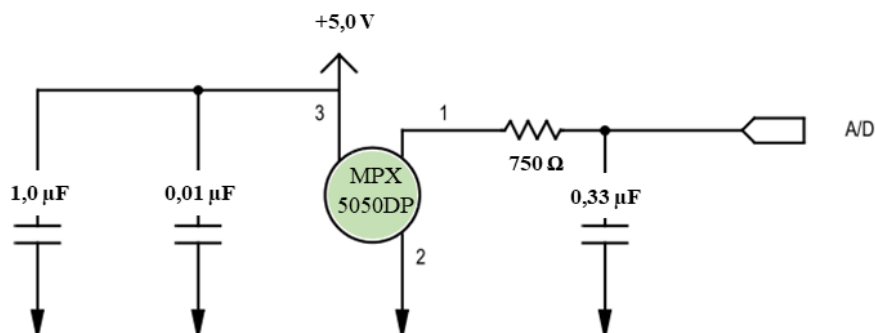
Figura 36 – Diagrama esquemático das conversões de sinais utilizadas



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Devido a precisão alcançada com o uso do ADS1115, foi necessário a utilização de filtros de sinais para atenuar os efeitos dos ruídos inerentes ao cristal do transdutor MPX5050DP, conforme recomendação do fabricante em FREESCALE SEMICONDUCTOR (2005). Foram utilizados três capacitores e um resistor de 1,0  $\mu\text{F}$ , 0,01  $\mu\text{F}$ , 0,33  $\mu\text{F}$  e 750  $\Omega$ , respectivamente. Na Figura 37, pode-se visualizar o circuito utilizado como filtro físico.

Figura 37 – Desenho do circuito do filtro físico.

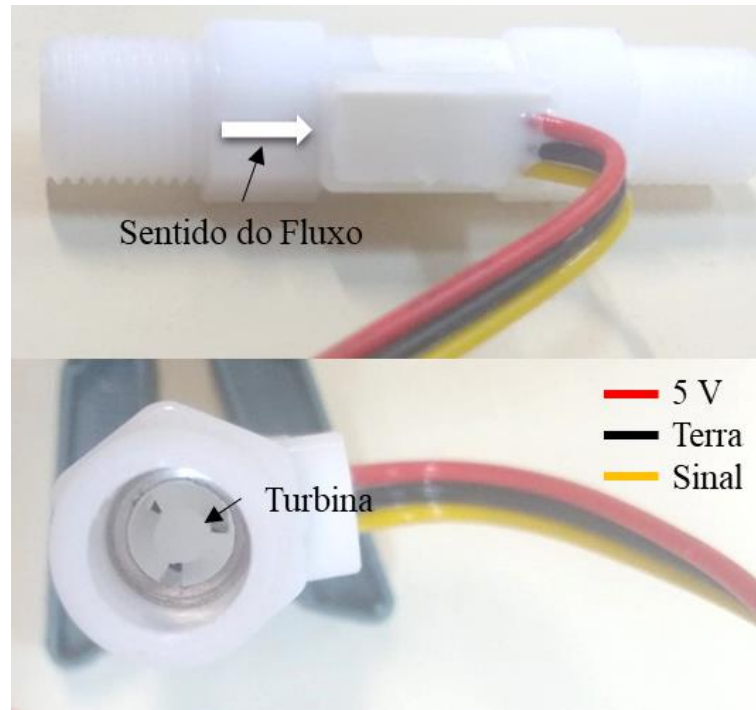


Fonte: Adaptado de FREESCALE SEMICONDUCTOR (2005).

Para aquisição dos dados de vazão foi utilizado um sensor de fluxo da marca *Ultini*, modelo USN-HS41TA, com capacidade de leitura entre 250 a 3.000 mL/min, pressão máxima

de operação do fluido de 0,8 MPa e temperatura máxima de 60 °C. O sensor de fluxo foi energizado com tensão de alimentação de 5 V. Na Figura 38, é possível visualizar uma imagem do sensor de fluxo utilizado.

Figura 38 – Sensor de vazão USN-HS41TA.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O sensor de fluxo mensura a vazão através da contagem das revoluções da turbina interna. A turbina está acoplada à corpo magnético que ao se aproximar de um sensor hall fixo induz uma corrente elétrica. A corrente elétrica induzida altera o nível lógico de baixo para alto gerando um pulso de saída com DC entre 40 % e 60 %. Cada pulso emitido pelo sensor corresponde à uma revolução da turbina interna. Controlando por parâmetro temporal foi possível contabilizar a frequência de rotação da turbina.

$$Q = \frac{f}{109} \text{ [L/min]} \quad \text{Equação 4}$$

onde  $f$  é a frequência em Hz e  $Q$  é a vazão volumétrica em L/min.

#### 4.1.4 Seção Dados

A função da Seção Dados foi preparar, calibrar e implementar os dados de entrada e saída necessários para operacionalização do sistema. Foi utilizado um computador com o uso do *software* IDE do Arduino, *Excel* e *TelemetryViewer*. Os *softwares* utilizados nesta seção estão esquematizados no diagrama na Figura 39.

Figura 39 – Desenho esquemático da Seção Dados.



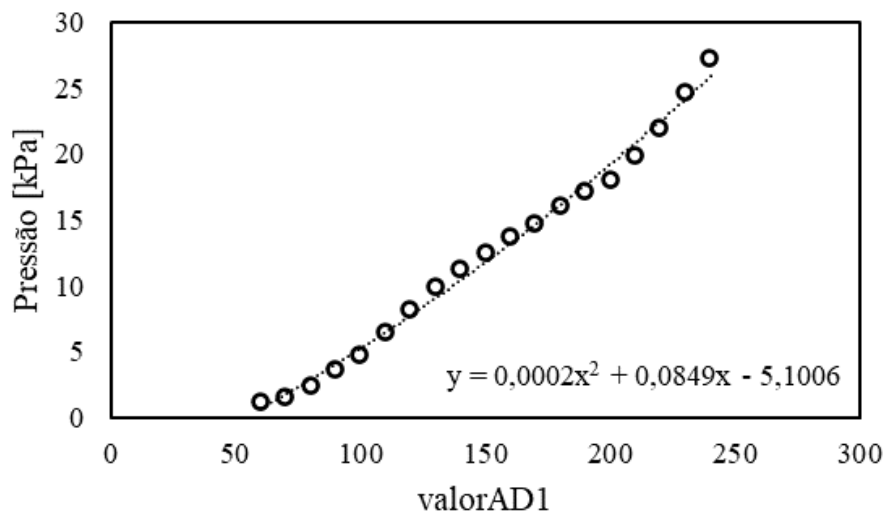
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Esta seção foi dividida em três etapas: a primeira etapa estabelece a metodologia para preparação do pulso de pressão da literatura e a correlação entre valores AD2 e a pressão, na segunda etapa a implementação dos códigos de entrada e de saída e por último na terceira etapa análise do pulso de pressão e análise dos resultados para o escoamento na FAV.

O *software GraphData* foi utilizado para reconhecer e extrair dados da imagem do pulso. Após ajustes na imagem foi extraídos 200 pontos para discretizar o pulso de pressão. O *software* realizou uma varredura de baixo para cima, na imagem, e reconhecendo a cor selecionada, demarcou os pontos em relação aos eixos referenciados. Após a extração, os pontos foram inspecionados e exportados para o *software Excel*.

Paralelamente as definições do pulso, foi realizado ensaios para determinar a função de correlação entre o valorAD1 e a pressão. É importante ressaltar que essa correlação é um fator preponderante para o controle do sistema, sendo assim qualquer alteração de componentes físicos ou atualização de códigos utilizados na bancada, será necessário determinar uma nova correlação entre estas duas variáveis. Na Figura 40, pode-se visualizar os gráficos da correlação entre o valorAD1 e a pressão no sistema.

Figura 40 – Gráfico da correlação entre valorAD1 e a pressão no sistema.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

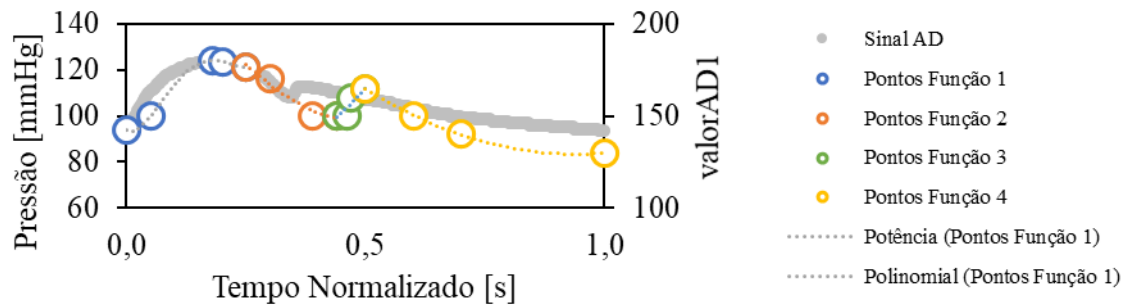
A função de correlação foi definida por uma linha de tendência polinomial de 2ª ordem utilizando o *software Excel*. Na Equação 5, pode-se visualizar a função correlação:

$$\text{valorAD1} = 0,0002 * P^2 + 0,0849 * P - 5,1006 \quad \text{Equação 5}$$

Onde  $P$  é a pressão [kPa].

Foi necessário adicionar parâmetros para ajustes no pulso de pressão. Sendo assim, o pulso foi representado por quatro funções definidas por pontos de ajuste. Os pontos serviram de parâmetros para definição de novas curvas definindo assim um novo pulso de valorAD2. Esse procedimento foi reiterado até que a comparação entre o pulso de pressão na bancada e o pulso de pressão da literatura fossem concordantes. Na Figura 41, pode-se visualizar o gráfico desenvolvido para análise dos pulsos de pressão.

Figura 41 – Gráfico de valorAD1 pelo tempo normalizado.

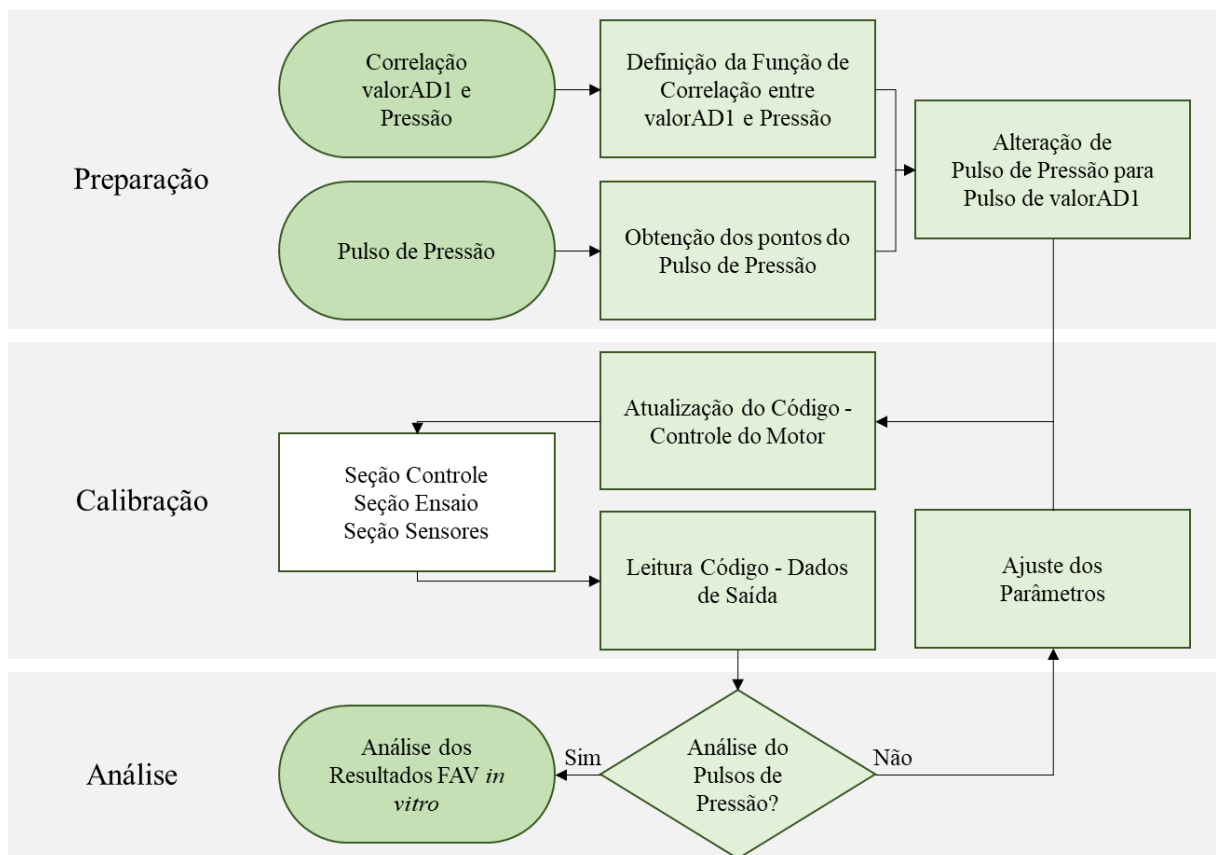


Fonte: Elaborado pelo Autor.

Foram desenvolvidos dois códigos para controle do motor, aquisição dos dados de pressão e vazão. Os códigos desenvolvidos foram programados em C/C++ e compilado através do IDE do Arduino. Os códigos completos e comentados estão descritos no Anexo 2.

As etapas desta seção estão esquematizadas no fluxograma na Figura 42.

Figura 42 – Fluxograma esquemático da Seção Dados.

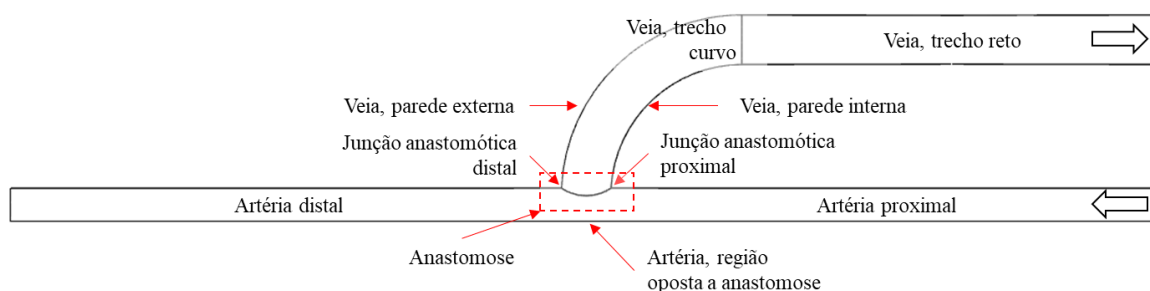


Fonte: Elaborado pelo Autor.

## 4.2 MODELAGEM DA FAV

A FAV foi idealmente desenhada adotando dimensionamento da Braquiocefálica, com 4 mm de diâmetro na artéria e 6 mm de diâmetro para segmento venoso. Na Figura 43, pode-se visualizar a nomenclatura utilizada neste trabalho para a FAV.

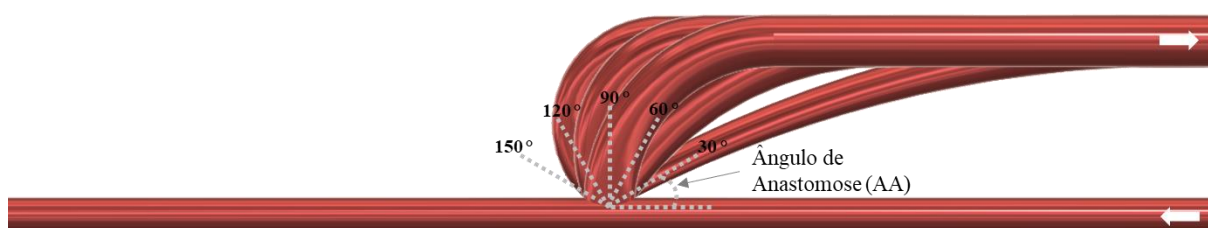
Figura 43 – Desenho esquemático da FAV.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para alcançar o objetivo deste trabalho, foram desenhadas 9 (nove) fístulas com AA de  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $75^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $105^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $135^\circ$  e  $150^\circ$ . A parte curva do segmento venoso foi padronizada com um raio de curvatura tangente ao trecho reto do segmento venoso e da reta virtualmente desenhada para inserção na anastomose. Essa metodologia foi desenvolvida para evitar resistências do escoamento no trecho curvo após a anastomose. A Figura 44 apresenta esquematicamente os desenhos para as FAV com AA de  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$  e  $150^\circ$ .

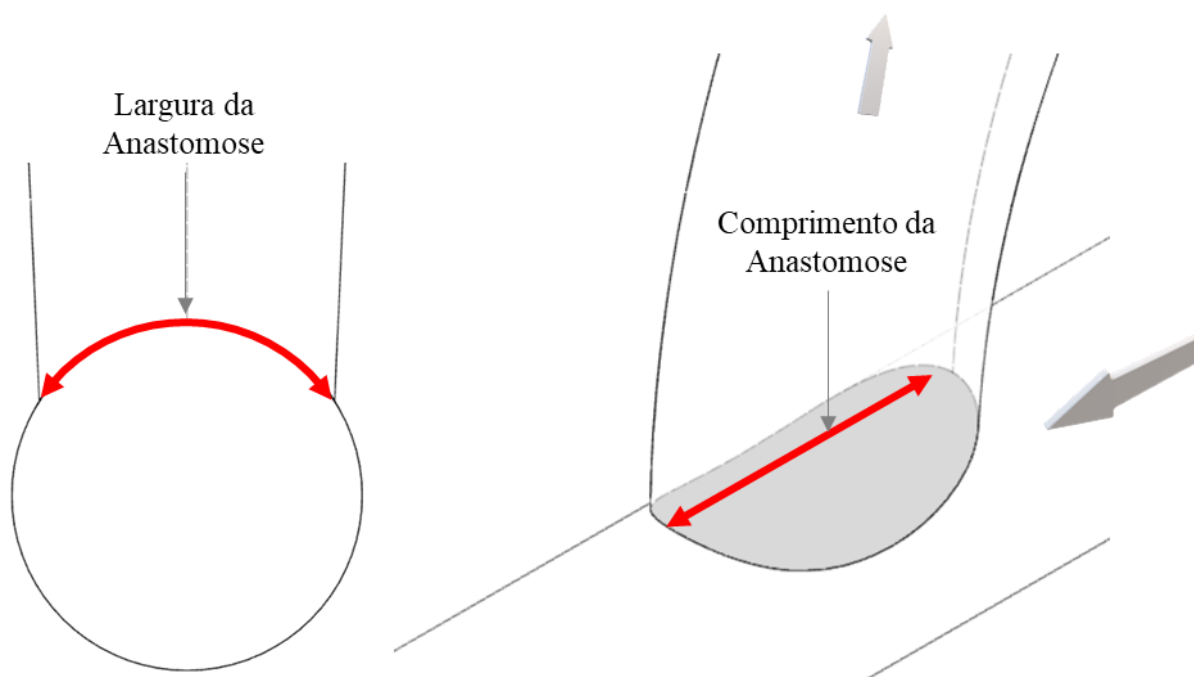
Figura 44 – Exemplos AA nas FAV.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Outro fator que poderia influenciar na resistência ao escoamento é a área da anastomose, como apontado na revisão bibliográfica. Considerou-se a mesma área anastomótica, medindo 6 mm de comprimento e 4 mm de largura. A Figura 45 apresenta esquematicamente o comprimento e a largura da anastomose.

Figura 45 – Comprimento e Largura da Anastomose nas FAV.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

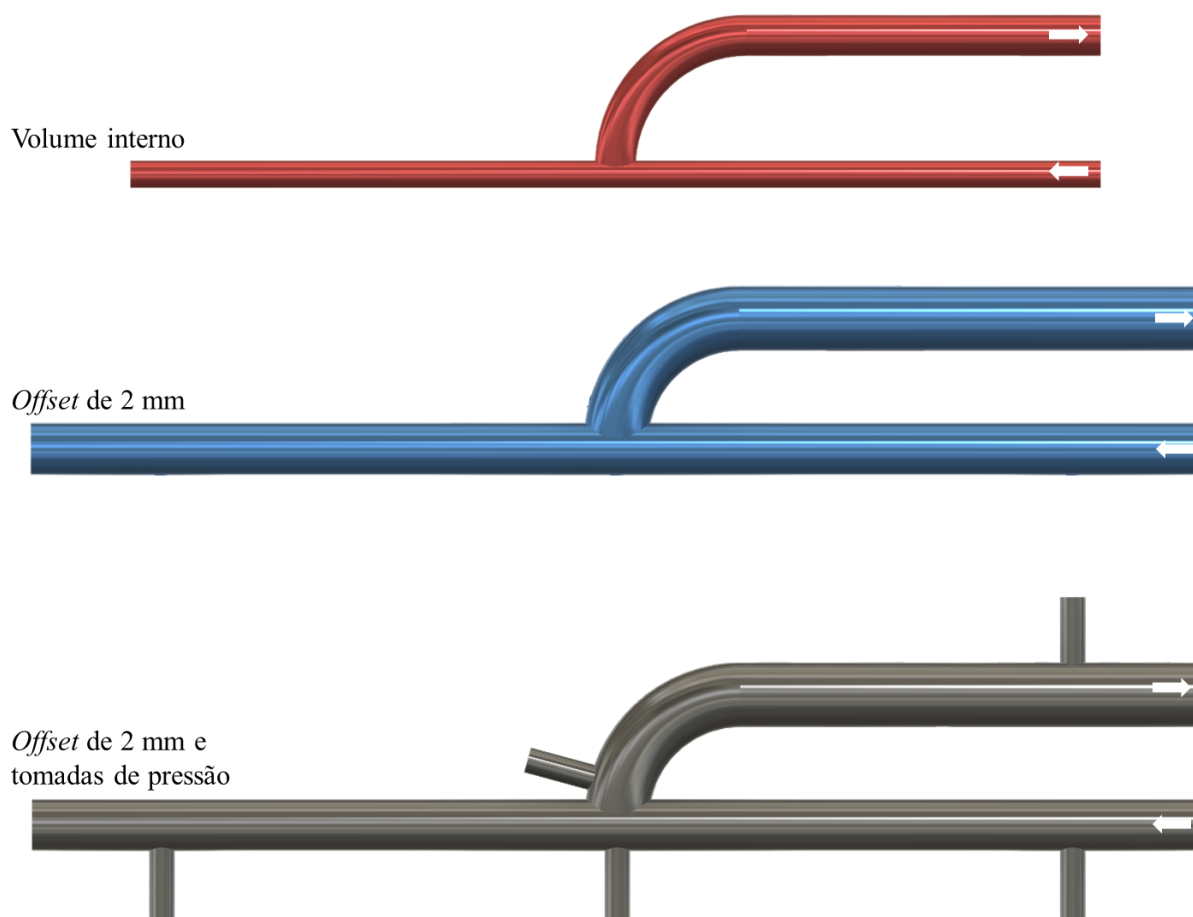
Os desenhos das FAV foram desenvolvidos utilizando o *Software Autodesk Fusion® 360™*, convertidos e exportados em dois formatos, *Standard Triangle Language (STL – Linguagem Padrão de Triângulos)* e *Standard for the Exchange of Product model data (STEP – Modelo Padrão para Troca de Dados)*. O arquivo STL possibilitou construção da malha triangular volumétrica a partir da casca externa para impressão em 3D. O arquivo STEP possibilitou a transferência da geometria da FAV entre os *softwares* de sistema CAx. Neste trabalho, utilizou-se ferramentas *Computer-Aided Design System (CAD)* e ferramentas *Computer-Aided Engineering Analysis System (CAE)*. Essas ferramentas foram utilizadas para modelagem dos desenhos, construção de malhas e domínios computacionais utilizados na simulação numérica.

#### 4.3 FAV *in vitro*

A FAV *in vitro* foi impressa através de impressão 3D utilizando técnica de Modelagem por Deposição Fundida (FDM - *Fused Deposition Modeling*). A FAV foi fabricada pela extrusão em filamento por material termoplástico de Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) em impressora de modelo *da Vinci 1.0 Pro*. Para assegurar resistência estrutural da FAV, a peça

foi construída em camadas sucessivas com 100 % de preenchimento e *Offset* de 2 mm de espessura com base no volume interno. Tomadas de pressão foram inseridas perpendicular aos segmentos. Em sequência foi aplicado um tratamento superficial físico por lixamento e químico com Acetona 98 %. Na Figura 46, pode-se visualizar o volume interno com *Offset* e o posicionamento das tomadas de pressão.

Figura 46 – Volume interno da FAV, aplicação do *Offset* e das tomadas de pressão.

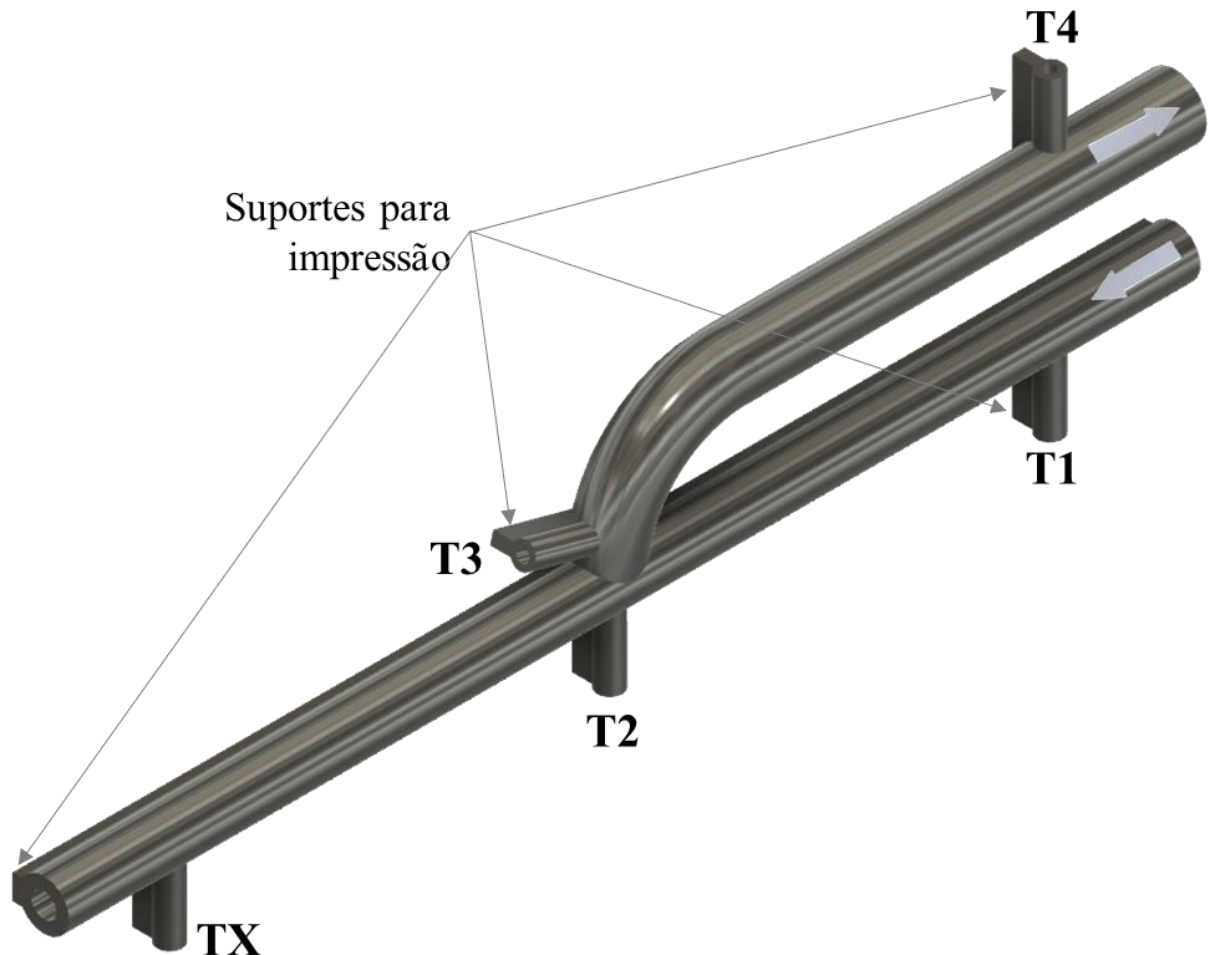


Fonte: Elaborado pelo Autor

Foi necessário a construção de suportes para evitar deformações durante a impressão. Desenhou-se 5 tomadas de pressão com 2 mm de diâmetro e instaladas nos seguintes segmentos: T1 (Tomada de Pressão 1) na entrada na artéria proximal, T2 (Tomada de Pressão 2) na parede da artéria do lado oposto a anastomose, T3 (Tomada de Pressão 3) na parede externa no início do segmento venoso, T4 (Tomada de Pressão 4) na saída do segmento venoso e TX instalada na artéria distal. Considerou-se a artéria distal ocluída, portanto não foi necessário utilizar a TX. Os suportes nas tomadas de pressão foram removidos por ferramenta de corte e passou por tratamento superficial físico por lixamento e químico com Acetona 98 %

para evitar vazamentos durante os ensaios. Na Figura 47, observa-se as tomadas de pressão e os suportes.

Figura 47 – FAV *in vitro* com tomadas de pressão e suportes.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

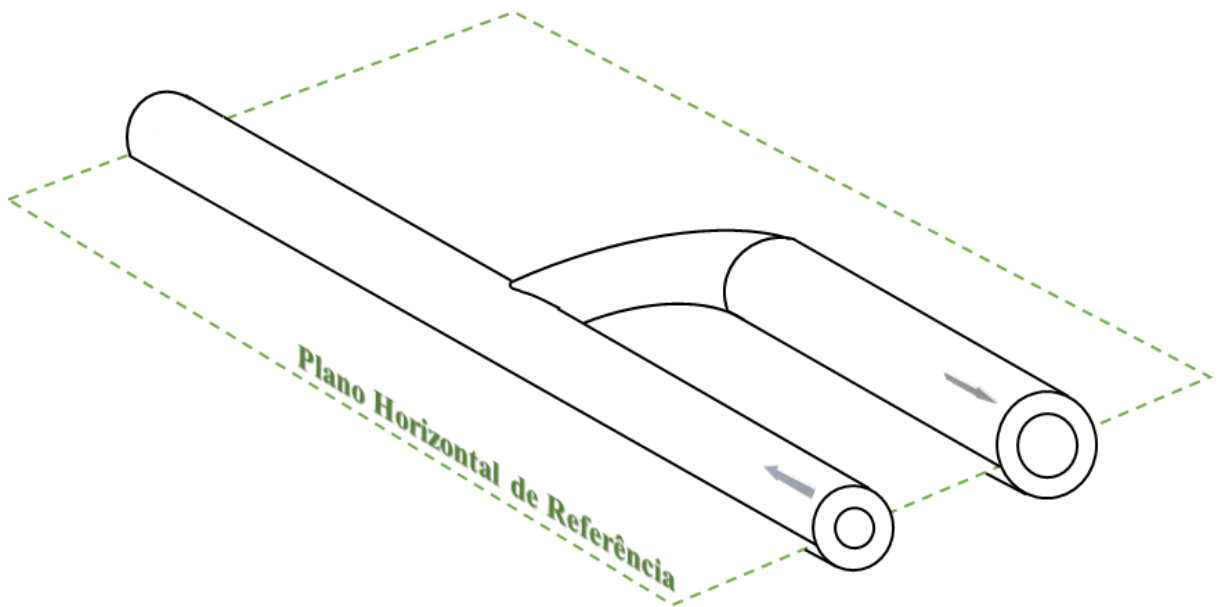
#### 4.4 LINHA PIEZOMÉTRICA

Linhas Piezométricas (LP) foram definidas para indicar a energia dissipada em cada segmento no decorrer do escoamento na FAV. Para tanto, calculou-se a LP para os seguintes segmentos: artéria distal, anastomose, veia trecho curvo e veia trecho reto. Utilizou-se a equação da energia por unidade de peso para delinear a LP. Na Equação 6, pode-se visualizar os parâmetros utilizados para o cálculo da LP:

$$\left(\frac{P_{T1}}{\gamma} + \frac{V_1^2}{2g} + z_1\right) - \left(\frac{P_{T4}}{\gamma} + \frac{V_4^2}{2g} + z_4\right) = H_{PT} \quad \text{Equação 6}$$

onde  $P_{T1}$  é a pressão na T1 [Pa],  $\gamma$  é o peso específico do fluido [N/m<sup>3</sup>],  $V_1$  é a velocidade do fluxo no segmento analisado [m/s],  $g$  é a gravidade [m/s<sup>2</sup>],  $z$  é a altura [m] e  $H_{PT}$  é a perda de carga total entre 1 e 4 [m]. O Plano Horizontal de Referência está localizado na linha de centro da artéria e da veia, assim a altura  $z_1 = z_4 = 0$  (WHITE, 2011).

Figura 48 – Plano Horizontal de Referência.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

As pressões foram obtidas pelos transdutores nas T1 e T4 e em seguida convertidas em energia por unidade de peso (carga de pressão) dividindo-as pelo peso específico do fluido de trabalho. As velocidades em cada segmento foram calculadas utilizando a Equação 7:

$$V = \frac{Q}{\frac{\pi D^2}{4}} \quad \text{Equação 7}$$

onde  $Q$  é a vazão [m<sup>3</sup>/s] e  $D$  é o diâmetro do segmento [m]. A vazão volumétrica foi definida pelo sensor de vazão.

As perdas de cargas foram subdivididas e calculadas em cada segmento. Na Equação 8, pode-se visualizar as perdas de cargas em cada segmento:

$$H_{PT} = H_{PA} + H_{PVR} + H_{PVC} + H_{PAnastomose} \quad \text{Equação 8}$$

onde  $H_{PA}$  é a perda de carga no trecho reto da artéria,  $H_{PVR}$  é a perda de carga no trecho reto da veia,  $H_{PVC}$  é a perda de carga no trecho curvo da veia e  $H_{PAnastomose}$  é a perda de carga associada à anastomose.

As perdas de cargas nos trechos retos foram calculadas utilizando a Equação 9 e no trecho curvo da veia utilizando a Equação 10:

$$H = f \frac{L V^2}{D 2g} \quad \text{Equação 9}$$

$$H = f \frac{L_e V^2}{D 2g} \quad \text{Equação 10}$$

onde  $f$  é o fator de atrito,  $L$  é o comprimento do segmento [m],  $L_e$  é o comprimento equivalente do segmento curvo [m],  $D$  é o diâmetro do segmento [m] e  $V$  a velocidade do fluxo no segmento [m/s] (WHITE, 2011). Para a perda de carga na veia no trecho curvo a razão do comprimento pelo diâmetro é definida pela razão entre o raio de curvatura e o diâmetro (FOX *et al.*, (2015). Considerando um tubo liso utilizou-se o diagrama de Moody para o cálculo do  $f$ .

Além da análise da dissipação de energia por segmento a LP foi utilizada para indicar perturbações no fluxo na região da anastomose. Para tal, as pressões nas T2 e T3 foram convertidas em carga de pressão dividindo-as pelo peso específico e comparadas a LP.

#### 4.5 FAV *in silico*

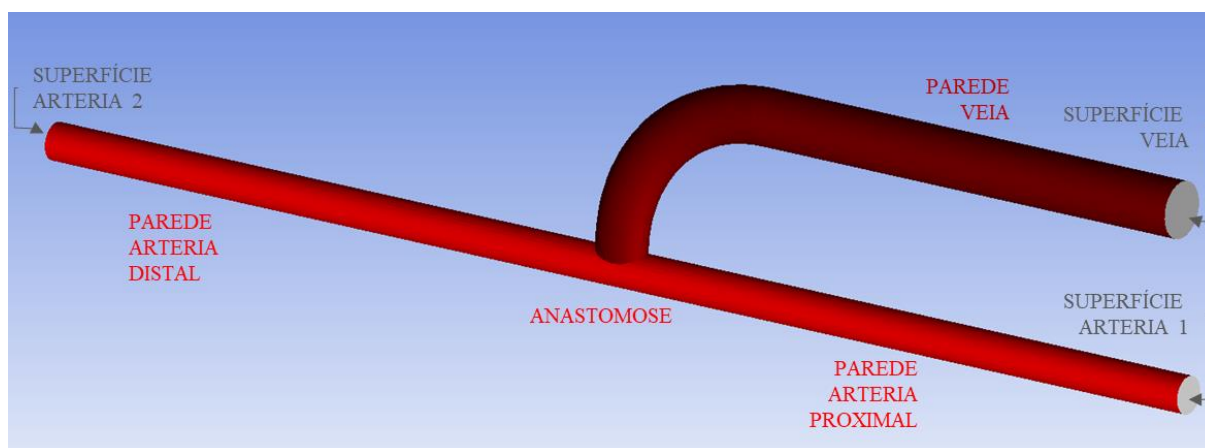
Para construção da malha computacional foi utilizado o *software* ICEM. Importou-se a geometria da FAV e após reconhecer as superfícies contornos do volume interno, o volume de controle foi definido e particionado nas seguintes regiões de controle: SUPERFÍCIE ARTERIA 1, SUPERFÍCIE ARTERIA 2, SUPERFÍCIE VEIA, PAREDE ARTERIA DISTAL,

PAREDE ARTERIA PROXIMAL, PAREDE VEIA e ANASTOMOSE. Conforme apresentado na Figura 49.

Uma malha estruturada foi construída através do módulo *Hexa* do *software* ICEM. Foi gerado uma malha discretizado em pequenos volumes no formato hexaédricos através da criação de blocos. As definições de refinamentos necessários na malha foram estabelecidas nas arestas e vértices dos blocos e, através de associações geométricas, foram projetados no volume de controle. Foram construídos blocos internos utilizando a técnica *o-grid* para criação de elementos refinados próximo a superfície. Essa técnica permite visualizar, em detalhe, as propriedades na superfície. Como exemplo, a  $\tau_w$  depende do gradiente de velocidade.

Teste de convergência de malha foi aplicado aos modelos *in silico*. Foram produzidas várias malhas com grau de refinamentos diferentes até não observasse diferenças nos resultados de tensão de cisalhamento na parede. Esse teste permitiu uma solução precisa com uma malha suficientemente densa e que não exigisse um uso excessivo de recurso computacional.

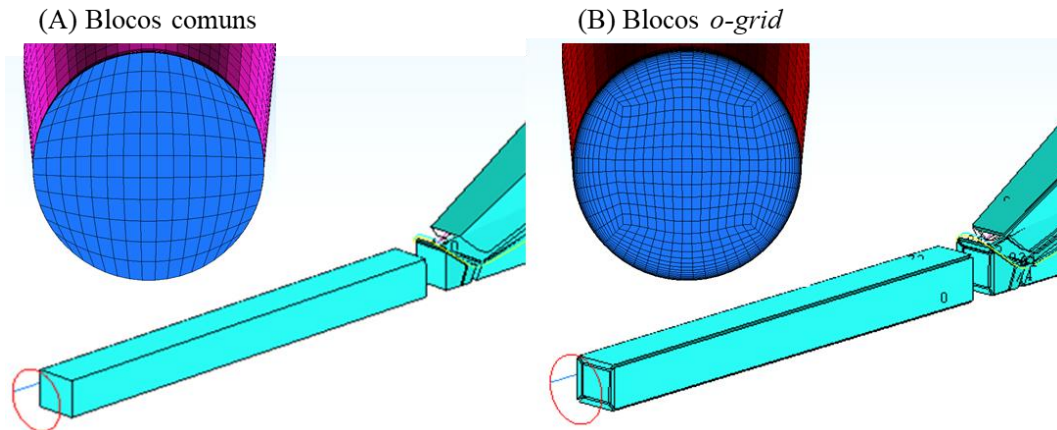
Figura 49 – Imagem da geometria após divisão de superfícies no ICEM.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A técnica resultou em 53 blocos com 7.923.060 elementos na média entre os volumes de controle. Na Figura 50A, pode-se visualizar os blocos comuns e na Figura 50B com a aplicação do *o-grid* construídos e um detalhe da malha projetada na face SUPERFÍCIE ARTERIA 1.

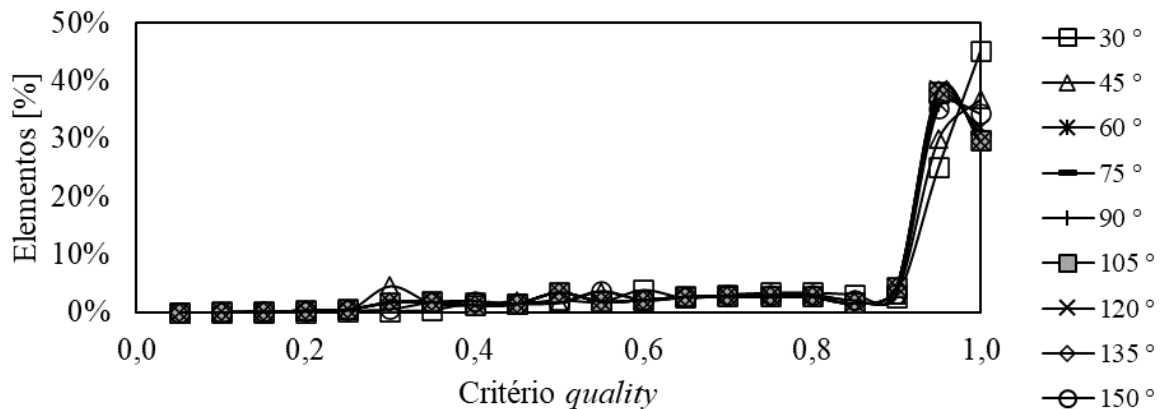
Figura 50 – Blocos comuns e blocos *o-grid*.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A malha foi avaliada através de parâmetros de forma definidos pelo critério *quality* do *software* ICEM. O teste nas malhas resultou em 82,51 % dos elementos com nota superior 0,70 na média. Quanto mais próximo de 1 menor a distorção no volume. Na Figura 51, são apresentadas as distribuições das notas definidos pelo critério *quality*.

Figura 51 – Gráfico com a distribuição de elementos em porcentagem representando a qualidade da malha.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

O volume de controle discretizado foi convertido em malha estruturada e exportado para o *software* ANSYS CFX, onde foram implementadas as condições de contorno.

Tabela 3 – Condição implementas sobre as superfícies de contornos.

Superfície	Condição
SUPERFÍCIE ARTERIA 1	Vazão massa de 0,01880 m <sup>3</sup> /s (1.074 ml/min)
SUPERFÍCIE VEIA	Pressão 0
PAREDE ARTERIA PROXIMAL, ARTERIA DISTAL, PAREDE VEIA E SUPERFÍCIE ARTERIA 2	Parede condição de não escorregamento

Fonte: Elaborado pelo Autor.

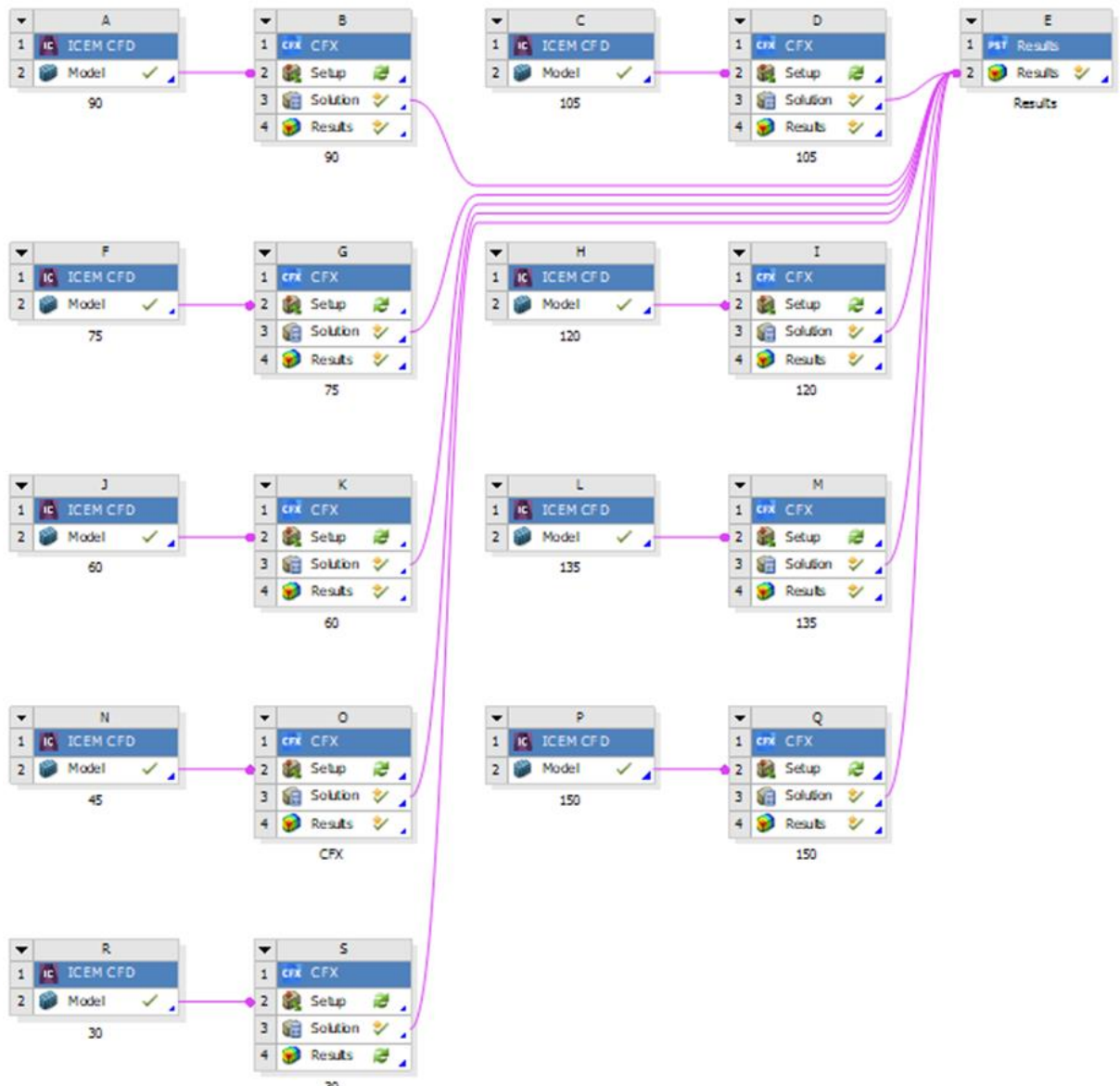
O critério de convergência foi determinado pelo resíduo em  $10^{-4}$  nas equações de conservação da massa e na equação da quantidade de movimento. Equação 11 e Equação 12, respectivamente

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial u}{\partial z} = 0 \quad \text{Equação 11}$$

$$\rho \left( u \frac{\partial \vec{V}}{\partial x} + v \frac{\partial \vec{V}}{\partial y} + w \frac{\partial \vec{V}}{\partial z} \right) = -\nabla p + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{V} \quad \text{Equação 12}$$

Todos os resultados foram integrados em rede possibilitando a avaliação global do campo de velocidade e da  $\tau_w$ . Na Figura 52, são exibidas as vias e integração entre os *softwares* utilizados na simulação numérica.

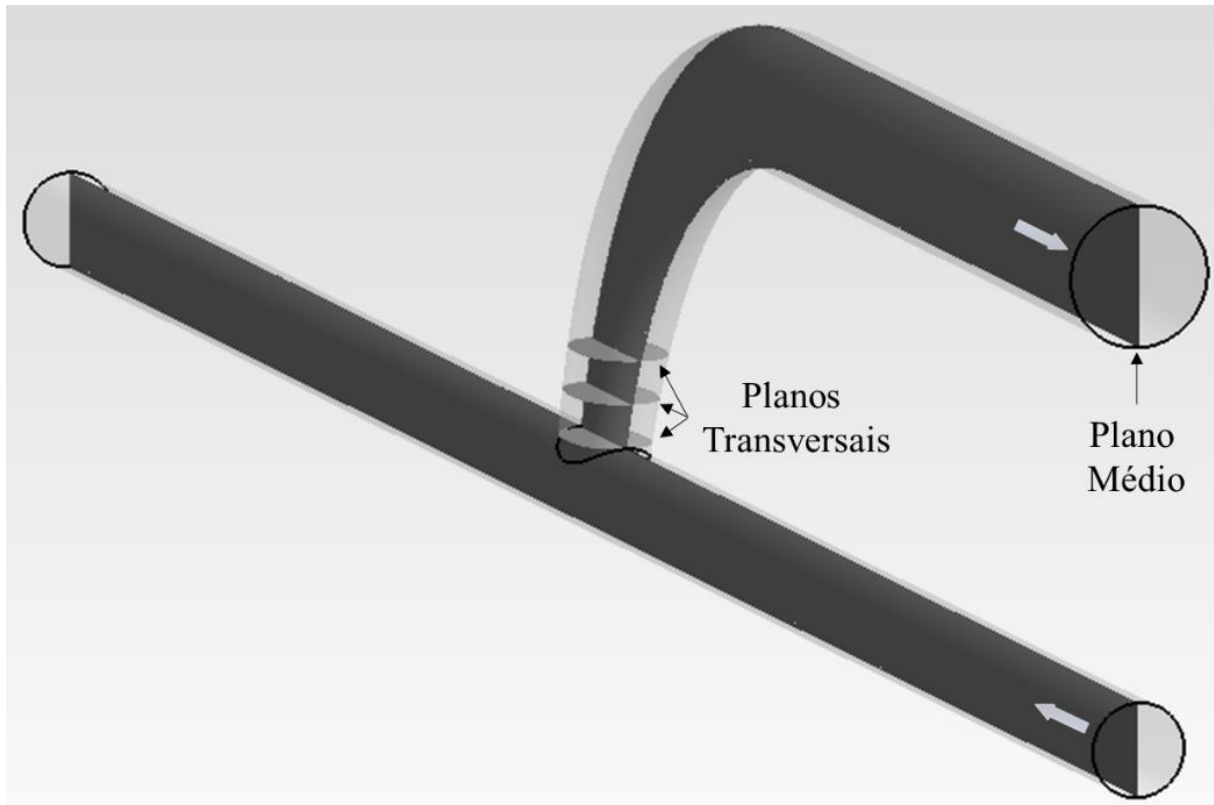
Figura 52 – Rede de integração entre as simulações.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Avaliou-se o campo de velocidade nos volumes internos dos segmentos assim como em planos para facilitar a análise de alguns resultados. Foi definido um plano médio axial na FAV e 3 (três) planos transversais cortando o segmento venoso paralelamente a linha de centro da artéria e distanciados em 2, 4 e 6 mm, conforme visualizados na Figura 53.

Figura 53 – Planos de estudo na FAV.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

A  $\tau_w$  foi analisada sobre a parede dos segmentos e da mesma forma em planos determinados por *isosuperfícies* (delimitação da área na parede com parâmetros contínuos) em níveis baixos e elevados da  $\tau_w$ .

Para validar o modelo *in silico*, foram planejadas duas conexões entre as partes deste trabalho: a primeira foi pelo modelamento da FAV e a segunda seria pela aplicação nas condições de contorno na FAV *in silico* dos resultados obtidos na FAV *in vitro*. O modelamento da FAV serviu para os modelos *in vitro* e *in silico*, mantendo a geometria nos estudos. Lamentavelmente, com o Laboratório de Pesquisa em Petróleo (LAPET) fechado devido a pandemia provocada pelo novo coronavírus COVID-19, as análises para caracterização do fluido de trabalho adequado para as condições sanguíneas foram interrompidas. Portanto, nos ensaios experimentais para análise das pressões com modelos *in vitro* foi utilizado água e nas simulações numéricas para análise do campo de velocidade e da tensão de cisalhamento com modelos *in silico* foi utilizado fluido com viscosidade adequada.

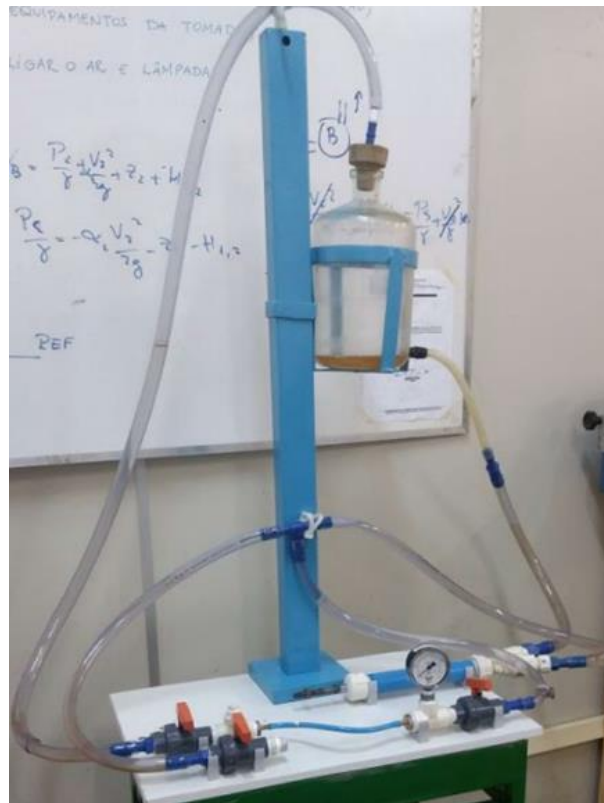
## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Esse capítulo apresenta resultados da construção da bancada experimental, impressão do modelo *in vitro*, resultados e análises dos ensaios experimentais e das simulações numéricas.

### 5.1 BANCADA EXPERIMENTAL

Na fase inicial da pesquisa utilizou-se uma bancada experimental construída para fins acadêmicos. A bancada foi desenvolvida com objetivo de simular o pulso sistólico, constituída de mangueiras, reservatório, válvulas globo, acessórios e uma bomba de deslocamento positivo acionada por um motor de rotação contínua. No intuito de transformar um pulso sistólico em um pulso arterial, substitui-se o motor de rotação contínua para um motor de passo. Conforme Figura 54.

Figura 54 – Primeira bancada experimental utilizada.

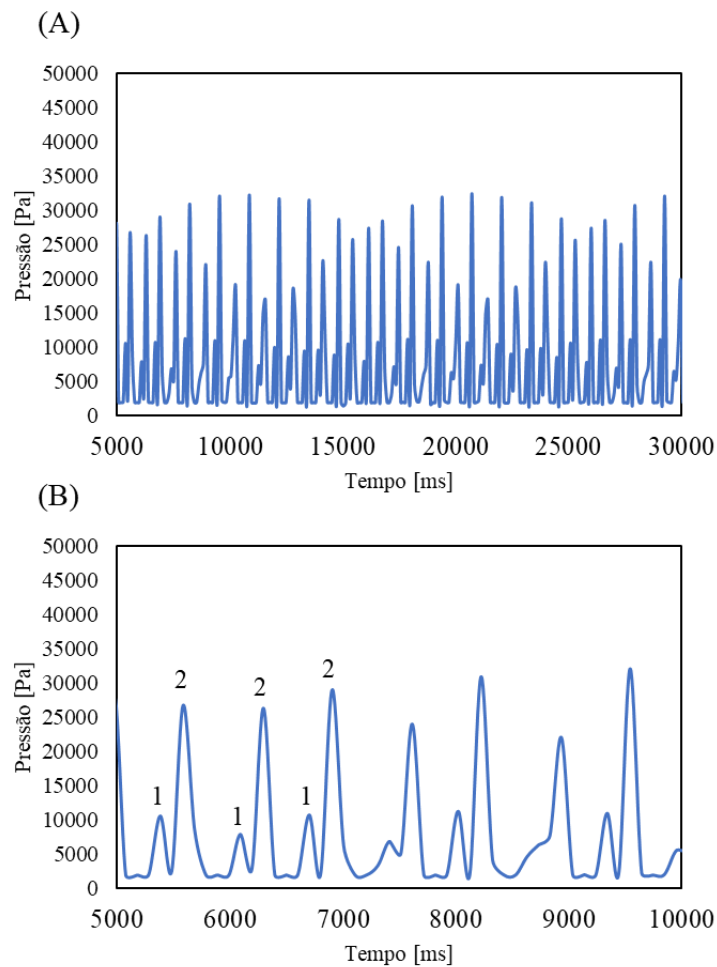


Fonte: Elaborado pelo autor.

Foram realizados vários testes para estabelecer o controle do pulso através do movimento do pistão por comando numérico. Porém os resultados apresentaram inúmeras

adversidades as quais não foram esclarecidas adequadamente. Na Figura 55, é apresentado os resultados do pulso de pressão ao acionar o pistão através do motor de passo. Na Figura 55A, gráfico de pressão para um período de 30 s e na Figura 55B ampliação do gráfico abrangendo um período de 5 s.

Figura 55 – Resultados pulso de pressão da primeira bancada.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

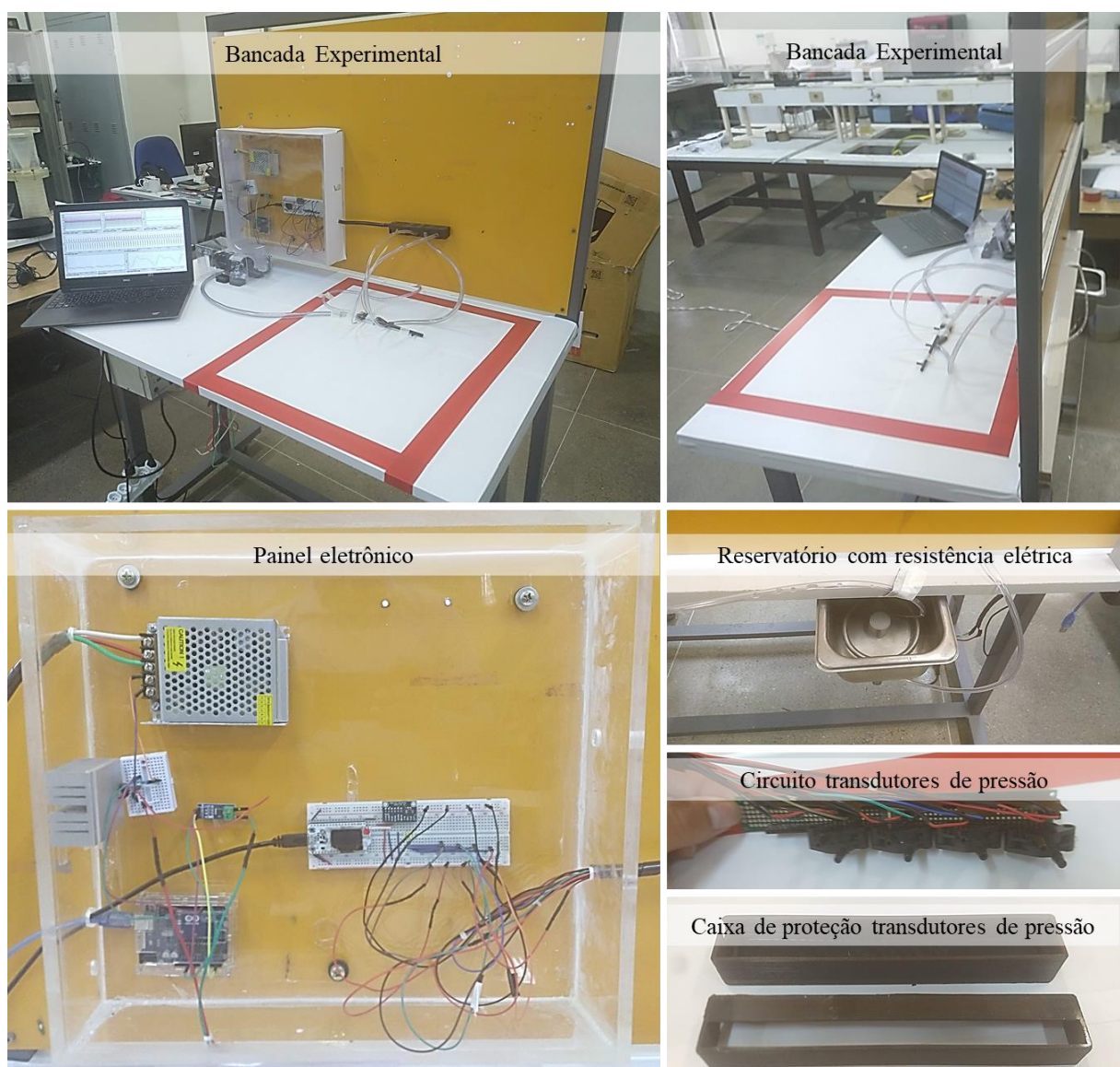
É possível observar que ao longo de um período de 30 s, dois pulsos de pressão por ciclo foram evidenciados. As magnitudes e frequências demonstram diferenças, sendo o primeiro pico de pressão com variação de pressão entre 6,2 kPa e 11,0 kPa e o segundo pico de pressão variando entre 16,0 kPa e 32,5 kPa.

A variação nos picos de pressão foi consequência da interferência destrutiva observadas entre os pulsos. A hipótese estudada foi a formação e propagação de uma onda secundária (“refletida”) durante o acionamento da bomba. Algumas possibilidades foram

verificadas na tentativa de conhecer a causa do fenômeno e mitigá-las, entre elas: o mal funcionamento das válvulas de retenção ou válvulas de retenção não adequadas, tomada de sucção e recalque na mesma face do pistão.

Após inúmeras tentativas a bancada existente não promoveu um pulso de pressão adequado para utilização neste trabalho. Sendo assim, projetou-se e construiu-se uma bancada própria para proporcionar um escoamento em regime permanente e pulsátil. Na Figura 56, pode-se visualizar imagens da bancada experimental construída.

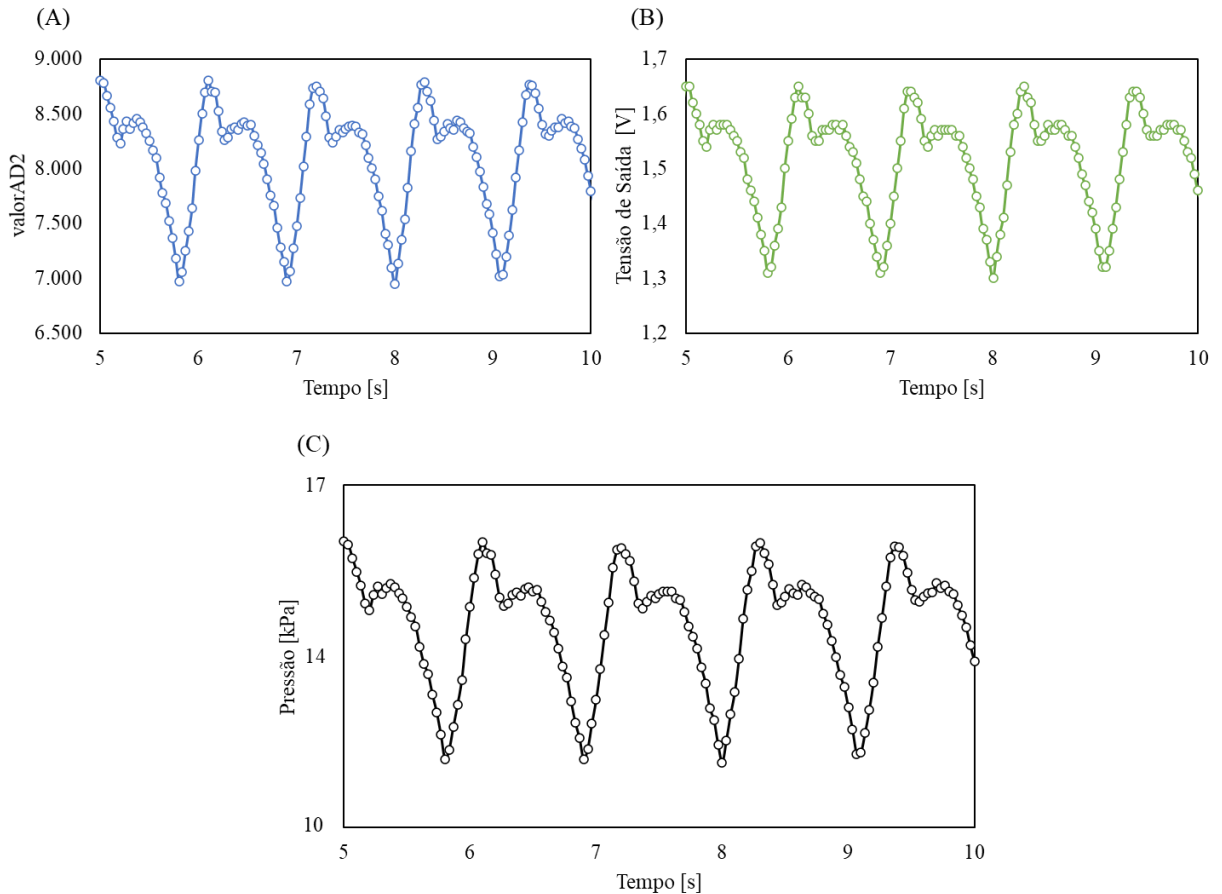
Figura 56 – Imagem da bancada experimental.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Após uma série de ajuste, aquisitou-se os sinais de valorAD2, tensão de saída do transdutor de pressão e as pressões correspondentes. Na Figura 57A, pode-se visualizar o perfil de valorAD2, na Figura 57B o perfil de tensão de saída do transdutor de pressão e na Figura 57C o pulso de pressão em função do tempo.

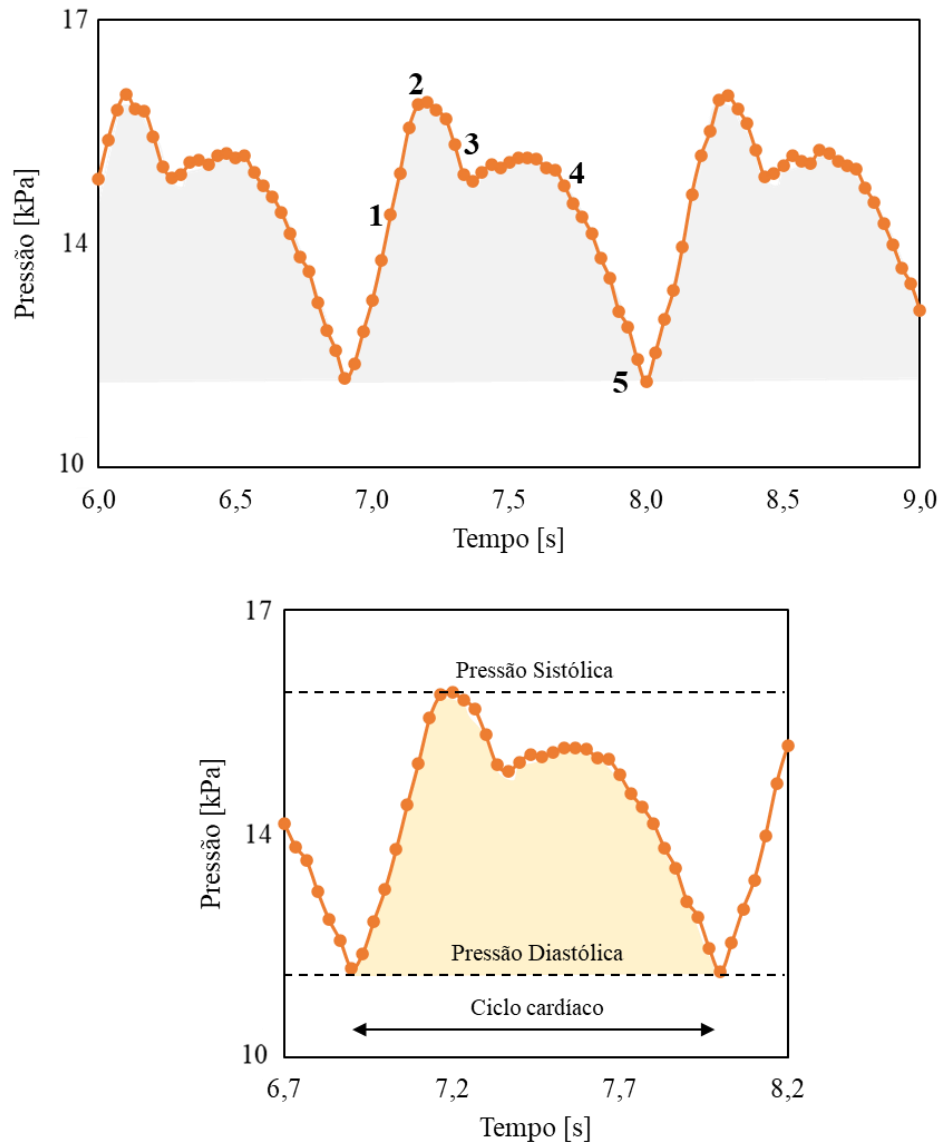
Figura 57 – (A) Perfil de valor AD2, (B) Perfil de voltagem e (C) perfil de pressão.



Fonte: Elaborado pelo autor.

O perfil de pressão obtido na nova bancada foi analisado e demonstrou concordância com o pulso de pressão arterial. Os seguintes pontos foram avaliados: elevação sistólica com comportamento acentuado, pressão sistólica de aproximadamente 16 kPa (120,01 mmHg), incisura (interrupção do pulso sistólico), declínio diastólico e pressão diastólica de aproximadamente 10,5 kPa (79 mmHg). Conforme visualizado na Figura 58.

Figura 58 – Pulso de pressão. (1) elevação sistólica, (2) pressão sistólica, (3) incisura, (4) declínio diastólico e (5) pressão diastólica.

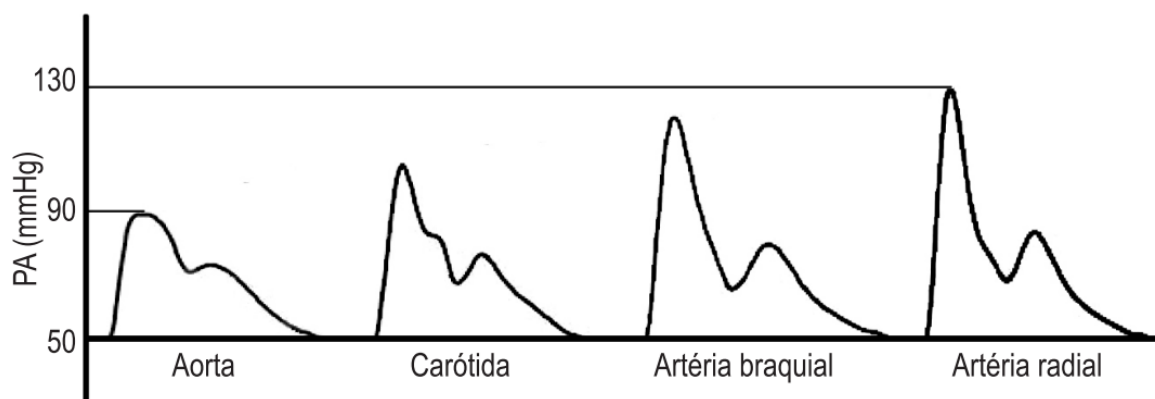


Fonte: Elaborado pelo autor.

Segundo (BRANDÃO *et al.*, 2017), o pulso muda de forma variando ao longo da árvore arterial. Com o avanço da onda de pulso de pressão das artérias centrais mais elásticas para as artérias periféricas mais rígidas, o pico sistólico se torna mais estreito e elevado. O pico sistólico na artéria braquial pode ser 30 mmHg maior que a pressão central aórtica. Este fenômeno conhecido como amplificação da pressão sistólica ocorre pelo menor calibre e maior rigidez das artérias periféricas. Em indivíduos jovens, o pico sistólico mede em torno de 120 mmHg na artéria braquial. Na

Figura 59 observam a representação da amplificação da pressão sistólica adas artérias centrais para as artérias periféricas.

Figura 59 – Amplificação da pressão sistólica das artérias centrais para as artérias periféricas.



Fonte: (BRANDÃO et al., 2017).

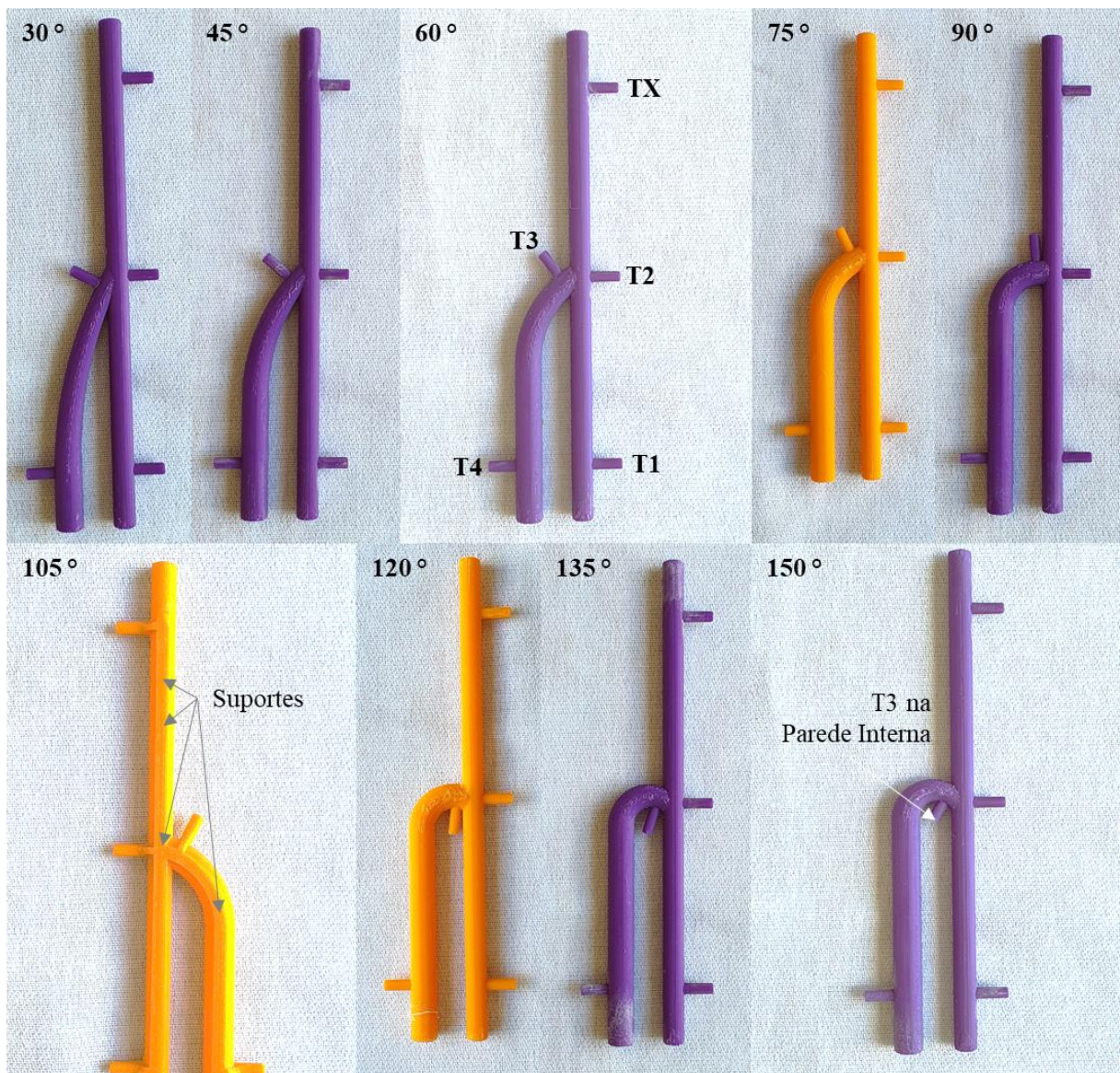
Com pico sistólico em 16 kPa (120,01 mmHg) e pressão diastólica aproximadamente 10,5 kPa (79 mmHg), o pulso de pressão obtido na bancada mostrou-se satisfatório para avaliação do perfil de pressão condizente em uma FAV braquiocefálica. O formato do perfil com comportamentos demonstrando variações na pressão e no tempo poderão ser ajustados ou recalibrados para avaliar perfis diferentes de pressão. Sendo assim, a bancada experimental demonstrou ser capaz para analisar o escoamento pulsátil em FAV *in vitro* com particularidades diversas.

Sangue flui nas artérias durante a sístole pela contração do ventrículo esquerdo, nessa fase a artéria distende armazenando energia potencial elástica. Durante a fase diastólica, o sangue continua a fluir, agora devido a retração da artéria, liberando energia e deslocando o volume acumulado (HALL, 2017). A retração do vaso provoca uma interrupção do pulso causando uma pequena onda de pressão. Para realizar esse efeito na pressão, vários autores adicionam nas bancadas experimentais, sistemas por controle de válvulas ou câmaras para simulação do efeito. Neste trabalho, o efeito da complacência vascular na pressão foi alcançada sem a necessidade de adicionar sistemas extras para tal, como utilizado em JAVADZADEGAN *et al.* (2017) e SIVANESAN *et al.* (1999).

## 5.2 MODELAGEM DA FAV E IMPRESSÃO DO MODELO *in vitro*

Após modelagem da FAV o projeto foi impresso por impressora 3D, com 100 % de preenchimento estrutural de ABS e tratamento superficial físico por lixamento e químico com acetona 98 %. O modelo da FAV *in vitro* foi testado em fluxo permanente com variação de pressão entre 0 e 45 kPa (337,53 mmHg). Não foram observados colapso estrutural e vazamentos na FAV para o range de pressão aplicado. A técnica de construção da FAV *in vitro* por impressora 3D utilizando ABS com preenchimento de 100 % e espessura de 2 mm mostrou-se eficiente para o nível de pressão empregado neste trabalho.

Figura 60 – FAV *in vitro* fabricada por impressora 3D.



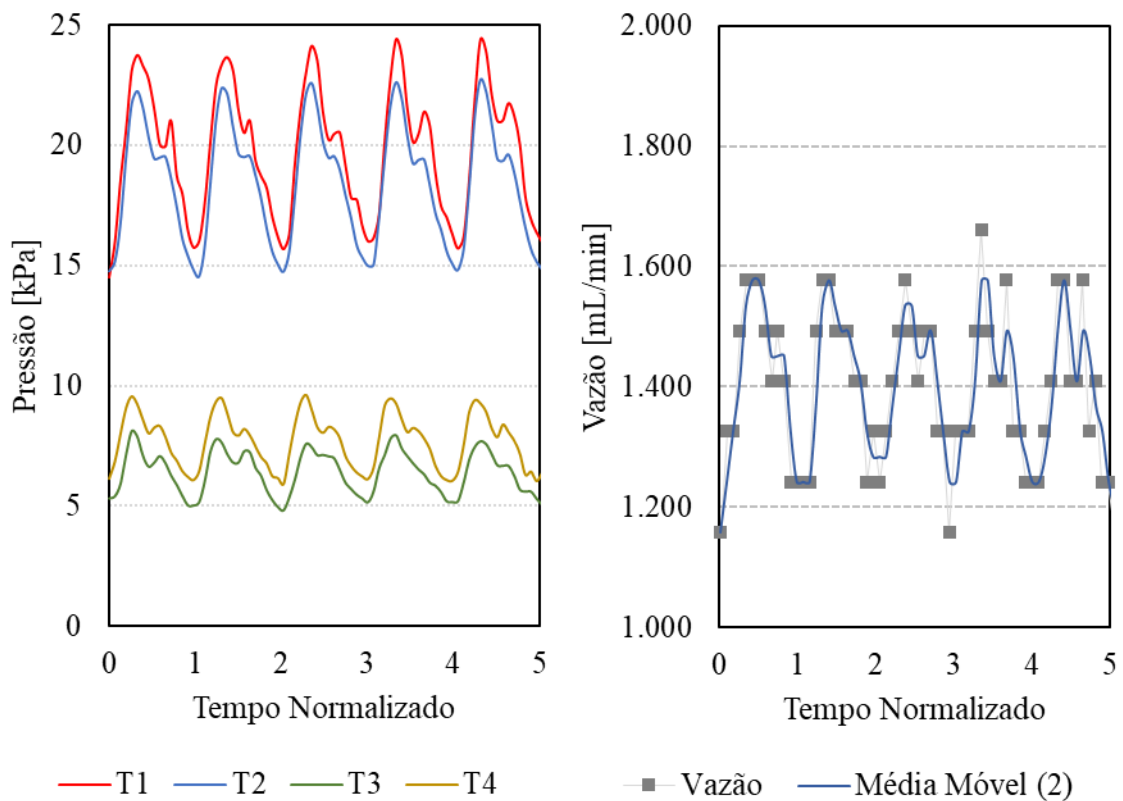
Fonte: Elaborado pelo autor.

### 5.3 EXPERIMENTOS COM FAV *IN VITRO*

Os dados obtidos de pressão e vazão nas FAV *in vitro* para os AA de 30 °, 45 °, 60 °, 90 ° 105 °, 120 °, 135 ° e 150 ° são apresentados abaixo. Os dados de pressão foram coletados nas tomadas de pressão em T1, T2, T3 e T4 e os dados de vazão foram coletados na saída da veia.

Na Figura 61, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 30 °.

Figura 61 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 30 °.



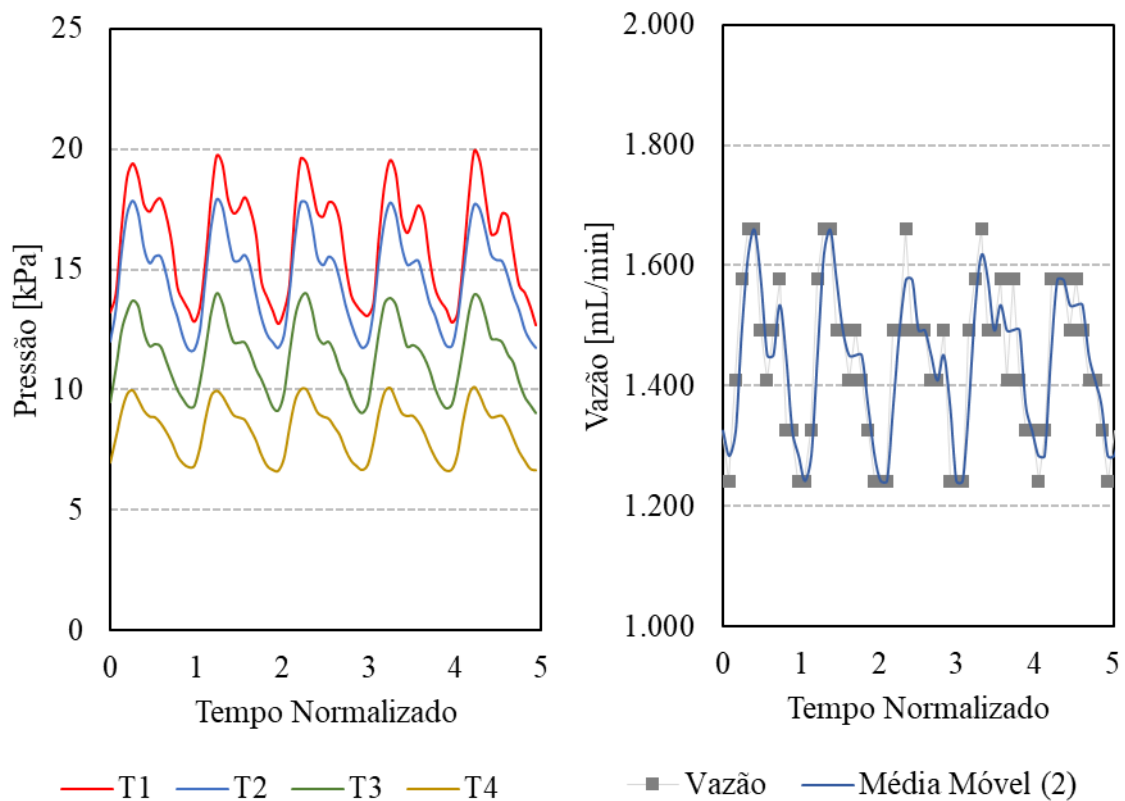
Fonte: Elaborado pelo autor

Na Figura 61, observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 30 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 24,39 kPa (182,94 mmHg), mínima de 14,49 kPa (108,68 mmHg) e pressão média de 19,72 kPa (147,91 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 22,74 kPa (170,56 mmHg), mínima de 14,54 kPa (109,06 mmHg) e pressão média de 18,41 kPa (138,09 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 8,12 kPa (60,91 mmHg), mínima de 4,82 kPa (36,15 mmHg) e pressão média de 6,39 kPa (47,93 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 9,64 kPa (72,31 mmHg), mínima de 5,94 kPa (44,55

mmHg) e pressão média de 7,72 kPa (57,90 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão são maiores na T1, em seguida na T2, depois na T4 e por último na T3. O pulso de vazão apresenta vazão máxima de 1.660,62 mL/min, mínima de 1.157,97 mL/min e vazão média de 1.396,41 mL/min.

Na Figura 62, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 45 °.

Figura 62 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 45 °.



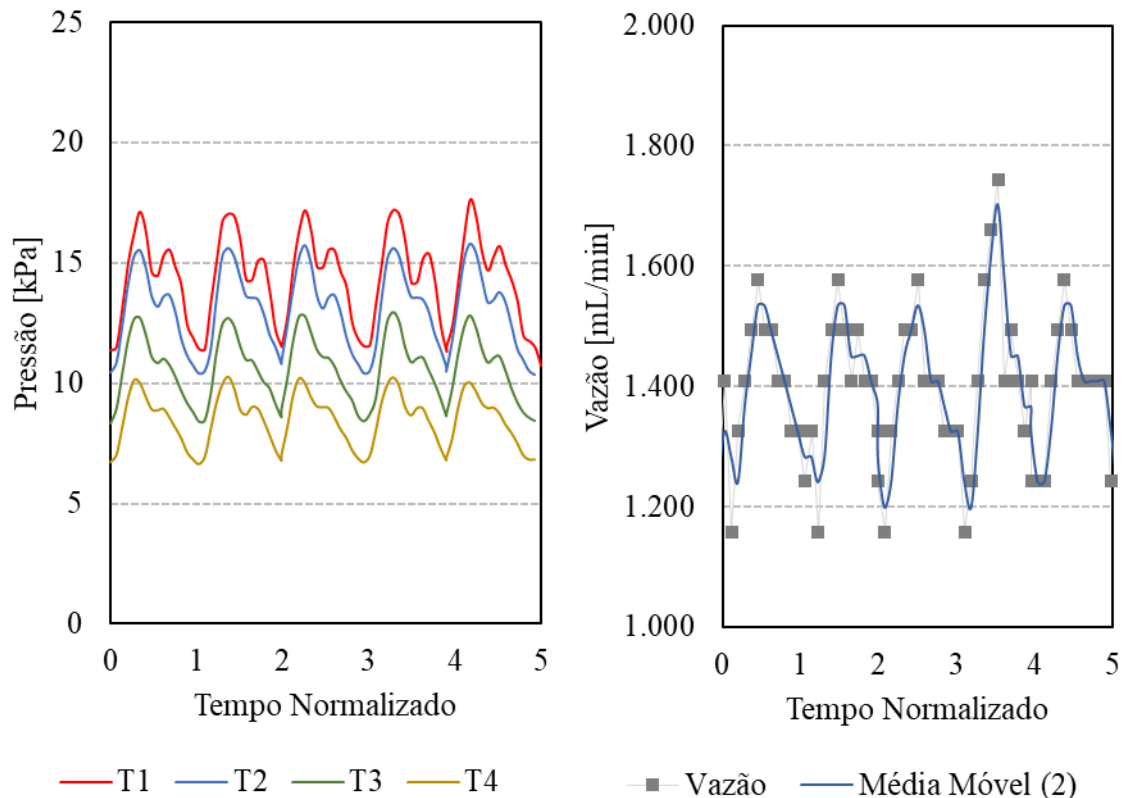
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 62, observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 45 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 19,92 kPa (149,41 mmHg), mínima de 12,48 kPa (93,61 mmHg) e pressão média de 16,14 kPa (121,06 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 18,11 kPa (135,84 mmHg), mínima de 11,39 kPa (85,43 mmHg) e pressão média de 14,60 kPa (109,51 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 14,05 kPa (105,38 mmHg), mínima de 8,81 kPa (66,08 mmHg) e pressão média de 11,43 kPa (85,73 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 10,24 kPa (76,81 mmHg), mínima de 6,52 kPa (48,90 mmHg) e pressão média de 8,30 kPa (62,26 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão

ocorrem por ordem decrescente na T1, T2, T3 e T4. O pulso de vazão apresenta vazão máxima de 1.660,62 mL/min, mínima de 1.241,75 mL/min e vazão média de 1.436,78 mL/min.

Na Figura 63, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 60 °.

Figura 63 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 60 °.



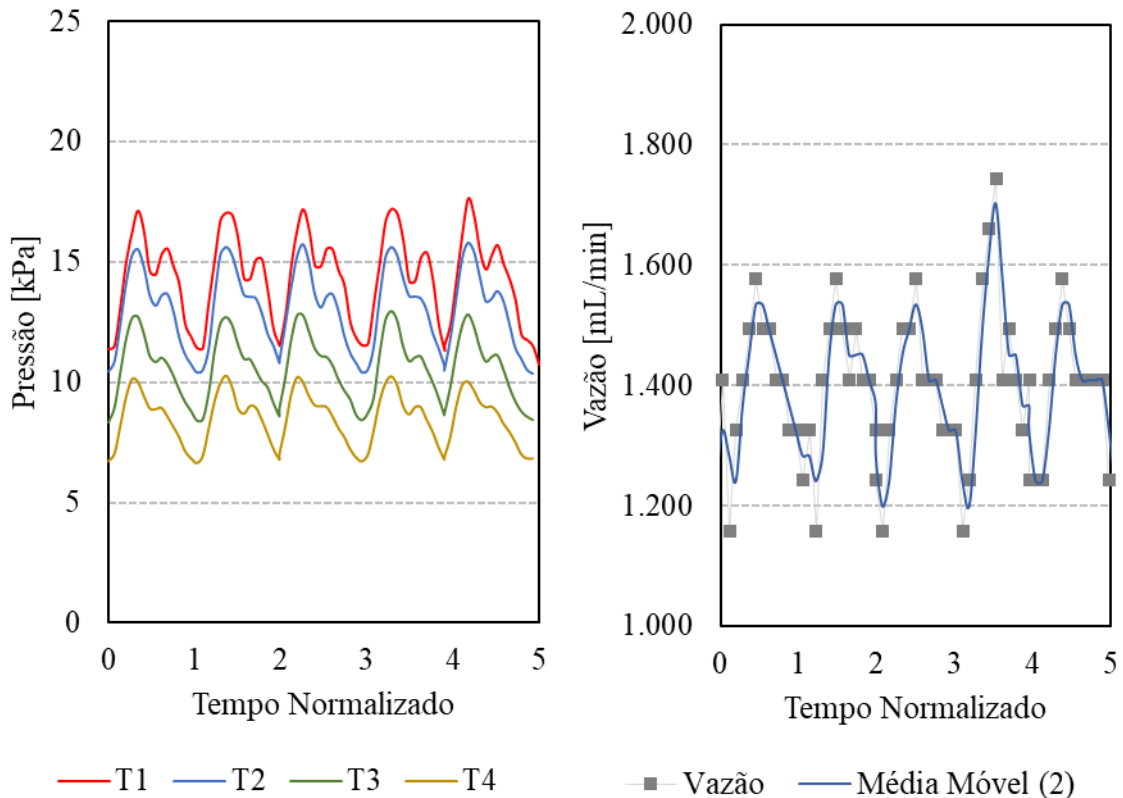
Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 63 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 60 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 17,65 kPa (132,39 mmHg) e mínima de 10,73 kPa (80,48 mmHg) e pressão média de 14,28 kPa (107,11 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 15,85 kPa (118,89 mmHg), mínima de 10,03 (75,23 mmHg) kPa e pressão média de 12,94 kPa (97,06 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 13,06 kPa (97,96 mmHg), mínima de 8,13 kPa (60,98 mmHg) e pressão média de 10,53 kPa (78,98 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 10,33 kPa (77,48 mmHg), mínima de 6,41 kPa (48,08 mmHg) e pressão média de 8,42 kPa (63,16 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão continuam a ocorrer por ordem decrescente na T1, T2, T3 e T4. O pulso de vazão obtido

apresenta vazão máxima de 1.744,39 mL/min, mínima de 1.157,97 mL/min e vazão média de 1.390,97 mL/min.

Na Figura 66, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 75 °.

Figura 64 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 75 °.

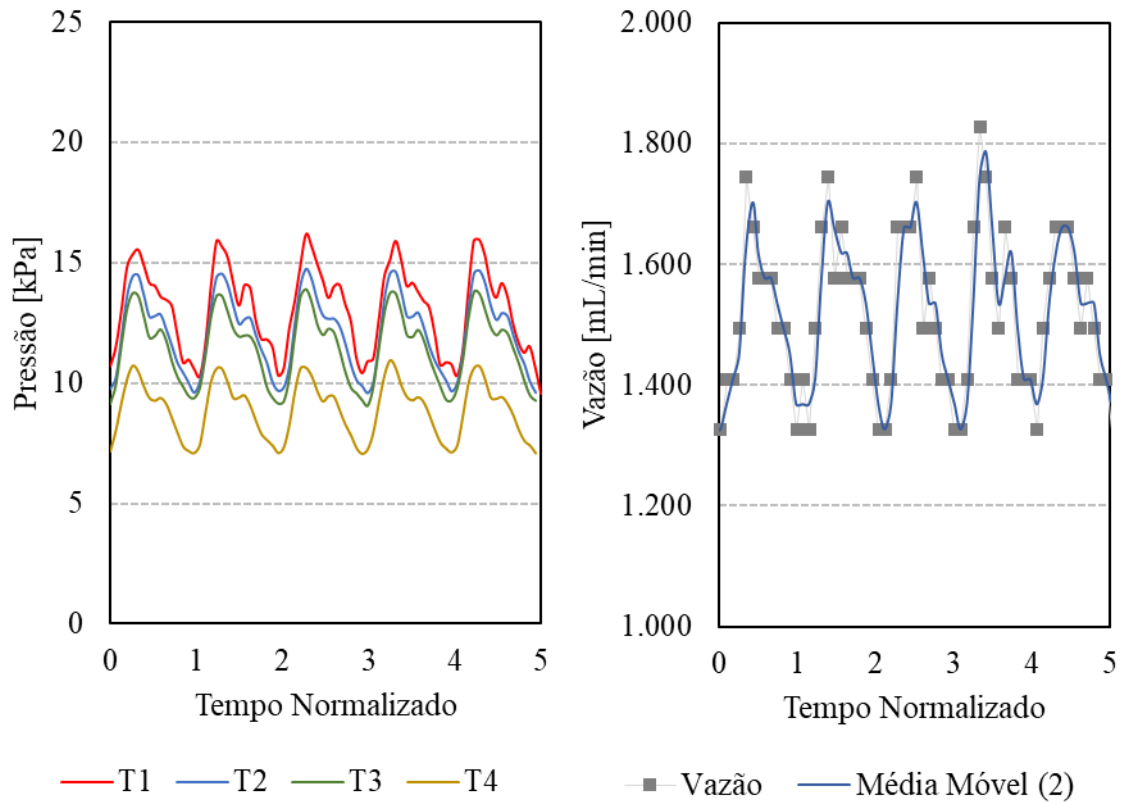


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 64 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 75 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 17,63 kPa, (132,24 mmHg), mínima de 11,03 kPa (82,73 mmHg) e pressão média de 14,36 kPa (107,71 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 16,52 kPa (123,91 mmHg), mínima de 10,67 kPa (80,03 mmHg) e pressão média de 13,49 kPa (101,18 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 15,17 kPa (113,78 mmHg), mínima de 9,75 kPa (73,13 mmHg) e pressão média de 12,26 kPa (91,96 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 12,22 kPa (91,66 mmHg), mínima de 8,04 kPa (60,31 mmHg) e pressão média de 10,08 kPa (75,61 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão ocorrem por ordem decrescente na T1, T2, T3 e T4. O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.624,40 mL/min, mínima de 1.205,50 mL/min e vazão média de 1.457,90 mL/min.

Na Figura 65, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 90 °.

Figura 65 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 90 °.

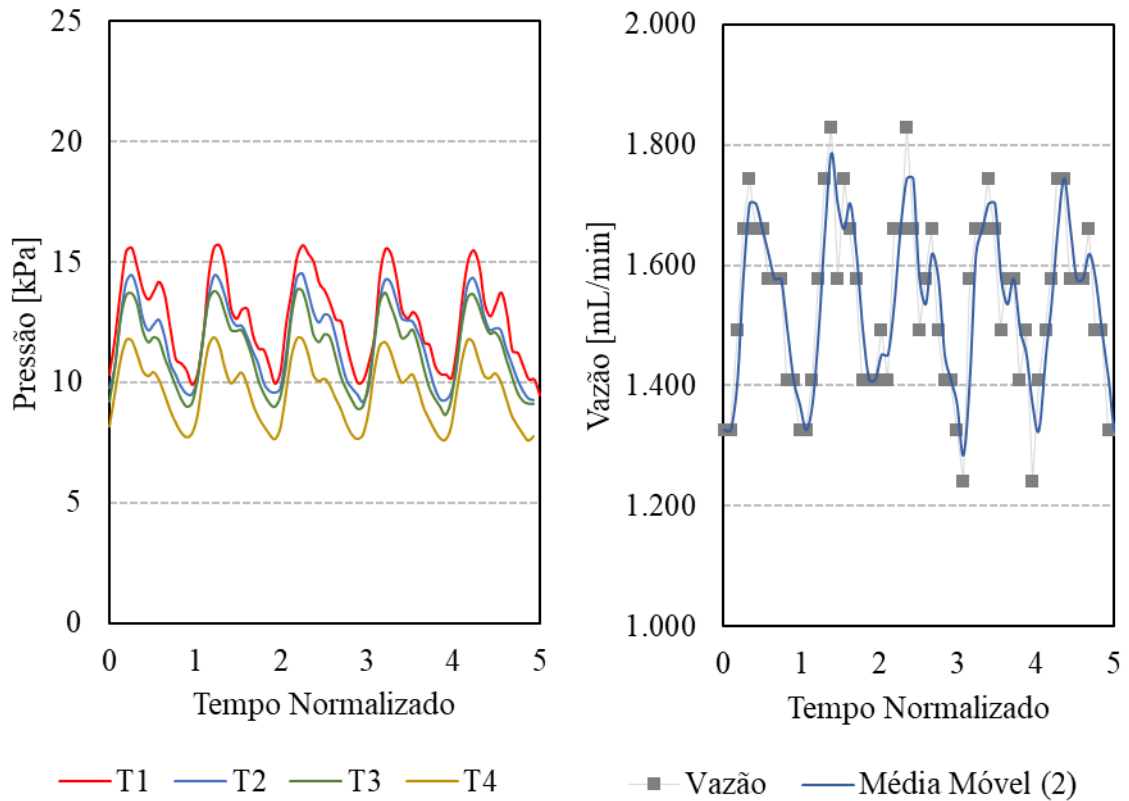


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 65 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 90 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 16,17 kPa (121,29 mmHg), mínima de 10,5 kPa (78,76 mmHg) e pressão média de 13,07 kPa (98,03 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 14,89 kPa (111,68 mmHg), mínima de 9,37 kPa (70,28 mmHg) e pressão média de 12,05 kPa (90,38 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 14,09 kPa (105,68 mmHg), mínima de 8,90 kPa (66,76 mmHg) e pressão média de 11,40 kPa (85,51 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 11,11 kPa (83,33 mmHg), mínima de 6,83 kPa (51,23 mmHg) e pressão média de 8,84 kPa (66,31 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão ocorrem por ordem decrescente na T1, T2, T3 e T4. O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.828,17 mL/min, mínima de 1.325,52 mL/min e vazão média de 1.513,48 mL/min.

Na Figura 66, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 105 °.

Figura 66 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 105 °.

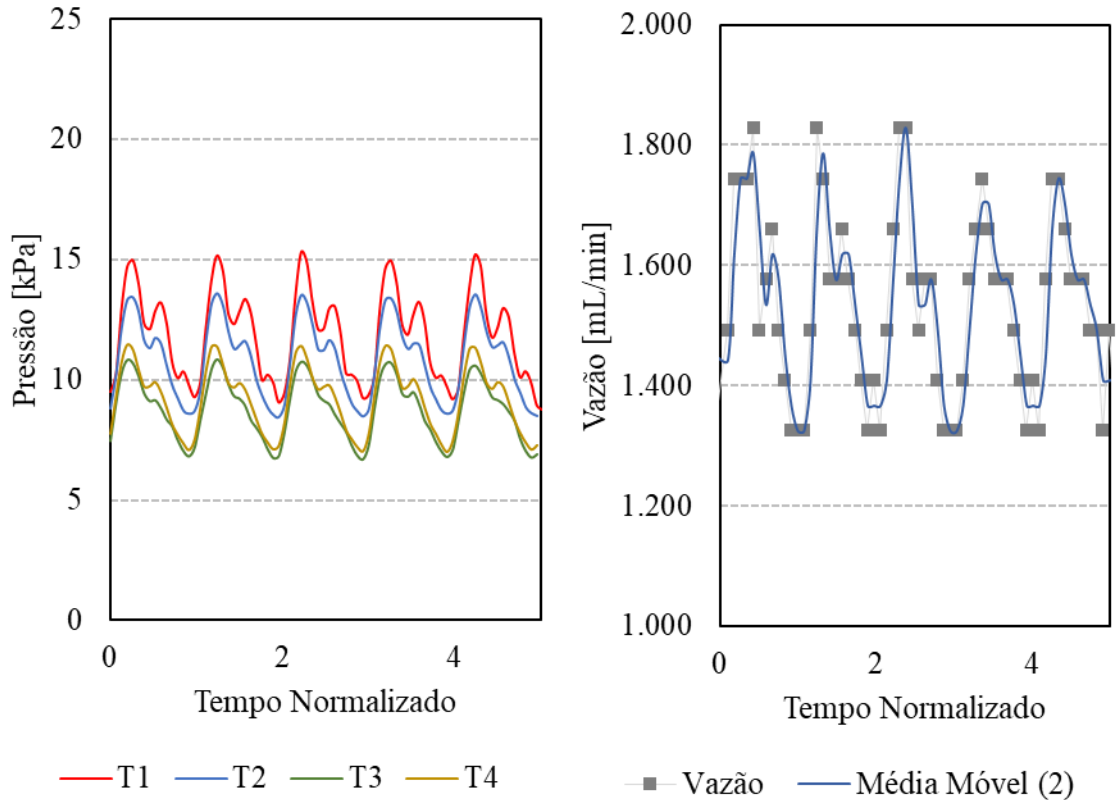


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 66 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 105 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 15,68 kPa (117,61 mmHg), mínima de 9,93 kPa (74,48 mmHg) e pressão média de 12,69 kPa (95,18 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 14,83 kPa (111,23 mmHg), mínima de 9,01 kPa (67,58 mmHg) e pressão média de 11,74 kPa (88,06 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 14,02 kPa (105,16 mmHg), mínima de 8,50 kPa (63,76 mmHg) e pressão média de 11,27 kPa (84,53 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 12,05 kPa (90,38 mmHg), mínima de 7,44 kPa (55,80 mmHg) e pressão média de 9,64 kPa (72,31 mmHg). Observa-se que os pulsos de pressão ocorrem por ordem decrescente na T1, T2, T3 e T4. O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.828,17 mL/min, mínima de 1.241,75 mL/min e vazão média de 1.531,74 mL/min.

Na Figura 67, são apresentados os dados de pressão obtidos durante o experimento na FAV in vitro com AA de 120 °.

Figura 67 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 120 °.

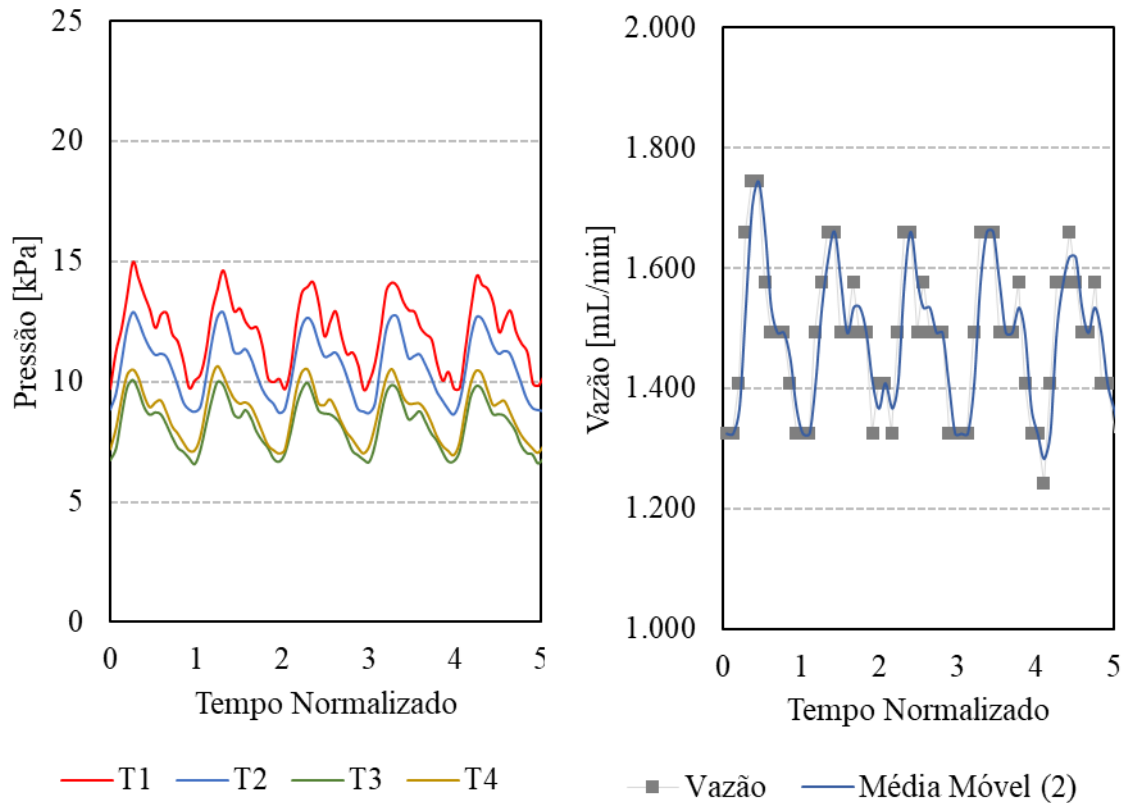


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 67 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 120 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 15,34 kPa (115,06 mmHg), mínima de 8,77 kPa (65,78 mmHg) e pressão média de 11,87 kPa (89,03 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 13,61 kPa (102,08 mmHg), mínima de 8,21 kPa (61,58 mmHg) e pressão média de 10,81 kPa (81,08 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 10,93 kPa (81,98 mmHg), mínima de 6,53 kPa (48,98 mmHg) e pressão média de 8,73 kPa (65,48 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 11,73 kPa (87,98 mmHg), mínima de 6,92 kPa (51,90 mmHg) e pressão média de 9,16 kPa (68,71 mmHg). Na T3 os dados de pressão são menores quando comparadas as AA anteriores. Essa diferença na pressão se deve a mudança na instalação da T3, transferida da parede externa para parede interna da veia. Essa mudança foi necessária por limites geométricos para instalação da T3. O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.828,17 mL/min, mínima de 1.325,52 mL/min e vazão média de 1.536,03 mL/min.

Na Figura 68, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 135 °.

Figura 68 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 135 °.

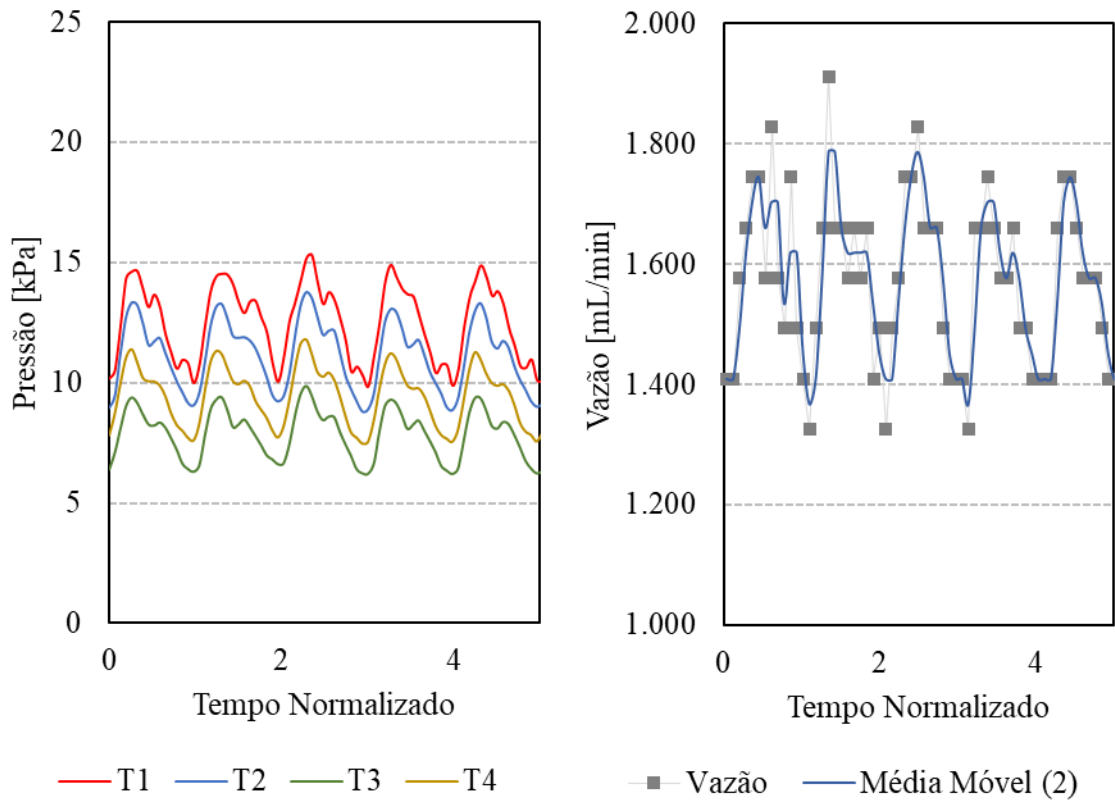


Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 68 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 135 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 14,98 kPa (112,36 mmHg), mínima de 9,68 kPa (72,61 mmHg) e pressão média de 12,05 kPa (90,38 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 13,04 kPa (97,81 mmHg), mínima de 8,46 kPa (63,46 mmHg) e pressão média de 10,65 kPa (79,88 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 10,19 kPa (76,43 mmHg), mínima de 6,32 kPa (47,40 mmHg) e pressão média de 8,21 kPa (61,58 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 10,66 kPa (79,96 mmHg), mínima de 6,84 kPa (51,30 mmHg) e pressão média de 8,68 kPa (65,11 mmHg). O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.828,17 mL/min, mínima de 1.241,75 mL/min e vazão média de 1.490,92 mL/min.

Na Figura 69, são apresentados os dados de pressão e vazão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 150 °.

Figura 69 – Gráficos de pressão e vazão pelo tempo para FAV com AA de 150 °.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Figura 69 observam-se os pulsos de pressão obtidos durante o experimento na FAV com AA de 150 °, apresentando valores na T1 com pressão máxima de 15,30 kPa (114,76 mmHg), mínima de 9,87 kPa (74,03 mmHg) e pressão média de 12,49 kPa (93,68 mmHg). Na T2 com pressão máxima de 13,76 kPa (103,21 mmHg), mínima de 8,73 kPa (65,48 mmHg) e pressão média de 11,12 kPa (83,41 mmHg). Na T3 com pressão máxima de 9,88 kPa (74,11 mmHg), mínima de 6,03 kPa (45,23 mmHg) e pressão média de 7,86 kPa (58,96 mmHg). Na T4 com pressão máxima de 11,99 kPa (89,93 mmHg), mínima de 7,25 kPa (54,38 mmHg) e pressão média de 9,43 kPa (70,73 mmHg). O pulso de vazão obtido apresenta vazão máxima de 1.911,94 mL/min, mínima de 1.325,52 mL/min, vazão média de 1.569,33 mL/min.

Os dados de pressão máxima, mínima e média na T1 são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Pressão do pulso na T1 para as FAV *in vitro*.

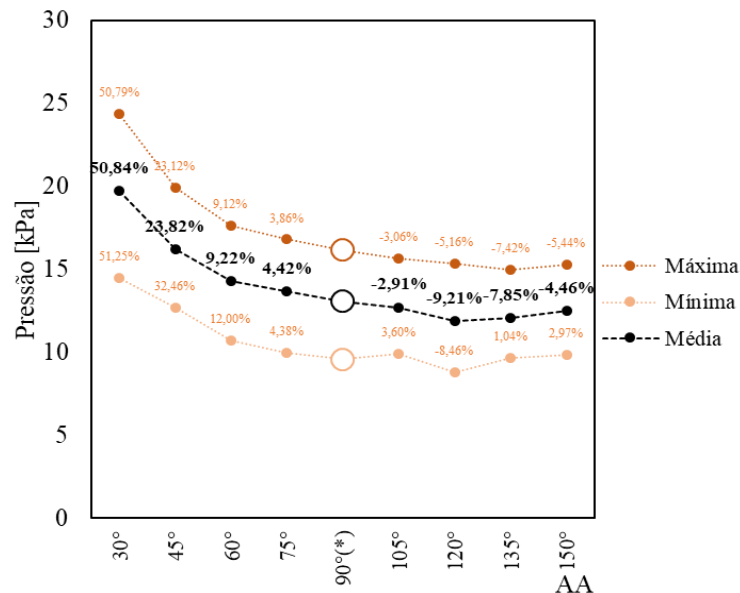
T1	AA								
	30°	45°	60°	75°	90° (*)	105°	120°	135°	150°
Máxima	24,39	19,92	17,65	17,63	16,18	15,68	15,34	14,98	15,30
Mínima	14,49	12,69	10,73	11,03	9,58	9,93	8,77	9,68	9,87
Média	19,72	16,19	14,28	14,36	13,07	12,69	11,87	12,05	12,49

\* AA de referência.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Analisando os valores de pressão na T1, nota-se um acréscimo para AA menores de 90 ° (agudos), passando de 13,07 kPa (90 °) para 19,72 kPa (30 °) na pressão média e para AA maiores de 90 ° (obtusos), há um decréscimo na pressão passando de 13,07 kPa (90 °) para 12,49 kPa (150 °). O menor valor na pressão média foi de 11,87 kPa em 120°. As variações são positivas para ângulos agudos e negativas para ângulos obtusos, este comportamento e a intensidade das variações pode ser visualizado na Figura 70.

Figura 70 – Pressão máxima, média e mínima do pulso de pressão na T1 para as FAV.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode-se notar comportamento decrescente nos parâmetros de pressão na T1 em função do aumento do AA. A taxa com que a pressão diminui com o incremento do AA, apresenta-se maiores para AA agudos e menores para AA obtusos. A variação máxima na pressão média em relação ao ângulo de referência (90°) foi de 50,84 % maior entre os AA agudos e -9,21 % menor

entre os AA obtusos. O mesmo comportamento se estende para a pressão máxima e mínima em T1. Nas condições adotadas neste trabalho, esse comportamento demonstra que as pressões a montante da anastomose são mais sensíveis para AA agudos, apresentando maiores valores de pressão quanto menor o AA.

Os dados de pressão máxima, mínima e média na T2 são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 – Pressão do pulso na T2 para as FAV *in vitro*.

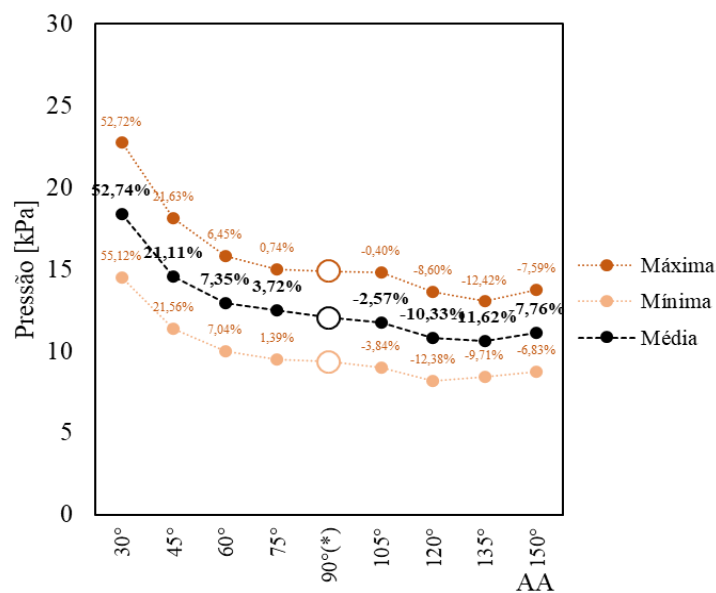
T2	AA								
	30°	45°	60°	75°	90° (*)	105°	120°	135°	150°
Máxima	22,74	18,11	15,85	16,52	14,89	14,83	13,61	13,04	13,76
Mínima	14,54	11,39	10,03	10,67	9,37	9,01	8,21	8,46	8,73
Média	18,41	14,60	12,94	13,49	12,05	11,74	10,81	10,65	11,12

\* AA de referência.

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Analisando os valores de pressão na T2, nota-se um acréscimo para os AA agudos, passando de 12,05 kPa (90°) para 18,41 kPa (30°) na pressão média e para ângulos obtusos a pressão diminui passando de 12,05 kPa (90°) para 11,12 kPa (150°). O menor valor na pressão média foi de 10,62 kPa em 135°. As variações são positivas para ângulos agudos e negativas para ângulos obtusos, este comportamento e a intensidade das variações pode ser visualizado na Figura 71.

Figura 71 – Pressão máxima, média e mínima do pulso de pressão na T2 para as FAV.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Pode-se notar comportamento decrescente nos parâmetros de pressão na T2 em função do aumento do AA. Semelhante ao comportamento da pressão na T1, a taxa com que a pressão diminui com o incremento do AA, apresenta-se maior para AA agudos e menor para AA obtusos. A variação máxima na pressão média em relação ao ângulo de referência foi de 52,74 % maior para AA agudos e -11,62 % menor para AA obtusos. O mesmo comportamento se estende para a pressão máxima e mínima em T2. A sincronia do comportamento da pressão entre a T1 e a T2 indica ausência de perturbações ou perturbações sem intensidade capaz de alterar a pressão em torno da T2.

Os dados de pressão máxima, mínima e média na T3 são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 – Pressão do pulso na T3 para as FAV *in vitro*.

T3	AA						AA		
	30°	45°	60°	75°	90° (*)	105°	120° (+)	135°	150°
Máxima	8,12	14,05	13,06	15,17	14,09	14,02	10,93	10,19	9,88
Mínima	4,82	8,81	8,13	9,75	8,90	8,50	6,53	6,32	6,03
Média	6,39	11,43	10,53	12,26	11,40	11,27	8,73	8,21	7,86
Grupo 1							Grupo 2		

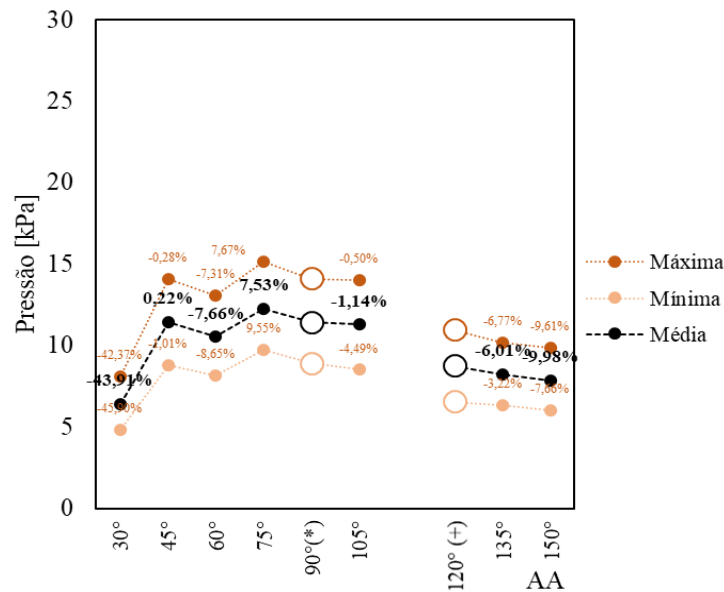
\* AA de referência para FAV com T3 na parede externa (Grupo 1).

+ AA de referência para FAV com T3 na parede interna (Grupo 2).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Como mencionado na metodologia, a T3 foi instalada na parede externa no início do segmento venoso para as FAV com AA entre 30° e 105° e, por limitações geométricas foi realocada para a parede interna nas FAV com AA entre 120° e 150°. Sendo assim, os valores de pressão serão avaliados por grupos. Os valores de pressão na T3 do Grupo 1, apresenta menor pressão média de 6,39 kPa (30°) e maior de 12,26 kPa (75°). Os valores de pressão na T3 do Grupo 2 são decrescentes com o aumento do AA, passando de 8,73 kPa (120°) para 7,86 kPa (150°) na pressão média. O comportando variado do Grupo 1 e decrescente no Grupo 2 pode ser visualizado na Figura 72.

Figura 72 – Parâmetros do pulso de pressão na T3 para as FAV.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode-se notar comportamento com aspecto crescente nos parâmetros de pressão na T3 para as FAV do Grupo 1 entre os AA de 30 ° a 75 ° e em seguida os valores de pressão diminuem. Diferente das pressões na T1 e T2, a T3 (Grupo 1) não apresenta tendência bem definida, isso pode indicar a presença de perturbações no fluxo em torno da T3. Na Figura 72, pode-se notar comportamento decrescente nos parâmetros de pressão na T3 para o Grupo 2. Esse fato diverge ao comportamento observado na T1 e T2.

Os dados pressão de máxima, mínima e média na T4 são apresentados Tabela 7.

Tabela 7 – Pressão do escoamento pulsátil na T4.

T4	AA								
	30°	45°	60°	75°	90° (*)	105°	120°	135°	150°
Máxima	9,64	10,24	10,33	12,22	11,11	12,05	11,73	10,66	11,99
Mínima	5,94	6,52	6,41	8,04	6,83	7,44	6,92	6,84	7,25
Média	7,72	8,30	8,42	10,08	8,83	9,64	9,16	8,68	9,43

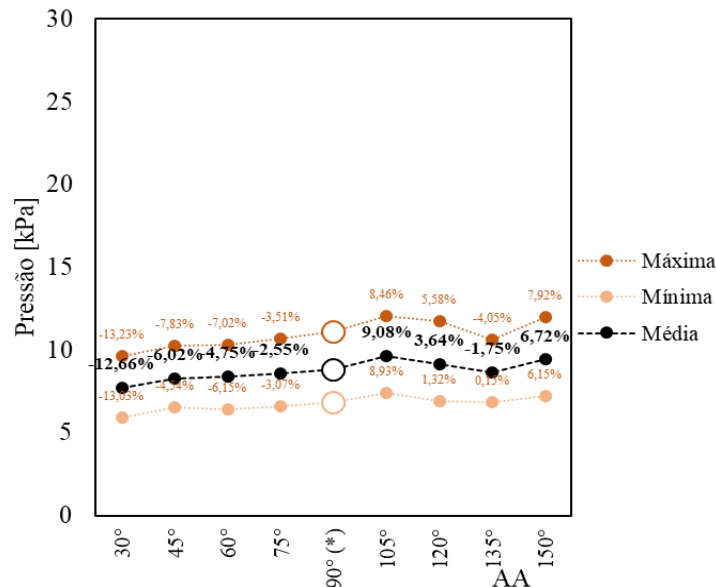
\* AA de referência.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Analisando os valores de pressão na T4, nota-se tendência crescente, com exceção do trecho entre 105° e 135° com leve diminuição dos valores de pressão. Para AA agudos, a pressão média foi de 8,83 kPa (66,23 mmHg) no AA de 90° passando para 7,72 kPa (57,90

mmHg) no AA de 30°. Para ângulos obtusos variando de 8,83 kPa (66,23 mmHg) no AA de 90° para 9,43 kPa (70,73 mmHg) no AA 150°. As pressões apresentam-se, em sua maioria, com variações negativas para ângulos agudos e variações positivas para ângulos obtusos, com exceção do AA com 135°. Este comportamento e a intensidade das variações pode ser visualizado na Figura 73.

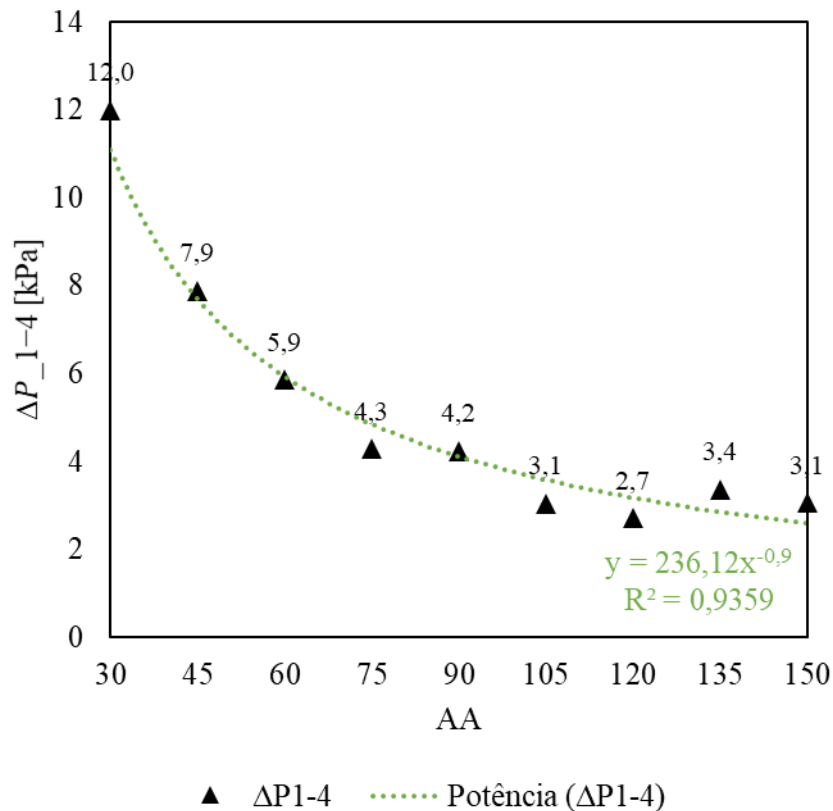
Figura 73 – Parâmetros do pulso de pressão na T4 para as FAV.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Pode-se notar comportamento crescente nos parâmetros de pressão na T4 com o aumento do AA, com exceção do trecho entre 105° e 135° que apresenta leve diminuição da pressão. A variação máxima na pressão média em relação ao ângulo de referência (90°) foi de -12,66 % menor para AA agudos e 9,08 % maior para AA obtusos. O mesmo comportamento se estende para a pressão máxima e mínima em T4. Nas condições adotadas neste trabalho, esse comportamento demonstra que a pressão a jusante da anastomose é mais sensível para AA agudos, apresentando menores valores de pressão quanto menor o AA.

Os resultados das pressões em T1 e T4 demonstram pressurização do sistema à montante da anastomose e levemente despressurizado a jusante em AA agudos. A diferença entre as pressões em T1 e T4 ( $\Delta P_{1-4}$ ) determina a resistência total para o escoamento. Para quantificar a resistência total calculou-se  $\Delta P_{1-4}$  para cada AA. Na Figura 74, pode visualizar os resultados para  $\Delta P_{1-4}$  em função do AA.

Figura 74 – Diferencial de pressão entre T1 e T4 ( $\Delta P_{1-4}$ ).

Fonte: Elaborado pelo autor.

O diferencial de pressão entre T1 e T4 ( $\Delta P_{1-4}$ ) diminuiu à proporção que o AA é aumentado. Os valores diminuíram de 12,0 kPa (90 mmHg) em 30 ° para 3,1 kPa (23,25 mmHg) em 150 °. Através desses pontos, a função potência foi utilizada para representar o comportamento da queda de pressão. Na Equação 9, são apresentados a função potência com  $k = 236,12$  e  $a = -0,9$ :

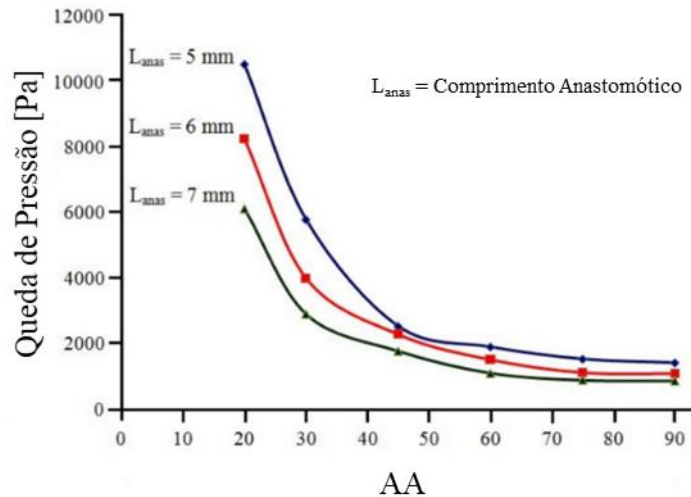
$$\Delta P_{1-4} = 236,12 * AA^{-0,9} \quad \text{Equação 9}$$

onde  $\Delta P_{1-4}$  é o diferencial de pressão entre T1 e T4 e AA é o ângulo de anastomose.

Essas diferenças de pressão são similares em outros trabalhos com FAV. ENE-IORDACHE *et al.* (2013) demonstraram que a queda de pressão diminuiu em 43 %, passando de 14,75 mmHg para 6,4 mmHg ao aumentar o AA de 30 ° para 90 ° em FAV. Em HASSAN *et al.* (2012), estudaram a queda de pressão em diferentes AA da FAV para investigar o efeito da pressão. Os resultados apontaram diminuição na queda de pressão com o aumento do AA,

estabilizando a queda de pressão em torno de  $75^\circ$ . Na Figura 75, pode-se visualizar os resultados da queda de pressão para diferentes AA do trabalho de HASSAN *et al.* (2012). Figura 75 – Queda de pressão para diferentes AA.

Figura 75 – Queda de pressão para diferentes AA.



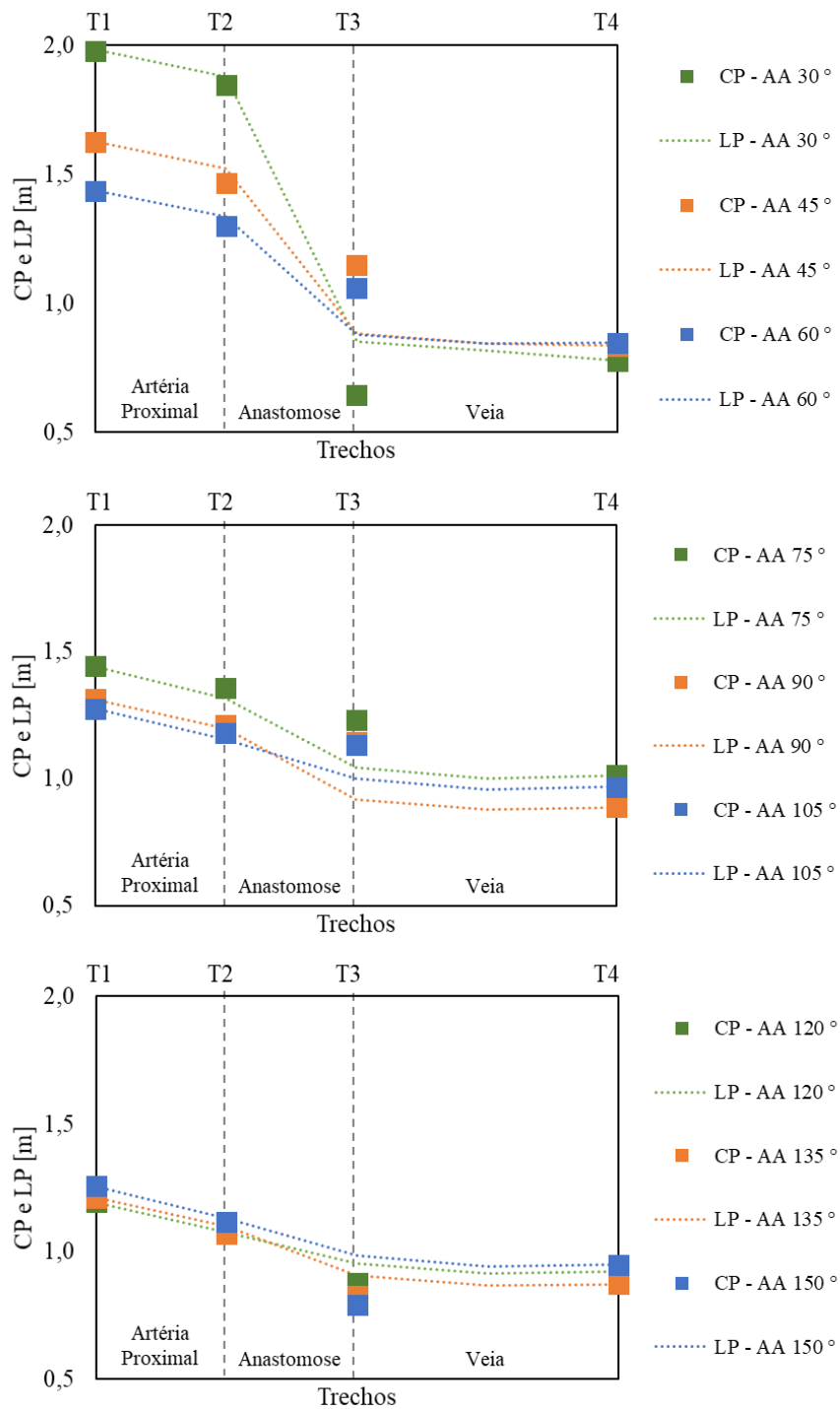
Fonte: HASSAN *et al.* (2012)

Os resultados de HASSAN *et al.* (2012) apresentam maior taxa decrescentes com tendência à assíntota em AA menores que  $90^\circ$ . A diferença na intensidade da queda de pressão pode ser presumida pelo tamanho da área da anastomose, grau de deformação no segmento venoso e parâmetros do fluido considerados na simulação. Apesar dessas diferenças o comportamento  $\Delta P_{1-4}$  corroboram com a literatura. A queda de pressão diminuiu 26%. Essa resposta aponta a influência do AA para estabelecer o grau de resistência ao escoamento. Sendo assim, controlar o AA da FAV parece ser oportuno para determinar a dissipação da energia através da queda de pressão e consequentemente do campo de velocidade local.

As tomadas T2 e T3 foram instaladas na artéria do lado oposto à anastomose e no início do segmento venoso, respectivamente. Foram colocadas nessas regiões com a intenção de detectar a presença de perturbações no fluxo através da pressão. Para apontar a dissipação de energia na anastomose e indicar as perturbações no fluxo, calculou-se a linha piezométrica para os seguintes segmentos: artéria proximal, anastomose e segmento venoso. As pressões obtidas foram transformadas em energia por unidade de peso (carga de pressão) e foram correlacionadas a linha piezométrica.

Na Figura 76, observam-se as cargas de pressões equivalentes as pressões obtidas em T1, T2, T3 e T4, assim como a linha piezométrica calculada. A inclinação da linha piezométrica define as perdas de carga associadas a cada segmento: artéria proximal, anastomose, veia. Quanto maior a inclinação da linha piezométrica maior a perda de carga.

Figura 76 – Carga de Pressão (CP) na T1, T2, T3 e T4 e Linhas Piezométricas (LP).

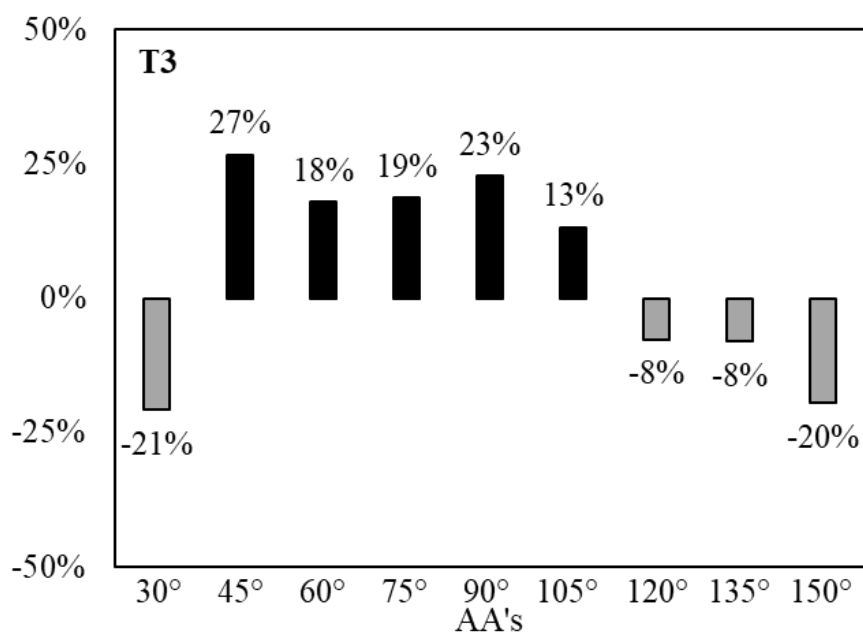


Fonte: Elaborado pelo Autor.

A linha piezométrica demonstra que a maior perda de carga estar associada a anastomose, sendo a arterial proximal em segundo e por último o segmento venoso. Quanto maior o AA menor a inclinação da linha piezométrica na anastomose. A inclinação da LP diminuiu 73 % entre os AA de 30 ° e 90 °, variando de 1,03 m para 0,28 m. Entre os AA de 90 ° e 150 ° a inclinação variou de 0,28 m para 0,15 m. Para AA de 30 ° a porcentagem de perda de carga associada a anastomose representa 85 % do valor total. As inclinações das LP confirmam que a energia dissipada durante o escoamento na FAV em AA agudos é provocada pela presença da anastomose. Em AA obtusos a dissipação da energia na anastomose apresenta-se equivalente ao segmento arterial.

A correlação da CP na T2 e a LP apresenta pequenas variações. O valor máximo da variação foi de 5 % na FAV com AA de 45 °. A correlação da CP na T3 e a LP apresenta variações mais expressivas. Observa-se para os AA de 30 °, 120 °, 135 ° e 150 ° a CP em T3 está abaixo da LP correspondente. Para os demais ângulos pode-se observar a valores de CP em T3 acima da LP correspondente. A maior variação positiva foi de 27 % no AA de 45° e a maior variação negativa de 21 % no AA de 30 °. Na Figura 77, são apresentadas as variações entre as CP na T3 e a LP.

Figura 77 – Diferença entre Carga de Pressão Medida e Estimada na T3.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

As variações positivas apontam para perturbações que incrementam a pressão estimada. A possibilidade que explica esse incremento de pressão seria a contribuição da pressão dinâmica. Possivelmente o sensor de pressão está medindo a pressão estática mais uma parcela da pressão dinâmica devido ao posicionamento das tomadas de pressão e a direção da corrente do escoamento.

As variações negativas apontam para perturbações no fluxo que provocam diminuição da pressão estimada. Para o AA de  $30^\circ$  a variação de  $-21\%$  pode ser pela formação de *vena contracta*. A mudança brusca da geometria na anastomose provoca ponto de separação do fluxo causando recirculações na parede interna da veia. A recirculação diminui a área efetiva para o fluxo da corrente principal, acelerando as partículas fluidas e diminuindo a pressão local. Outra possibilidade para diminuição na pressão poderia ocorrer em virtude da presença de ponto de estagnação na parede externa abaixo da região que foi instalado a T3. Dessa forma as partículas fluidas estagnadas seriam ao longo da parede retomando a velocidade da corrente principal. Independente das possibilidades as variações indicam a ocorrência de perturbações no fluxo na região da T3.

Os resultados experimentais nas FAV *in vitro* demonstram que o AA influencia a energia associada ao escoamento na FAV. Para FAV com AA menores que  $90^\circ$  há presença de pressurização à montante e despressurização à jusante, resultando em diferencial de pressão expressivo e conseqüentemente maior energia dissipada durante o escoamento. As linhas piezométricas confirmam que a região da anastomose é a principal responsável pela dissipação da energia do escoamento na FAV. As variações apresentadas entre as cargas de pressão medida na T3 e a linha piezométrica evidenciam que na região da anastomose há presença de perturbações que alteram as pressões e conseqüentemente o campo de velocidade. Sendo assim, as FAV *in vitro* com AA de  $120^\circ$  e  $135^\circ$  proporcionam menores valores no diferencial de pressão, menores perdas de cargas na anastomose e menores variações entre a perda de carga e a linha piezométrica.

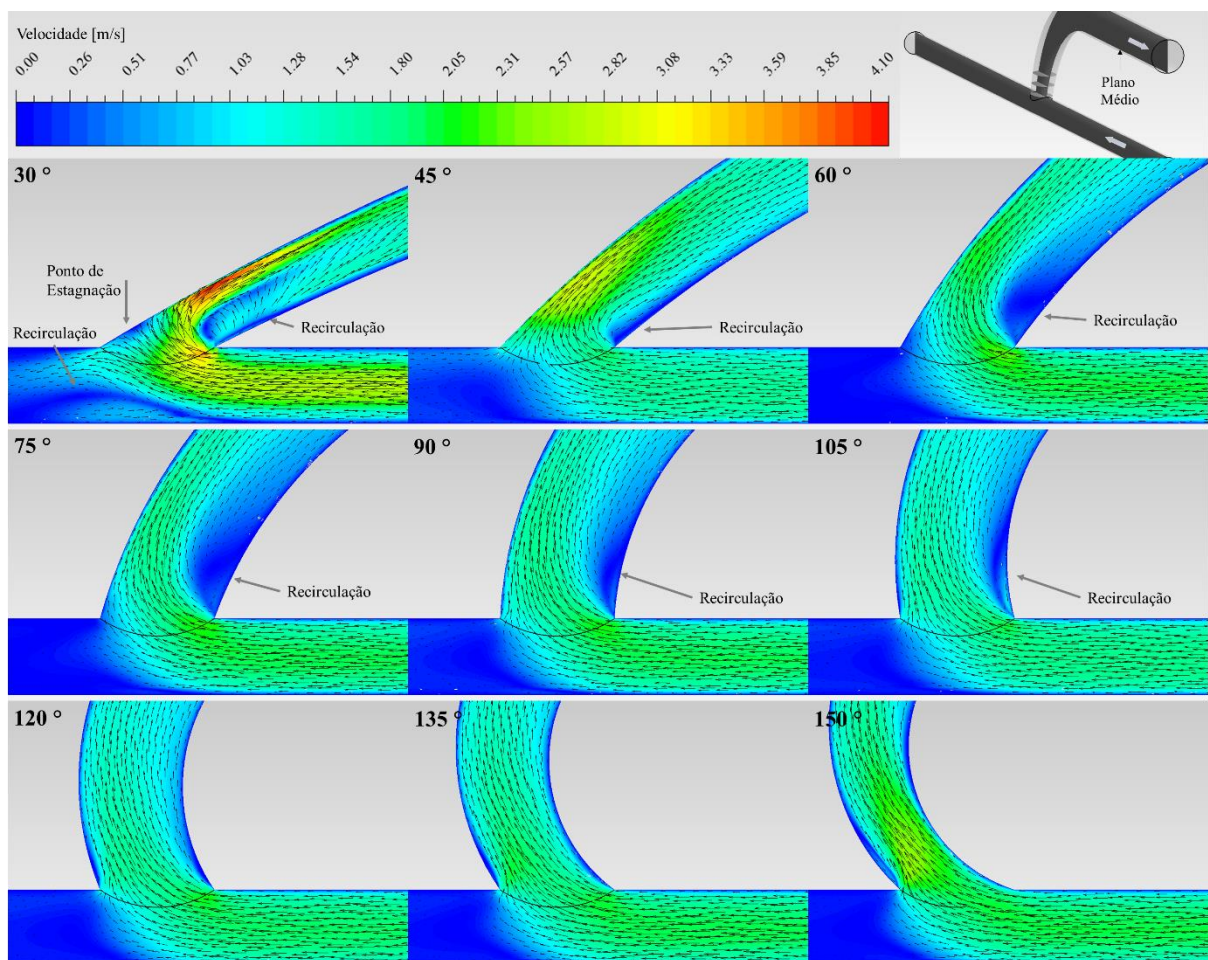
## 5.4 SIMULAÇÕES COM FAV *in silico*

### 5.4.1 Campo de Velocidade

Os dados obtidos para o campo de velocidade nas FAV *in silico* para AA de 30 °, 45 °, 60 °, 90 °, 105 °, 120 °, 135 ° e 150 °, são apresentados em seguida. As simulações foram realizadas considerando uma vazão mássica de 0,0188 kg/s que representa vazão volumétrica de aproximadamente 1.074 mL/min, massa específica de 1.050 kg/m<sup>3</sup> e viscosidade dinâmica de 3,003 mPa.s (KRISHNAMOORTHY *et al.*, 2008; SIVANESAN *et al.*, 1999).

Definiu-se no Plano Médio da FAV, vetores (em preto) com a direção e o sentido da velocidade e mapa de cores com magnitude da velocidade. Tons de cor quentes (vermelho) representa maior velocidade e tons frios (azul) menor velocidade. Na Figura 78, são apresentados o campo de velocidade sobre o Plano Médio em cada AA.

Figura 78 – Vetores velocidade no plano médio.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Pelo plano médio percebe-se que o fluido se aproxima da região da anastomose sem perturbações no comportamento do fluxo. Ao entrar na região da anastomose alterações no fluxo são observados pela formação de zonas de recirculação, pontos de separação e pontos de estagnação para alguns AA. Na região da anastomose o fluxo se concentra próximo a parede externa do segmento venoso. Para os AA entre  $30^\circ$  e  $105^\circ$  há ponto de separação do escoamento formado pela mudança brusca na geometria. Nesses casos, essa condição favorece a formação de duas regiões, uma constituída pela corrente principal do fluxo e uma região de fluxo secundário produzindo recirculações na parede interna do segmento venoso.

A velocidade máxima do escoamento na entrada da anastomose foi resultante de dois fatores observados. O primeiro é devido a formação da zona de recirculação e o segundo pela geometria da anastomose. A zona de recirculação diminui a área da corrente principal acelerando o fluxo, condição semelhante a formação de *vena contracta*. Portanto, quanto maior a zona de recirculação maior a velocidade da corrente principal. A área da anastomose é a mesma para todas as FAV modeladas, sendo assim o segmento venoso deforma-se causando estreitamento da geometria e conseqüentemente reduzindo a área transversal para o escoamento. A menor área transversal pelo estreitamento da geometria é observada para os AA de  $30^\circ$  e  $150^\circ$ , aumentando a área na proporção que o AA tente a  $90^\circ$ . Após a região da anastomose o fluxo é gradualmente relaminarizado regularizando o perfil de velocidade sem a presença de perturbações no fluxo.

Na Tabela 8 são apresentados os valores da velocidade máxima para cada AA.

Tabela 8 – Velocidade máxima do escoamento.

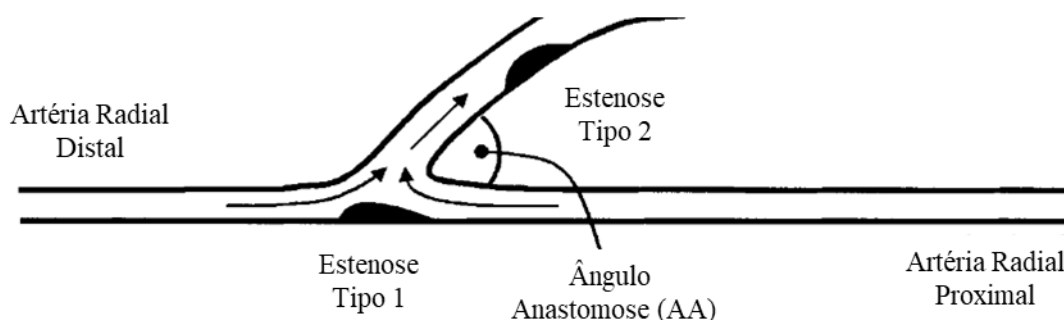
AA	$30^\circ$	$45^\circ$	$60^\circ$	$75^\circ$	$90^\circ$	$105^\circ$	$120^\circ$	$135^\circ$	$150^\circ$
Velocidade Máxima	4,00	2,93	2,33	2,19	2,15	2,01	2,11	2,03	2,51

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Somente para AA de  $30^\circ$  houve a presença de ponto de estagnação na parede externa no segmento venoso. Esse resultado também pode ser visualizado no trabalho de SIVANESAN; HOW; BAKRAN (1999), ao utilizarem técnica de visualização do fluxo para escoamento com artéria distal ocluída e AA de  $30^\circ$ . Observa-se ponto de estagnação presente na parede externa da veia, com recirculação no sentido horário na artéria distal e outro na parede interna da veia.

Os resultados do campo de velocidade apontam concordância com BESSA (2004), VAN CANNEYT *et al.* (2010) e SANTORO *et al.* (2014). Eles mostraram zonas de recirculação na parede interna no segmento venoso. Segundo SIVANESAN *et al.* (1999), as regiões de recirculação são locais propício para desenvolvimento de patologias que causa estenose no vaso. De acordo com seus critérios de classificação, a recirculação apresentada na artéria distal para AA de 30 ° são do tipo 1 e as recirculações apresentadas no segmento venoso para AA de 30 ° a 105 ° são do tipo 2.

Figura 79 – Localização das estenoses.



Fonte: SIVANESAN; HOW; BAKRAN (1999).

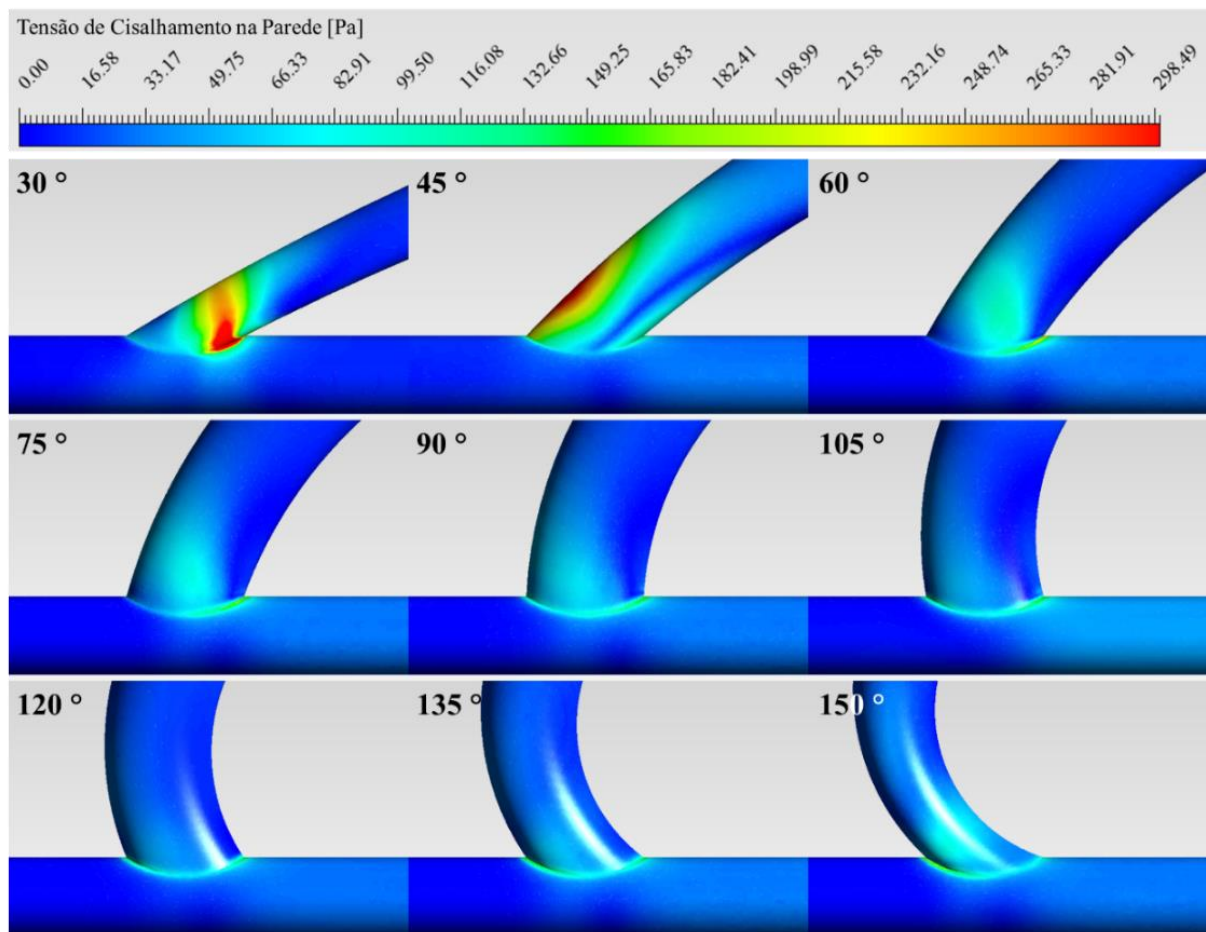
Em regiões onde o fluxo é laminarizado, os elementos figurados do sangue ocupam a corrente axial central do fluxo. Em recirculações os elementos estão expostos a baixas velocidades que aumentam a concentração de elementos nessas regiões. As baixas velocidades nessas regiões causam diminuição da tensão de cisalhamento na parede a níveis não fisiológicos. As células endoteliais expostas a níveis baixos de tensão de cisalhamento aliado ao aumento da concentração, estão sujeitas a uma maior permeabilidade permitindo que monócitos e plaquetas se aderem ao endotélio. Após a adesão, os monócitos penetram na íntima, transformam-se em macrófagos e acumulam lipídeos tornando-se em células espumosas. Fatores de crescimento são liberados pelas plaquetas ativadas determinando a migração das células do músculo liso da camada média para a íntima, levando ao acúmulo de colágeno. Esse mecanismo forma uma placa de aterosclerose causando estenose e comprometendo a FAV (CIRCUITS, 2017; HE *et al.*, 2018; HONDA *et al.*, 2001; LONGEST; KLEINSTREUER, 2003; ROBBINS *et al.*, 2001).

### 5.4.2 Tensão de Cisalhamento

Os dados obtidos para a tensão de cisalhamento na parede dos segmentos nas FAV *in silico* para AA de 30 °, 45 °, 60 °, 90 °, 105 °, 120 °, 135 ° e 150 °, são apresentados em seguida.

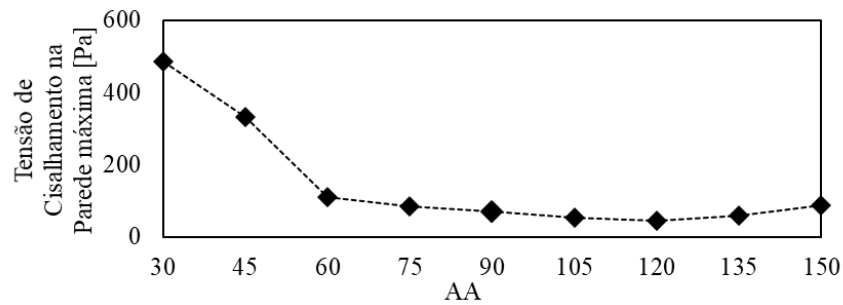
Na Figura 80, pode-se visualizar o mapa de cores da  $\tau_w$  calculada na parede dos segmentos. A tonalidade de cor quente (vermelho) representa maiores valores de  $\tau_w$  na parede e tons frios (azul) representa menores valores de  $\tau_w$ .

Figura 80 – Tensão de cisalhamento na parede.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

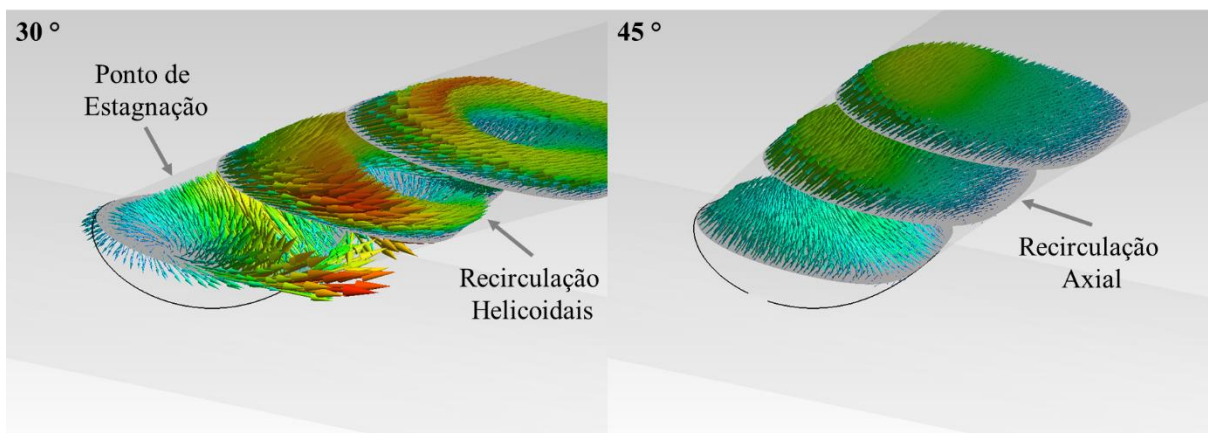
Percebe-se que as tensões de cisalhamento na parede dos segmentos apresentam variações entre os AA. Ao aumentar o AA dois fatores são observados, primeiro a diminuição do pico da  $\tau_w$  e segundo a áreas exposta. O valor da tensão máxima foi de 486 Pa para o AA de 30 ° e diminuindo para 46 Pa para o AA de 120 °, voltando aumentar para 87 Pa para o AA de 150 °. Na Figura 81, pode-se visualizar o comportamento do pico de  $\tau_w$  em função do AA.

Figura 81 –  $\tau_w$  máxima.

Fonte: Elaborado pelo Autor.

A  $\tau_w$  é correspondente a viscosidade do fluido e ao gradiente de velocidade ou taxa de deformação entre as camadas fluidas. Para um homem com porcentagem de hematócrito normal, em torno de 45 %, a viscosidade sanguínea diminui a taxas decrescentes e se torna constante, em aproximadamente 3 mPa.s para gradiente de velocidade acima de  $100 \text{ s}^{-1}$ . Neste trabalho, considerou-se o sangue como fluido Newtoniano, ou seja, viscosidade constante. Essa simplificação da viscosidade é satisfatória para simulações e estudos do escoamento em FAV. O gradiente de velocidade médio foi bem superior a  $100 \text{ s}^{-1}$ . Portanto a viscosidade entre os AA não afetaram os cálculos da  $\tau_w$ .

As variações na  $\tau_w$  na parede, podem ser explicadas pelas diferenças no gradiente de velocidade em consequência do campo de velocidade em cada AA. Na Figura 82 observam-se os vetores velocidades em planos cortando o segmento venoso, paralelo e distanciados em 2, 4 e 6 mm da linha de centro na artéria.

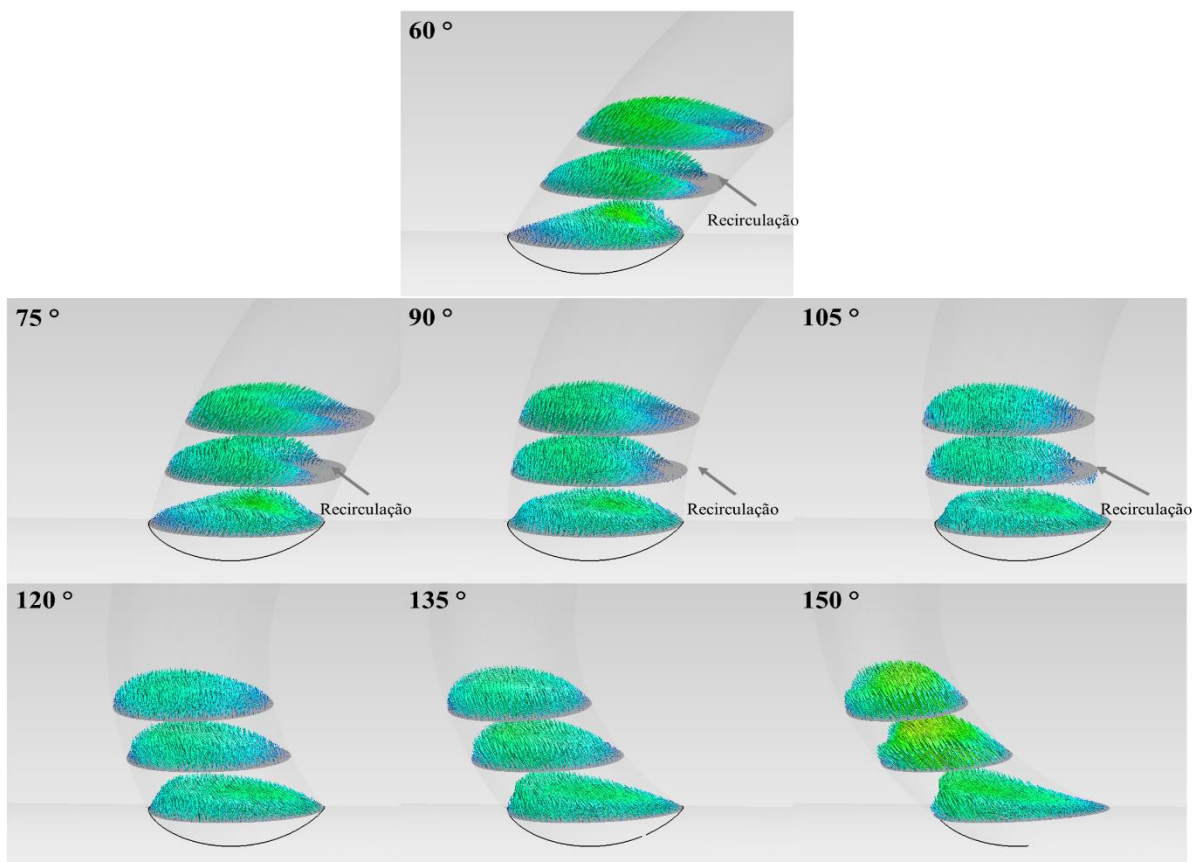
Figura 82 – Distribuição dos vetores velocidades para o AA de  $30^\circ$  e  $45^\circ$ .

Fonte: Elaborado pelo Autor.

Observa-se diferenças na magnitude e orientação dos vetores velocidade nos AA de  $30^\circ$  e  $45^\circ$ . A formação do elevado gradiente de velocidade para o AA de  $30^\circ$  é justificado por uma maior deformação no segmento venoso estreitando a área na parte curva. Dessa forma não há espaço suficiente para que o fluxo escoe, ocorrendo choque na parede externa da veia. Essa região de estagnação do fluido causa uma grande zona de recirculação reduzindo a área da corrente principal. Após o choque as partículas fluidas estagnadas são arrastadas pelo movimento da corrente principal nas camadas adjacentes, gerando um elevado gradiente de velocidade com recirculações helicoidais. Por consequência a  $\tau_w$  na FAV com AA de  $30^\circ$  apresenta maiores valores na região lateral. O pico na  $\tau_w$  para AA de  $30^\circ$  foi de 570 Pa.

Para o AA de  $45^\circ$  as trajetórias das partículas fluidas realizam movimento curvo sem choque na parede externa da veia. A ausência do ponto de estagnação modifica a magnitude e a orientação dos vetores velocidades na região, alterando os valores da  $\tau_w$  e a área exposta. Em consequência, a  $\tau_w$  na FAV com AA de  $45^\circ$  apresenta maiores valores na região da parede externa no segmento venoso. O pico na  $\tau_w$  foi de 332 Pa.

Figura 83 – Distribuição dos vetores velocidades nos planos transversais.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Para os demais AA, os maiores valores da  $\tau_w$  apresentam-se na região lateral no início do segmento venoso em concomitância ao gradiente de velocidade. Isto posto, a influência na largura da área de anastomose de 4 mm se torna significativa e por essa razão os maiores valores na magnitude dos vetores de velocidades estão localizados na lateral da veia.

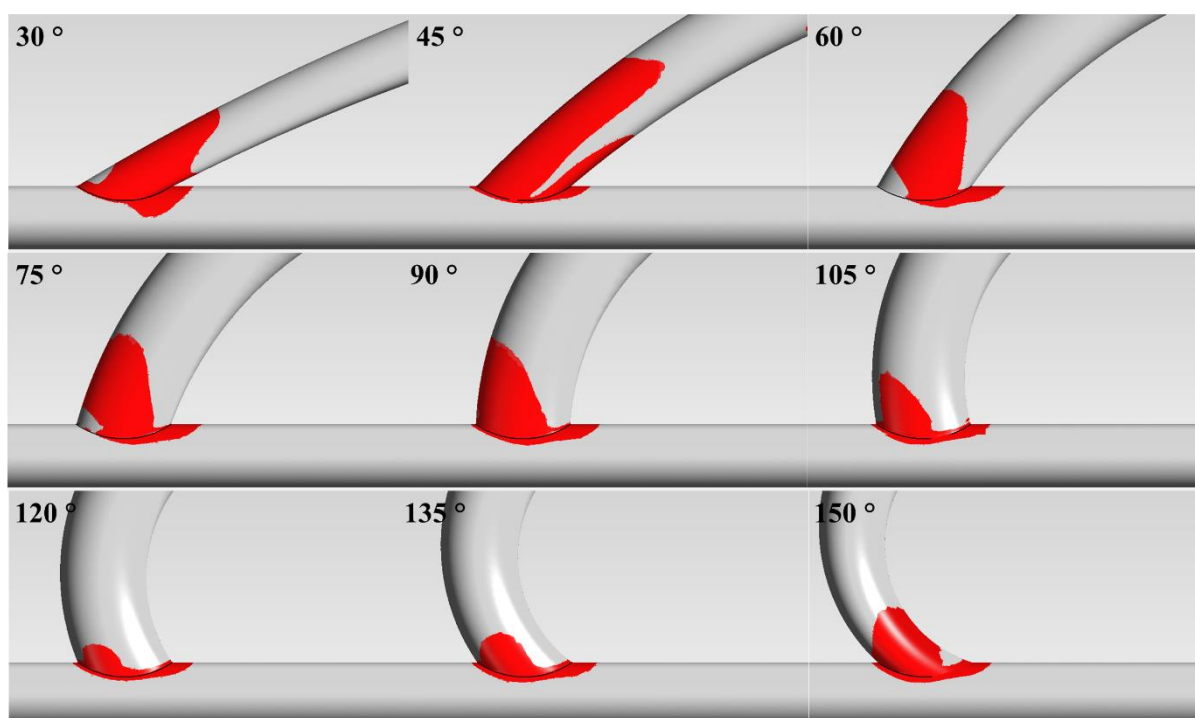
Os valores da  $\tau_w$  fisiológico podem variar entre 0,5 Pa e 1,5 Pa (DAMMERS *et al.*, 2003) e podendo chegar a valores de 1,0 Pa a 7,0 Pa nas artérias. Nas veias os valores fisiológicos da  $\tau_w$  são de 0,35 Pa a 0,45 Pa (CARROLL *et al.*, 2011) e podendo chegar a valores entre 0,1 Pa a 0,6 Pa (MALEK; ALPER; IZUMO, 1999). Na artéria braquial o fluxo sanguíneo médio é de aproximadamente 85 mL/min, contudo após a criação da FAV braquiocefálica o fluxo passa para valores entre 425 e 850 mL/min, já nas fístulas radiocefálicas os valores são da ordem de 150 a 600 mL/min (BROWNE *et al.*, 2015). Outros trabalhos apontam valores maiores da vazão após a confecção da FAV. Neste trabalho as tensões cisalhamento foram elevadas devido à alta vazão de 1.074 mL/min, correspondendo ao pico sistólico utilizado em KRISHNAMOORTHY *et al.*, 2008, todavia representando apenas um instante do pulso.

Com o aumento do fluxo sanguíneo há um aumento das forças de cisalhamento a níveis acima do normal causando um aumento do lúmen (seção transversal) da veia. As forças de cisalhamento alinhando as células endoteliais que funcionam como sensores mecânicos, atuando no processo de liberação de fatores de relaxamento como o óxido nítrico e prostaciclina que promovem uma vasodilatação e um aumento do diâmetro interno do vaso para diminuição gradual da  $\tau_w$  (CORPATAUX, 2002). Essa alteração geométrica no vaso é chamado de remodelamento vascular (BROWNE *et al.*, 2015) e ocorre durante a maturação. Porém as tensões de cisalhamento mostraram-se permanentemente elevadas mesmo após o processo de maturação (DAMMERS *et al.*, 2005; ENE-IORDACHE *et al.*, 2003). Achados semelhantes foram encontrados em estudos CFD anteriores realizados em geometrias idealizadas (VAN CANNEYT *et al.*, 2010; VAN TRICHT *et al.*, 2006) e em investigações específicas em pacientes (CARROLL *et al.*, 2011; ENE-IORDACHE *et al.*, 2001; KHARBOUTLY *et al.*, 2007).

Estudos associaram que níveis elevados da  $\tau_w$  podem levar à degeneração e denudação das células endoteliais, que estão associadas ao desenvolvimento de patologias que promovem estenoses comprometendo o fluxo sanguíneo e a FAV (FRY, 1968; HOF SIR *et al.*, 1996; LANGILLE; REIDY; KLINE, 1986). Tensões de cisalhamento acima de 7,5 Pa por 5 min há

estimulação para agregação de leucócitos e plaquetas (JIA *et al.*, 2015). Tensões de cisalhamento acima de 50 Pa por 1 s ou acima de 400 Pa por 0,01 s, ocorre a liberação de serotonina que leva à vasoconstrição e eleva ainda mais a tensão de cisalhamento. Valores para tensão de cisalhamento acima de 35 a 40 Pa danificam as células endoteliais dentro de uma hora após a exposição (VAN TRICHT *et al.*, 2005). Para indicar a exposição das áreas à níveis elevados de  $\tau_w$ , criou-se uma *isosuperfície* (delimitação da área com os mesmos parâmetros). Na Figura 84, observam-se as isosuperfícies, área delimitada em vermelho, atribuídas as tensões de cisalhamento acima de 40 Pa.

Figura 84 – Isosuperfície com tensão de cisalhamento acima de 40 Pa.



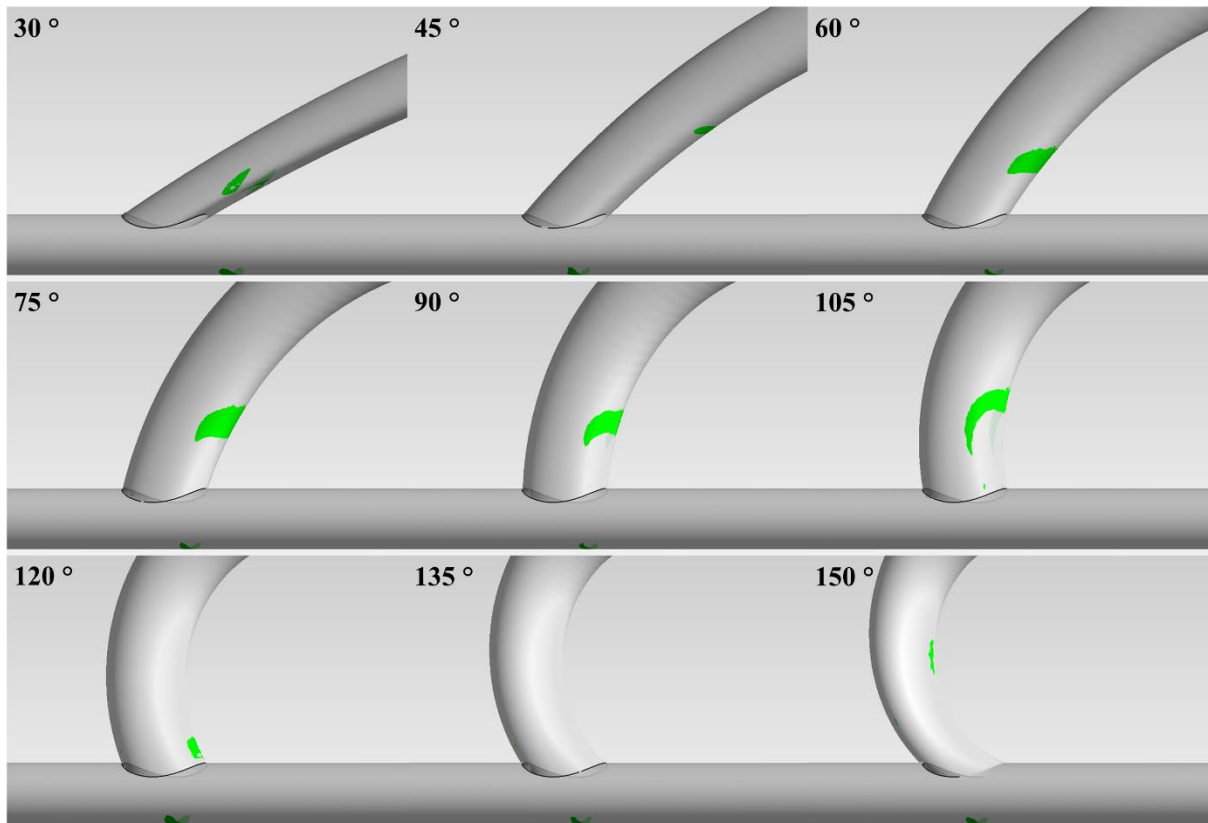
Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nota-se que as regiões da junção anastomótica e início do segmento venoso são as áreas expostas a níveis elevados da  $\tau_w$ . A FAV com AA de 120 ° foi a que apresentou menor área de exposição a níveis elevados da  $\tau_w$  no instante do pico sistólico.

Estudos mais recentes relacionam a hiperplasia intimal a regiões de  $\tau_w$  baixa e/ou oscilatória (JIA *et al.*, 2015). Outros trabalhos demonstraram a histologia da hiperplasia intimal em animais (KRISHNAMOORTHY *et al.*, 2008; SHO *et al.*, 2004) e em pacientes com FAV (ROY-CHAUDHURY *et al.*, 2007), demonstrando associações a baixas tensões de cisalhamento. Essas patologias têm a predisposição a ocorrer na parede interna do segmento

venoso próximo à anastomose (JIA *et al.*, 2015). Para indicar a exposição das áreas à níveis baixos da  $\tau_w$ , criou-se uma *isosuperfície*. Na Figura 85 observam-se as isosuperfícies, área delimitada em verde atribuídas as tensões de cisalhamento abaixo de 0,4 Pa.

Figura 85 – Isosuperfície com tensão de cisalhamento abaixo de 0,4 Pa.



Fonte: Elaborado pelo Autor.

Nota-se que as regiões com níveis baixos  $\tau_w$  foram indicadas na artéria na parede oposta a junção anastomótica e na parede interna do segmento venoso. A FAV com AA de 135 ° foi a que apresentou menor área de exposição a níveis baixos da  $\tau_w$  no instante do pico sistólico.

Os resultados simulados nas FAV *in silico* demonstram que o AA influencia na formação e intensidade das perturbações no fluxo. Verificou-se pelo campo de velocidade a formações de pontos de separação na junção anastomótica, regiões de recirculações na parede interna do segmento venoso e pontos de estagnação na parede externa da veia. Sob essa ótica, as FAV com AA de 120 °, 135 ° e 150 ° são menos propícia a formação de estenoses não apresentarem evidências dessas perturbações no fluxo. Com o incremento do AA o pico da  $\tau_w$  diminuiu de 486 Pa para 46 Pa entre 30 ° e 120 °, voltando a aumentar para 87 Pa para o AA

de 150 °. A FAV com AA de 120 ° foi a que apresentou menor área de exposição a  $\tau_w$  acima de 40 Pa. A FAV com AA de 135 ° foi a que apresentou menor área de exposição a  $\tau_w$  abaixo de 0,4 Pa.

## 6 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Nas condições experimentais, o AA influencia significativamente a pressão entre a região à montante e jusante à anastomose. A linha piezométrica indica que a anastomose é responsável pela maior parte da energia dissipada no escoamento pela FAV. Quanto menor o AA maior a diferença de pressão e maior a energia dissipada na anastomose. As FAV com AA de 120 ° e 135 ° proporcionaram menores valores no diferencial de pressão, menores valores de energia dissipada na anastomose e menores variações entre a perda de carga medida e a linha piezométrica;
- Nas condições simuladas, o campo de velocidade apresenta ponto de estagnação na parede externa da veia para FAV com AA de 30 °. Ponto de separação e zona de recirculação na parede interna da veia para FAV com AA de 30 °, 45 °, 60 °, 75 °, 90 ° e 105 °. Para as FAV com AA de 120 °, 135 ° e 150 ° não observam-se ponto de estagnação, ponto de separação e zonas de recirculação. Todos os AA apresentam regiões com níveis elevados da tensão de cisalhamento na parede. As regiões com maiores níveis de tensão de cisalhamento apresentam-se na junção anastomóticas e no início do segmento venoso. As FAV com AA de 120 ° e 135 ° apresentam menores áreas com tensão de cisalhamento na parede maior que 40 Pa. Em todas as FAV apresentam-se regiões com níveis baixos da tensão de cisalhamento na parede. As regiões com menores níveis da tensão de cisalhamento apresentam-se na veia na parede interna e na artéria na porção oposta a junção anastomótica. As FAV com AA de 120 ° e 135 ° apresentam menores áreas com tensão de cisalhamento na parede menor que 0,4 Pa.

Nesse contexto os AA de 120 °, 135 ° e 150 ° aparentam ser as mais favoráveis para construção da Fístula Arteriovenosa, por apresentarem menores alterações na pressão do sistema, por apresentarem menores energia dissipada no percurso do escoamento, por apresentarem menores variações entre a carga de pressão e a linha piezométrica na região da anastomose, por apresentarem ausência de perturbações no campo de velocidade, por apresentarem menores áreas de exposição a níveis elevados e baixos da tensão de cisalhamento.

## 7 REFERÊNCIAS

AGARWAL, A.; SEGAL, M. S. Intimal exuberance: Veins in jeopardy. **American Journal of Pathology**, v. 162, n. 6, p. 1759–1761, 2003.

ALLON, M. Vascular Access for Hemodialysis | NIDDK. **Vascular Access for Hemodialysis Patients New Data Should Guide Decision Making**, v. 14, p. 1–8, 2019.

AMATO, A. **Fístula arteriovenosa para Hemodiálise**. Disponível em: <<https://vascular.pro/tratamento-vascular/fistula-arteriovenosa-hemodialise-fav>>. Acesso em: 20 nov. 2019.

AMATO, A. C. M. **Procedimentos Médicos : Técnica e Tática**. 1. ed. São Paulo: [s.n.].

BAE, E.; LEE, H.; KIM, D. K.; OH, K.; KIM, Y. S.; AHN, C.; HAN, J. S.; MIN, S.; MIN, S.; KIM, H.; JOO, K. W. Autologous arteriovenous fistula is associated with superior outcomes in elderly hemodialysis patients. **BMC Nephrology**, v. 19, n. 1, p. 1–9, 2018.

BESSA, K. L. DE. **Análise comparativa de fluxo em fístula arteriovenosa**. [s.l.: s.n.].

BOGHOSIAN, M.; CASSEL, K.; HAMMES, M.; FUNAKI, B.; KIM, S.; QIAN, X.; WANG, X.; DHAR, P.; HINES, J. Hemodynamics in the Cephalic Arch of a Brachiocephalic Fistula. **Bone**, v. 36, n. 7, p. 822–830, 2014.

BOTTI, L. CANNEYT, K. V.; KAMINSKY, R.; CLAESSENS, T.; PLANKEN, R. N.; VERDONCK, P.; REMUZZI, A.; ANTIGA, L. Numerical Evaluation and Experimental Validation of Pressure Drops Across a Patient-Specific Model of Vascular Access for Hemodialysis. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 4, n. 4, p. 485–499, 2013.

BRANDÃO, A. A.; AMODEO, CELSO.; ALCÂNTARA, C.; BARBOSA, E.; NOBRE, F.; PINTO, F.; VILELA-MARTIN, J. F.; BASTOS, J. M.; YUGAR-TOLEDO, J. C.; MOTA-GOMES, M. A.; NEVES, M. F. T.; MALACHIAS, M. V. B.; RODRIGUES, M. C.; JUNIOR, O. P.; JARDIM, P. C. B. V.; CUNHA, P. G.; PÓVOA, R.; FONSECA, T.; DIAS, V. P.; BARROSO, W. S.; OIGMAN, W. I posicionamento luso-brasileiro de pressão arterial central. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 108, n. 2, p. 100–108, 2017.

BROWNE, L. D.; O'CALLAGHAN, S.; HOEY, D. A.; GRIFFIN, P.; MCGLOUGHLIN, T. M.; WALSH, M. T. Correlation of Hemodynamic Parameters to Endothelial Cell Proliferation in an End to Side Anastomosis. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 5, n. 1, p. 110–118, 2014.

BROWNE, L. D. GRIFFIN, P.; BASHAR, K.; WALSH, S. R; KAVANAGH, E. G.; WALSH, M. T. In Vivo Validation of the In Silico Predicted Pressure Drop Across an Arteriovenous Fistula. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 43, n. 6, p. 1275–1286, 2015.

CAROLI, A. MANINI, S.; ANTIGA, LUCA.; PASSERA, K.; ENE-IORDACHE, B.; ROTA, S.; REMUZZI, GIUSEPPE.; BODE, ARON.; LEERMAKERS, JAAP.; VOSSE, F. N. V.; VANHOLDER, R.; MALOVRH, M.; TORDOIR, J.; REMUZZI, A. Validation of a patient-specific hemodynamic computational model for surgical planning of vascular access in hemodialysis patients. **Kidney International**, v. 84, n. 6, p. 1237–1245, 2013.

CARROLL, G. T.; MCGLOUGHLIN, T. M.; BURKE, P. E.; EGAN, M.; WALLIS, F.; WALSH, M. T. Wall shear stresses remain elevated in mature arteriovenous fistulas: A case study. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 133, n. 2, p. 1–9, 2011.

CIRCUITS, J. O. F. ESCOAMENTO EM MICROCANAIS DE FLUIDOS INOVADORES ANÁLOGOS AO SANGUE BASEADOS EM VESÍCULAS UNILAMELARES GIGANTES. 7º Congresso Nacional de Biomecânica. **Anais...2017**

CORPATAUX, J.-M. Low-pressure environment and remodelling of the forearm vein in Brescia-Cimino haemodialysis access. **Nephrology Dialysis Transplantation**, v. 17, n. 6, p. 1057–1062, 2002.

CUNNANE, C. V.; CUNNANE, E. M.; WALSH, M. T. A Review of the Hemodynamic Factors Believed to Contribute to Vascular Access Dysfunction. **Cardiovascular Engineering and Technology**, v. 8, n. 3, p. 280–294, 2017.

DAMMERS, R. STIFFT, FRANK.; TORDOIR, J. H. M.; HAMELLERS, J. M. M.; HOEKS, A. P. G.; KITSLLAR, P. J. E. H. M. Shear stress depends on vascular territory: Comparison between common carotid and brachial artery. **Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 2, p. 485–489, 2003.

DAMMERS, R. TORDOIR, J. H. M.; KOOMAN, J. P.; WELTEN, R. J. T.;

HAMELLERS, J. M. M.; KITSLAAR, P. J. E. H. M.; HOEKS, A. P. G. The effect of chronic flow changes on brachial artery diameter and shear stress in arteriovenous fistulas for hemodialysis. **International Journal of Artificial Organs**, v. 31, n. 10, p. 1327–1333, 2005.

EKNOYAN, G.; LAMEIRE, N.; ECKARDT, K.-U. Kidney disease improving global outcomes. **Kidney international supplements**, v. 3, n. 1, p. 150, 2013.

ENE-IORDACHE, B.; MOSCONI, L.; REMUZZI, G.; REMUZZI, A. Computational fluid dynamics of a vascular access case for hemodialysis. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 123, n. 3, p. 284–292, 2001.

ENE-IORDACHE, B.; MOSCONI, L.; ANTIGA, L.; BRUNO, S.; ANGHILERI, A.; REMUZZI, G.; REMUZZI, A. Radial artery remodeling in response to shear stress increase within arteriovenous fistula for hemodialysis access. **Endothelium: Journal of Endothelial Cell Research**, v. 10, n. 2, p. 95–102, 2003.

ENE-IORDACHE, B.; CATTANEO, L.; DUBINI, G.; REMUZZI, A. Effect of anastomosis angle on the localization of disturbed flow in “side-to-end” fistulae for haemodialysis access. **Nephrology Dialysis Transplantation**, v. 28, n. 4, p. 997–1005, 2013.

ENE-IORDACHE, B.; REMUZZI, A. Disturbed flow in radial-cephalic arteriovenous fistulae for haemodialysis: Low and oscillating shear stress locates the sites of stenosis. **Nephrology Dialysis Transplantation**, v. 27, n. 1, p. 358–368, 2012.

FOX, R. W.; MCDONALD, A.; PRITCHARD, P. **Introdução à Mecânica dos Fluidos**. 6. ed. [s.l.] LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora LTDA, 2015.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. **Noise Considerations for Integrated Pressure Sensors**. [s.l.: s.n.]. Disponível em: <[http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app\\_note/AN1646.pdf](http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN1646.pdf)>.

FREESCALE SEMICONDUCTOR. **Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated**. [s.l.: s.n.].

FRY, D. L. Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradients. **Circulation research**, v. 22, n. 2, p. 165–197, 1968.

FRY, D. L. Certain histological and chemical responses of the vascular interface to

acutely induced mechanical stress in the aorta of the dog. **Circulation research**, v. 24, n. 1, p. 93–108, 1969.

GILL, S.; QUINN, R.; OLIVER, M.; KAMAR, F.; KABANI, R.; DEVOE, D.; MYSORE, P.; PANNU, N.; MACRAE, J.; MANNS, B.; HEMMELGARN, B.; JAMES, M.; TONELLI, M.; LEWIN, A.; LIU, P. RAVANI, P. Multi-disciplinary vascular access care and access outcomes in people starting hemodialysis therapy. **Clinical Journal of the American Society of Nephrology**, v. 12, n. 12, p. 1991–1999, 2017.

GRUS, T.; LAMBERT, L.; MATECHA, J.; GRUSOVÁ, G.; SPACEK, M.; MLCEK, M. The ratio of diameters between the target artery and the bypass modifies hemodynamic parameters related to intimal hyperplasia in the distal end-to-side anastomosis. **Physiological Research**, v. 65, n. 6, p. 901–908, 2016.

HALL, J. E. **Guyton & Hall Tratado de Fisiología Médica**. 13. ed. [s.l: s.n.].

HASSAN, W.; A. W.; OSMAN, K.; KADIR, M. R. A.; ABDULLAH, W. A. K.; HARON, J.; NGALI, M. Z. Effect of anastomosis angle on hemodynamic of side-to-end radiocephalic arteriovenous fistula (RCAVF). **AIP Conference Proceedings**, v. 1440, n. June, p. 665–670, 2012.

HE, Y.; TERRY, C. M.; NGUYEN, C.; BERCELI, S. A.; SHIU, Y. E.; CHEUNG, A. K. Serial analysis of lumen geometry and hemodynamics in human arteriovenous fistula for hemodialysis using magnetic resonance imaging and computational fluid dynamics. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 1, p. 165–169, 2013.

HE, Y.; SHIU, Y. T.; PIKE, D. B.; ROY-CHAUDHURY, P.; CHEUNG, A. K.; BERCELI, S. A. Comparison of hemodialysis arteriovenous fistula blood flow rates measured by Doppler ultrasound and phase-contrast magnetic resonance imaging. **Journal of Vascular Surgery**, v. 68, n. 6, 2018.

HOFSIR, L.; BERGMANS, D. C. J. J.; LEUNISSEN, K. M. L.; HOEKS, A. P. G., KITSLAAR, P. J. E. H. M.; TORDOIR, J. H. M. Prosthetic arteriovenous fistulas and venous anastomotic stenosis: Influence of a high flow velocity on the development of intimal hyperplasia? **Blood Purification**, v. 14, n. 5, p. 345–349, 1996.

HONDA, H. M.; HSIAT, T.; WORTHAM, C. M.; CHEN, M.; LIN, H.; NAVAB, M.;

DEMER, L. L. A complex flow pattern of low shear stress and flow reversal promotes monocyte binding to endothelial cells. **Atherosclerosis**, v. 158, n. 2, p. 385–390, 2001.

JAVADZADEGAN, A.; LWIN, N. M.; WAHAB, M. A. A.; SIMMONS, A.; BARBER, T. Analysis of Blood Flow Characteristics in a Model of a Mature Side-to-Side Arteriovenous Fistula. **Artificial Organs**, v. 41, n. 11, p. E251–E262, 2017.

JIA, L.; WANG, L.; WEI, F.; YU, H.; DONG, H.; WANG, B.; LU, Z.; SUN, G.; CHEN, H.; MENG, J.; LI, B.; ZHANG, R.; BI, X.; WANG, Z.; PANG, H.; JIANG, A. Effects of wall shear stress in venous neointimal hyperplasia of arteriovenous fistulae. **Nephrology**, v. 20, n. 5, p. 335–342, 2015.

JUNIOR, JO. E. R. Doença Renal Crônica : Definição , Epidemiologia e Classificação. v. XXVI, n. 3, p. 1–3, 2004.

JUNIOR, M. A. N.; PETNYS, A.; MELO, R. C.; RABBONI, E. Acesso vascular para hemodiálise: O que há de novo? **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 12, n. 3, p. 221–225, 2013.

KHARBOUTLY, Z.; FENECH, M.; TREUTENAERE, J. M.; CLAUDE, I.; LEGALLAIS, C. Investigations into the relationship between hemodynamics and vascular alterations in an established arteriovenous fistula. **Medical Engineering and Physics**, v. 29, n. 9, p. 999–1007, 2007.

KOEPPEN, B. M.; STANTON, B. A. **Fisiologia**. 6. ed. [s.l: s.n.].

KRISHNAMOORTHY, M. K.; BANERJEE, R. K.; WANG, Y.; ZHANG, J.; ROY, A. S.; KHOURY, S. F.; AREND, L. J.; RUDICH, S.; ROY-CHAUDHURY, P. Hemodynamic wall shear stress profiles influence the magnitude and pattern of stenosis in a pig AV fistula. **Kidney International**, v. 74, n. 11, p. 1410–1419, 2008.

LANGILLE, B. L.; REIDY, M. A.; KLINE, R. L. Injury and repair of endothelium at sites of flow disturbances near abdominal aortic coarctations in rabbits. **Arteriosclerosis**, v. 6, n. 2, p. 146–154, 1986.

LONGEST, P. W.; KLEINSTREUER, C. Comparison of blood particle deposition models for non-parallel flow domains. **Journal of Biomechanics**, v. 36, n. 3, p. 421–430, 2003.

MALEK, A. M.; ALPER, S. L. and Its Role in Atherosclerosis. **Stress: The**

**International Journal on the Biology of Stress**, v. 282, n. 21, p. 2035–2042, 1999.

MALEK, A. M.; ALPER, S. L.; IZUMO, S. Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis. **Stress: The International Journal on the Biology of Stress**, v. 282, n. 21, p. 2035–2042, 1999.

MIHAJLOVIC, M.; HEUVEL, L. P. V. D.; HOENDEROP, J. G.; JANSEN, J.; WILMER, M. J.; WESTHEIM, A. J. F.; ALLEBES, W. A.; STAMATIALIS, D.; HILBRANDS, L. B.; MASEREEUW, R. Allostimulatory capacity of conditionally immortalized proximal tubule cell lines for bioartificial kidney application. **Scientific Reports**, v. 7, n. 1, p. 1–14, 2017.

NEFROLOGIA, S. B. DE. **Diálise peritoneal**.

OKOYE, K. M.; RAJABI-JAGHARGH, E.; BANERJEE, R. K. **Effect of anastomotic angle on pressure drop in arteriovenous fistulae**. ASME 2013 Summer Bioengineering Conference, SBC 2013. **Anais...2013**

REZAPOUR, M.; SEPEHRI, M. M.; ZADEH, M. K.; ALBORZI, M. A new method to determine anastomosis angle configuration for arteriovenous fistula maturation. **Medical Journal of the Islamic Republic of Iran**, v. 32, n. 1, p. 365–370, 2018.

ROBBINS et al. **Patologia Estrutural e Funcional**. 6 ed ed. [s.l: s.n.].

ROCHA, G. **Você sabe o que é insuficiência renal?** Disponível em: <<http://www.blog.saude.gov.br/index.php/promocao-da-saude/50376-voce-sabe-o-que-e-insuficiencia-real>>. Acesso em: 30 set. 2019.

ROY-CHAUDHURY, P.; AREND, L.; ZHANG, J.; KRISHNAMOORTHY, M.; WANG, Y.; BANERJEE, R.; SAMAHA, A.; MUNDA, R. Neointimal Hyperplasia in Early Arteriovenous Fistula Failure. **American Journal of Kidney Diseases**, v. 50, n. 5, p. 782–790, 2007.

SANTORO, D.; BENEDETTO, F.; MONDELLO, P.; PIPITÒ, N.; BARILLÀ, D.; SPINELLI, F.; RICCIARDI, C. A.; CERNARO, V.; BUEMI, M. Vascular access for hemodialysis: Current perspectives. **International Journal of Nephrology and Renovascular Disease**, v. 7, p. 281–294, 2014.

SANTOS, B. P.; OLIVEIRA, V. A.; SOARES, M. C.; SCHWARTZ, E. Doença renal crônica: relação dos pacientes com a hemodiálise. **ABCS Health Sciences**, v. 42, n. 1, p. 8–14, 2017.

SAÚDE, M. DA. **DATASUS**. Disponível em: <<http://www2.datasus.gov.br/DATASUS/index.php?area=0203&id=6935&VObj=http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/deftohtm.exe?hiperdia/cnv/hd>>. Acesso em: 3 out. 2019.

SAXENA, A. K.; PANHOTRA, B. R.; AL-MULHIM, A. S. Vascular Access Related Infectinos in Hemodialysis Patients. **Saudi J kidney Dis Transplant**, v. 16, n. 1, p. 46–71, 2005.

SHO, E.; NANJO, H.; SHO, M.; KOBAYASHI, M.; KOMATSU, M.; KAWAMURA, K.; XU, C.; ZARINS, C. K.; MASUDA, H. Arterial enlargement, tortuosity, and intimal thickening in response to sequential exposure to high and low wall shear stress. **Journal of Vascular Surgery**, v. 39, n. 3, p. 601–612, 2004.

SHUTTERSTOCK. **Conoce los dos tipos de diálisis para tratar la falla de los rinones.**

SILVA, J. DE A.; KARAM-FILHO, J.; BORGES, C. C. H. Computational Analysis of Anastomotic Angles by Blood Flow Conditions in Side-to-End Radio-Cephalic Fistulae Used in Hemodialysis. **Journal of Biomedical Science and Engineering**, v. 08, n. 03, p. 131–141, 2015.

SIVANESAN, S.; HOW, T. V.; BLACK, R. A.; BAKRAN, A. Flow patterns in the radiocephalic arteriovenous fistula: An in vitro study. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 9, p. 915–925, 1999.

SIVANESAN, S.; HOW, T. V.; BAKRAN, A. Sites of stenosis in AV fistulae for haemodialysis access. **Nephrology Dialysis Transplantation**, v. 14, n. 1, p. 118–120, 1999.

SOUSA, F. B. N. DE S.; AMORIM, P. W.; PESTANA, M. E. A. Pacientes com insuficiência renal crônica em hemodiálise: tratamento e diagnóstico Patients with chronic kidney insuficiência in hemodialysis: pharmacotherapy and diagnosis definida como intermitente e transplante . O foco da ( TRS ) – diálise e transplan. **Revista de Investigação Biomédica**, v. 10, n. 2, p. 203–213, 2018.

STOLIC, R. Most Important Chronic Complications of Arteriovenous Fistulas for Hemodialysis. **Medical Principles and Practice**, v. 22, n. 3, p. 220–228, 2013.

THOMÉ, F. S.; SESSO, R. C.; LOPES, A. A.; LUGON, J. R.; MARTINS, C. T. Brazilian chronic dialysis survey 2017. **Brazilian Journal of Nephrology**, v. XXVI, n. 3, p. 208–214, 2019.

TOREGEANI, J. F.; KIMURA, C. J.; ROCHA, A. S. T.; VOLPIANI, G. G.; BORTONCELLO, A.; SHIRASU, K.; PERES, L. A. Avaliação da maturação das fístulas arteriovenosas para hemodiálise pelo eco-Doppler colorido. **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 7, n. 3, p. 203–213, 2008.

**Ultrasound evaluation before and after hemodialysis access.** Disponível em: <<https://radiologykey.com/ultrasound-evaluation-before-and-after-hemodialysis-access/#bib4>>. Acesso em: 15 dez. 2019.

VAN CANNEYT, K.; POURCHEZ, T.; ELOOT, S.; GUILLAME, C.; BONNET, A.; SEGERS, P.; VERDONCK, P. Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arteriovenous fistulae: A computer analysis. **Journal of Vascular Access**, v. 11, n. 1, p. 52–58, 2010.

VAN TRICHT, I.; WACHTER, D.; TORDOIR, J.; VEERDONCK, P. Hemodynamics and complications encountered with arteriovenous fistulas and grafts as vascular access for hemodialysis: A review. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 33, n. 9, p. 1142–1157, 2005.

VAN TRICHT, I.; WACHTER, D.; TORDOIR, J.; VERDONCK, P. Comparison of the hemodynamics in 6 mm and 4-7 mm hemodialysis grafts by means of CFD. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 2, p. 226–236, 2006.

WANG, G. X.; CAI, S. X.; WANG, P. Q.; OUYANG, K. Q.; WANG, Y. L.; XU, S. T. Shear-induced changes in endothelin-1 secretion of microvascular endothelial cells. **Microvascular Research**, v. 63, n. 2, p. 209–217, 2002.

WEBSTER, A. C.; NAGLER, E.; MORTON, R.; MASSON, P. Chronic Kidney Disease. **The Lancet**, v. 389, n. 10075, p. 1238–1252, 2017.

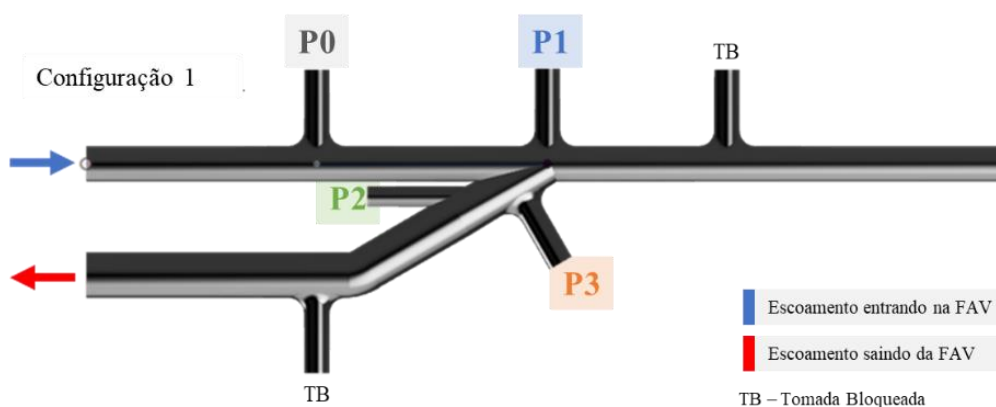
WHITE, F. M. **Mecânica dos Fluidos**. 8. ed. [s.l.] McGrawHill, 2011.

ZADEH, M. K.; GHOLIPOUR, F.; HADIPOUR, R. The effect of hemoglobin level on arteriovenous fistula survival in Iranian hemodialysis patients. **Journal of Vascular Access**, v. 9, n. 2, p. 133–136, 2008.

## 8 ANEXO 1 - TESTE EM REGIME PERMANENTE FAV COM AA DE 30 °

Um segundo teste foi promovido na FAV *in vitro*. Constituiu na realização de sete ensaios com fluxo permanente variando entre 390 mL/min e 885 mL/min. Utilizou-se a configuração 1, como especificado na metodologia. Registrou-se a vazão do fluxo e as pressões em quadro tomadas instaladas na face da parede da FAV, P0, P1, P2 e P3, conforme esquematizado na Figura 86.

Figura 86 – FAV com AA de 30 °.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Na Tabela 9, pode-se visualizar os valores de vazão e das pressões coletados em cada ensaio. Em P0 (tomada de pressão de referência) mediu-se uma de 3,78 kPa (28,39 mmHg) e vazão de 392,42 mL/min no ensaio 1 e 16,09 kPa (120,71 mmHg) e 884,31 mL/min no ensaio 7. Observa-se um comportamento crescente da pressão em função do incremento de vazão.

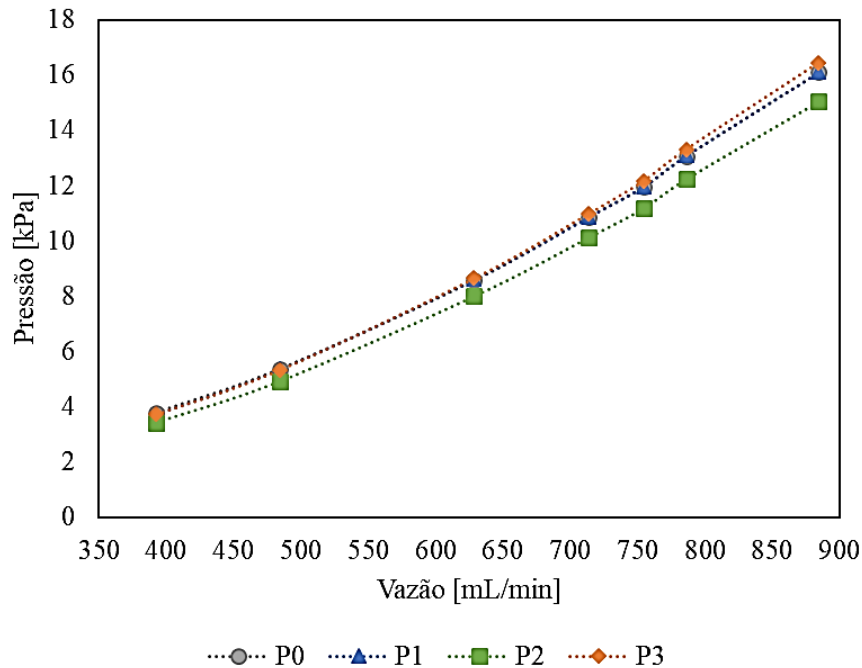
Tabela 9 – Vazões e pressões medidas em cada ensaio.

Ensaio	Vazão [mL/min]	Pressão [kPa]			
		P0	P1	P2	P3
1	392,42	3,7845	3,7360	3,4235	3,7287
2	484,24	5,3681	5,3700	4,9227	5,3436
3	628,53	8,5685	8,6152	8,0004	8,6485
4	713,79	10,8757	10,8776	10,1347	10,9890
5	754,23	11,9416	11,9741	11,1851	12,1693
6	785,93	13,0686	13,0822	13,3088	12,2436
7	884,31	16,0935	16,0990	16,4370	15,0500

Fonte: Elaborado pelo autor.

No gráfico da Figura 87, plotou-se os dados obtidos de pressão em função da vazão. É possível evidenciar um aumento da pressão em função da vazão com taxa de crescimento positiva. As curvas de P0 e P1 não apresentaram diferenças, no entanto as curvas de P2 e P3 apresentam diferenças visuais, com menor taxa de crescimento na curva P2 e na curva P3 com maior taxa de crescimento.

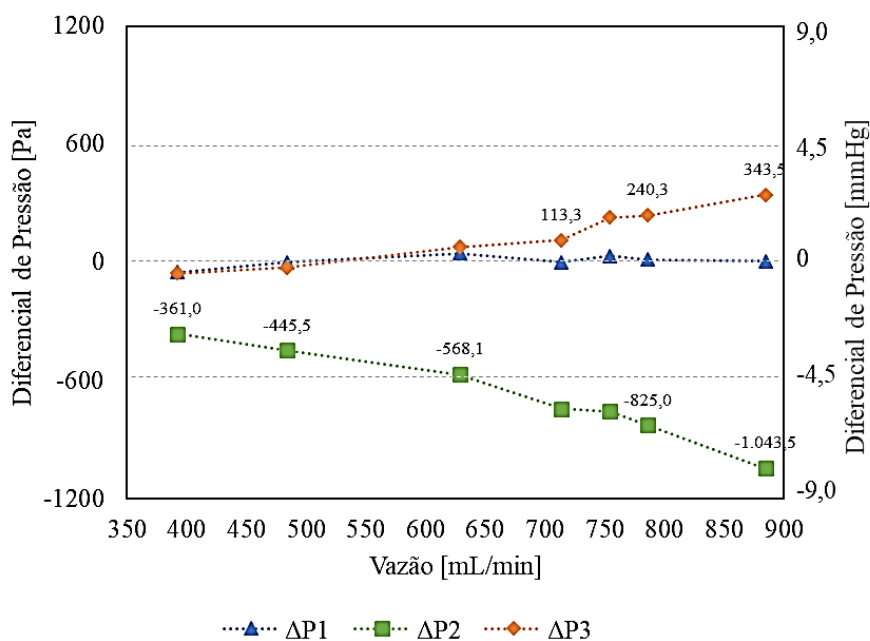
Figura 87 – Curvas de pressões em função da vazão nas tomadas P0, P1, P2 e P3.



Fonte: Elaborado pelo autor.

No gráfico da Figura 88, calculou-se o diferencial de pressão entre as tomadas P1, P2 e P3 em relação a pressão de referência P0 em função da vazão,  $\Delta P1$ ,  $\Delta P2$  e  $\Delta P3$ . Observa-se que não há modificações em  $\Delta P1$ , enquanto os valores do diferencial de pressão  $\Delta P2$  apresenta um decréscimo e  $\Delta P3$  um acréscimo em função da vazão.

Figura 88 – Gráfico do diferencial de pressão nas tomadas P1, P2 e P3 em relação à P0.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Utilizou-se a ferramenta DFC para calcular a distribuição de pressão sobre a parede e o campo de velocidade para mesma geometria da FAV *in vitro*, utilizando como condições de contorno os valores da pressão em P0 na entrada da artéria distal e as vazões obtidas nos ensaios 1, 4 e 7. A simulação numérica foi validada pela aferição das pressões experimentais no modelo *in vitro*. Na Tabela 10 são apresentados os valores de pressão nas tomadas P1, P2 e P3. A diferença máxima foi de 4,8 % e as demais menores do que 1,9 %. Em geral, os valores observados apresentam uma boa concordância entre o modelo *in vitro* e *in silico*.

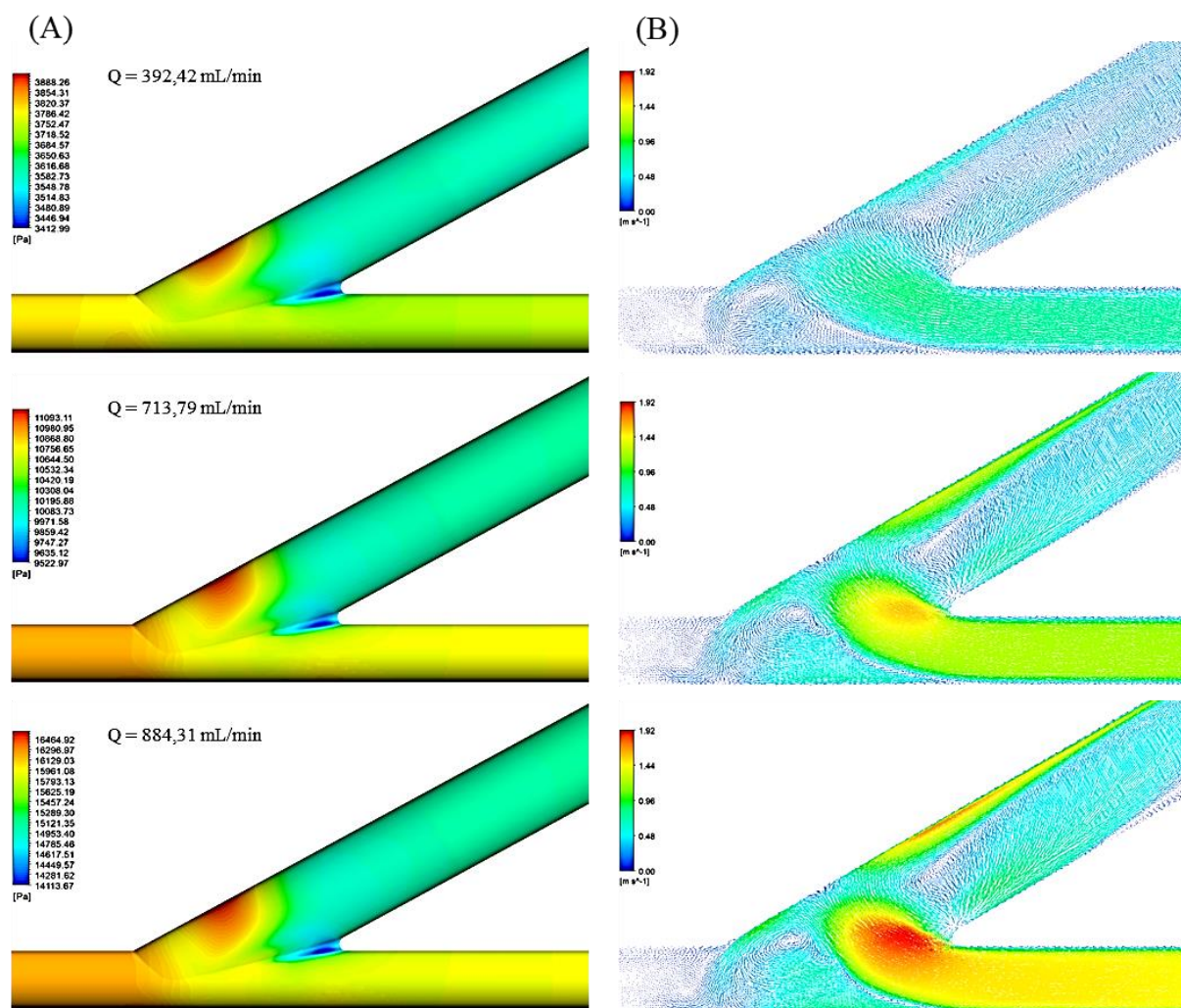
Tabela 10 – Valores de pressão na FAV *in vitro* e FAV *in silico*.

Tomadas	Vazões [mL/min]	Pressão [kPa]		Diferença
		FAV <i>in vitro</i>	FAV <i>in silico</i>	
P1	392,42	3,74	3,78	1,1%
	713,79	10,88	10,87	0,1%
	884,31	16,10	16,14	0,2%
P2	392,42	3,73	3,79	1,6%
	713,79	10,99	10,87	1,1%
	884,31	16,44	16,13	1,9%
P3	392,42	3,42	3,59	4,8%
	713,79	10,13	10,14	0,1%
	884,31	15,05	15,04	0,1%

Fonte: Elaborado pelo autor

A distribuição de pressão sobre a parede e o campo de velocidade no plano de simetria da FAV com AA de 30 ° para as três vazões, são apresentados na Figura 89.

Figura 89 – (A) Distribuição de pressão, e (B) Campo de velocidade para FAV *in silico*.



Fonte: Elaborado pelo autor.

Observa-se, em todos os casos, que a pressão máxima ocorre na parede externa da veia próximo a junção anastomótica distal, enquanto níveis mais baixos de pressão foram identificados na parede interna da veia na região da junção anastomótica proximal. Em correlação a distribuição de pressão, o campo de velocidade apresenta região de estagnação do fluido sobre a parede externa da veia, na mesma região de incidência de maior pressão, e ainda duas zonas de recirculação, caracterizada pelo movimento em sentido horário na anastomose próximo a junção anastomótica distal e outras de maior volume e intensidade no sentido anti-horário.

A predileção para o desenvolvimento de perturbações, como ponto de separação, região de estagnação e recirculações do fluxo, foi confirmada no teste aplicado na FAV com AA em 30 °. Observa-se que as perturbações permaneceram na mesma localização para todos os casos e que há um aumento na intensidade dos fenômenos, sendo evidenciados em função do incremento na vazão. Esse fato se faz pela quantidade de movimento maior em vazões mais elevadas, tornando a velocidade das partículas fluida um fator determinante para a intensidade do choque no ponto de estagnação e visivelmente nutrindo com maior intensidade as recirculações do fluxo, impondo condições que alteram a pressão na parede próximo a junção anastomótica. Acredita-se, que as perturbações serão sensíveis pela variação do AA, tanto em magnitude quanto pela localização.

## 9 ANEXO 2 – CÓDIGO, CONTROLE DO MOTOR

### 9.1 CÓDIGO 1 – CONTROLE DO MOTOR

```

String tipo = " ";
int valor_perc = 0;
int valor_motor = 0;

int PIN_MOTOR = 6;

int tn = 0;
int sinal_AD[201] = {142, 142, 142, 142, 143, 144, 145,
                    146, 147, 148, 150, 152, 153, 155, 157,
                    159, 160, 162, 164, 165, 167, 168, 170,
                    171, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 178,
                    179, 179, 180, 180, 180, 180, 180, 180,
                    180, 179, 179, 179, 179, 178, 178, 177,
                    177, 177, 177, 177, 177, 176, 175, 173,
                    172, 171, 170, 169, 168, 167, 166, 165,
                    164, 163, 162, 161, 161, 160, 159, 158,
                    158, 157, 156, 155, 155, 154, 154, 153,
                    152, 152, 151, 151, 150, 150, 150, 149,
                    149, 149, 150, 151, 153, 154, 155, 157,
                    158, 159, 161, 162, 164, 165, 164, 163,
                    162, 162, 161, 160, 159, 159, 158, 157,
                    156, 156, 155, 154, 154, 153, 152, 152,
                    151, 150, 150, 149, 149, 148, 147, 147,
                    146, 146, 145, 145, 144, 144, 143, 143,
                    142, 142, 141, 141, 140, 140, 139, 139,
                    138, 138, 138, 137, 137, 136, 136, 136,
                    135, 135, 135, 134, 134, 134, 134, 133,
                    133, 133, 133, 132, 132, 132, 132, 131,
                    131, 131, 131, 131, 131, 130, 130, 130,
                    130, 130, 130, 130, 130, 130, 129, 129,
                    129, 129, 129, 129, 129, 129, 129, 129,
                    129, 129, 129, 129, 130, 130, 130, 130,
                    130, 130};

void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {

  if (Serial.available()>=2) {
    tipo = Serial.readStringUntil('\n');
  }

  while (tipo == "S"){

```

```

analogWrite(PIN_MOTOR, valor_motor);
if (Serial.available()==2){
  tipo = Serial.readStringUntil('\n');
}
if (Serial.available()>2){
  valor_perc = Serial.parseInt();
}
valor_motor = map(valor_perc,0, 100,0 , 255);
delay(1000);
}

while (tipo == "T"){
  analogWrite(PIN_MOTOR, sinal_AD[tn]);
  if(tn>=200){ tn = 0; } else { tn = tn + 1; }
  if (Serial.available()==2){
    tipo = Serial.readStringUntil('\n');
  }
  Serial.println(sinal_AD[tn]);

  delay(6.5);
}

delay(500);
}

```

## 9.2 CÓDIGO 2 – SENSOR DE PRESSÃO

```

#include <Wire.h>
#include <Adafruit_ADS1015.h>

Adafruit_ADS1115 ads(0x48);

float v_0 = 0.0;
float v_1 = 0.0;
float v_2 = 0.0;
float v_3 = 0.0;
float p_0 = 0.0;
float p_1 = 0.0;
float p_2 = 0.0;
float p_3 = 0.0;
float c_0 = 0.0;
float c_1 = 0.0;
float c_2 = 0.0;
float c_3 = 0.0;
int16_t adc0;
int16_t adc1;
int16_t adc2;
int16_t adc3;
int cont = 0;

```

```

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  ads.begin();
}

void loop(void)
{
  adc0 = ads.readADC_SingleEnded(0);
  adc1 = ads.readADC_SingleEnded(1);
  adc2 = ads.readADC_SingleEnded(2);
  adc3 = ads.readADC_SingleEnded(3);

  v_0 = (adc0 * 0.1875)/1000;
  v_1 = (adc1 * 0.1875)/1000;
  v_2 = (adc2 * 0.1875)/1000;
  v_3 = (adc3 * 0.1875)/1000;

  p_0 = (((v_0/5)-0.04)/0.018)+c_0;
  p_1 = (((v_1/5)-0.04)/0.018)+c_1;
  p_2 = (((v_2/5)-0.04)/0.018)+c_2;
  p_3 = (((v_3/5)-0.04)/0.018)+c_3;

  Serial.print(adc0);   Serial.print(",");
  Serial.print(v_0);   Serial.print(",");
  Serial.print(p_0);   Serial.print(",");
  Serial.print(c_0);   Serial.print(",");
  Serial.print(adc1);   Serial.print(",");
  Serial.print(v_1);   Serial.print(",");
  Serial.print(p_1);   Serial.print(",");
  Serial.print(c_1);   Serial.print(",");
  Serial.print(adc2);   Serial.print(",");
  Serial.print(v_2);   Serial.print(",");
  Serial.print(p_2);   Serial.print(",");
  Serial.print(c_2);   Serial.print(",");
  Serial.print(adc3);   Serial.print(",");
  Serial.print(v_3);   Serial.print(",");
  Serial.print(p_3);   Serial.print(",");
  Serial.print(c_3);   Serial.println(",");

  if (cont == 500){
    if (round(p_0 * 100) > 1 or round(p_0 * 100) < -1){
      delay(500);
      c_0 = - p_0;
    } if (round(p_1 * 100) > 1 or round(p_1 * 100) < -1){
      delay(500);
      c_1 = - p_1;
    } if (round(p_2 * 100) > 1 or round(p_2 * 100) < -1){
      delay(500);
    }
  }
}

```

```

        c_2 = - p_2;
    } if (round(p_3 * 100) > 1 or round(p_3 * 100) < -1){
        delay(500);
        c_3 = - p_3;
    }

    if (cont < 501){
        cont += 1;
    }

    delay(1);
}

```

### 9.3 CÓDIGO 3 – SENSOR DE VAZÃO

```

volatile float pulso;
float vazao;
float tempo_s = 0.1;

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(2), incrpulso,
RISING);
}

void loop () {
    pulso = 0;

    sei();
    delay (tempo_s * 1000);
    cli();

    vazao = 83.774*pulso-182.41;

    Serial.print(pulso); Serial.print(",");
    Serial.println(vazao);
}

void incrpulso ()
{
    pulso++;
}

```