



Simulação numérica do campo de velocidade em fístula arteriovenosa.

Numerical simulation of velocity field in a arteriovenous fistula .

Willyam B. A. Santos ^{*}, Santos D. M. Borjas [†], Ricardo W. C. Moreira [‡], and Kleiber L. Bessa [§]

Received, Oct. 20, 2018

Accepted, May. 01, 2019

DOI: <http://dx.doi.org/10.17268/sel.mat.2019.01.12>

Resumo

O objetivo deste trabalho é analisar os fatores hemodinâmicos do escoamento numa fístula arteriovenosa (FAV). O modelo geométrico da FAV é obtido virtualmente a partir de uma tomografia computadorizada. No modelo matemático, que simula o fluxo da sangue na FAV, é considerado um fluido não-Newtoniano, escoamento laminar, incompressível e em regime transiente. O comportamento do fluxo na FAV é dado pela velocidade do sangue em cinco pontos correspondente à vazão mássica em fase sistólica e em fase diastólica. A simulação numérica do campo de velocidade na fase sistólica apresentou maior intensidade de recirculações axiais e radiais. A presença de recirculações permite que elementos figurados se choquem excessivamente na parede do endotélio.

Palavras chave. Fístula Arteriovesa, Campo de Velocidade, DFC.

Abstract

The objective of this study is to analyze the hemodynamic factors of flow in an arteriovenous fistula (AVF). The geometric model of the AVF is obtained virtually from a computed tomography. In the mathematical model, which simulates blood flow in the AVF, it is considered a non-Newtonian fluid, incompressible and transient laminar flow. The flow behavior in the AVF is given by the blood velocity in five points corresponding to the mass flow in the systolic phase and in the diastolic phase. The numerical simulation of the velocity field in the systolic phase presented greater intensity of axial and radial recirculations. The presence of recirculations allows figurative elements to collide excessively in the wall of the endothelium

Keywords. Arteriovenous fistula, Velocity field, CFD.

1. Introdução. A insuficiência renal crônica (IRC) é uma deterioração progressiva e irreversível da função renal. Dentre os métodos utilizados para o tratamento da IRC está a hemodiálise (HD). A HD é basicamente um processo de difusão, utilizado para remover do organismo os produtos tóxicos como a ureia e creatinina, que seriam eliminados pelo rim normal [2]. No entanto, é necessário a criação de um acesso vascular eficiente [3]. Um dos acessos venosos mais utilizados na HD é a fístula arteriovenosa (AVF) que resulta de uma cirurgia, onde se faz uma conexão (anastomose) de uma veia diretamente com uma artéria [4]. A fístula é geralmente criada, se possível, entre a veia cefálica e a artéria radial no pulso ou antebraço. A finalidade é aumentar o fluxo sanguíneo na veia e normalmente nessa veia se realizam as duas punções com agulhas para o tratamento da HD [5]. Vários critérios podem ser usados para reconhecer a maturação da FAV. A maturação é definida como o diâmetro do conduto maior que 4 mm e fluxo maior que 400 mL/min [6].

^{*}ID ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1175-1363>, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Senador Salgado Filho, Rio Grande do Norte - Brasil. (willyambas@gmail.com).

[†]ID ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3001-9266>, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Senador Salgado Filho, Rio Grande do Norte - Brasil. (santos.borjas@ufersa.edu.br).

[‡]ID ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3746-5317>, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Senador Salgado Filho, Rio Grande do Norte - Brasil. (999999999@—000).

[§]ID ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4133-0298>, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Av. Senador Salgado Filho, Rio Grande do Norte - Brasil. (klbessa@ct.ufrn.br).

Apesar de FAV ser a técnica mais utilizada na HD existem alguns fatores que impossibilitam sua funcionalidade [7], por exemplo, um problema comum que ocorre na FAV é a hiperplasia intimal (HI). Em [8] investigaram que a HI na região de anastomose está relacionada aos fatores biomecânicos e hemodinâmicos. Eles mostraram que existe um padrão de fluxo secundário complexo na proximidade da anastomose. Apesar dos mecanismos para HI ainda não estejam claros, é aceito que os padrões locais de fluxo sanguíneo influenciam na progressão da HI na região de anastomose. Portanto, para a melhor compreensão dos problemas relacionados à perda de acesso venoso é de suma importância realizar um estudo mais profundo da hemodinâmica dentro da FAV. A dinâmica dos fluidos computacional é uma técnica não invasiva que está sendo usada para determinar o comportamento sanguíneo em FAV [9] e [10].

O presente trabalho tem como objetivo analisar os fatores hemodinâmicos do escoamento numa FAV para um caso real. O campo de escoamento é calculado por simulação numérica através do *software Fluent 15.0* (ANSYS Inc., Pensilvânia, Estados Unidos). A modelagem matemática neste trabalho envolve as equações da continuidade e equações de Navier-Stokes.

2. Métodos.

2.1. Modelo geométrico de uma FAV.

Nas últimas décadas, técnicas de imagens de angiografias por ressonância magnética ou tomografia computadorizada tem sido amplamente usadas como método de estudo vascular. Porém estas técnicas não podem ser aplicadas diretamente em métodos numéricos. Portanto, essas imagens devem ser processadas usando alguma técnica de segmentação e reconstrução, a fim de obter a geometria tridimensional vascular.

O paciente em estudo tem IRC com FAV do tipo braquiocefálica, localizada no braço. A tomografia computadorizada da FAV foi fornecida pelo Hospital Universitário Onofre Lopes da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, no formato DICOM, que é o conjunto de normas para armazenamento e transmissão de informações médicas em formato eletrônico. Essas imagens, foram importadas para o *software InVesalius 3.1.1* (São Paulo, Brasil) programa de livre acesso desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), para segmentação, reconstrução e renderização do modelo, como mostra a figura (2.1).

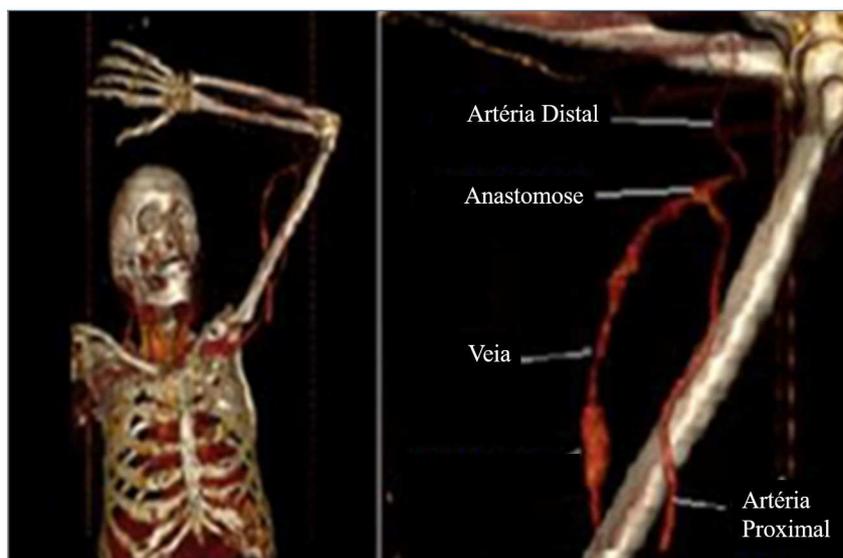


FIGURA 2.1. Imagens obtidas por tomografia computadorizada de paciente com IRC.

Em muitos casos o modelo 3D obtido por estas imagens pode apresentar imperfeições devido aos ruídos inerentes ao processo de reconstrução virtual. Dessa forma foi usado o *software Meshmixer* (Autodesk Inc., Califórnia, Estados Unidos), para realizar análises e correções da superfície. A figura (2.2) mostra a FAV depois da reconstrução e processamento o qual será usada na simulação numérica. O volume de controle foi considerado um sistema composto por artéria, veia e anastomose de comprimento 11,72 mm e largura de 8,05 mm, sendo a artéria com diâmetro médio nas entradas igual a 7,74 mm e 4,95 mm e na veia com diâmetro médio na saída igual 5,01 mm.

2.2. Malha.

A primeira etapa para obter a solução numérica do problema em estudo é a geração de uma malha. A malha pode ser estruturada, não-estruturada ou híbrida. A malha híbrida é aquela que combina regiões ou blocos de malhas estruturadas e não-estruturadas. Uma malha de alta qualidade é crítica para obter uma solução numérica precisa;

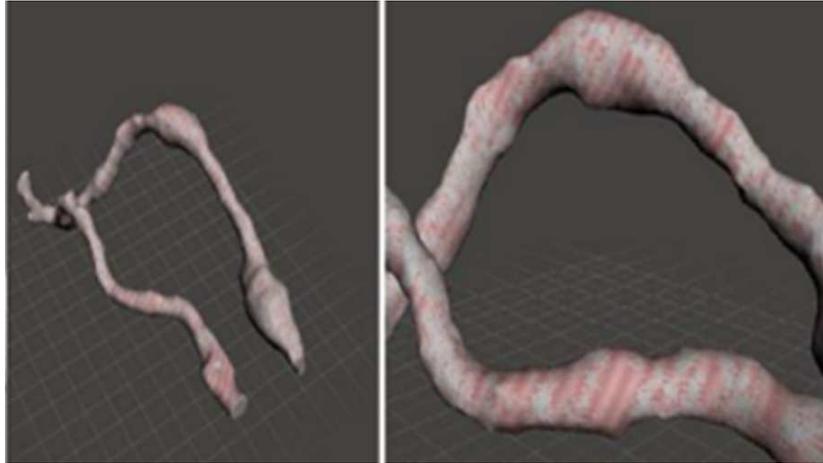


FIGURA 2.2. Imagens da FAV após a reconstrução virtual.

uma malha com baixa resolução ou de baixa qualidade pode até mesmo levar a uma solução incorreta. Portanto é importante testar a independência de malha em uma solução. O método padrão para testar a independência de malha é aumentar a resolução e repetir a simulação. Se os resultados numéricos não mudarem de forma apreciável, a última malha possivelmente é adequada.

A geração da malha na FAV foi realizada através do *software ICEM 15.0* (ANSYS Inc., Pensilvânia, Estados Unidos), através de um computador com unidade central de processamento de 2.40 GHz e 16,0 GB de memória volátil. Foram geradas três malhas não-estruturadas, com aproximadamente 620 mil, 900 mil e 1 milhão de elementos, respectivamente. A variação máxima nos resultados foi de apenas 0.6% entre as malhas geradas, sendo assim possível garantir a independência da malha nos resultados pela simulação numérica.

2.3. Modelamento matemático para o fluxo do sangue na FAV.

O modelo matemático que simula o fluxo do sangue na FAV é obtido a partir dos princípios básicos de conservação de massa e quantidade de movimento, associadas a equações constitutivas. A forma diferencial da conservação da massa ou equação da continuidade, pode ser deduzida usando o teorema do divergente ou usando um volume de controle (VC) infinitesimal [11]. Para este último caso, considere um fluido em escoamento em um espaço aberto $\Omega \subset R^3$, com velocidade $\vec{v} = \vec{v}(x, y, z, t) = v_1(x, y, z, t)\vec{i} + v_2(x, y, z, t)\vec{j} + v_3(x, y, z, t)\vec{k}$ no ponto $P = (x, y, z)$ e no instante t , com t num intervalo aberto I . Seja $\rho = \rho(x, y, z, t)$ a densidade do fluido no ponto P e no instante t . Pela hipótese do contínuo \vec{v} e ρ são de classe C^1 . Supor que, em Ω existe um paralelepípedo (VC) centrado em P , com arestas Δx , Δy , Δz , suficientemente pequenas e de faces paralelas aos planos coordenados como mostra a figura (2.3) Defina-se o campo vetorial de acordo com a equação 2.1,

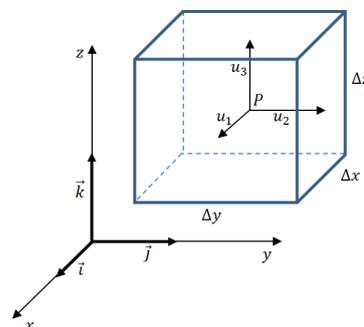


FIGURA 2.3. Volume de controle diferencial em coordenadas retangulares

$$(2.1) \quad \vec{u}(x, y, z, t) = \rho(x, y, z, t) \vec{v}(x, y, z, t)$$

com $\vec{u}(x, y, z, t) = u_1(x, y, z, t)\vec{i} + u_2(x, y, z, t)\vec{j} + u_3(x, y, z, t)\vec{k}$ onde $u_1 = \rho v_1$, $u_2 = \rho v_2$ e $u_3 = \rho v_3$ representa as componentes de \vec{u} e v_1 , v_2 e v_3 representa as componentes de \vec{v} . A vazão em massa que entra ou sai através de uma das faces do VC é igual à massa específica vezes a componente normal de velocidade no ponto central da face vezes a área da face. Por exemplo, o centro da face direita do VC está localizado a uma distância $\frac{\Delta y}{2}$ do

meio do VC (ponto P) na direção y ; esse ponto é dado por $(x, y + \frac{\Delta y}{2}, z, t)$. No ponto $P = (x, y, z)$ e no instante t a componente do \vec{u} , na direção \vec{j} , é $u_2(x, y, z, t)$; no centro da face direita, $(x, y + \frac{\Delta y}{2}, z, t)$, a componente, na direção \vec{j} , de \vec{u} , é aproximado por series de Taylor em relação ao centro do VC, dada pela equação 2.2.

$$(2.2) \quad u_2(x, y + \frac{\Delta y}{2}, z, t) = u_2(x, y, z, t) + \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{\partial y} \frac{\Delta y}{2} + \frac{1}{2!} \frac{\partial^2 u_2(x, y, z, t)}{\partial y^2} \left(\frac{\Delta y}{2}\right)^2 + \dots$$

A medida que o VC vai diminuindo, aproximando-se de um ponto, os termos de segunda ordem e de ordem mais alta, na equação 2.2, tornam-se insignificantes. Portanto, no centro da face direita, $(x, y + \frac{\Delta y}{2}, z, t)$, a componente, na direção \vec{j} , de \vec{u} , é aproximado por

$$(2.3) \quad u_2(x, y + \frac{\Delta y}{2}, z, t) \approx u_2(x, y, z, t) + \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{\partial y} \frac{\Delta y}{2}$$

A massa que sai, por unidade de tempo, através da face direita do VC é aproximadamente,

$$(2.4) \quad \left(u_2(x, y, z, t) + \frac{1}{2} \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{\partial y} \Delta y \right) \Delta x \Delta z.$$

E a massa que entra, por unidade de tempo, através da face esquerda do VC é aproximadamente,

$$(2.5) \quad \left(u_2(x, y, z, t) - \frac{1}{2} \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{\partial y} \Delta y \right) \Delta x \Delta z.$$

A diferença entre massa que sai através da face direita, equação 2.4 e a massa que entra na face esquerda, equação 2.5, por unidade de tempo é

$$(2.6) \quad \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{\partial y} \Delta y \Delta x \Delta z.$$

No VC as faces esquerda, inferior e atrás contribuem para o fluxo de massa que entra e as faces direita, superior e da frente contribuem para a saída de massa. Portanto, a diferença entre o fluxo de massa que sai e a que entra no VC por unidade de tempo, no instante t , é dado pela equação

$$(2.7) \quad \text{div } \vec{u}(x, y, z, t) \Delta y \Delta x \Delta z = \left(\frac{\partial u_1(x, y, z, t)}{x} + \frac{\partial u_2(x, y, z, t)}{y} + \frac{\partial u_3(x, y, z, t)}{z} \right) \Delta y \Delta x \Delta z.$$

A equação 2.7 representa a taxa líquida de fluxo de massa para fora da superfície de controle.

A massa dentro do VC, em qualquer instante, é o produto da massa por unidade de volume, $\rho = \rho(x, y, z, t)$, pelo volume, $\Delta y \Delta x \Delta z$. Assim, a taxa de variação de massa dentro do VC é dada por

$$(2.8) \quad \frac{\partial \rho(x, y, z, t)}{\partial t} \Delta y \Delta x \Delta z.$$

Supondo que em Ω não há fontes nem sorvedouros de massa, então pelo princípio da conservação da massa: a taxa líquida de fluxo de massa para fora da superfície de controle mais a taxa de variação de massa dentro do VC é igual a zero, e é dada por

$$(2.9) \quad \text{div } \vec{u}(x, y, z, t) + \frac{\partial \rho(x, y, z, t)}{\partial t} = 0.$$

A equação 2.9 é chamada equação da continuidade ou equação diferencial para conservação de massa em coordenadas cartesianas. Se $\rho(x, y, z, t)$ for constante, diremos que o fluido é incompressível e a equação da continuidade pode ser reescrita,

$$(2.10) \quad \text{div } \vec{v}(x, y, z, t) = 0.$$

Usando $\nabla = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z} \right)$ o operador gradiente, a equação 2.10 pode ser representada por,

$$(2.11) \quad \nabla \cdot \vec{v} = 0.$$

Para um fluido newtoniano, incompressível de regime transiente e assumindo que não existe forças externas agindo sobre o escoamento, a equação do momento ou equação de Navier-Stokes simplificada é dada por [11],

$$(2.12) \quad \rho \left(\frac{D\vec{v}}{Dt} \right) = -\nabla p + \eta \nabla^2 \vec{v}$$

onde $\vec{v} = \vec{v}(x, y, z, t)$ representa o vetor velocidade (m/s), t é o tempo (s), $\rho = \rho(x, y, z, t)$ é a densidade do sangue (kg/m^3), $p = p(x, y, z, t)$ é a pressão (Pa), η é a viscosidade do sangue e $\frac{D\vec{v}}{Dt} = \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \vec{v}$ é a derivada material. As equações constitutivas relacionam o campo de tensões com o campo de velocidade de deformação a que o fluido está sujeito. O modelo de fluido newtoniano dado pelas equações 2.11 e 2.12 pode ser generalizado para descrever o comportamento não-newtoniano para fluidos com viscosidade dependente da taxa de deformação. Neste trabalho o sangue é considerado como um fluido não-newtoniano com a variação da viscosidade dada pelo modelo de Carreau-Yasuda, equação 2.13 [12],

$$(2.13) \quad \eta(\dot{\gamma}) = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) [1 + (\lambda \dot{\gamma})^a]^{\frac{n-1}{a}}$$

onde $\dot{\gamma}$ é a taxa de deformação [s^{-1}], η_0 é a viscosidade para $\dot{\gamma}$ nulo [$Pa.s$], η_{∞} é a viscosidade para $\dot{\gamma}$ infinito [$Pa.s$], a é a constante de Yasuda, n índice da taxa de decaimento e λ é a constante de tempo. Segundo [?], os parâmetros usados no modelo Carreau-Yasuda para representar a viscosidade do sangue em relação à taxa de cisalhamento, são: $a = 2$, $n = 0,3568$, $\lambda = 3,313$, $\eta_0 = 0,056$ [$Pa.s$], e $\eta_{\infty} = 0,00345$ [$Pa.s$]. A densidade do sangue é $\rho = 1060$ kg/m^3 de acordo com [?].

Com o objetivo de verificar o comportamento do fluxo, a velocidade do escoamento é monitorada em cinco pontos particularmente situados como mostra a figura (2.4). O fluxo sanguíneo é pulsátil e de natureza cíclica. O regime

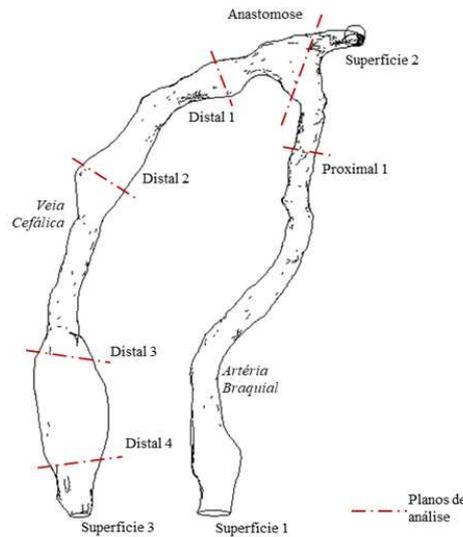


FIGURA 2.4. Imagem com os planos de observação

pulsátil do escoamento, considerado na entrada da artéria e na entrada da veia, é definido pela vazão mássica variando no tempo de acordo com [1] como mostra a figura (2.5). Na seção de saída a restrição imposta é a pressão

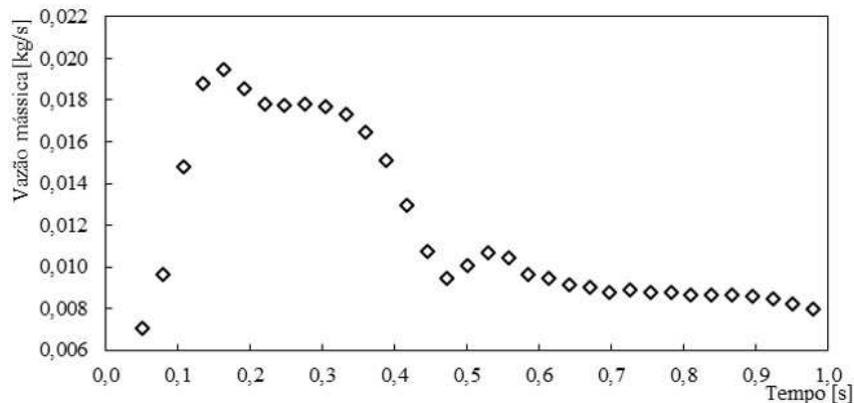


FIGURA 2.5. Pulso das vazões mássicas obtidas por [1] em uma FAV Braquiocefálica

igual zero.

3. Resultados.

3.1. Regime pulsátil do sangue.

Foram coletados 1039 pontos do pulso de vazão dado por [1] através do *software GraphData 1.0* (Brasil). A função que representa o pulso de vazão mássica é aproximada utilizando a séries de Fourier. Essa função foi obtida através de uma rotina no *software Scilab 6.0* (Scilab Enterprises, Rungis, França), para diferentes número de harmônicas (m), mostrado na figura (3.1)

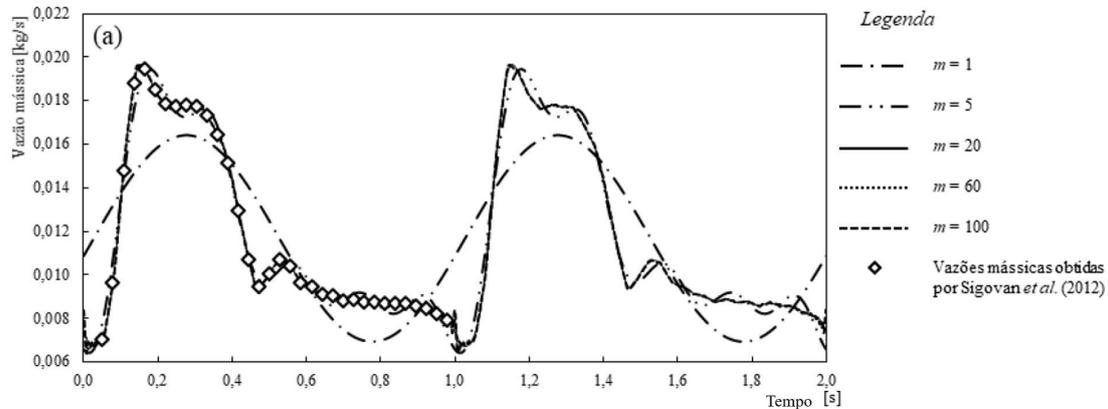


FIGURA 3.1. Pulsos da vazão mássica para diferentes números de harmônicas (m).

3.2. Campo de velocidade.

A equações de Navier-Stokes e a equação da continuidade, que modelam fluxo do escoamento na FAV, são equações diferenciais parciais não lineares e dependente do tempo. As soluções analíticas das equações diferenciais parciais são conhecidas apenas para casos muito particulares. Resolver problemas mais gerais fez com que surgissem diversas técnicas numéricas para analisar, de forma aproximada, a solução desses tipos de equações, dentre essas técnicas existem: métodos das diferenças finitas, métodos dos volumes finitos, método dos elementos finitos, entre outros. Neste trabalho a solução numérica do problema em estudo, usando o método de volumes finitos, é calculada pelo *software Fluent*. O método dos volumes finitos consiste na divisão da região em estudo em pequenas sub-regiões denominadas volumes de controle e a cada iteração as equações de conservação da massa e da quantidade de movimento são resolvidas para cada um desses volumes. Com o objetivo de visualizar o comportamento do fluxo, a velocidade do sangue é monitorada em cinco pontos particularmente situados, ver figura (2.4).

O campo de velocidade correspondente à vazão mássica em fase sistólica para $t = 0, 20s$ e em fase diastólica para $t = 0, 50s$, ao longo da FAV são apresentados na figura (3.2).

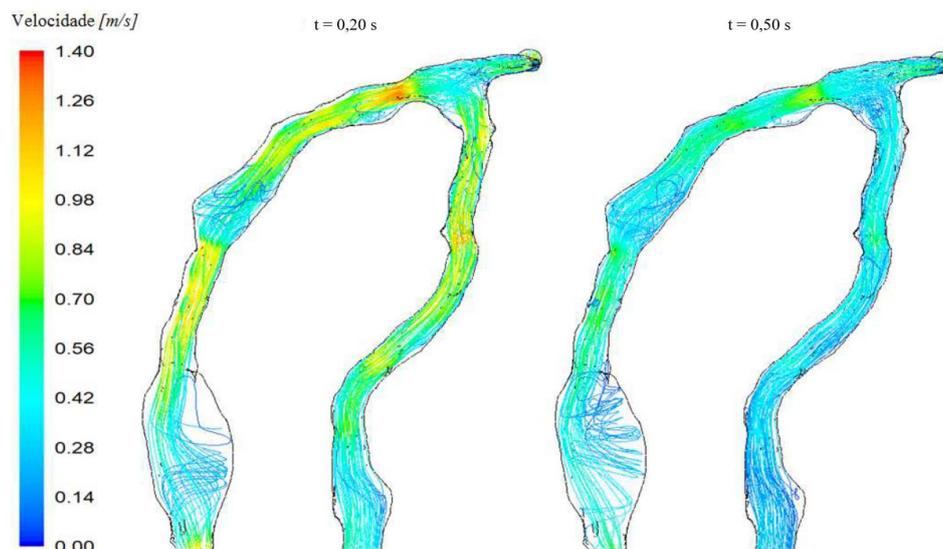


FIGURA 3.2. Linhas de trajetória ao longo da FAV, para $t = 0,20 s$ e para $t = 0,50 s$

Observando a figura (3.2) pode-se dizer que as linhas de trajetória, na artéria, apresentam um fluxo padrão bem definido com poucas perturbações, na fase sistólica e na fase diastólica com velocidades máximas de 1,24

m/s e 0,94 m/s respectivamente. Na veia, além do fluxo padrão, observa-se a presença de recirculações localizadas principalmente na região de anastomose e nas regiões distais 1,2,3 e 4; na região imediatamente ascendente à anastomose com estreitamento do diâmetro do vaso apresentou uma velocidade máxima de 1,37 m/s na fase sistólica e uma velocidade máxima de 0,94 m/s na fase diastólica.

Pode-se observar que, ao longo do escoamento, a velocidade varia com a geometria, área da seção transversal, com as perturbações associadas a recirculações axiais e radiais, nas regiões de separação de fluxo. Fluxos helicoidais também foram observados.

A figura (3.3) mostra o comportamento do vetor velocidade na artéria no plano proximal 1 para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica. Observando a figura (3.3), pode-se dizer que para $t = 0,20$ s e para $t =$

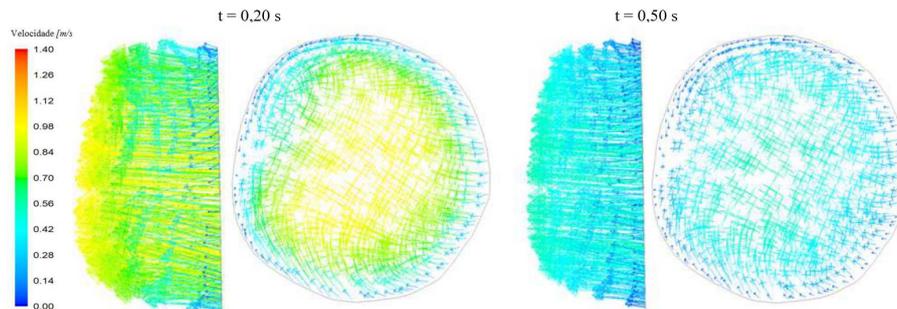


FIGURA 3.3. Plano de análise proximal 1 com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20$ s e $t = 0,50$ s

0,50 s, o campo de velocidade apresenta de uma pequena camada de fluxo helicoidal próximo a parede no sentido horário e o perfil de velocidade é característico a um fluxo laminar. A velocidade máxima é de 0,97 m/s na fase sistólica e 0,55 m/s na fase diastólica.

A figura (3.4) mostra o comportamento do vetor velocidade na veia, no plano distal 1, para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica.

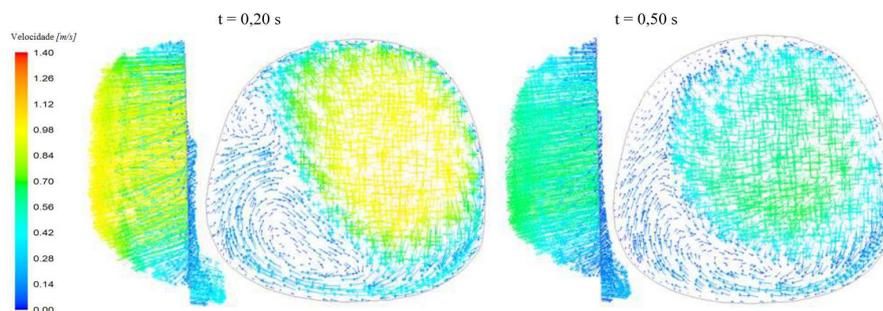


FIGURA 3.4. Plano de análise distal 1 com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20$ s e $t = 0,50$ s

Observando a figura (3.4), pode-se dizer que para $t = 0,20$ s e para $t = 0,50$ s, o campo de velocidade apresenta uma maior área planar com fluxo padrão localizado na parte superior direita e presença de recirculação axial, radial e fluxo helicoidal na parte inferior. Na fase sistólica, $t = 0,20$ s, podemos visualizar duas recirculações radiais, a maior localizada na parte inferior com orientação horária e uma menor com orientação anti-horária localizada na parte superior direita ao plano. Para a fase diastólica, $t = 0,50$ s, o campo de velocidade não apresentou recirculações anti-horária. A velocidade máxima é de 1,03 m/s é a velocidade máxima na fase sistólica e de 0,68 m/s na fase diastólica.

A figura (3.5) mostra o comportamento do vetor velocidade na veia, no plano distal 2, para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica. Observando a figura (3.5), pode-se dizer que para $t = 0,20$ s e para $t = 0,50$ s, o campo de velocidade apresenta um fluxo padrão localizado na parte superior esquerda, no resto do plano apresenta um fluxo helicoidal e recirculação radial. A recirculação radial e fluxo secundário helicoidal é mais acentuado para a fase diastólica, $t = 0,50$ s. A velocidade máxima na fase sistólica é de 0,71 m/s e de 0,53 m/s na fase diastólica.

A figura (3.6) mostra o comportamento do vetor velocidade na veia, no plano distal 3, para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica. Observando a figura (3.6), pode-se dizer que para $t = 0,20$ s e para $t = 0,50$ s, o campo de velocidade apresenta um pequeno fluxo padrão localizado na parte superior esquerda, no resto do plano apresenta um fluxo helicoidal e recirculações radiais. A recirculação radial e fluxo secundário helicoidal



FIGURA 3.5. Plano de análise distal 2 com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20$ s e $t = 0,50$ s

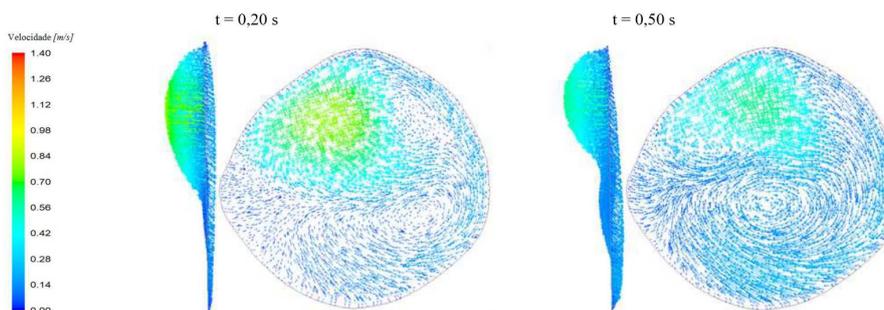


FIGURA 3.6. Plano de análise distal 3 com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20$ s e $t = 0,50$ s

é mais acentuado para a fase diastólica, $t = 0,50$ s. A velocidade máxima na fase sistólica é de $0,87$ m/s e de $0,60$ m/s na fase diastólica.

A figura (3.7) mostra o comportamento do vetor velocidade na veia, no plano distal 4, para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica. Observando a figura (3.7), pode-se dizer que para $t = 0,20$ s e para $t = 0,50$

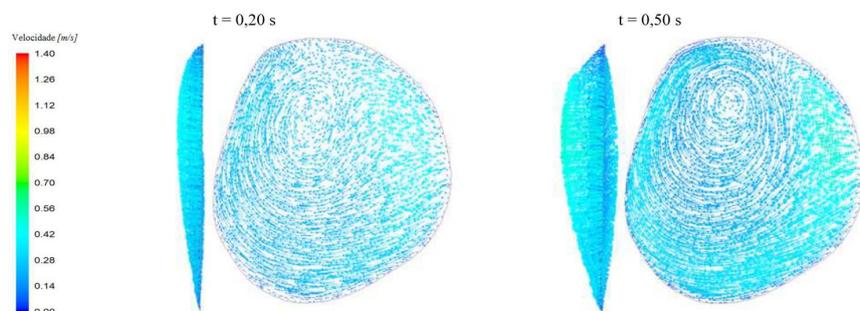


FIGURA 3.7. Plano de análise distal 4 com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20$ s e $t = 0,50$ s

s, o campo de velocidade apresenta um pequeno fluxo padrão, no resto do plano apresenta um fluxo secundário helicoidal e recirculações radiais. A velocidade máxima na fase sistólica é de $0,57$ m/s e de $0,49$ m/s na fase diastólica. Observa-se que entre os planos distais 3 e 4, figuras (3.6) e (3.7) respectivamente, houve transformação do fluxo padrão em fluxo secundário helicoidal e recirculação radial.

A figura (3.8) mostra o comportamento do vetor velocidade na anastomose para $t = 0,20$ s, fase sistólica e para $t = 0,50$ s, fase diastólica.

Observando a figura (3.8), pode-se visualizar o encontro de dois fluxos padrões. Duas regiões de recirculação são evidenciadas, ao lado esquerdo no sentido de escoamento do fluxo arterial e ao lado esquerdo se propagando para o inferior no sentido do escoamento do fluxo venoso, com maior intensidade para $t = 0,20$ s e com menor intensidade para $t = 0,50$ s. A velocidade máxima na fase sistólica é de $0,85$ m/s e de $0,71$ m/s na fase diastólica.

4. Conclusões.

Neste trabalho, a simulação numérica do campo de velocidade em FAV foi obtida através do *software Fluent*.

De acordo com os resultados para o campo de escoamento ao longo da artéria, antes da anastomose, não foi

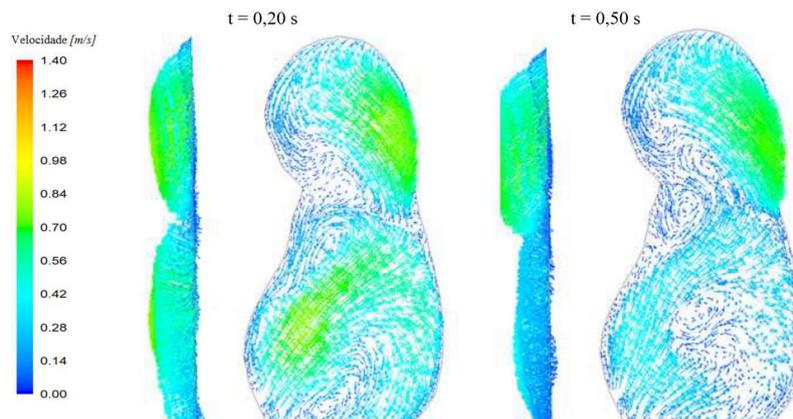


FIGURA 3.8. Plano de análise anastomose com vetores velocidade calculados, para $t = 0,20\text{ s}$ e $t = 0,50\text{ s}$

possível perceber a presença de perturbações no escoamento, conforme apresentado nas figuras (3.2) e (3.3). O escoamento tende a ter um comportamento padrão com perfil de velocidade parabólico, o que é esperado para um escoamento laminar. No entanto, há uma pequena distorção, a qual pode ser atribuída devido à falta de espaço para que o perfil de velocidade se desenvolva ocasionado pelas mudanças geométricas. Segundo [15] quando não há recirculações, os elementos figurados do sangue ocupam a corrente axial central, evitando assim a sedimentação desses elementos sobre a parede do vaso.

Na anastomose e regiões distais observou-se a presença de recirculações axiais e radiais, conforme apresentado nas figuras (3.4), (3.5), (3.6), (3.7) e (3.8). Segundo [12], que estudou três tipos de técnicas cirúrgicas in vivo para FAV e concluiu que as zonas de separação e recirculações ocorreram em todas as técnicas, principalmente nas regiões da anastomose. Tal situação, corrobora que a presença da ligações entre artéria e veia, na anastomose, assim como, nas variações geométricas dos vasos, causam perturbações no escoamento padrão, formando regiões de recirculações, com características de baixa tensão de cisalhamento, já que a velocidade nas regiões de recirculação tem magnitudes baixas em relação ao escoamento padrão. Essa característica foi intensificada nas regiões distais durante a fase diastólica para $t = 0,50\text{ s}$. É possível, portanto, inferir que o tempo em que os elementos figurados estarão em recirculação será maior, sendo ainda possível que os mesmos se choquem excessivamente na parede do endotélio.

De acordo com a literatura apresentada e os resultados obtidos neste trabalho, a visualização detalhada do campo de escoamento ao longo da FAV tornou-se essencial para o avanço sobre os estudos da influência dos fatores hemodinâmicos sobre as patologias vasculares apresentadas.

5. Agradecimentos.

Os autores agradecem o apoio do Laboratório de Dinâmica dos Fluidos (LMF) da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN) e ao Hospital Universitário Onogre Lopes (HUOL).

Referencias

- [1] Sigovan, M. et al. *Vascular remodeling in autogenous arterio-venous fistulas by MRI and CFD*, *Annals of Biomedical Engineering* **41** (2013) 657-668.
- [2] Takemoto, A. Y., Okubo, P., Bedendo, J., and Carreira, L. *Avaliação da qualidade de vida em idosos submetidos ao tratamento hemodialítico*, *Rev. Gaúcha Enferm.* **32** (2011) 256-262.
- [3] Veloso, R. L. M., *Efeitos da hemodiálise no campo subjetivo dos pacientes renais crônicos*, *Cógitó* **3** (2001) 73-82.
- [4] Saran, R. et al., *US renal data system 2017 annual data report: epidemiology of kidney disease in the United States*, *American Journal of Kidney Diseases* **71** (2018) A7.
- [5] Koepe, G. B. O., and Araújo, S. C., *A percepção do cliente em hemodiálise frente à Fístula artério venosa em seu corpo*, *Acta Paulista de Enfermagem* **21** (2008) 147-151.
- [6] Toregeani, J. F., et al., *Avaliação da maturação das Fístulas arteriovenosas para hemodiálise pelo eco-Doppler colorido*, *Jornal Vascular Brasileiro* **v. 7** (2008) 203-213.
- [7] Lok, C. E., *Fistula First Initiative: Advantages and Pitfalls*, *Clinical Journal of the American Society of Nephrology* **2** (2017) 1043-1053.
- [8] Bassiouny, H. S., et al., *Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced*, *Journal of Vascular Surgery* **15** (1992) 708-716.
- [9] Ene-lordache, B., et al., *Computational Fluid Dynamics of a Vascular Access Case for Hemodialysis*, *Journal Biomechanical Engineering* **123** (2000) 284-292.
- [10] Niemann, A. K., et al., *Computational Fluid Dynamics Simulation of a-v Fistulas: From MRI and Ultrasound Scans to Numeric Evaluation of Hemodynamics*, *The Journal of Vascular Access* **13** (2011) 36-44.
- [11] Çengel, Y. A., and Boles, M. A., *Termodinâmica*, McGraw-Hill, São Paulo, ed. 5, 2006.
- [12] Bessa, K. L., et al., *Análise comparativa de fluxo em Fístula arteriovenosa*, 2004. 169 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
- [13] Cho, Y., and Kensey, R., *Efeitos da viscosidade Não newtoniana do fluxo sanguíneo em um vaso arterial doente. Parte 1: Fluxos estáveis*, *Biorheology* **28** (1991) 241-262.

- [14] Carroll, J., Varcoe, R. L., Barber, T., , and Simmons, A., *Reduction in anastomotic flow disturbance within a modified end-to-side arteriovenous fistula configuration: Results of a computational flow dynamic model*, *Nephrology* **24** (2019) 245-251.
- [15] Sinavesan, S., How, T. V., , and Bakran, A., *Sites of stenosis in AV fistulae for haemodialysis access*, *Nephrology* **14** (1999) 118-120.