

CONEM 2016
CONGRESSO NACIONAL DE
ENGENHARIA MECÂNICA

21-25
AGOSTO DE 2016
FORTALEZA - CEARÁ

Análise Computacional do Escoamento Sanguíneo nas Artérias Renais Principais

Alexandre Sousa do Nascimento, alex_sousa@hotmail.com¹

Kaio Lourenço Teixeira Barbosa, kaiobrbs@gmail.com²

Keyll Carlos Ribeiro Martins, kmartins@ifma.edu.br³

Evandro Martins Araujo Filho, evandro2.0@hotmail.com⁴

Gleydson Hiago Sousa de Oliveira, gleydson.sousa3@hotmail.com⁵

Carlos Vital Pinto Costa Junior, vital-j@hotmail.com⁶

Manuelle da Silva Serejo, manu_serejo@hotmail.com⁷

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

³Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

⁴Universidade Federal do Maranhão, Av. dos Portugueses, Bacanga

⁵Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

⁶Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

⁷Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

Resumo: As artérias renais são responsáveis pelo aporte de sangue aos rins, que são duas glândulas de cor vermelhas escuras situadas simetricamente nos lados da coluna vertebral, na região lombar. Situam-se na cavidade abdominal, ao lado da coluna vertebral. Por meio da análise numérica e o método computacional é possível construir o ambiente, e simular o escoamento sanguíneo nas artérias renais a fim de se ter resultados suficientes. Os resultados obtidos validam a metodologia desenvolvida. São apresentados e analisados os perfis de velocidade e de tensões do escoamento e as curvas que caracterizam as funções materiais do fluido, para o escoamento laminar e axial através de um tubo anular concêntrico.

Palavras-chave: biomecânica, CFD, nefrologia.

1. INTRODUÇÃO

A mecânica dos fluidos estuda o comportamento dos corpos em repouso ou em movimento, tendo o fluido como uma substância que se deforma continuamente sob a ação de uma tensão tangencial, daí a necessidade de se fazer um estudo sistemático no campo da hemodinâmica. O presente trabalho pretende estudar o escoamento sanguíneo em artérias renais principais por meio dos métodos computacionais, variando o grau de estenose, ou seja, a obstrução na passagem sanguínea, enfatizando os estudos da bioengenharia como metodologia para as soluções propostas.

Analisar numericamente e computacionalmente o escoamento do sangue nas artérias renais principais, considerando situações com e sem estenoses.

O sangue é modelado como um fluido newtoniano e viscoso. A pressão, um pulso periódico, é causada pelas contrações e relaxamentos dos músculos do coração, por sua vez esta governa o escoamento de sangue, que interage com a pulsação das artérias. Modelagens, considerando a interação fluido-estrutura entre o escoamento sanguíneo e a parede dos vasos, têm sido estudadas por muitos autores, contudo, cálculos em tempo real para grandes seções do sistema vascular são pouco estudados. Desse modo, deve-se considerar um modelo tridimensional para melhor representar a própria artéria, já que modelos unidimensionais e bidimensionais, apesar de trazerem uma resposta rápida, não representam resultados próximos ao real.

2. METODOLOGIA

As artérias renais são responsáveis pelo aporte de sangue para os rins. O sangue arterial, além de nutrir os rins, é filtrado por esses órgãos. Quando o fluxo sanguíneo nos rins está normal, materiais indesejáveis são excretados

através da urina. Além disso, os rins ajudam a controlar a pressão arterial, através da secreção de um hormônio chamado renina. Quando as artérias renais sofrem estreitamentos (estenoses) [Fig. 1], os rins deixam de trabalhar de forma eficiente. Muitas vezes, uma compensação clínica ocorre, e os pacientes não apresentam nenhum sintoma. No entanto, em pacientes que não apresentam essa compensação, a estenose da artéria renal pode estar associada à hipertensão arterial severa de difícil controle clínico (hipertensão renovascular) e/ou a perda da função renal por diminuição do fluxo sanguíneo.



Fig. 1 Artérias Renais Com Estenose.

A análise computacional do escoamento sanguíneo pode ser dividida em várias fases. Todavia, antes de se efetuar a simulação computacional tem que se selecionar o modelo matemático que melhor descreve o escoamento real do sangue. Assim, o primeiro passo consiste, essencialmente, em identificar as equações fundamentais que descrevam em linguagem matemática os princípios físicos relacionados com estudo em causa. O modelo matemático que é considerado completo e que reúne maior consenso na comunidade científica, especialista em hemodinâmica, é o que se baseia nas equações de Navier-Stokes e na equação de continuidade.

Depois de se ter selecionado o método numérico mais adequado é necessário, pela operação designada de pré-processamento ("pre-processing"), não só definir o modelo computacional, mas também as condições iniciais e de fronteira do problema em estudo. Esta fase é considerada uma das mais importantes e primorosas porque, no caso de se pretender estudar geometrias bastante complexas, a construção da malha computacional pode representar mais de 90% de toda a análise computacional. Na fase seguinte, a solução numérica das equações algébricas pode ser obtida utilizando um software comercial de CFD ("Computational Fluid Dynamics").

Para iniciar as simulações foram levados em consideração alguns parâmetros de entrada, visto que, é de grande complexibilidade mensurar valores exatos para o meio em questão.

No presente estudo, foram impostas as seguintes condições fronteiras: na entrada do canal admitiu-se uma velocidade de 30 cm/s, uma vez que, pelas inúmeras pesquisas na área, os autores admitem tal velocidade para escoamentos laminares nas artérias com bifurcações, com uma pressão de 110 mmHg, conforme.

Apesar da sua fórmula simplificada, as equações de Navier-Stokes e de continuidade são equações não lineares sem solução analítica em situações complexas. No entanto, é possível com o auxílio de técnicas numéricas discretizar as equações de um modelo matemático, constituído por equações diferenciais, e obter as equações algébricas correspondentes. A discretização pode ser realizada por intermédio de vários métodos numéricos, sendo os mais conhecidos o método dos elementos finitos, o método das diferenças finitas, o método dos volumes finitos e, mais recentemente, o método de geração automático da malha.

4.6.1 Aplicações da Técnica CFD

Segundo Carneiro (2009) afirma que a dinâmica computacional dos fluidos, conhecida na literatura inglesa da especialidade por CFD, é uma técnica que utiliza um software comercial para obter soluções numéricas através da aplicação dos princípios clássicos da mecânica dos fluidos como, por exemplo, a aplicação da equação de Navier-Stokes e a da continuidade.

Segundo Mocrosky (2007) afirma que a técnica da dinâmica dos fluidos computacional permite que o usuário obtenha soluções para problemas envolvendo escoamento de fluidos, reduzindo os experimentos em laboratório. Sua finalidade não é substituir experimentos teóricos ou laboratoriais, mas sim, orientar o usuário na definição dos pontos que os experimentos são necessários, proporcionando também maior confiabilidade para ações posteriores e projetos.

Como esta técnica envolve um número bastante elevado de equações é necessário, às vezes, se recorrer a sistemas computacionais sofisticados para se conseguir obter soluções numéricas. Dentre as diferentes áreas científicas, onde os modelos computacionais têm sido utilizados com bastante sucesso, destaca-se a sua aplicação na meteorologia onde são utilizados na previsão do tempo e na engenharia aeronáutica onde a decisão de produzir, por exemplo, uma asa de avião

só se concretiza depois da concepção de vários modelos em computador e da simulação em CFD das várias alternativas, acabando por ser escolhido o modelo que obtém melhor comportamento aerodinâmico.

Para Ferreira (2013) afirma que apesar dos avanços tecnológicos recentes na ciência médica, no domínio da aquisição de imagem para diagnóstico e terapêutico, os técnicos e especialistas desta área ainda não colocaram em prática a possibilidade de tratar a informação recolhida, pelas tecnologias existentes, utilizando métodos computacionais. Apesar da evolução tecnológica na área, a informação obtida só é válida para determinadas condições fisiológicas recolhidas no paciente (normalmente em repouso) sendo necessário extrapolar-se para se puderem obter informações relativas a outras condições fisiológicas, tais como andar, correr ou pós-intervenção cirúrgica e, neste campo, os métodos computacionais poderão dar um contributo importante.

De acordo com a opinião de diversos especialistas, a implementação dos métodos computacionais irá proporcionar a utilização da medicina de previsão enquanto complemento dos métodos clássicos de diagnóstico e tratamento como, por exemplo, a possibilidade de se simularem diferentes tipos de cirurgias virtuais e de se escolher a que apresenta melhores resultados.

Assim, no futuro, os cirurgiões poderão prever os resultados de uma determinada operação antes de a realizarem no paciente. No entanto, para realizar este tipo de simulação é necessário utilizar modelos bastante precisos, em termos anatómicos e fisiológicos, do paciente que irá ser operado e, por isso, apesar da investigação que se tem vindo a fazer nesta área, a complexidade do corpo humano tem sido um dos grandes obstáculos em reunir consenso sobre o modelo a ser implementado no futuro.

Segundo Santos (2009) afirma que existem, neste momento, vários projetos em curso: o desenvolvimento de um sistema cooperativo para aplicação da biomecânica computacional na medicina clínica cardiovascular, a simulação do deslocamento e deformação dos glóbulos vermelhos tendo como base o princípio de energia mínima e a utilização de um método de geração automático da malha para investigar vários fenómenos fisiológicos e patológicos que ocorrem no sistema circulatório humano, como, por exemplo, a formação, desenvolvimento e destruição de um trombo.

Uma das aplicações na área biomédica é a simulação do fluxo de sangue em artérias coronárias, onde são analisados fenómenos que envolvem velocidade, tempo, pressão e massa específica.

O artigo de Johnston et. al. (2006), apresenta o estudo da pulsação de sangue nas quatro artérias coronárias direita. O problema é governado pelas equações de Navier-Stokes e da continuidade para um fluido incompressível. Os autores simularam a variação do fluxo de sangue nestas artérias, com diferentes modelos de viscosidade, para comparar os efeitos da viscosidade do modelo de sangue e a distribuição das tensões de cisalhamento na parede da artéria, durante o ciclo cardíaco. Os estudos desses autores mostram que o fluxo de sangue no interior das artérias tem sido por muito tempo associado a lesões e estreitamento da artéria.

4.6.2 Geometria e Geração de Malha

Segundo Cidre (2008) afirma que um dos aspectos principais e que mais condicionam a implementação de um método eficaz para a resolução do sistema de equações que envolvem a mecânica de fluidos computacional é o domínio geométrico do problema, assim como a sua partição. Quanto menos complexa for a geometria usada, mais simples e mais rápida será a resolução numérica do problema.

No caso dos canais das artérias renais, que são micro canais com bifurcações, estes exibem alguma complexidade, que ocasionam grandes esforços computacionais quando se pretende estudar numericamente o escoamento no seu interior, com isso as simulações aqui descritas no estudo foram realizadas de forma bem simples usando algumas variáveis de entrada, como a velocidade do escoamento na artéria renal e a viscosidade do fluido.

Após a construção do domínio geométrico do problema é necessário fazer a discretização para gerar uma malha. Esta deve ser construída de modo a representar o domínio geométrico, tendo em atenção, simultaneamente, o esforço computacional que a malha gerada irá acarretar, afirma Cidre (2008).

4.6.3 Tipos de Malha

Segundo Mocrosky (2007) afirma que o conjunto de pontos discretizados forma a malha. Sendo assim, conforme o método de solução e em função das propriedades do escoamento, a malha possui características específicas.

A Figura 10 mostra a visualização de um escoamento bidimensional laminar com duas barreiras e a malha com pontos discretos para cálculos das velocidades, onde esta malha é denominada uniforme. Este tipo de malha apresenta pontos com espaçamento uniforme que facilita a implementação do programa computacional e a solução de equações algébricas lineares.

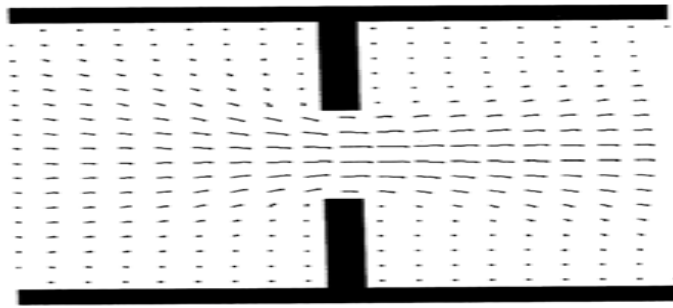


Figura 2 - Escoamento bidimensional.
Fonte: (Mocrosky 2007)

A Figura 3 mostra uma malha estruturada, pois apresenta regularidades na distribuição espacial, porém, com concentração de pontos, denominado assim as malhas não uniformes, que exigem um numero maior de cálculos.

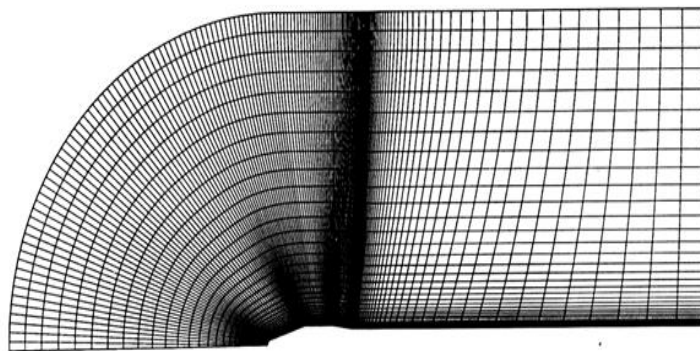


Figura 3 - Malha estruturada não uniforme com concentração de pontos.
Fonte: (Mocrosky 2007).

As geometrias mais complexas exigem malhas, não estruturadas, conforme mostrado na (Figura 4), para discretização do domínio.

As malhas não estruturadas oferecem uma substancial flexibilidade geométrica se comparada com as malhas estruturadas. Elas podem tratar regiões de difícil interseção com várias superfícies aerodinâmicas, apresentando vantagens potenciais como automatização da geração, adaptação e maior flexibilidade geométrica, afirma Agarwal (1999).

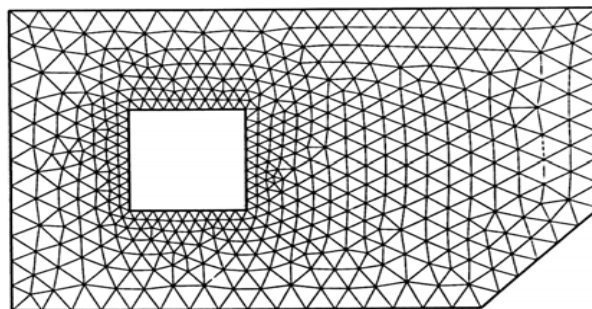


Figura 4 - Malha não estruturada tetraédrica.
Fonte: (Mocrosky 2007).

A Figura 5 apresenta a malha híbrida que reúne a combinação entre malha estruturada e não estruturada. Geralmente, a parte estruturada da malha é aplicada perto das regiões com limites contínuos, onde o aspecto das células deve ter uma relação de proporcionalidade muito elevada.

Na região computacional é feito o preenchimento com grade não estruturada. Para cálculos envolvendo códigos de Volumes Finitos e fluido viscoso, com considerável complexidade, este é um tipo de malha indicada, por proporcionar maior flexibilidade geométrica, alta qualidade e automatização na geração das malhas, porém, gerar este tipo de malha é uma atividade complexa.

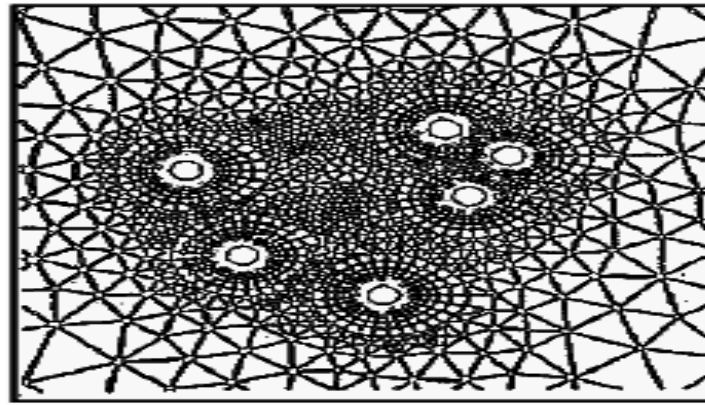


Figura 5 - Malha híbrida.
Fonte: (Mocrosky 2007).

Estudar fenômenos que envolvem escoamento de fluidos com ferramentas de CFD exige a escolha do método apropriado ao problema definido. Os métodos numéricos apresentam quatro métodos possíveis de discretização, com características específicas. Da escolha do método tem-se a escolha da malha que representará o modelo conceitual em detalhes e, conseqüentemente, o modelo numérico representado por equações que governam o problema. A solução, resultados e tratamento dos resultados são feitos por elementos que processam e resolvem as equações afirma Mocrosky (2007).

TIPOS DE FLUIDOS

Os fluidos podem ser classificados quanto à relação entre a tensão de corte, τ , e taxa de deformação de corte, em newtonianos e não newtonianos, consoante possam ser descritos ou não pela equação.

A (

Figura 6) ilustra os principais fluidos estudados em Reologia podem ser resumidos no esquema abaixo indicado.

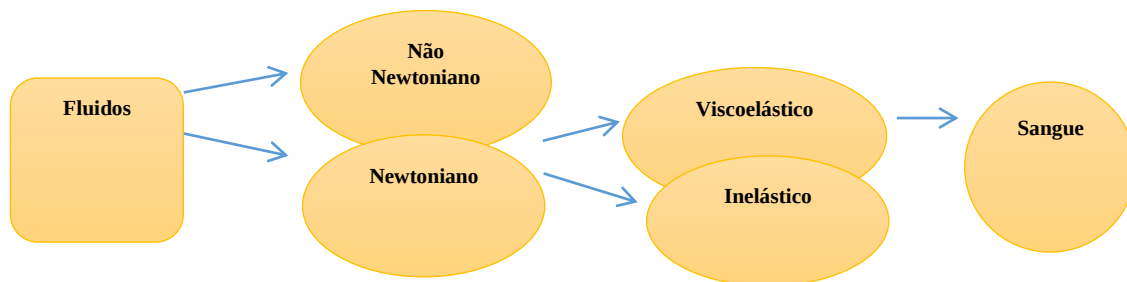


Figura 6 - Classificação esquemática dos fluidos mais importantes em Reologia.
Fonte: Adaptado de Carneiro 2009.

Apesar da maioria dos fluidos não newtonianos apresentar comportamento reofluidificante, ou seja, a viscosidade das amostras diminuiu com o aumento da taxa de deformação, existem algumas exceções para tal comportamento, conforme a (figura 7) a seguir:

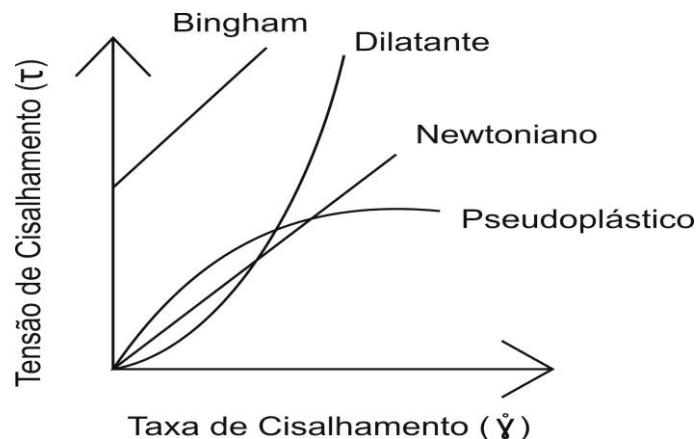


Figura 8 - Comportamento de diferentes fluidos sujeitos a tensões de cisalhamento.

Fonte: (CASTELLI 2012)

Para Pinho (2009), as suspensões de partículas regulares (esféricas) apresentam um comportamento misto, sendo reofluidificantes a baixas velocidades de corte, mas reoesspessantes a elevadas taxas de deformação quando a concentração de partículas é elevada.

Fluidos Newtonianos x não Newtonianos

Segundo Naccache (2010) os fluidos Newtonianos e não Newtonianos se distingue por algumas características como:

Equações constitutivas;

Funções Materiais;

Fluidos viscoplásticos: possuem tensão limite de escoamento e viscosidade varia com a taxa de deformação;

Fluidos viscoelásticos: possuem características viscosidade e elástica.

NÚMERO DE REYNOLDS

A representação da razão entre as forças de inércia e as forças viscosas, corresponde ao parâmetro denominado número de Reynolds, conforme (2):

$$Re = \rho V D / \mu \quad (2)$$

A mecânica dos fluidos utiliza o coeficiente adimensional (Re) para definição do regime de escoamento conforme se mostra no fluxograma da (figura 16).

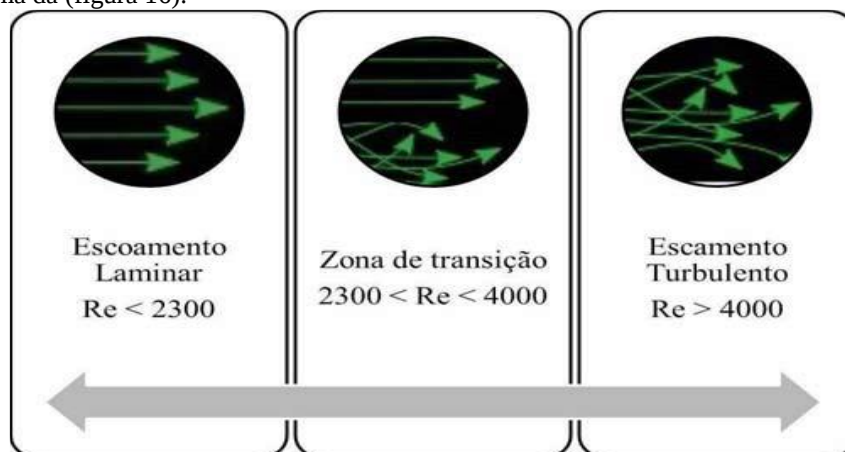


Figura 9 - Classificação do regime de escoamento segundo Reynolds.

Fonte: (Ferreira 2013).

Em regime laminar considera-se que o fluido é disposto por camadas e que as partículas de fluido tendem a percorrer trajetórias paralelas. Por outro lado, num escoamento designado turbulento as partículas descrevem trajetórias irregulares e aleatórias, surgindo vórtices. Através do número de Reynolds também é possível determinar o comprimento de entrada necessário para que o escoamento possa ser considerado completamente desenvolvido isto é não existam variações do perfil de velocidade segundo a direção do escoamento.

Conforme a (figura 10), pode-se notar como se comporta determinado escoamento em tubos, sendo que a pesquisa em questão levou em consideração tal ponto para orientação metodológica.

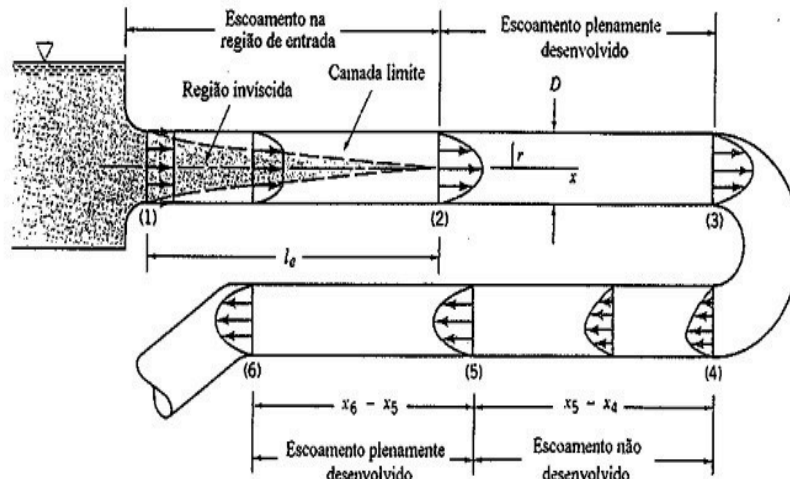


Figura 9 - Identificação das zonas do escoamento.

Fonte: (Munson, Young, e Okiishi 2002)

As expressões (1) e (2) apresentadas a seguir relacionam o comprimento de entrada com o número de Reynolds mediante o regime de escoamento, laminar ou turbulento respectivamente:

$$L_{\text{entrada}} / D = 0.06Re \quad (1)$$

$$L_{\text{entrada}} / D = 4.4Re^{0.17} \quad (2)$$

Resultados e Discussão

Conforme [Fig.10], enfatiza-se as malhas do domínio obtidas durante a simulação com as variáveis de entrada que foram consideradas no projeto, sendo que quando observadas, notou-se um comportamento de uma malha não estruturada tetraédrica.

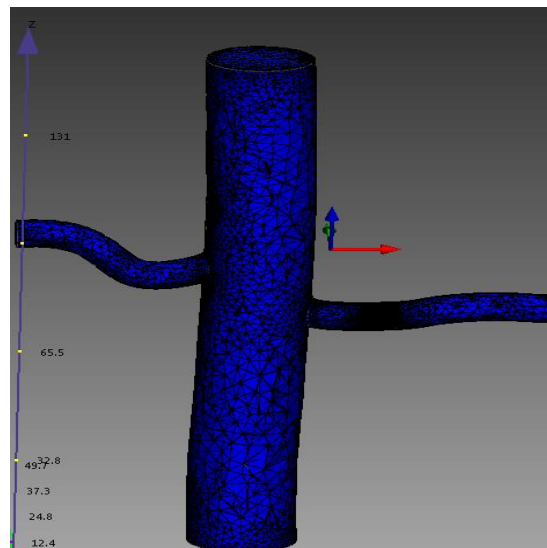


Fig.10 Geometria das Malhas

Foram analisados quatro casos distintos, um com apenas uma obstrução na artéria aorta, outro com obstrução na artéria renal direita e na aórtica, um caso com estenoses na artéria renal direita principal, e outro sem obstruções.

Indica-se em [Fig. 11] o comportamento da velocidade de escoamento do sangue na artéria renal sem estenose, no qual foi observado que o perfil de velocidade permanece constante na aorta, somente mudando seu perfil nas entradas das artérias renais principais, onde ocorre brusco deslocamento de parte do fluxo sanguíneo para as artérias, diminuindo a vazão na aorta principal. Após a passagem do fluxo sanguíneo nas artérias renais, a velocidade de escoamento diminui mantendo-se constante.

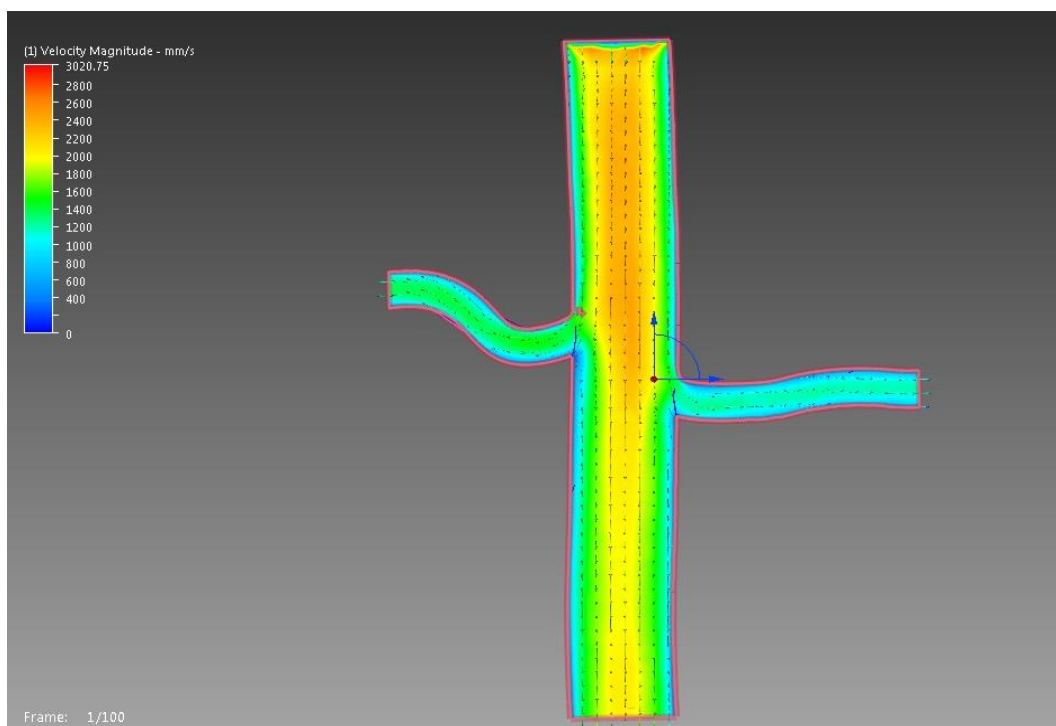


Fig.11 Velocidade na Artéria Aorta Sem Estenoses

O comportamento da velocidade na artéria renal com estenose na aorta [Fig. 12], onde o fluxo de velocidade encontra-se constante na aorta até a obstrução, quando observamos uma alteração no fluxo de velocidade em virtude da estenose que se encontra na parte superior das bifurcações renais.

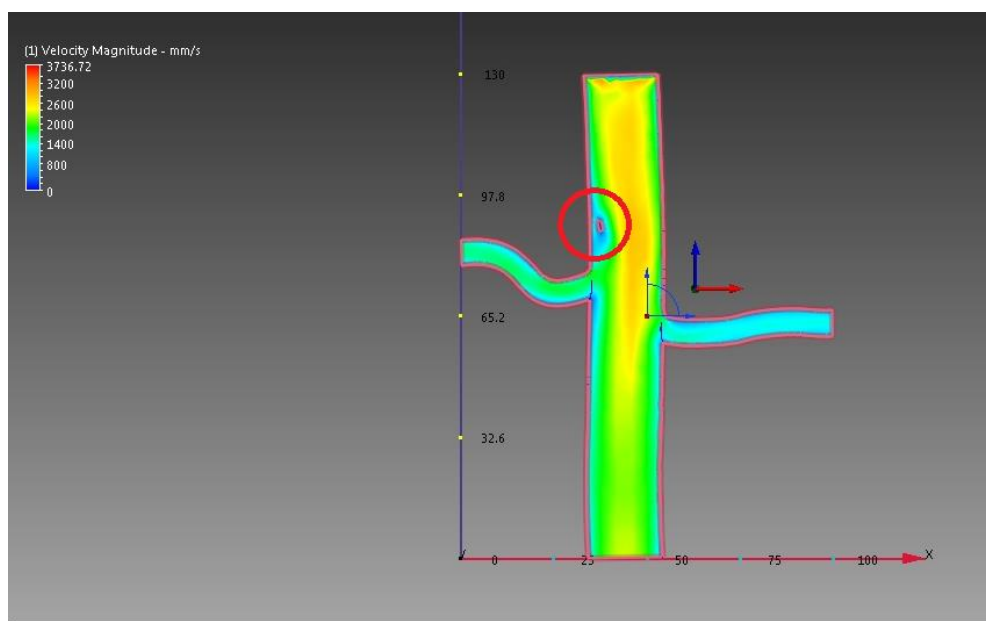


Fig.12 Arteria com Estenose na Aorta

Encontra-se em [Fig. 13] o perfil de velocidade do fluido em todo interior da aorta e nas artérias principais, sendo que, na artéria renal direita que tem 57,5mm de comprimento e na parte superior da aorta, foram colocadas as obstruções para analisarmos o comportamento da velocidade nos pontos representados pelas placas de estenose. Com isso, foi observado que a velocidade aumenta nas obstruções, principalmente na artéria renal principal, uma vez que, com o estreitamento do canal a velocidade tende a aumentar.

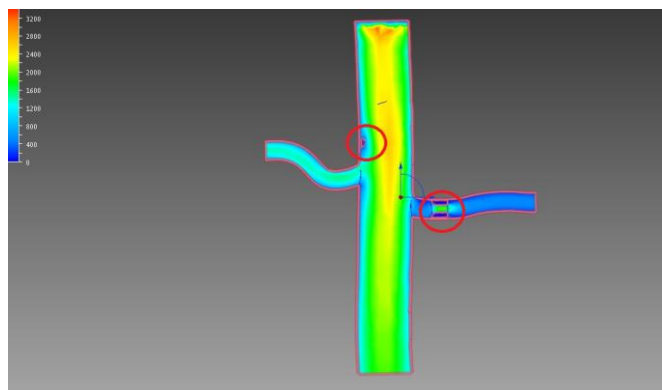


Fig.13 Arteria Com Duas Estenoses

Conclusão

Os modelos computacionais estão em constante crescimento no estudo do sistema cardiovascular. O objetivo deste trabalho foi o estudo da hemodinâmica da bifurcação da artéria renal principal. Os modelos construídos permitiram o estudo e comparação do escoamento sanguíneo nas artérias renais.

3. REFERÊNCIAS

PETRY, A. P. Análise numérica da interação fluido-estrutura através do método de elementos finitos. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 1993.

POTER, M.C., WIGGERT, G.D., Mecânica dos Fluidos. Tradução da Terceira Edição Norte Americana, Editora Thomson Pioneira, São Paulo, 2003.

CIGLIANO, E.C.S., Análise Numérica do Escoamento de Fluido em Tubos Elásticos, 2010

MOCROSKY, Jeferson Ferreira. **POTENCIALIDADES DA DINÂMICA DOS FLUIDOS COMPUTACIONAL EM PROJETOS MECÂNICOS.** Especialista em Gestão de Desenvolvimento de Produto, Curitiba, 2007.

4. RESPONSABILIDADE AUTORAL

“Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho”.

Analysis of Computational Flow in Arteries Blood Kidney Main

Alexandre Sousa do Nascimento, alex_sousa@hotmail.com¹

Kaio Lourenço Teixeira Barbosa, kaiobrbs@gmail.com²

Keyll Carlos Ribeiro Martins, kmartins@ifma.edu.br³

Evandro Martins Araujo Filho, evandro2.0@hotmail.com⁴

Gleydson Hiago Sousa de Oliveira, gleydson.sousa3@hotmail.com⁵

¹Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

² Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

³Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

⁴ Universidade Federal do Maranhão, Av. dos Portugueses, Bacanga

⁵Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Maranhão, Av. Getúlio Vargas, 04, Monte Castelo

The renal arteries are responsible for blood supply to the kidneys, which are two dark red color glands located symmetrically at the sides of the spine in the lumbar region. are located in the abdominal cavity, next to the spine. By means of the computational method it is possible to construct the environment study and simulate the blood flow in the renal arteries with the aim of trying to contribute to test the hypotheses of possible formation of diseases caused by gradual blockage of the artery under controlled conditions.

Keywords: biomechanics, CFD, nephrology.