



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
Escola Politécnica

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL 3D DE SISTEMAS ARTERIAIS

Paulo Vinicius Miyuki Yamabe
Rodrigo Eiji Yamagata Diana

São Paulo
2013

SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL 3D DE SISTEMAS ARTERIAIS

Monografia final apresentada à
disciplina PMR 2550 – PROJETO DE
CONCLUSÃO DE CURSO II.

Orientador:
Prof. Dr. Emílio Carlos Nelli Silva

São Paulo
2013

FICHA CATALOGRÁFICA

Yamabe, Paulo Vinicius Miyuki
Simulação computacional 3D de sistemas arteriais / P.V.M.
Yamabe, R.E.Y. Diana. -- São Paulo, 2013.
95 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1. Simulação de sistemas 2. Método dos elementos finitos 3. Artérias (Sistemas) 4. Hemodinâmica 5. Bioengenharia I. Diana, Rodrigo Eiji Yamagata II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos III. t.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente gostaríamos de agradecer nossos familiares pelo apoio e suporte em todas as etapas da elaboração deste trabalho.

Agradecer ao orientador Professor Doutor Emílio Carlos Nelli Silva por nos apresentar o tema e por nos mostrar o caminho das pedras deste trabalho.

E por último, mas não menos importante, aos médicos Maximilian Gospos e Tiago Senra ambos do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia de São Paulo, pela ajuda nos assuntos referentes à parte médica, em especial às artérias coronárias.

“Precisamos aprender primeiro a engatinhar, para depois andar e finalmente correr.”

(Professor Emílio Carlos Nelli Silva)

RESUMO

O presente trabalho de conclusão de curso tem como tema o desenvolvimento de um sistema de simulações computacionais de artérias do sistema vascular humano levando-se em conta o fluxo pulsátil, a natureza não-newtoniana do sangue e a interação fluido-estrutura entre o sangue e a paredes arterial. Para se chegar a um resultado mais verossímil, optou-se pela exportação de imagens médicas de tomografias computadorizadas reais para modelos CAD 3D, que são em seguida exportadas para o programa de simulação comercial ANSYS. Durante cada uma das etapas, hipóteses foram adotadas para se reduzir o custo computacional da simulação e tornar a solução viável. Por último, análises do perfil de velocidades, dos gradientes de pressão e das tensões de cisalhamento nas paredes fornecem parâmetros para a comparação entre o comportamento de uma artéria real e a simulação. Um estudo de caso de uma coronária direita com estenose foi realizado para avaliarmos a severidade da lesão através do gradiente de pressão na artéria.

Palavras-chave:

Sistema Arterial. Hemodinâmica. Bioengenharia. Simulação Computacional. Método dos Elementos Finitos.

ABSTRACT

This paper presents the results of a computer simulation of the human vascular system that considers the pulsatile flow, the non-newtonian nature of the blood and the fluid-structure interaction between the blood and the artery wall. To assure more reliable results, 3D CAD models are generated from real computed tomography imaging scans and simulated in the comercial program ANSYS. Furthermore, hypotheses are specified to reduce the computational cost of simulation and to make the solution possible. Finally, analysis of the velocity profile, the pressure gradients and the wall shear stress produce results that allow the comparison between the behavior of a real artery and its simulation. A case study was performed in a right coronary with stenosis in order to evaluate the severity of the lesion by calculating its pressure gradient through the artery.

Keywords:

Arterial System. Hemodynamics. Bioengineering. Computer Simulation. Finite Elements Method.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Artéria coronária esquerda e direita.....	12
Figura 2: O sangue e seus componentes.	12
Figura 3: Sistema vascular humano unidimensional.....	17
Figura 4: Interface do programa do Hemolab.	20
Figura 5: Modelo 3D do sistema arterial.	21
Figura 6: Viscosidade do sangue em função da sua taxa de deformação.....	23
Figura 7: Fluxo sanguíneo nas coronárias.....	29
Figura 8: Fluxo sanguíneo na coronária direita.....	29
Figura 9: Fluxograma das etapas envolvidas.....	31
Figura 10: Camada de uma tomografia do coração.....	32
Figura 11: Interface do programa Invesalius.....	33
Figura 12: Interface do programa DeVIDE.....	34
Figura 13: Modelo gerado pelo DeVIDE.	34
Figura 14: Coronária Direita.....	35
Figura 15: Pedaco da coronária direita com estenose.....	35
Figura 16: Artéria com espessura.	36
Figura 17: Coronárias impressas.....	37
Figura 18: Detalhe do refinamento da malha.....	37
Figura 19: Segmentação da estenose.	38
Figura 20: Região escolhidas para a análise.	40
Figura 21: Camada limite hidrodinâmica.....	40
Figura 22: Gráfico das Pressões Parede Rígida.....	41
Figura 23: Distribuição da Velocidade (Parede Rígida).	42
Figura 24: Distribuição da tensão de cisalhamento (Parede Rígida).	42
Figura 25: Gráfico das Pressões E constante.....	43
Figura 26: Distribuição de velocidade (E constante).....	44
Figura 27: Distribuição da tensão de cisalhamento (E constante).	44
Figura 28: Gráfico das Pressões com E variável.	45
Figura 29: Distribuição de velocidade (E variável).	46
Figura 30: Distribuição da tensão de cisalhamento (E variável).	46
Figura 31: Gráfico comparativo das 3 simulações.....	48

Sumário

1. INTRODUÇÃO	10
1.1. Simulações Computacionais	10
1.1.1. Na engenharia	10
1.1.2. Na medicina.....	10
1.2. O sistema modelado.....	11
1.2.1. O sistema arterial e cardiovascular	11
1.2.2. O sangue.....	12
1.2.3. A estenose.....	13
1.3. Objetivos	14
1.4. Justificativa	14
2. ESTADO DA ARTE	16
3. MODELOS ADOTADOS	22
3.1. O sangue.....	22
3.1.1. O sangue como fluido incompressível.....	22
3.1.2. O sangue como fluido viscoso.....	22
3.2. A artéria.....	23
3.3. A estenose.....	24
4. DESENVOLVIMENTO TEÓRICO	25
4.1. Equações	25
4.2. Método dos volumes finitos	25
4.3. Equação da continuidade	26
4.4. Equações da conservação da quantidade de movimento linear.....	26
4.5. Equação da energia	27
4.1. Condições de Contorno	28
4.2. Resolução das equações	30
5. PRÉ-PROCESSAMENTO	31
5.1. Imagens médicas de tomografia computadorizada.	31
5.2. Filtro de extração do modelo STL a partir das imagens DICOM	32
5.3. Transformação do modelo STL em um sólido geométrico	36

5.4. Exportação do sólido para o ANSYS	37
5.5. Geração da malha	37
6. SIMULAÇÕES	39
7. RESULTADOS	40
7.1 Simulação 1: Parede Rígida	41
7.2 Simulação 2: Módulo de Elasticidade Constante.....	43
7.3 Simulação 3: Módulo de Elasticidade Variável	45
8. DISCUSSÃO	47
9. CONCLUSÃO.....	50
10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	51
11. APÊNDICE A – CRIAÇÃO DO FILTRO DE CONTRASTE	54
12. APÊNDICE B – CRIAÇÃO DA MALHA	66
13. APÊNDICE C – CRIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO	78

1. INTRODUÇÃO

1.1. Simulações Computacionais

Simulações computacionais podem ser entendidas como o estudo de sistemas reais através do uso de modelos matemáticos com o auxílio de computadores. Elas buscam, sobretudo, descrever o comportamento do sistema em questão, construir teorias e hipóteses baseadas na observação desse comportamento e prever o estado futuro do sistema.

1.1.1. Na engenharia

As simulações computacionais estão cada vez mais presentes em todas as áreas de interesse da engenharia. Isto se deve ao inegável avanço da capacidade computacional, à melhoria da convergência dos algoritmos utilizados pelos programas de simulação atuais e aos claros benefícios que as simulações podem trazer. Elas possibilitam uma redução considerável de custo, tempo e recursos, uma vez que, gradativamente, substituem ensaios e testes experimentais reais.

É importante dizer que, apesar do grande poder computacional atual, o desenvolvimento de métodos numéricos rápidos e eficazes capazes de resolver os problemas propostos pela engenharia de forma geral ainda é uma tarefa extremamente árdua. Isso porque a maioria desses problemas aborda estruturas complexas, sob a influência de diversos domínios físicos e que devem levar em conta sistemas de escalas diferentes.

Os métodos numéricos mais aplicados atualmente são o Método dos Elementos de Contorno (MEC), Método das Diferenças Finitas (MDF) e Método dos Elementos Finitos (MEF), esse último empregado neste trabalho. Todos eles trabalham com a discretização do problema. [1]

Cada um dos métodos tem suas vantagens e desvantagens e cabe ao engenheiro a escolha daquele que possa fornecer os resultados desejados segundo a sua precisão, fidelidade à realidade, custo computacional e dificuldade da abordagem.

1.1.2. Na medicina

Assim como na engenharia, na área médica também houve um grande aumento da participação de simulações computacionais em todo o seu domínio. Os benefícios

associados são vários, mas é possível destacar o uso de simulações como medida profilática, ou seja, como forma de prevenção de doenças, além de serem fonte de análise pré-operatória e de substituírem muitos exames invasivos, evitando riscos e melhorando o tratamento do paciente.

Outros benefícios associados ao uso de simulações computacionais pela medicina são: [2].

- O desenvolvimento de novas técnicas terapêuticas em tempo-real para melhorar procedimentos e tratamentos médicos.

- O desenvolvimento de modelos e simuladores precisos dos diversos sistemas do corpo humano e sua inter-relação integrando anatomia, fisiologia, propriedades biomecânicas, biologia celular e bioquímica para aplicações terapêuticas, de pesquisa e de formação e treinamento de recursos humanos.

- Desenvolver um “corpo virtual” para cada paciente de maneira a servir como um repositório para diagnóstico, patologias e outras informações médicas sobre o paciente. Por sua vez, este “corpo virtual” permite aumentar a comunicação entre o paciente e o médico, fornecendo uma referência para exames, patologias e mudanças que acontecem com o passar do tempo.

Particularmente com relação ao sistema arterial humano, a sua complexidade torna a participação de simulações computacionais em seu estudo um ponto de extrema importância. Ponto esse explorado neste trabalho.

1.2. O sistema modelado

O objetivo deste tópico não é a de fornecer uma descrição completa do sistema arterial ao leitor, mas apenas o necessário para a compreensão do trabalho desenvolvido.

1.2.1. O sistema arterial e cardiovascular

O foco deste trabalho são as artérias, sendo as artérias coronárias (direita e esquerda) de maior interesse devido às necessidades médicas envolvidas.

Os vasos que levam o sangue para fora do coração são as artérias e aqueles que retornam a ele são as veias.

O sistema arterial é constituído por um conjunto de vasos que, partindo do coração, vão se ramificando e diminuindo de calibre até formarem os capilares, que têm

uma ordem de grandeza microscópica. As artérias possuem um diâmetros variáveis, desde 1 mm até 35 mm e suas paredes têm espessura aproximadamente 1mm [3].

As artérias coronárias são responsáveis pela irrigação do coração. A figura 1 ilustra a posição das artérias coronárias, esquerda e direita, no coração.

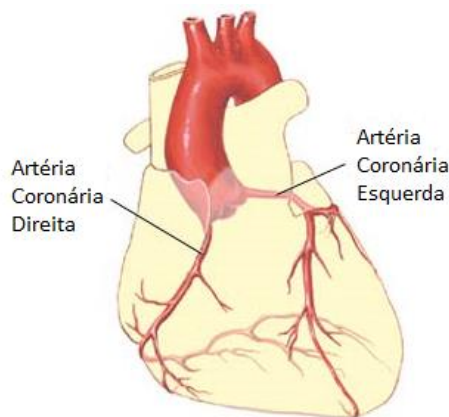


Figura 1: Artéria coronária esquerda e direita.

(Retirado de [4]).

1.2.2. O sangue

O sangue é formado por um meio fluido, denominado plasma, onde estão em suspensão três tipos principais de células: eritrócitos (ou células vermelhas), plaquetas e leucócitos (ou células brancas). O plasma é um líquido levemente viscoso, rico em proteínas (albumina, globulina, fibrinogênio, entre outras) e outras substâncias, tais como gases, nutrientes, excretas, hormônios e enzimas. Em peso, a água totaliza 90%, proteínas 7%, substâncias inorgânicas 1%, substâncias orgânicas 1% e outros 1%. [5]

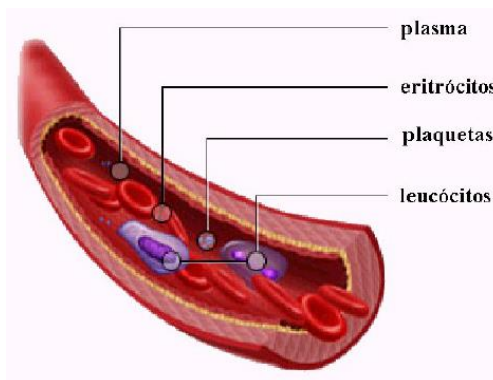


Figura 2: O sangue e seus componentes.

(Retirado de [5]).

1.2.3. A estenose

A estenose pode ser definida como o estreitamento anormal de uma estrutura tubular do corpo humano. Apesar disso, muitas vezes refere-se diretamente ao estreitamento de vasos sanguíneos apenas por estenose, como no presente trabalho. A doença ligada à obstrução de vasos sanguíneos é denominada aterosclerose. Trata-se de uma doença inflamatória crônica responsável pela formação de ateromas, placas de composição predominantemente lipídica e de tecido fibroso, que crescem de forma progressiva na estrutura da parede da artéria. A doença pode ser fatal se não tratada a tempo, sobretudo quando atinge vasos que irrigam órgãos como o cérebro ou o coração.

No interior da placa, abaixo da capa fibrosa, há um acúmulo das células espumosas e de tecido conjuntivo. No centro da placa fibrosa, há uma área de tecido necrótico, de cristais de colesterol extracelular e eventualmente ocorre calcificação.

Um dos métodos de se avaliar a severidade da estenose, quando métodos visuais não são conclusivos, é a realização da medida, de forma invasiva, da queda de pressão ao longo da lesão. Isso é feito coletando-se o valor da pressão antes (proximal) e depois (distal) da região da estenose. Esse parâmetro é conhecido como *Fractional Flow Reserve* (FFR) e é calculado pela relação:

$$FFR = \frac{P_{distal}}{P_{proximal}} \quad (1)$$

onde P_{distal} e $P_{proximal}$ são, respectivamente, as pressões médias ao longo do tempo antes e depois da lesão. Essa metodologia tem várias desvantagens, com o a baixa disponibilidade, alto custo e o risco inerente a um procedimento invasivo.

Para estenoses com $FFR < 0,8$ é recomendada a intervenção cirúrgica seja por *by-pass* (uso de uma artéria de outra parte do corpo para aumentar o fornecimento de sangue e diminuir o impacto da lesão) ou pelo uso de um *stent* (estrutura metálica que tem como finalidade aumentar o diâmetro na região da lesão).

1.3. Objetivos

O presente trabalho busca aproveitar os avanços computacionais atuais para trazer à área médica uma oportunidade de avanço no estudo do sistema arterial humano. Buscou-se, para isso, utilizar estudos já realizados como base para se gerar um modelo computacional de simulação que seja correspondente aos recursos tecnológico à disposição. O objetivo é gerar um modelo 3D computacional de artéria a partir de imagens de tomografia computadorizada, garantindo-se assim uma maior fidelidade com a realidade, e o exportar para o software ANSYS, que fornecerá os resultados da simulação para análise.

Para a área médica, este trabalho tem por objetivo gerar uma ferramenta de medida de gradiente de pressão arterial sem a utilização de métodos invasivos. Espera-se assim auxiliar os profissionais do ramo na tomada de decisão para intervenções cirúrgicas, sendo as artérias coronárias um foco devido à sua especial importância no sistema cardiovascular do paciente.

Portanto, será realizada uma simulação computacional 3D considerando o fluxo pulsátil, a natureza não newtoniana e a interação fluido-estrutura de uma artéria retirada de imagens de tomografia computadorizada.

1.4. Justificativa

As doenças vasculares são um dos grandes males que afligem a nossa sociedade atual, uma vez que representam uma parcela considerável da taxa de mortalidade. Segundo o Ministério da saúde, cerca de 20% das mortes no Brasil são relacionadas de forma direta ou indireta às disfunções arteriais, no ano de 2009 ocorreram 962.931 mortes em indivíduos com mais de 30 anos [6].

Sendo assim, a importância do estudo do sistema vascular humano sempre teve interesse da medicina. Entretanto, a complexidade do sistema vascular humano limitou durante muito tempo o avanço desses estudos, até os dias de hoje, quando o desenvolvimento dos computadores tornou a análise e simulação do sistema arterial humano mais acessível e viável.

O uso de ferramentas de engenharia na área da medicina busca aumentar o entendimento do complexo funcionamento do corpo humano. Trata-se de uma prática relativamente moderna e que, por isso mesmo, depende da pró-atividade de ambos os

setores, que devem enxergar as diversas oportunidades que se abrem com o avanço tecnológico e acadêmico mundial.

Vale ressaltar a falta de artigos que forneçam uma metodologia de geração de modelos 3D de artérias a partir de imagens médicas, bem como todo o processo relacionado para se obter um sistema apto à simulação computacional.

Por fim, a prevenção das complicações do procedimento invasivo, redução do custo e disponibilização da ferramenta para maior número de pacientes, representam alguns dos aspectos mais importantes a serem destacados, associando-se a isso a busca constante por ferramentas que tornem as decisões dos profissionais de saúde cada vez mais assertivas.

2. ESTADO DA ARTE

Para a escolha adequada dos modelos e parâmetros a serem utilizados foi realizado um levantamento bibliográfico do atual estado da arte na área de simulações computacionais de sistemas arteriais.

Uma das grandes dificuldades para o estudo do sistema arterial humano é a sua complexidade associada à sua vasta extensão. Com o avanço tecnológico, foi inaugurada uma nova fase no entendimento do assunto, através da modelagem e simulação de suas estruturas utilizando-se ferramentas computacionais.

Antes do avanço computacional, observa-se o surgimento de vários estudos de abordagem isolada, segmentada, realizados dessa forma para contornar as limitações tecnológicas de processamento. Por exemplo, pode-se citar o estudo da propagação de ondas de pressão arterial, da mecânica e das propriedades da parede arterial, das interações fluido-sólido de modelos constitutivos da parede arterial [7] e etc. Mais especificamente, por exemplo, J. D. Humphrey (1995) [8] analisou o comportamento da parede arterial e propôs uma equação constitutiva a partir do ponto de vista da mecânica do contínuo.

Aos poucos, vários métodos numéricos foram utilizados, como o relatado por B. R. Simon et al [9], que em 1993 apresentaram propostas de modelos baseadas no método de Elementos Finitos de tecidos arteriais, ligando a deformação da parede, o movimento livre do fluido do tecido, e os fenômenos de transporte associados na parede arterial. Também podemos citar K. Perktold e G. Rappitsch [10], que em 1995 apresentaram um modelo numérico para o fluxo de sangue na bifurcação da artéria carótida humana, levando em conta o deslocamento da parede e fazendo uma análise das tensões envolvidas.

Uma vez acumulado todos esses e outros estudos, e se utilizando de ferramentas computacionais modernas para a modelagem e simulação, é possível chegar a uma vasta opção de modelos complexos (ou simples) para o sistema vascular humano.

Vários exemplos podem ser citados, mas para simplificar o detalhamento da situação, é possível ilustrar de forma bem completa o presente estado de avanço através de dois trabalhos principais.

Um deles foi realizado pelo projeto Hemolab [5] (Laboratório de Modelagem Hemodinâmica) da instituição LNCC (Laboratório Nacional de Computação Científica),

que conseguiu desenvolver uma abordagem simplificada em 1D para o sistema arterial humano como um todo.

O segundo é um trabalho publicado em um artigo que Xiao, Humphrey e Figueroa [11] fazem uma descrição mais detalhada do sistema através de uma abordagem 3D, utilizando-se recursos computacionais bem avançados. Entretanto, antes de demonstrá-los, é preciso compreender quais são os passos necessários para se obter tais resultados. Tudo começa pela escolha do tipo de modelagem do sistema vascular: unidimensional (1D) ou tridimensional (3D).

Para o modelo 1D, a complexa estrutura do fluxo sanguíneo em um distrito arterial real (tridimensional) é caracterizada, de forma simplificada, pelo conhecimento de um campo de velocidades definido em um intervalo (finito) de \mathbb{R} . Assim, neste modelo a geometria tridimensional do distrito arterial é simplesmente representada por um segmento (que representa o eixo longitudinal do vaso), mas que permite seções transversais e variáveis ao longo do seu comprimento [7]. A consequência desta simplificação é que a precisão se restringe apenas às bifurcações entre as artérias, mas o ponto final do vaso sanguíneo fica mal modelado. Pode-se observar o resultado desta abordagem na seguinte estrutura:

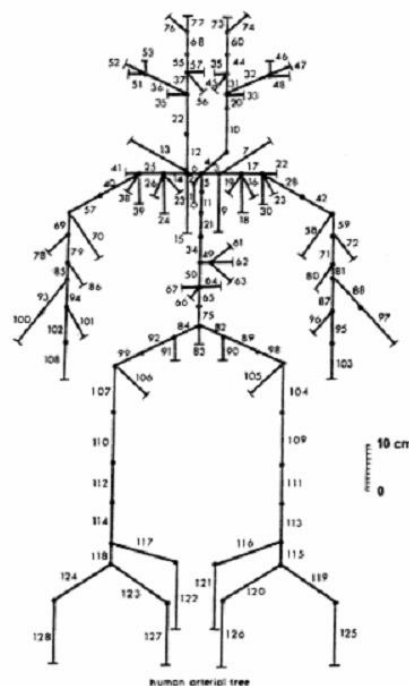


Figura 3: Sistema vascular humano unidimensional.

(Retirado de [7]).

Já para o modelo 3D, o que se faz é utilizar um dos vários métodos de captura de imagem, que liga a estrutura computacional à verdadeira estrutura do corpo humano. Dentre tais métodos, pode-se destacar a Angiografia de Subtração Digital por Raio-X (DSA, sigla em inglês), efeito Doppler por ultra-som (EUA, sigla em inglês), Imagem por Ressonância Magnética (*Magnetic Resonance Imaging* - MRI, sigla em inglês) e Angiotomografia Computadorizada (CTA, sigla em inglês) [7].

O problema comum entre esses métodos e que dificulta tal abordagem é o custo e o tempo de execução necessário para processá-los. Isso complica consideravelmente o avanço de estudos baseados em modelos 3D para artérias, mas a qualidade de seus resultados, por outro lado, justifica a sua utilização. Isso pode ser observado a partir dos anos 2000, quando as soluções tridimensionais das equações transientes de Navier-Stokes, considerando a natureza pulsátil do fluxo sanguíneo e o emprego do Método de Elementos Finitos, puderam realizar a análise e simulação de problemas até então pouco estudados pela comunidade científica devido ao seu custo computacional.

Para reduzir o custo computacional, alguns parâmetros são calculados utilizando o modelo unidimensional do sistema arterial, considerando as artérias constituídas por elementos cilíndricos com variação apenas no raio. Normalmente, as análises 1D realizam simulações do sistema arterial como um todo, considerando o sangue como um fluido Newtoniano.

Além disso, modelos 0D (zero dimensionais) [5] são necessários na coleta de informações, pois neles são empregadas somente variáveis e parâmetros globais do sistema. Este tipo de modelo, embora simplificado, permite obter uma descrição quantitativa adequada do funcionamento do sistema cardiovascular, que posteriormente será empregado para representar as partes do sistema que não são modeladas pelo Modelo 1D/3D e para representar a circulação periférica [5].

Em seguida, é preciso se concentrar sobre a discretização do modelo. Quando se trata do modelo unidimensional, basta discretizar ao longo da linha média da artéria. Entretanto, para o caso do modelo tridimensional, é preciso levar em conta que as paredes arteriais podem ser modeladas considerando-se a sua espessura e que a discretização da superfície dos vasos sanguíneos e do fluxo em seu interior são diferentes.

Se a espessura das paredes arteriais é considerada desprezível, não haverá nelas um gradiente de tensões no sentido radial, o que simplifica o modelo. No caso de se considerar a espessura das paredes, é preciso lembrar que pode haver um gradiente de pressão ao longo de sua espessura. Para a discretização do fluido, que é relativamente complexo, existem duas regiões: a de interação fluido-estrutura, próxima à parede da artéria, e aquela mais próxima à linha média do interior do vaso sanguíneo. Para a região da interação, é necessária uma atenção especial, pois o comportamento do fluido nessas regiões é diferenciado [7].

Finalmente, as propriedades dos materiais devem ser levadas em consideração. Especialmente neste ponto, o estado da arte tem grande importância, pois a maioria das características que serão utilizadas neste trabalho possui origem em estudos realizados anteriormente. Pode-se citar, por exemplo, a importância de se saber a condição sanguínea do paciente, pois a quantidade de células presentes no plasma sanguíneo pode alterar consideravelmente a viscosidade sanguínea, indo de 1,5 a 10 vezes o valor da viscosidade da água [7].

Além disso, como podemos observar em Bernsdorf e Wang [12] se deve levar em conta a natureza não-newtoniana do sangue ao analisar domínios menores de artérias nos modelos 3D, pois alteram significativamente a forma dos perfis de velocidade, o fluxo sanguíneo e, portanto, podem causar problemas de recirculação e estagnação do sangue, que são indícios de doenças como a estenose, a obstrução total ou parcial da artéria.

Soma-se também à contribuição fundamental que o estado da arte tem para o avanço dos modelos atuais, as definições das condições de contorno do problema [13]. Essas condições devem abordar as paredes arteriais e as regiões de entrada (proximal) e de saída (distal) do fluxo sanguíneo. Para as paredes, o problema normalmente pode ser solucionado com hipóteses simplificadoras, já para as regiões de entrada e saída, utilizam-se valores e dados coletados por experimentos e estudos já realizados, como por exemplo a medida da pressão no ventrículo esquerdo do coração, que se subtraída apropriadamente a queda de pressão até o ponto em questão, fornece o valor da pressão na entrada da artéria [7].

Uma vez que o modelo foi bem definido, hipóteses simplificadoras devem ser empregadas para viabilizar a simulação. Muitos autores realizaram simulações 3D em

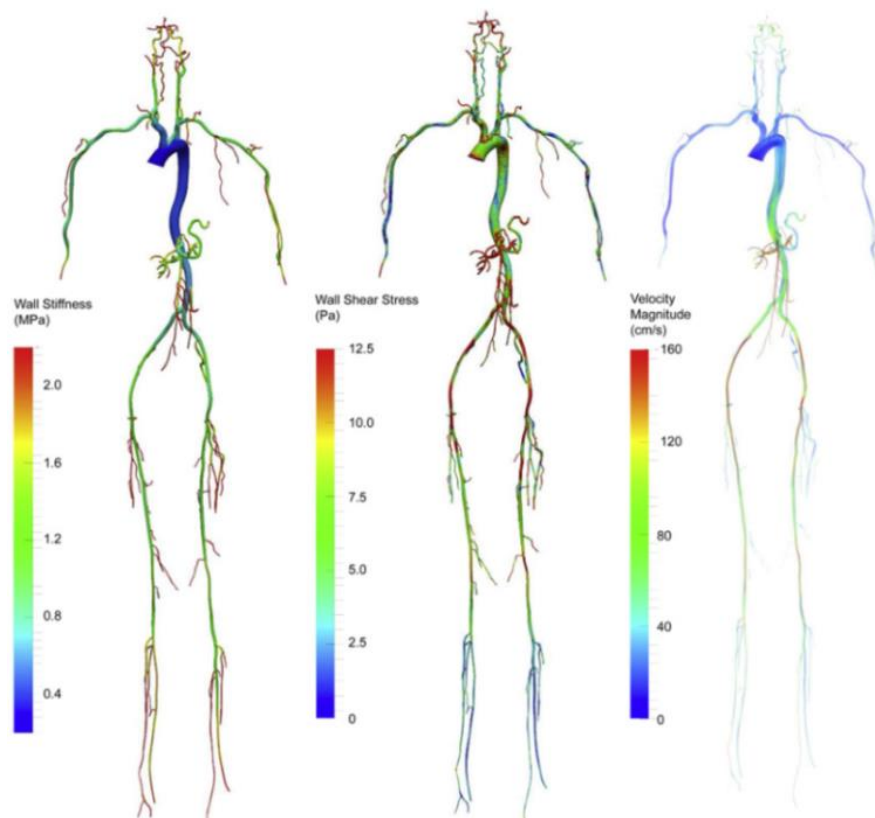


Figura 5: Modelo 3D do sistema arterial.

(Retirado de [11]).

Após situar-se sobre o estado da arte para o tema em questão, algumas conclusões puderam ser tomadas. Adiantando-se o que será discutido em detalhes nos próximos capítulos, chegou-se à seguinte adaptação dos modelos anteriores para as necessidades vigentes e capacidades de processamento disponíveis:

- O modelo da artéria será 3D e fará uma abordagem micro, ou seja, localizada, sem pretensões de simular o sistema arterial humano por completo. As artérias simuladas neste trabalho são as coronárias.
- O modelo da artéria será gerado a partir de imagens médicas de tomografia computadorizada reais, para tornar a simulação específica para cada paciente.
- O sangue será modelado como fluido viscoso, incompressível e não-newtoniano.
- A interação fluido-estrutura entre o sangue e as paredes da artéria será considerada devido à natureza pulsátil do fluxo sanguíneo.

3. MODELOS ADOTADOS

Segue-se a seguir um detalhamento dos modelos adotados ao longo do trabalho.

3.1. O sangue

Como já citado anteriormente, o sangue será descrito como um fluido incompressível, viscoso e não-newtoniano.

3.1.1. O sangue como fluido incompressível

A massa específica do sangue ρ praticamente não varia em sua condição normal de circulação a 37 °C e tem um valor de aproximadamente $1,05 \cdot 10^3 \frac{kg}{m^3}$. [5] O que se observa é que uma variação de pressão no sistema provoca, antes de uma mudança na densidade do líquido, uma dilatação ou contração da artéria que o contém. Efetivamente, a resistência a uma deformação volumétrica do sangue é bastante similar à da água, que sob condições semelhantes às encontradas no sistema vascular, pode ser considerada como incompressível.

O módulo de elasticidade volumétrico do sangue é de aproximadamente $10^9 \frac{N}{m^2}$ [5], bastante superior ao da artéria, que é da ordem de $10^6 \frac{N}{m^2}$.

3.1.2. O sangue como fluido viscoso

Fluidos newtonianos são aqueles em que é possível se estabelecer uma relação entre a tensão cisalhante τ e a sua taxa de deformação $\dot{\gamma}$, ou seja, que obedecem à relação:

$$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} \quad (2)$$

onde μ representa a viscosidade do fluido.

Nas simulações considerando o sangue como fluido newtoniano o valor da viscosidade adotada foi de $0,0035 Pa \cdot s$.

Fluidos não-newtonianos são fluidos que não obedecem à equação (2.11), ou seja, é quando a relação deixa de ser constante. Assim, utiliza-se a chamada viscosidade aparente:

$$\mu_{ap} = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \quad (3)$$

O sangue é uma suspensão e por isso a sua viscosidade depende, entre outros fatores, da viscosidade do plasma e da concentração dos elementos em suspensão. O gráfico a seguir mostra a viscosidade aparente do sangue μ_{ap} em função de sua taxa de deformação $\dot{\gamma}$:

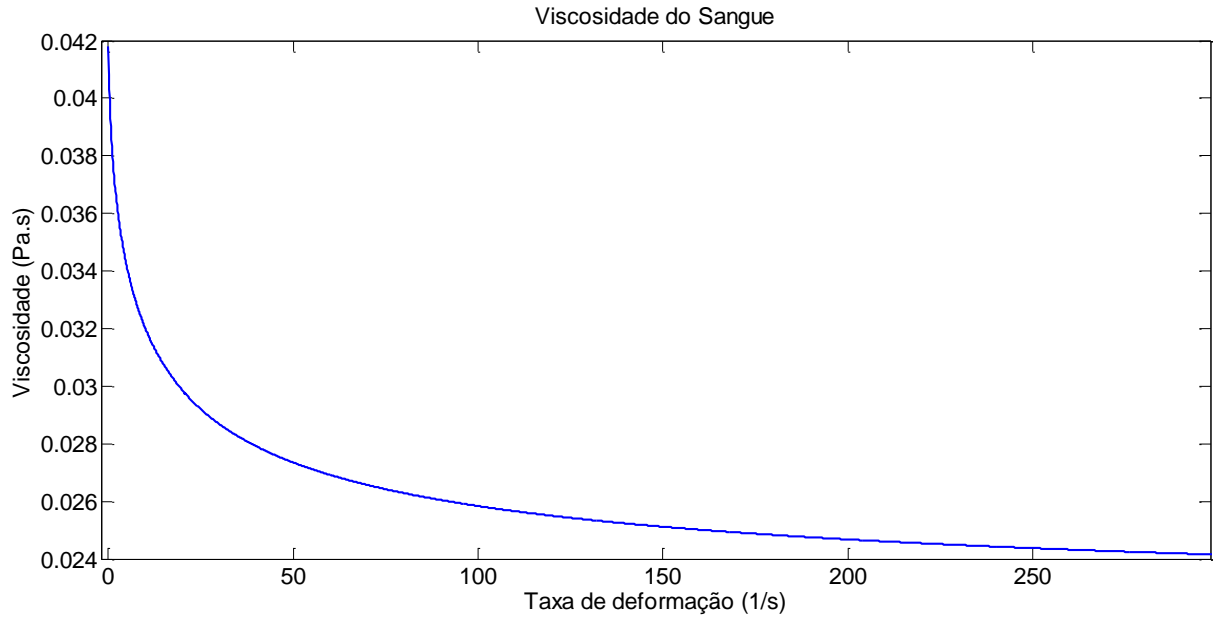


Figura 6: Viscosidade do sangue em função da sua taxa de deformação.

O modelo utilizado durante as simulações foi o de Carreau-Yasuda:

$$\frac{\mu - \mu_0}{\mu_0 - \mu_\infty} = (1 + (\lambda \dot{\gamma})^a)^{\frac{n-1}{a}} \quad (3)$$

onde foram adotados os valores de $\mu_0 = 0,022 Pa.s$, $\mu_\infty = 0,0022 Pa.s$, $\lambda = 0,11s$, $a = 0,644$, $n = 0,392$ [14].

3.2. A artéria

Apesar da natureza compósita dos tecidos que formam a parede arterial, adotaremos como modelo uma composição única, isotrópica com Módulo de Elasticidade de Young constante.

$$E(Mpa) = 0,001 \frac{\rho}{h} \frac{\alpha^2}{(2r)^{2\beta-1}} \quad (4)$$

onde $\rho = 1,06 \frac{g}{cm^3}$, $h = 0,1cm$, $r = 0,1835cm$, $\alpha = 13,3$ e $\beta = 0,3$. [11]

Portanto utilizamos nas simulações o valor de $E=1,2556$ Mpa. E o coeficiente de Poisson $\nu=0,49$.

3.3. A estenose

A região da artéria onde ocorre estenose tem composição diferente do tecido arterial e por isso devem ter um modelo que leve em conta a mudança no comportamento elástico. Essa composição varia de acordo com a gravidade e avanço da aterosclerose, principalmente se há componente calcificado na placa de ateroma ou não.

Para simular o aumento da rigidez esperado por esta região, foi considerada uma elasticidade de 1000 Mpa, ou seja, três vezes a ordem de grandeza do Módulo de Elasticidade de Young que foi utilizando para a simulação no restante da artéria.

4. DESENVOLVIMENTO TEÓRICO

O programa de simulação computacional aqui empregado é o ANSYS, que possui uma plataforma CFD (Computational Fluid Dynamics) de dinâmica computacional de fluidos, foco do estudo. Particularmente para a coleta de resultados do comportamento do fluido, o método utilizado pelo programa é o método dos volumes finitos, uma vez que não apresenta problemas de instabilidade ou convergência, por garantir que, em cada volume discretizado, a propriedade que está sendo estudada obedece à lei da conservação. [16]

4.1. Equações

Mais importante do que demonstrar como se chegou às equações aqui apresentadas, está a compreensão dos princípios e hipóteses empregadas em suas deduções, para se comprovar a validade de sua utilização nos modelos gerados ao longo deste trabalho. Sendo assim, o desenvolvimento matemático será evitado, indicando-se referências que podem esclarecer o leitor caso haja necessidade ou curiosidade sobre tal.

4.2. Método dos volumes finitos

O princípio deste método está baseado em três leis que, juntas, fornecem cinco equações que permitem a análise de diversos tipos de escoamentos. São elas: a equação da continuidade, as três equações da conservação da quantidade de movimento linear e a equação da energia (ou princípio da conservação da energia).

Para se desenvolver o equacionamento do problema, utiliza-se o conceito de volume de controle, sobre o qual os princípios de conservação de massa e de energia são aplicados. Sendo assim, o volume de controle pode ser fixo ou móvel e o fluxo do fluido pode ter caráter conservativo ou não. No caso não conservativo, o volume de controle deve acompanhar o movimento do fluido, enquanto que para o caso conservativo o volume de controle pode ser fixo. Ambas as abordagens são equivalentes e suas equações podem ser obtidas a partir de ambos os modelos, sendo necessárias apenas manipulações matemáticas para tal. Dessa forma, a seguir será apresentada uma abordagem conservativa devido a sua maior facilidade de dedução.

Caso o leitor queira saber detalhes relacionados a intercambialidade de tais expressões ou como seria o desenvolvimento do ponto de vista não conservativo, indica-se a leitura de Anderson 1995 [16].

4.3. Equação da continuidade

Está baseado no princípio da conservação de massa, ou seja, de que o fluxo líquido mássico através da superfície do volume de controle é igual à variação no tempo de massa dentro do volume de controle:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (5)$$

onde:

$$\vec{V} = u\vec{i} + v\vec{j} + w\vec{k} \quad (6)$$

e,

$$\nabla \stackrel{\text{def}}{=} \vec{i} \frac{\partial}{\partial x} + \vec{j} \frac{\partial}{\partial y} + \vec{k} \frac{\partial}{\partial z} \quad (7)$$

A equação 2.1 é dita diferencial e sua forma integral é dada por:

$$\frac{\partial}{\partial t} \iiint \rho dV + \iint \rho \vec{V} \cdot d\vec{S} \quad (8)$$

Apesar disso, a equação 5 exige que a função densidade do fluido ρ seja contínua ao longo do volume de controle, diferente da equação 8, que não possui essa restrição. Fisicamente, isso se traduz na presença ou ausência de ondas de choque, que não é o caso para o escopo deste trabalho, que estuda o sistema sanguíneo. Sendo assim, será utilizada a equação 5, pela sua maior simplicidade. No caso do fluido ser incompressível e para escoamentos cuja velocidade seja relativamente baixa (Número de Mach, $M \ll 0,3$), o primeiro termo da equação é zerado, resultando finalmente no divergente do vetor velocidade como sendo zero [17]. É a hipótese simplificadora adotada neste relatório, que será discutida mais à frente.

4.4. Equações da conservação da quantidade de movimento linear

As equações da conservação da quantidade de movimento linear são três, uma para cada direção dos eixos do sistema de coordenadas do problema. Elas surgem do equilíbrio entre as forças que atuam no volume de controle. Essas forças são divididas entre dois tipos: forças de corpo (que atuam diretamente sobre a massa do elemento

fluido, como a força gravitacional, elétrica, etc.) e as forças de superfície (que atuam sobre a superfície do elemento, resultantes da distribuição de pressão dentro do volume ou pelas tensões de cisalhamento viscosas). As equações ficam:

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u \vec{V}) = -\frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \rho f_x \quad (9)$$

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v \vec{V}) = -\frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \rho f_y \quad (10)$$

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho w \vec{V}) = -\frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zz}}{\partial z} + \rho f_z \quad (11)$$

onde τ_{xx}, τ_{yy} e τ_{zz} representam as tensões normais, $\tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zy}, \tau_{xz}$ e τ_{zx} são as tensões tangenciais ou tensões de cisalhamento, para a distribuição de pressão dentro do volume de controle e f_x, f_y e f_z as forças de corpo atuantes.

Há duas maneiras de se desenvolver as equações 9, 10 e 11. A mais simples delas é considerar o fluido como newtoniano e incompressível, cujas simplificações resultam nas conhecidas equações de Navier-Stokes. Num fluido newtoniano incompressível, diz-se que cada um dos termos da tensão de cisalhamento é proporcional ao gradiente de velocidade na direção normal a essa componente.

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (12)$$

A segunda abordagem é considerar o fluido como sendo não-newtoniano, ou seja, diferentemente dos fluidos newtonianos, não há uma relação direta de proporcionalidade entre a tensão de cisalhamento e a taxa de deformação do fluido. O fluxo sanguíneo encaixa-se neste caso e por isso merece um tratamento específico, como será mostrado mais adiante.

4.5. Equação da energia

Por último, a equação da energia é deduzida à partir do princípio da conservação de energia, da primeira lei da termodinâmica aplicada ao volume de controle em questão. Faz-se que a taxa de variação da energia dentro do volume é igual à soma do fluxo líquido de calor entrando no volume de controle e da taxa de trabalho realizado por ele devido às forças de corpo e de superfície.

$$\begin{aligned}
& \frac{\partial}{\partial t} \left[\rho \left(e + \frac{V^2}{2} \right) \right] + \nabla \cdot \left[\rho \left(e + \frac{V^2}{2} \right) \vec{V} \right] = \\
& \rho \dot{q} + \frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \\
& \quad - \frac{\partial (up)}{\partial x} - \frac{\partial (vp)}{\partial y} - \frac{\partial (wp)}{\partial z} \\
& \quad + \frac{\partial (u\tau_{xx})}{\partial x} + \frac{\partial (v\tau_{yy})}{\partial y} + \frac{\partial (w\tau_{zz})}{\partial z} \\
& \quad + \frac{\partial (v\tau_{xy})}{\partial x} + \frac{\partial (w\tau_{xz})}{\partial x} + \frac{\partial (u\tau_{yx})}{\partial y} \\
& \quad + \frac{\partial (w\tau_{yz})}{\partial y} + \frac{\partial (u\tau_{zx})}{\partial z} + \frac{\partial (v\tau_{zy})}{\partial z} + \rho \vec{f} \cdot \vec{V} \quad (13)
\end{aligned}$$

onde \dot{q} é a taxa de adição volumétrica de calor por unidade de massa e \vec{f} é o vetor de forças de corpo.

4.6. Condições de Contorno

As condições de contorno utilizadas foram definidas como entrada de fluxo sanguíneo, saída com pressão relativa zero, não escorregamento nas paredes das artérias e interação fluido-estrutura nas paredes da artéria.

A interação fluido-estrutura é realizada através do acoplamento do cálculo das forças no fluido na estrutura e dos deslocamentos da estrutura.

Para tornar a simulação mais próxima da realidade, utilizamos os valores para a entrada de fluxo sanguíneo retirados de um livro de fisiologia [18].

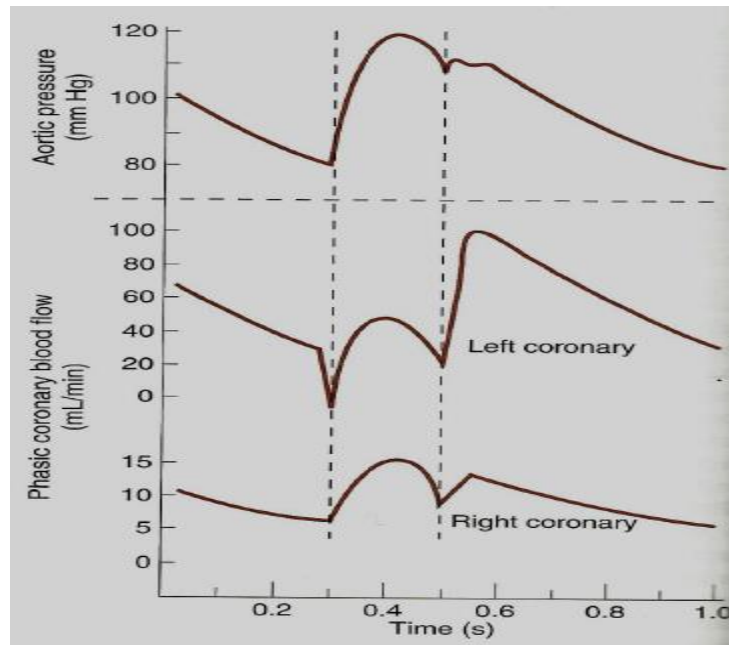


Figura 7: Fluxo sanguíneo nas coronárias.

(Retirado de [18]).

A partir da imagem do fluxo (Figura 7), realizamos uma transformada de Fourier de 4ª ordem para obter uma expressão numérica e multiplicamos o valor em 20 vezes para adequar a curva com os valores obtidos por Hadjiloizou et al [19].

$$Fluxo(t) = 20[a_0 + \sum_{n=1}^4 a_n \cos(nwt) + b_n \sin(nwt)] \quad (14)$$

onde $a_0 = 0,1789$, $a_1 = -0,02337$, $b_1 = 0,04313$, $a_2 = -0,01634$, $b_2 = 0,02831$, $a_3 = -0,03249$, $b_3 = -0,0001889$, $a_4 = 0,002201$, $b_4 = -0,0156$, $w = 10,49$

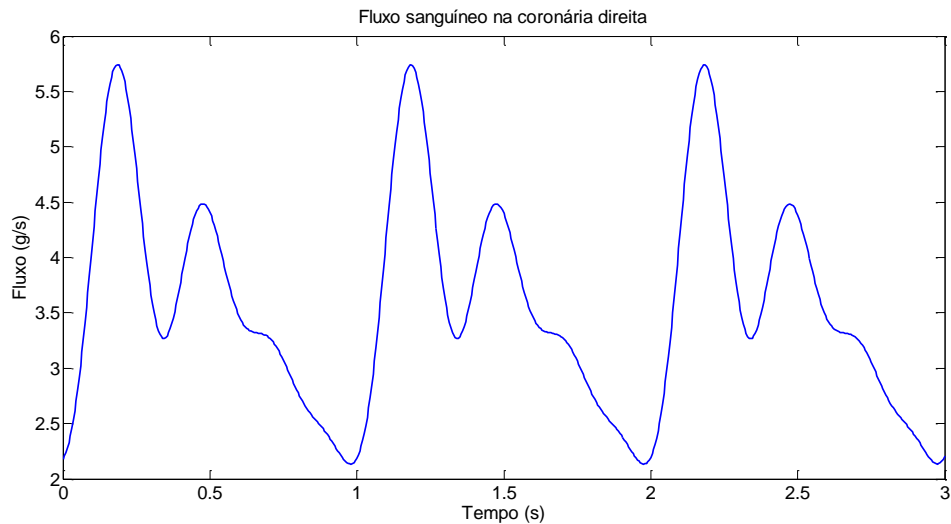


Figura 8: Fluxo sanguíneo na coronária direita.

Um tutorial passo a passo da criação das condições de contorno para a simulação no software ANSYS podem ser encontradas no Apêndice C.

4.7. Resolução das equações

Para a resolução das equações apresentadas a cima, os softwares de CFD realizam uma discretização do problema de forma a convergir as derivadas parciais e as integrais para valores numéricos a partir das condições de contorno do problema. Como já foi citado no início deste tópico, o método utilizado pelo software de simulação ANSYS é o método dos volumes finitos. [17]

Caso o leitor queira ter detalhes dos motivos para o uso desse método e dos algoritmos envolvidos, recomenda-se inicialmente a leitura de Anderson 2005 [16] e de Versteeg 2007 [20].

Caso o enfoque seja mais profundo, necessitando-se dos detalhes matemáticos do processo de convergência dos valores numéricos, uma descrição de grande nível de detalhamento pode ser encontrado em ANSYS 2009 [15].

5. PRÉ-PROCESSAMENTO

O processo de simulação arterial segue uma sequência bem definida:

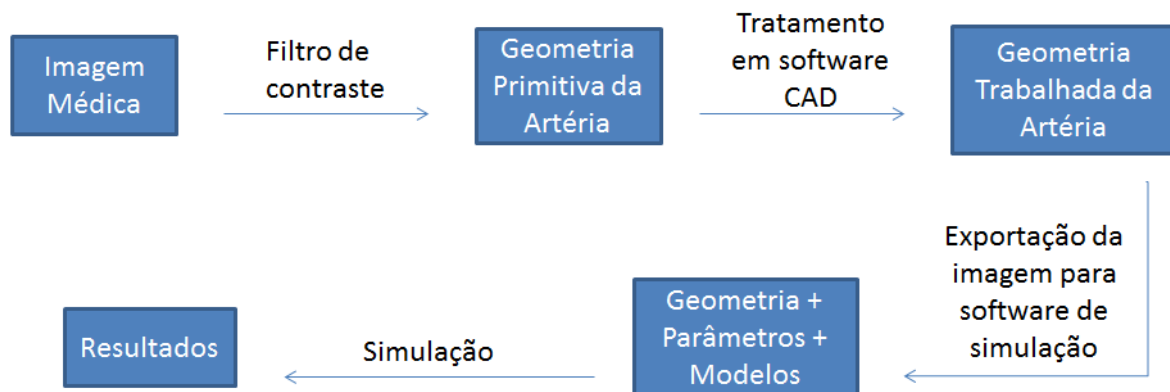


Figura 9: Fluxograma das etapas envolvidas.

O desenvolvimento do presente trabalho teve um progresso cronológico muito próximo às etapas mostradas no fluxograma a cima. Paralelamente a isso, o estudo teórico necessário e o contato com profissionais do ramo médico e de engenharia deram o embasamento necessário à validação de cada uma dessas etapas. A seguir, segue-se um detalhamento do trabalho realizado.

5.1. Imagens médicas de tomografia computadorizada.

As imagens médicas de tomografia computadorizada são, na realidade, um agregado de imagens bidimensionais sobrepostas em “camadas”. Juntas, essas camadas formam uma figura 3D discretizada do corpo humano. As imagens de tomografia computadorizada são armazenadas em um formato denominado DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Tal formato foi criado e desenvolvido por profissionais da NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*), para padronizar o armazenamento e a transmissão de dados dessas imagens. Ele é patenteado pela NEMA e também é conhecido como Norma NEMA PS3 e Norma ISO12052:2006 - *Health informatics - Digital imaging and communication in medicine (DICOM) including workflow and data management*. [21]

As imagens DICOM utilizadas nos testes deste projeto encontram-se disponíveis na Internet [22]. A seguir, um exemplo de camada que compõe uma imagem DICOM.

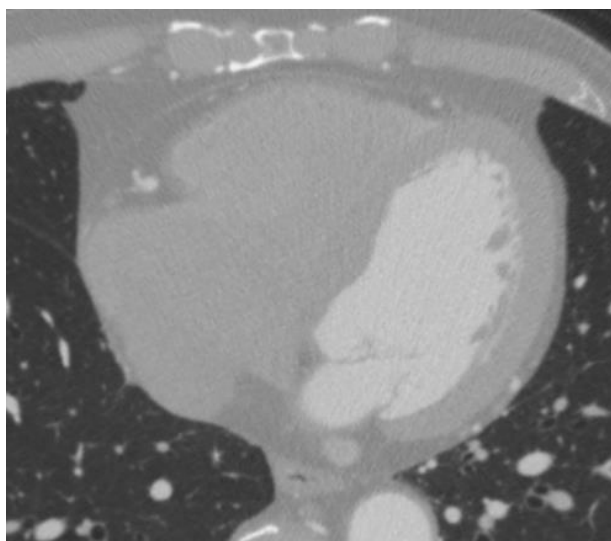


Figura 10: Camada de uma tomografia do coração.

As simulações finais utilizaram imagens médicas reais fornecidas pelos médicos Maximilian Gospos e Tiago Senra ambos do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia São Paulo.

As informações do paciente foram devidamente retiradas das imagens com o intuito de proteger a privacidade e o sigilo médico dos pacientes, e assim, não violarmos nenhuma conduta moral ou ética.

5.2. Filtro de extração do modelo STL a partir das imagens DICOM

Em posse das imagens DICOM, é preciso extrair um modelo 3D para o uso nos softwares de simulação. A primeira etapa desse processo passa pela criação de um modelo no formato STL. Essa extensão de arquivo, sigla para "*StereoLithography*", não carrega informações de cor ou textura, mas trata-se simplesmente de uma superfície facetada composta por vértices, que formam triângulos.

A extração de artérias a partir de imagens de DICOM é um passo de extrema importância no projeto. Tal extração é feita utilizando-se filtros de contraste com parâmetros reguláveis. Inicialmente, utilizou-se o programa InVesalius 3.0 [23] para a leitura dos arquivos DICOM. Um programa público e brasileiro desenvolvido pelo Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer (CTI).



Figura 11: Interface do programa Invesalious.

(Retirado de [24]).

Apesar de ter uma série de recursos, a demora durante o carregamento dos arquivos e a sua instabilidade para lidar com as imagens inviabilizou o seu uso, levando a procura de novos programas e métodos para extração.

A busca trouxe um método de extração de imagens para modelos CAD a partir de um vídeo tutorial na Internet [25]. Esse vídeo mostra como criar um filtro de contraste para a extração de modelos de ossos do corpo humano, utilizando-se o programa de código aberto DeVIDE - *Delft Visualisation and Image processing_Development Environment* [26] [27] em conjunto com uma plataforma de visualização chamada 3D Slicer [28] [29]. Assim, buscou-se adaptar o que foi observado no vídeo para a criação de um filtro capaz de detectar o contraste do sangue nas artérias, ao invés dos ossos.

O processo de criação do filtro é feito através de blocos de função, que, uma vez unidos corretamente e configurados com os parâmetros corretos, foi capaz de realizar a extração da superfície interna de artérias com um nível de detalhamento satisfatório para as necessidades de simulação. A metodologia aplicada na extração da artéria segue a seguinte sequência:

- 1) Leitura dos arquivos DICOM.
- 2) Escolha dos limiares de contraste mínimo e máximo.
- 3) Escolha de um ponto da figura para o crescimento do contorno.
- 4) Realização da erosão e dilatação da imagem.
- 5) Geração do contorno em uma iso-superfície.
- 6) Geração de uma malha suave no modelo.
- 7) Geração do arquivo STL.

Os blocos utilizados foram, respectivamente: DICOMReader, doubleTreshold, seedConnect, closing, contour, wsMeshSmooth, stlWTR.

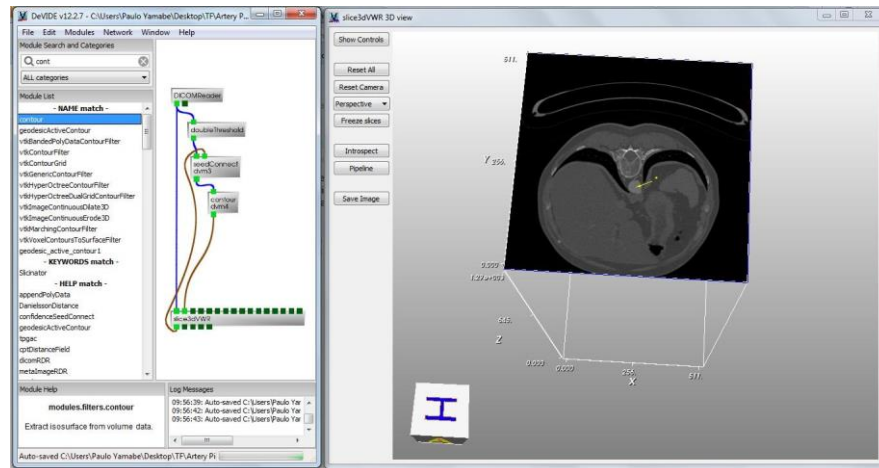


Figura 12: Interface do programa DeVIDE.

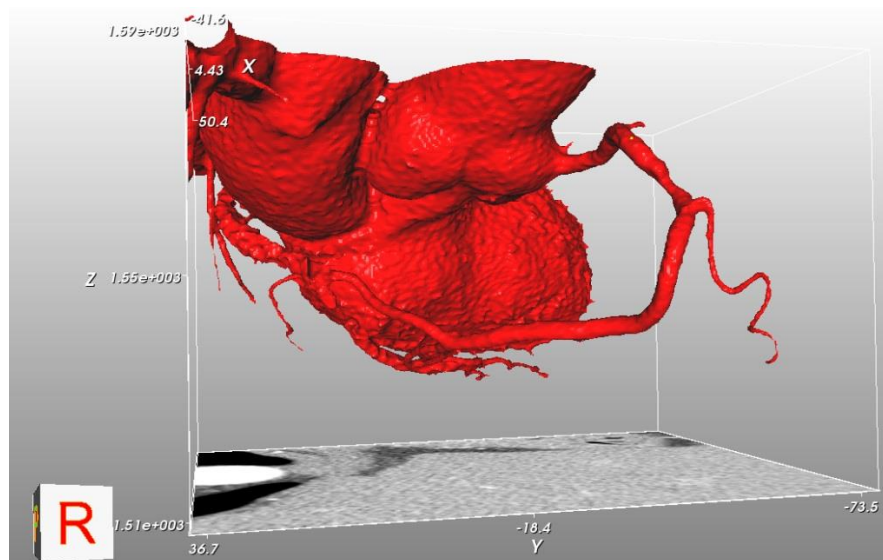


Figura 13: Modelo gerado pelo DeVIDE.

Para uma descrição detalhada do passo a passo para a criação do filtro de contraste no software DeVIDE, favor consultar Apêndice A.

Dessa forma, foram obtidas imagens no formato STL. É interessante citar que tal formato de arquivo é o mesmo utilizado na prototipagem rápida em impressoras 3D. Esse fato pode ser empregado na simulação real do comportamento do fluxo em artérias impressas do paciente.

A extração da parte de interesse para a simulação, ou seja, a artéria coronária direita com estenose sem as ramificações, foi realizada no software MeshLab.[30]

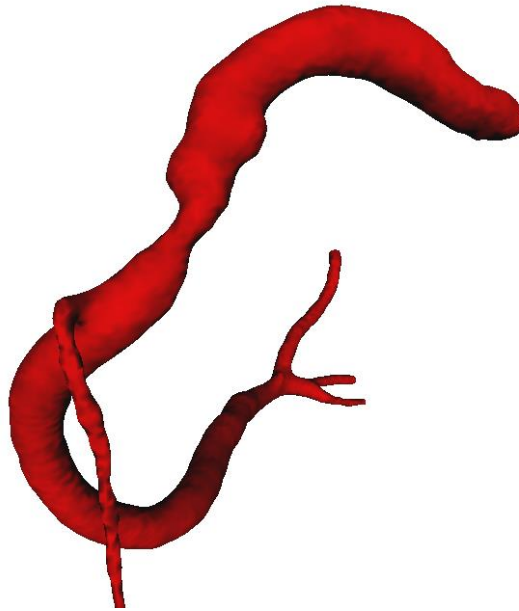


Figura 14: Coronária Direita.

O modelo gerado possui 9060 vértices e 18047 faces, e é formado apenas por elementos triangulares.

Para diminuir o tempo de simulação necessário, optou-se por utilizar apenas um pedaço da artéria com cerca de 6 cm de extensão, como pode ser visto na figura 15.

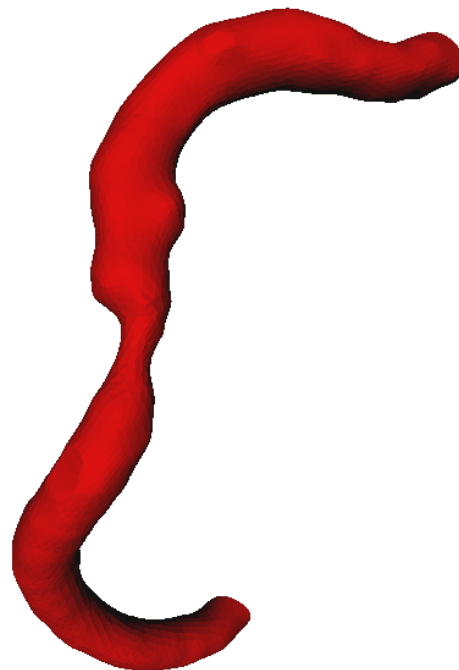


Figura 15: Pedaço da coronária direita com estenose

5.3. Transformação do modelo STL em um sólido geométrico

Após o processo de extração da artéria, é preciso transformar a superfície em um sólido com espessura. Tal sólido é representado nos softwares de CAD por uma série de operações baseadas em formas geométricas que podem ser modeladas matematicamente. A artéria, por ser uma entidade orgânica, não é facilmente representada por tais formas geométricas, o que torna o processo particularmente complexo.

Utilizando-se o software *Rhinoceros* [31], foi possível realizar esse tratamento.

O processo de conversão começa pela importação da superfície STL, seguida do preenchimento de buracos que possam ter surgido durante a importação e finaliza pela extrusão da superfície na direção radial da artéria através do comando *offset mesh*. O resultado pode ser observado a seguir na figura 16:

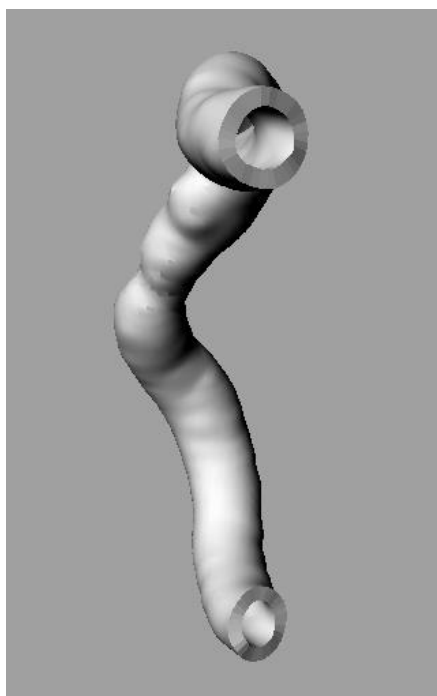


Figura 16: Artéria com espessura.

A artéria com espessura permanece no formato STL, e foi impressa com dois materiais diferentes em uma impressora 3D como pode ser visualizado a seguir na figura 17.



Figura 17: Coronárias impressas

5.4. Exportação do sólido para o ANSYS

Com o modelo geométrico da artéria, basta importá-lo no software de simulação ANSYS e realizar a simulação. A simulação deve respeitar modelos físicos para a artéria e para o sangue, com leis que descrevam corretamente seus comportamentos e adotando-se hipóteses simplificadoras que tornem a simulação viável do ponto de vista computacional, mas que mantenham os resultados suficientemente próximos da realidade.

5.5. Geração da malha

Para a geração da malha, tanto da parte sólida (parede da artéria) quanto para a parte do fluido (sangue), utilizou-se o software ICEM-CFD do próprio ANSYS.

Foi necessário um refinamento prismático na malha do fluido na região próxima à parede da artéria, devido aos altos gradientes de velocidade na região dentro da camada limite.

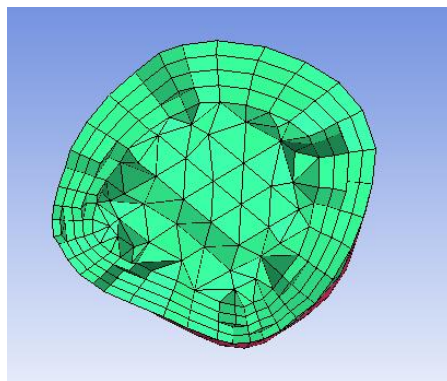


Figura 18: Detalhe do refinamento da malha.

O modelo do fluido possui 98240 elementos e 33403 nós.

Segmentamos a parede da artéria em duas partes com o intuito de diferenciar as propriedades da região de estenose.

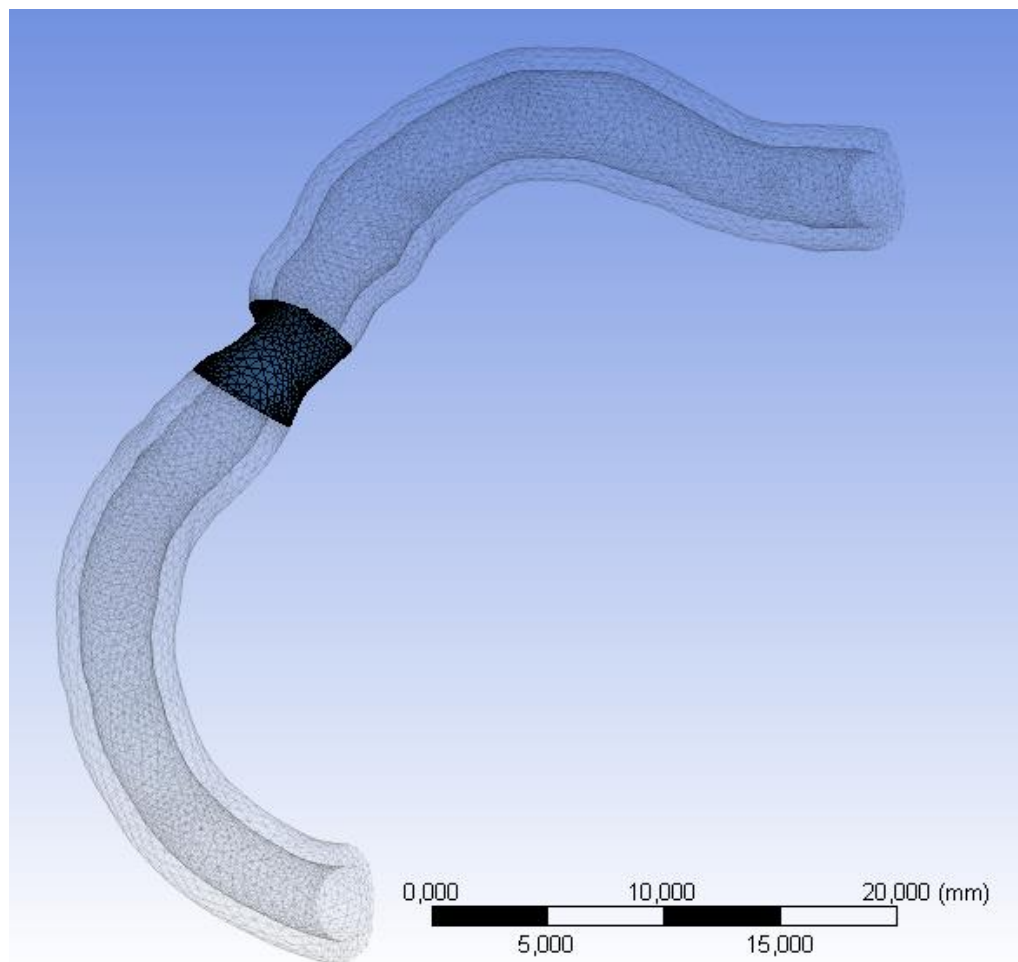


Figura 19: Segmentação da estenose.

O modelo da parede da artéria possui 27979 nós e 129314 elementos do tipo SOLID185.

Uma descrição detalhada da criação passo a passo da malha no software ANSYS está disponível no Apêndice B.

6. SIMULAÇÕES

As simulações foram realizadas no Laboratório de Otimização Topológica do prédio de Engenharia Mecânica da Universidade de São Paulo, em um computador com processador Intel® Core™ i7 de 3.2GHz com 24GByte de memória RAM.

A versão do ANSYS utilizada foi a 14.5.

O tempo foi discretizado com um passo de 0,005s e cada ciclo cardíaco foi modelado com uma frequência de 1Hz ou 60 batimentos por minuto, portanto com período de 1 segundo por ciclo.

Para as simulações finais consideramos 2 ciclos cardíacos, para eliminar a resposta transiente referente ao início da simulação, sendo mostrados apenas os resultados referentes ao último ciclo.

O sangue foi modelado como sendo incompressível e não-newtoniano. A parede da artéria foi considerada elástica e isotrópica com módulo de elasticidade constante. Na região da estenose o módulo de elasticidade foi 1000 vezes maior do que no restante da artéria.

A espessura da coronária foi considerada constante ao longo de toda a coronária.

Foi considerada a interação fluido-estrutura entre a parede da artéria e o sangue, através do acoplamento via software do próprio ANSYS.

A espessura da coronária nas regiões de entrada e saída foi considerada fixa, com deslocamento nulo imposto.

Para reduzir o tamanho dos arquivos gerados optamos por apenas escrever no arquivo de resposta as seguintes variáveis: Pressão, Deslocamento da malha, Velocidade e Tensão de Cisalhamento.

Para comparar os resultados obtidos foram realizadas três simulações da coronária direita com estenose:

Simulação 1: Considerando a parede rígida.

Simulação 2: Com Módulo de Elasticidade constante ao longo de toda a coronária.

Simulação 3: Com Módulo de Elasticidade diferente na região da estenose.

O tempo médio de simulação do modelo com FSI foi de 13 horas para cada ciclo cardíaco e os arquivos gerados pelo ANSYS possuem cerca de 30 GByte para cada ciclo.

7. RESULTADOS

As medidas dos parâmetros relevantes da simulação foram tomadas nos mesmos locais para uniformizar os resultados e podem ser observadas na figura 20.

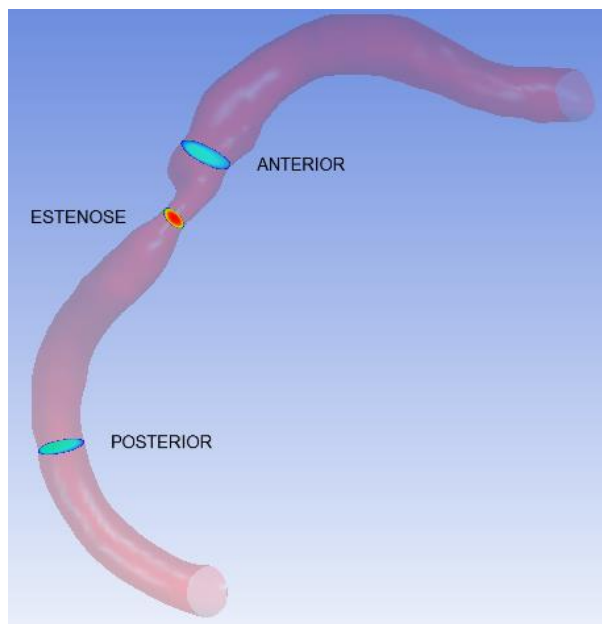


Figura 20: Região escolhidas para a análise.

A seção posterior foi escolhida a uma distância maior devido à turbulência que existe logo após a região que ocorre estenose.

Podemos perceber o desenvolvimento da camada limite hidrodinâmica e a velocidade nula na parede na região próxima à entrada de fluxo (Figura 21).

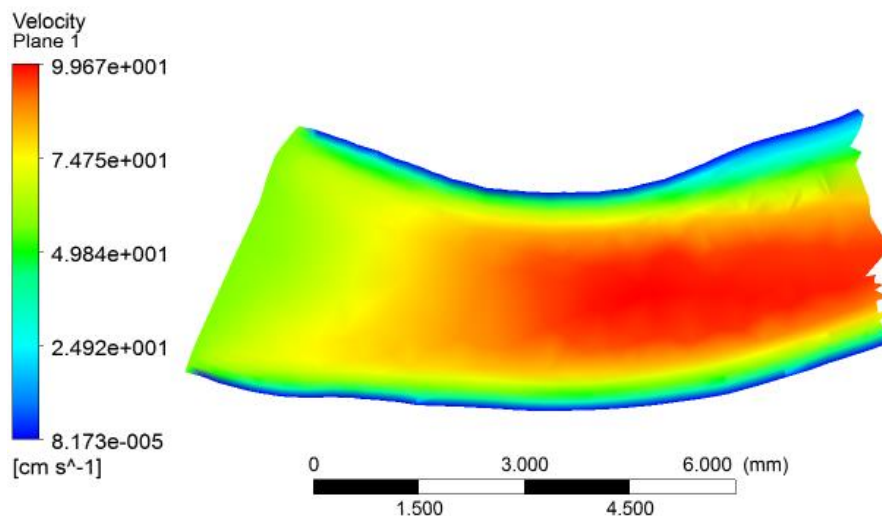


Figura 21: Camada limite hidrodinâmica

7.1 Simulação 1: Parede Rígida

O tempo total de simulação foi de 31 minutos e 21 segundos

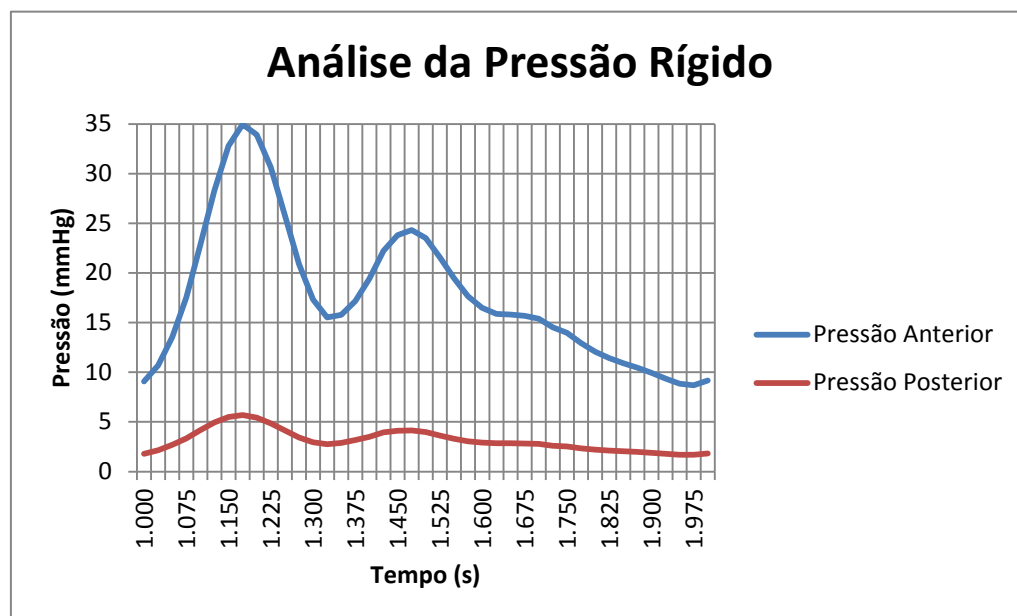


Figura 22: Gráfico das Pressões Parede Rígida

A pressão média na região anterior à estenose foi de 17,81 mmHg e na região posterior à lesão foi de 3,14 mmHg, levando a um gradiente de pressão médio de 14,68 mmHg.

Para uma pressão média de 100 mmHg na entrada, a pressão após a lesão seria de 85,32 mmHg, levando a um FFR = 0,8532.

A velocidade média na seção anterior foi de 34,37 cm/s e a velocidade máxima foi de 307,13 cm/s em $t=1,175$ s na região de estenose (Figura 23).

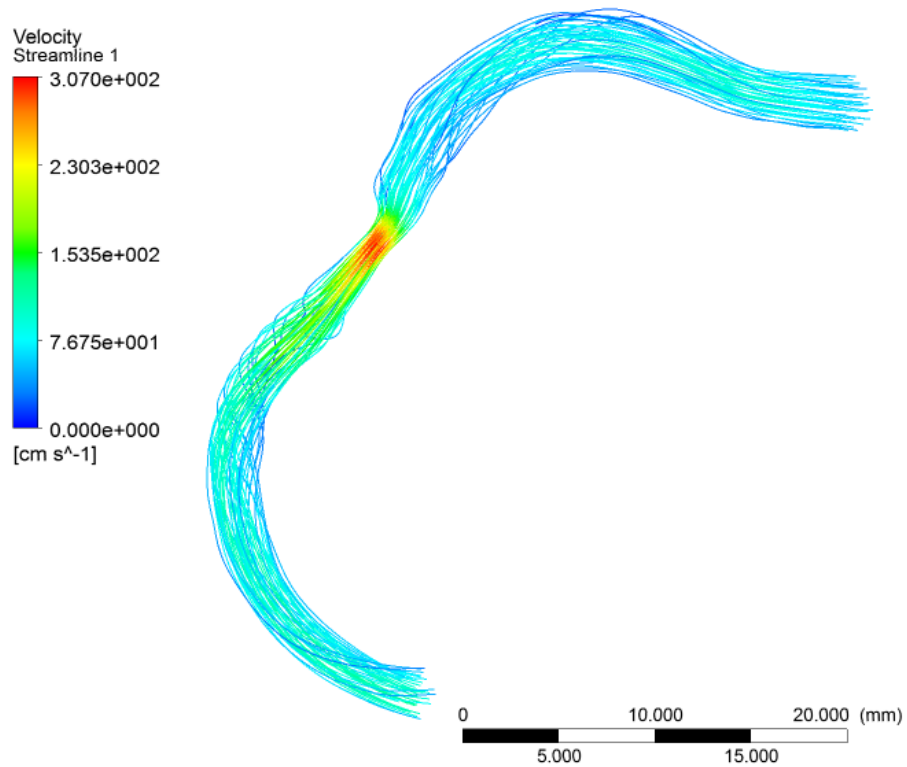


Figura 23: Distribuição da Velocidade (Parede Rígida) em t=0.175 s.

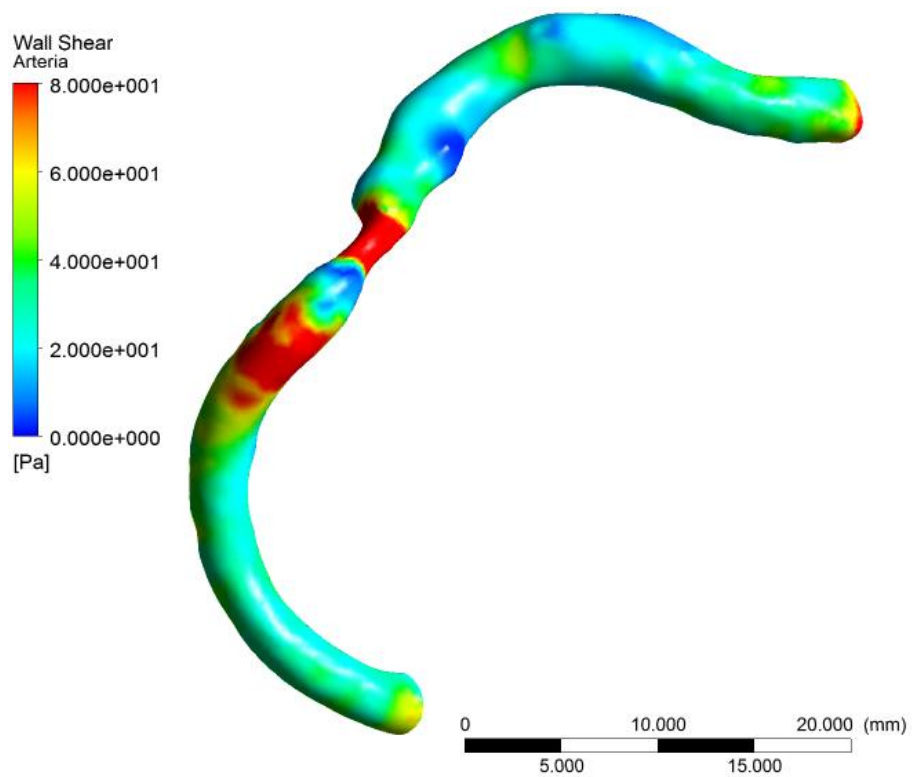


Figura 24: Distribuição da tensão de cisalhamento (Parede Rígida) em t=0.175 s.

7.2 Simulação 2: Módulo de Elasticidade Constante

O tempo total de simulação foi de 1 dia, 15 horas, 18 minutos e 6 segundos

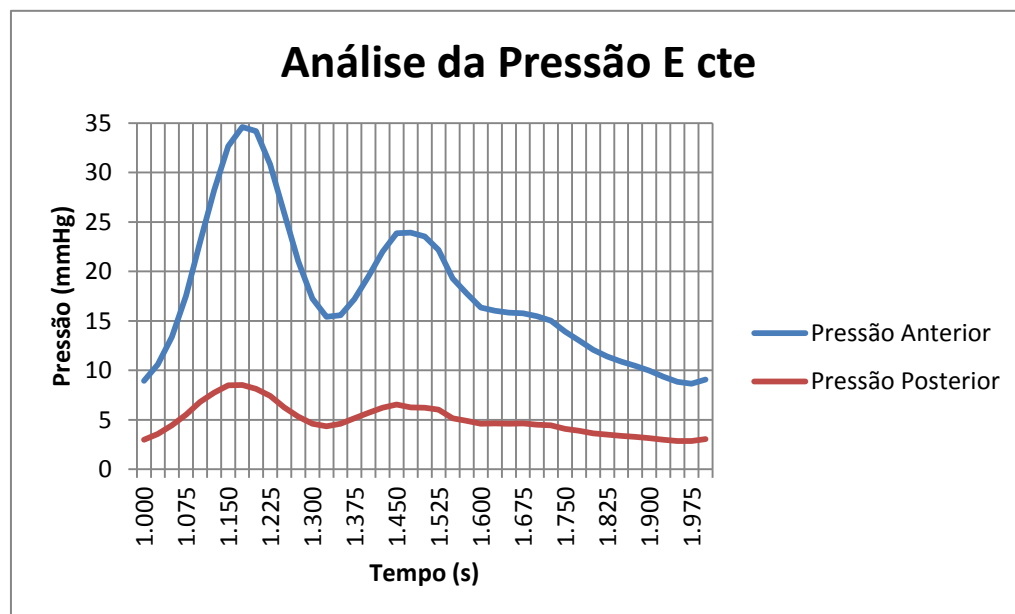


Figura 25: Gráfico das Pressões E constante.

A pressão média na região anterior à estenose foi de 17,82 mmHg e na região posterior à lesão foi de 5,01 mmHg, levando a um gradiente de pressão médio de 12,81 mmHg.

Para uma pressão média de 100 mmHg na entrada, a pressão após a lesão seria de 87,19 mmHg, levando a um FFR = 0,8719.

A velocidade média na seção anterior foi de 34,37 cm/s e a velocidade máxima foi de 306,92 cm/s em $t=0,175$ s na região de estenose (Figura 26).

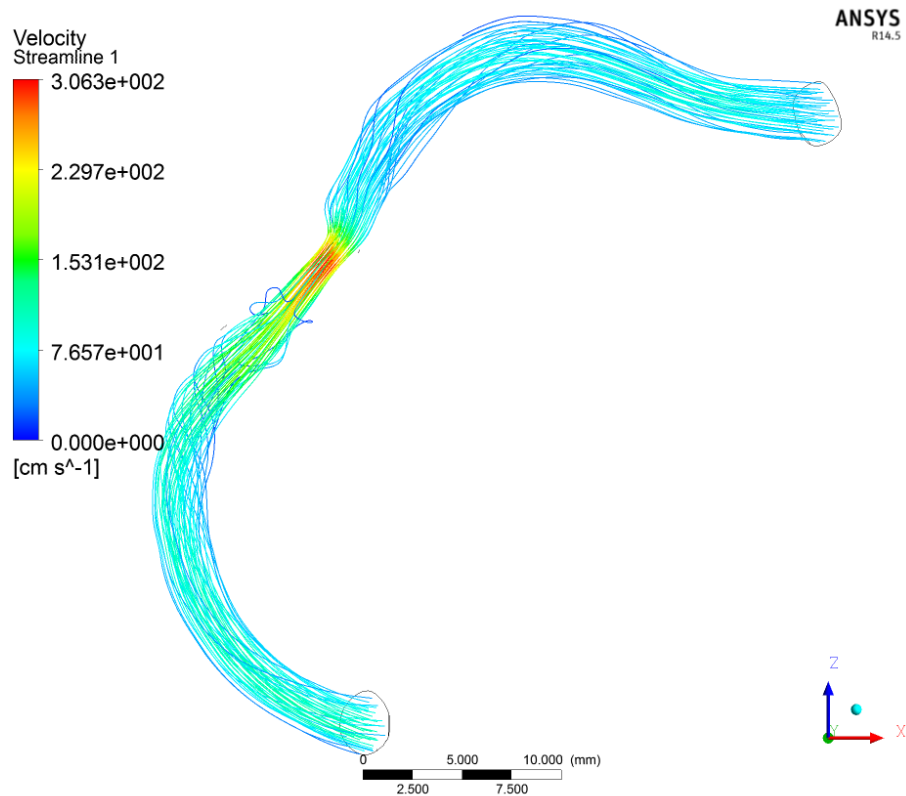


Figura 26: Distribuição de velocidade (E constante) em t=0,175 s.

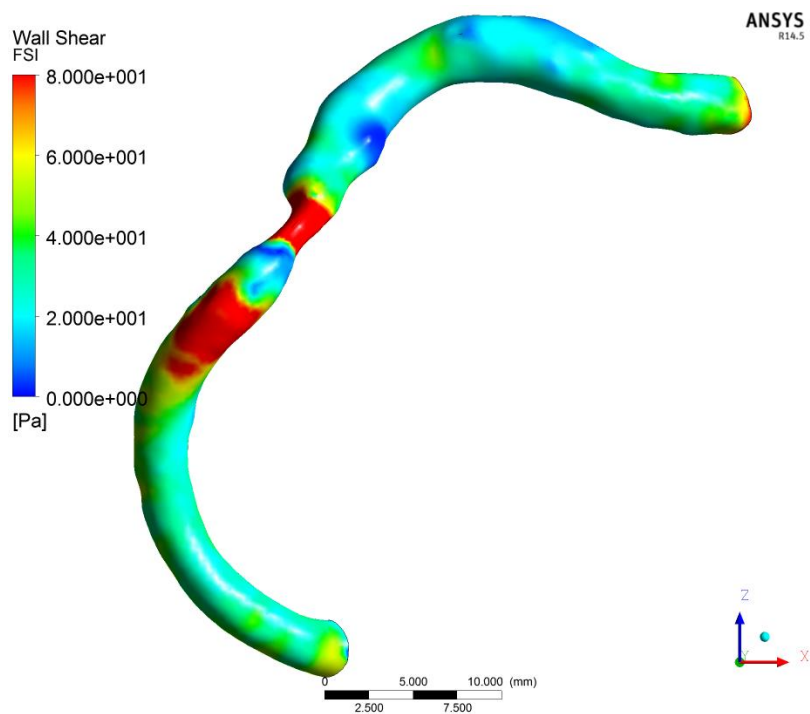


Figura 27: Distribuição da tensão de cisalhamento (E constante) em t=0,175 s.

7.3 Simulação 3: Módulo de Elasticidade Variável

O tempo total de simulação foi de 21 horas, 21 minutos e 9 segundos

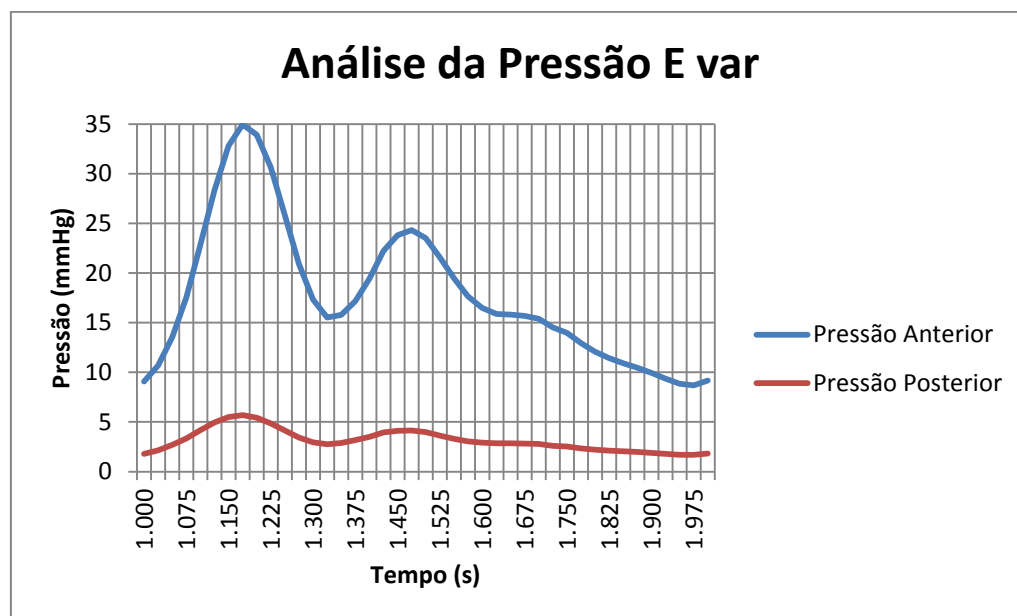


Figura 28: Gráfico das Pressões com E variável.

A pressão média na região anterior à estenose foi de 17,43 mmHg e na região posterior à lesão foi de 4,73 mmHg, levando a um gradiente de pressão médio de 12,69 mmHg.

Para uma pressão média de 100 mmHg na entrada, a pressão após a lesão seria de 87,31 mmHg, levando a um FFR = 0,8731.

A velocidade média na seção anterior foi de 36,56 cm/s e a velocidade máxima foi de 306,3 cm/s em $t=0,175$ s na região de estenose (Figura 29).

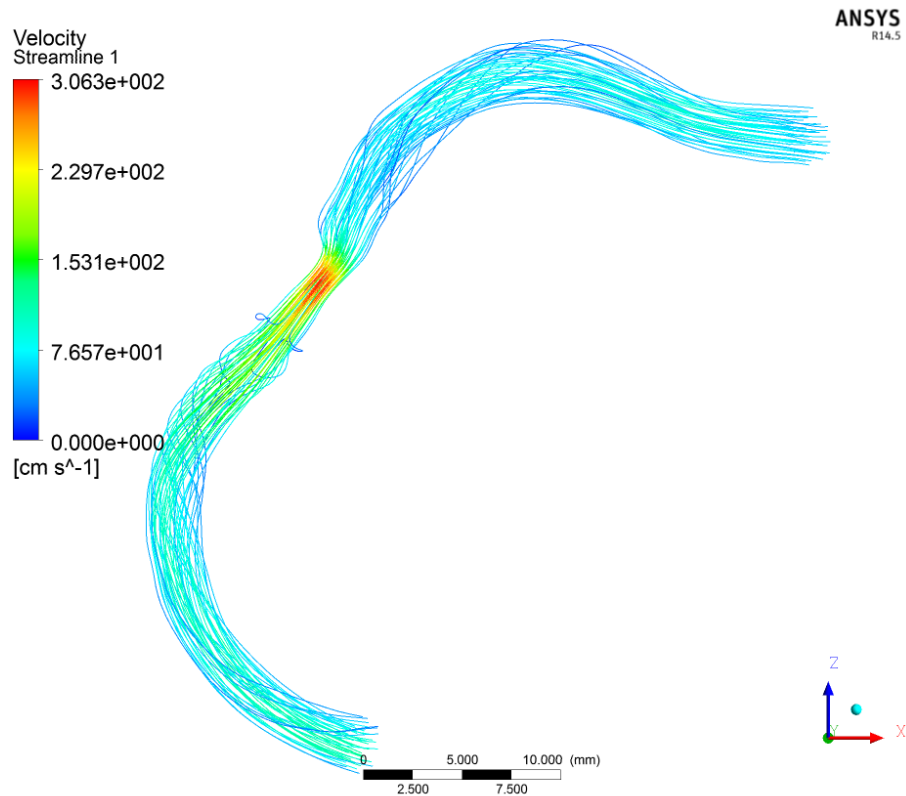


Figura 29: Distribuição de velocidade (E variável) em $t=0,175$ s.

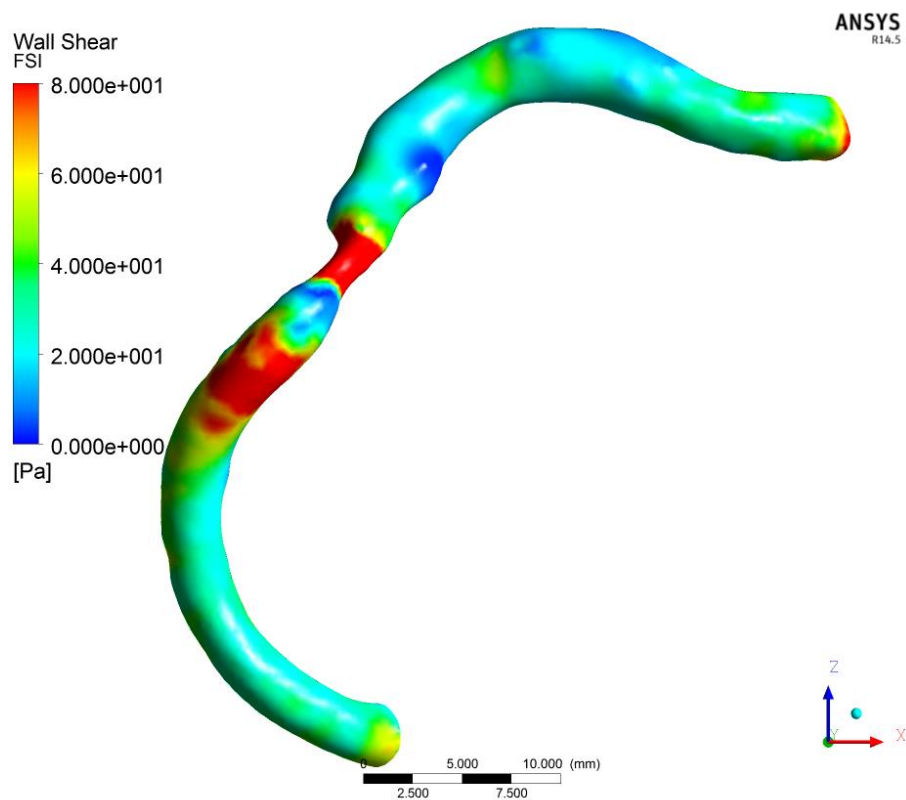


Figura 30: Distribuição da tensão de cisalhamento (E variável) em $t=0,175$ s.

8. DISCUSSÃO

A partir dos resultados acima, montamos uma tabela comparativa para facilitar a visualização dos mesmos:

Tabela 1: Comparação entre as simulações

	Simulação 1 (Parede Rígida)	Simulação 2 (E constante)	Simulação 3 (E variável)
Tempo de simulação (horas)	0.5	39	21
Pressão Média Anterior (mmHg)	17,81	17,82	17,43
Pressão Média Posterior (mmHg)	3,14	5,01	4,73
Pressão Média Entrada (mmHg)	22,09	22,00	21,94
Gradiente	14,68	12,81	12,69
FFR estenose	0,8532	0,8719	0,8731
FFR pré-estenose	0,9571	0,9581	0,9548
Velocidade Média Entrada (cm/s)	34,78	34,31	34,71

O tempo de simulação para o caso da parede rígida é significativamente menor do que o tempo para os casos de elasticidade constante e variável. Isso porque é necessário um número de iterações muito maior para satisfazer os critérios de convergência quando se pretende considerar o impacto da interação fluido-estrutura, como ocorre nas simulações 2 e 3. Nesses casos, o software necessita calcular entre cada iteração o modelo da estrutura da parede, para depois calcular a parte do fluido.

A queda de pressão antes da estenose é relativamente baixa, como se era de esperar, pois o FFR pré-estenose, calculado a partir dos valores de pressão na entrada da artéria e na secção anterior à estenose, é de 96%.

Pode-se perceber que o FFR estenose, calculado a partir dos valores de pressão proximal e distal da região da estenose, foi ligeiramente maior quando levou-se em consideração as características elásticas da artéria. Isso indica que ainda há um afinamento a ser realizado sobre o modelo, pois se esperava uma mudança mais significativa de comportamento. Os parâmetros utilizados foram recuperados da literatura, mas muitos deles são calculados a partir de variáveis que ainda precisam ser validadas, enquanto que outros apresentam valores provenientes de modelos que não

puderam ser validados experimentalmente. Um exemplo é o módulo de elasticidade da artéria, bem como sua espessura. Seus valores foram retirados da literatura, mas nada nos garante que isso seja uma verdade bem aceita, já que referências são relativamente escassas. Além disso, destaca-se a dificuldade em se obter o fluxo de entrada e os perfis de velocidades da artéria, importantes para os resultados finais.

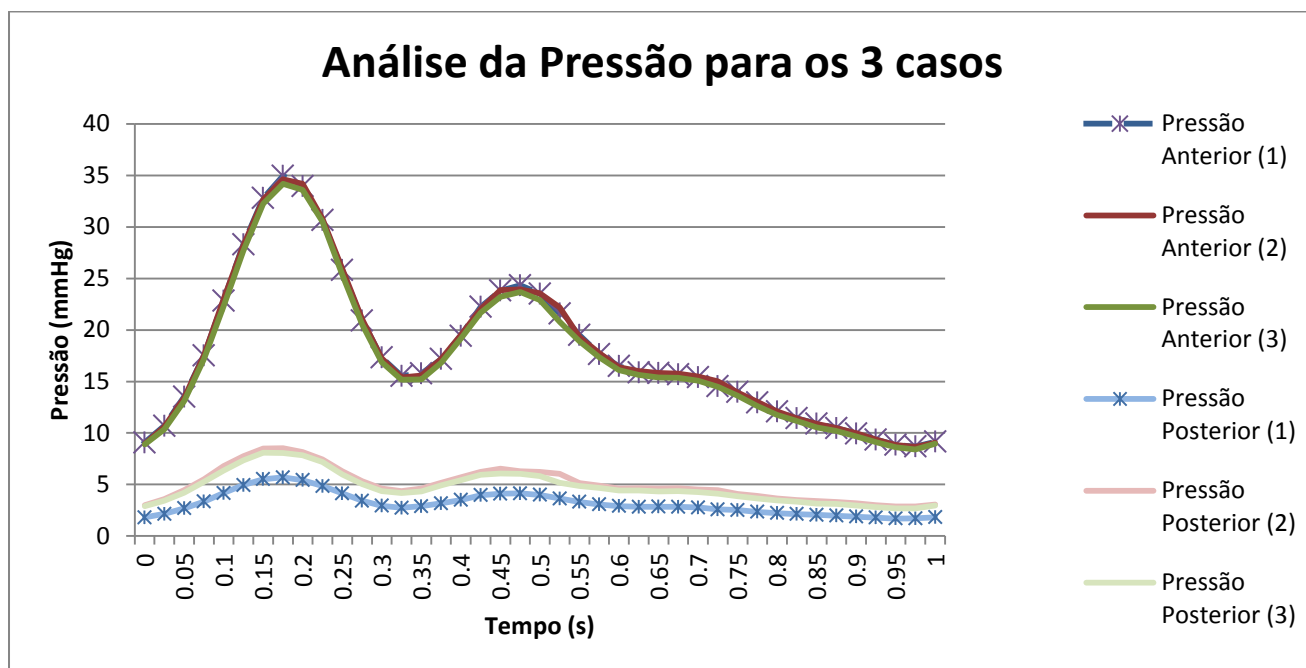


Figura 31: Gráfico comparativo das 3 simulações

Nota-se pelo gráfico acima que as pressões pouco variaram na região anterior à lesão, a diferença entre as simulações reside nas pressões depois da lesão.

Em termos ilustrativos, as conclusões que as simulações nos fornecem são de que a coronária direita com estenose analisada não necessita de intervenção cirúrgica, pois possui um FFR > 0,8. Entretanto, como o valor calculado está próximo do valor limite, dever-se-ia realizar um acompanhamento do paciente e possivelmente outros exames para decidir a necessidade de uma cirurgia.

Vale ressaltar que a simulação sozinha, mesmo após um afinamento e finais correções, não deve ser utilizada para a tomada de decisão sobre uma intervenção cirúrgica, ela deve ser utilizada como mais um parâmetro que auxilie os médicos nessa decisão.

Existem outros modos de avaliar a severidade da lesão que não foram tratados neste trabalho.

As velocidades médias estão na mesma ordem de grandeza dos valores encontrados em [19].

Não existe um consenso na comunidade médica sobre a relação entre a tensão de cisalhamento e o crescimento de áreas de estenose. Sabe-se que em regiões de baixa tensão de cisalhamento ocorre a estagnação do sangue e possível deposição de gordura que podem causar o crescimento de placas de estenose. Todavia, as regiões de altas tensões de cisalhamento podem causar a lesão do tecido e iniciar o processo de estenose.

As regiões de altas tensões de cisalhamento podem provocar a hemólise (destruição das hemácias) e, conseqüentemente, a diminuição da oferta de oxigênio para o miocárdio, o músculo do coração. A falta de suprimento de oxigênio nos tecidos do corpo humano é denominada a isquemia e quando ocorre no coração pode provocar um infarto.

O limite do FFR leva em conta esse déficit, por isso, casos com valores menores do que 0,8 devem ser submetidos a uma intervenção cirúrgica.

A escolha da condição de pressão zero na saída partiu de simulações de sistemas arteriais feitas por outros autores, pois estavam interessados apenas no gradiente de pressão existente. Para o caso com a interação fluido-estrutura a pressão influencia a resposta da artéria e, portanto, não só o gradiente de pressão é importante. Entretanto, não é possível encontrar uma condição de contorno exata para a saída da artéria, já que aí reside a particularidade de cada paciente.

A parede da artéria foi considerada isotrópica e elástica, não levando em conta a sua estrutura compósita e hiperelástica. Isso deve tornar os resultados das simulações mais próximos da realidade.

Uma hipótese que não foi considerada neste trabalho foi o movimento das artérias coronárias devido ao movimento do coração durante o ciclo cardíaco.

9. CONCLUSÃO

Neste trabalho foram realizadas simulações de uma artéria retirada de imagens de uma tomografia real. A artéria em questão foi uma coronária direita com estenose, e a partir dos resultados de pressão, foi calculado o parâmetro FFR.

Foram realizadas 3 simulações: considerando a parede rígida, com módulo de elasticidade constante ao longo de toda a artéria e com módulo de elasticidade maior na região de estenose.

Em todas as simulações consideramos o sangue como incompressível e não newtoniano.

A comparação entre os resultados nos leva a acreditar que o modelo ainda necessita de melhorias chave quanto aos valores dos parâmetros utilizados, pois esperava-se uma mudança mais visível entre o FFR de cada uma das simulações.

O FFR para a artéria em questão apresentou um valor médio de 0,85 e foi maior do que o limite de 0,8. Apesar disso, esse parâmetro sozinho não deve ser considerado para avaliar a necessidade de uma intervenção cirúrgica.

Para tornar os resultados das simulações mais próximos da realidade recomenda-se utilizar parâmetros mais reais de fluxo sanguíneo e módulo de elasticidade e considerar o movimento das artérias durante o ciclo cardíaco.

10. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. M. B. Pereira, "Simulações Computacionais em Engenharia". Disponível em < www.revistamemo.com.br/engenharia/simulacoes-computacionais-em-engenharia/ >. Acessado em 02/10/2013.
- [2] MACC - Medicina Assistida por Computação Científica, "Motivação". Disponível em < <http://macc.lncc.br/motivacao.php> >. Acessado em 02/10/2013.
- [3] K. E. Barret, S. M. Barman et al. "Ganong's Review of Medical Physiology", pp. 556 - 599.
- [4] Arizona Pediatric Cardiology Consultants, "Angioplastia coronaria con balón - Serie". Disponível em:
<http://azkidsheart.com/body.cfm?id=51&action=detail&AEArticleID=100160&AEProductID=Adam2004_102&AEProjectTypeIDURL=APT_7%20acesso%2005/09>. Acessado em 02/10/2013.
- [5] P. J. Blanco; R. A. Feijóo, et al. "Introdução à Modelagem e Simulação Computacional do Sistema Cardiovascular Humano". Petrópolis – RJ, Maio de 2009.
- [6] A. P. Mansur e D. Favarato, "Mortalidade por Doenças Cardiovasculares no Brasil e na Região Metropolitana de São Paulo: Atualização 2011". Instituto do Coração (InCor) – HCFMUSP. São Paulo, SP - Brasil, 2011.
- [7] H. Lin, Z. Zong et al. "A Critical Review on Simulating Blood Flow in Human Arterial System". International Conference on Integration Technology March 20 - 24. Shenzhen, China, 2007.
- [8] J. D. Humphrey, "Mechanics of the arterial wall: review and directions". Critical Rev. Biomed. Engng, vol. 30, pp. 1-138, 1995.
- [9] B. R. Simon, M. V. Kaufmann, M. A. McAfee and A. L. Baldwin, "Finite element models for arterial wall mechanics," J. Biomech. Eng. vol. 115, pp. 489-496, 1993.

- [10] K. Perktold and G. Rappitsch, "Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model," J. Biomechanics, vol. 28, no. 7, pp. 845-856, 1995.
- [11] N. Xiao, J. D. Humphrey, C. A. Figueroa. "Multi-scale computational model of three-dimensional hemodynamics within a deformable full-body arterial network".Journal of Computational Physics, 2012.
- [12] J. Bernsdorf, D. Wang, "Non-Newtonian blood flow simulation in cerebral aneurysms", Computers and Mathematics with Applications 58, pp. 1024-1029, 2009.
- [13] I. E. Vignon-Clementel, C. A. Figueroa, K. E. Jansen, C. A. Taylor, "Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries". Comput. Methods Appl. Mech. Engrg., 195 pp. 3776–3796, 2006.
- [14] J. Bernsdorf, D. Wang, "Non-Newtonian blood flows simulation in cerebral aneurysms". NEC Laboratories Europe, Augustin, Germany, 2009.
- [15] Ansys, "ANSYS CFX-Solver Theory Guide Release 12.0", [S.I.]: Ansys Inc., 2009.
- [16] J. D. Anderson, "Computational Fluid Dynamics: The Basics with applications". New York, USA: McGraw-Hill, 1995. ISBN 0-07-001685-2.
- [17] F. L. Silva, "Otimização estrutural acoplada à interação fluido-estrutura de uma asa de aeronave tipo UAV", São Paulo, 2011.
- [18] K. E. Barrett, S. M. Barman, S. Boitano, H. Brooks, "Ganong's Review of Medical Physiology", 24th Edition (LANGE Basic Science), 2012.
- [19] N. Hadjiloizou et al. "Differences in cardiac microcirculatory wave patterns between the proximal left mainstem and proximal right coronary artery", London, 2008.
- [20] H. K.Versteeg, W. Malalasekera, "An introduction to computational fluid dynamics: The finite volume method". Harlow, England: Pearson Education Ltd., 503 p. ISBN 9780131274983, 2007.

[21] DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine. Disponível em: <<http://medical.nema.org/>>. Acesso em 19/06/2013

[22] DICOM sample image sets. Disponível em: <<http://www.osirix-viewer.com/datasets/>>. Acesso em 19/06/2013.

[23] Portal do Software Público Brasileiro. Disponível em: <http://www.softwarepublico.gov.br/ver-comunidade?community_id=626732>. Acesso em 19/06/2013.

[24] Invesalio – Software Público de Imagens Médicas. Disponível em: <<http://www.cti.gov.br/invesalio/?lang=pt>>. Acesso em 19/06/2013.

[25] Converting Medical Scans (DiCom) into printable STL's. Disponível em: <<http://www.rapid3d.com.au/blogs/news/6933756-converting-medical-scans-dicom-into-printable-stls>>. Acesso em 19/06/2013.

[26] C. P. Botha and F. H. Post, "Hybrid scheduling in the DeVIDE dataflow visualisation environment, in Proceedings of Simulation and Visualization" (H. Hauser, S. Strassburger, and H. Theisel, eds.), pp. 309–322, SCS Publishing House Erlangen, February 2008.


[27] TuDelft – Graphics Group. Disponível em <<http://graphics.tudelft.nl/Projects/DeVIDE>>. Acesso em 19/06/2013.

[28] A. Fedorov, R. Beichel, J. Kalpathy-Cramer et al., "3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network". Magnetic Resonance Imaging. 30(9):1323-41. PMID: 22770690. Nov 2012.

[29] 3D Slicer (Version 4). Open Source.

[30] MeshLab (Version 1.3.2). Open Source

11. APÊNDICE A – CRIAÇÃO DO FILTRO DE CONTRASTE NO SOFTWARE DEVIDE


**MECATRÔNICA**
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Tutorial para extração de artérias

Obtenção de arquivo STL a partir de arquivos DICOM

Paulo Vinicius Miyuki Yamabe
Rodrigo Eiji Yamagata Diana

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013

**MECATRÔNICA**
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Extração da artéria


Adaptado do vídeo: http://www.youtube.com/watch?v=_PtRpRz3aU8

DeVIDE - *Delft Visualisation and Image processing Development Environment*

Programa livre baseado em linguagem Python

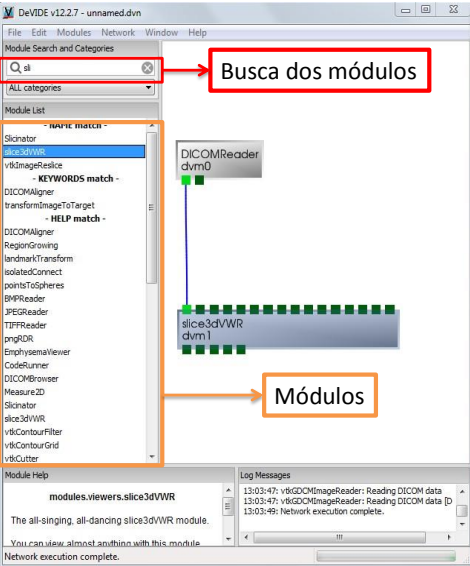
Utiliza uma interface de diagrama de blocos (módulos) interconectados

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013 2

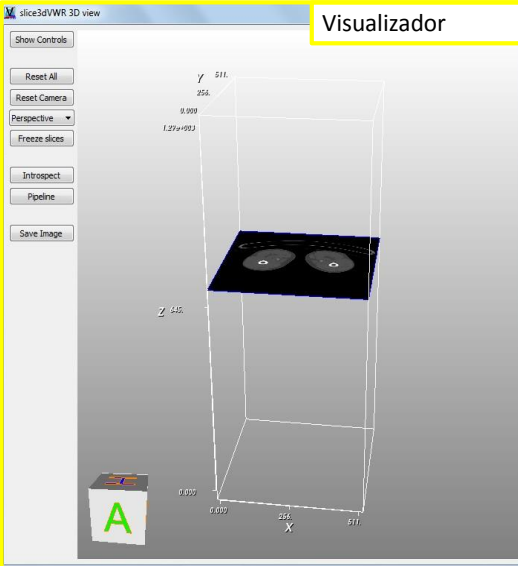


MECATRÔNICA


Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



Visualizador



Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais
Outubro/2013
3



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

- Para utilizar um módulo, realize a **busca** do módulo
- **Duplo-clique** OU Clique e **arraste** o módulo desejado para o plano de trabalho
- Para alterar os parâmetros e propriedades do módulo, clique duas vezes no módulo
- Para executar um módulo

Alt+E OU **Execute** na caixa dos parâmetros do módulo
- Para executar todos os módulos

F5 no plano de trabalho

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais
Outubro/2013
4

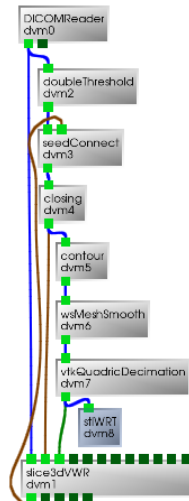


MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Módulos utilizados



DICOMReader – Leitura dos arquivos DICOM.

doubleThreshold – Escolha dos limiares de contraste mínimo e máximo.

seedConnect – Escolha de um ponto para o crescimento do contorno.

closing – Tratamento da imagem.

contour – Geração do contorno.

wsMeshSmooth – Geração de uma malha suave.

vtkQuadricDecimation – Diminuição do número de triângulos.

stlWRT – Geração do arquivo STL.

slice3dVWR – visualizador.

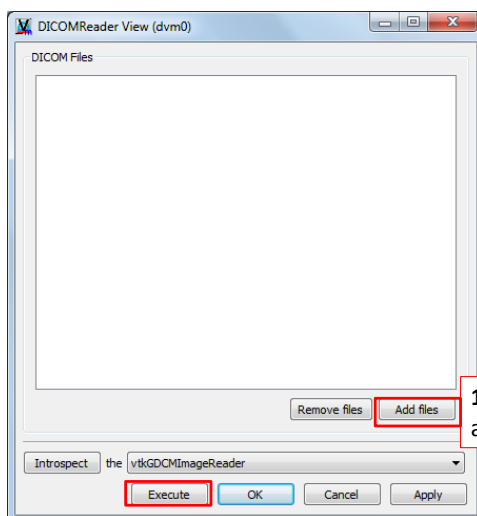


MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

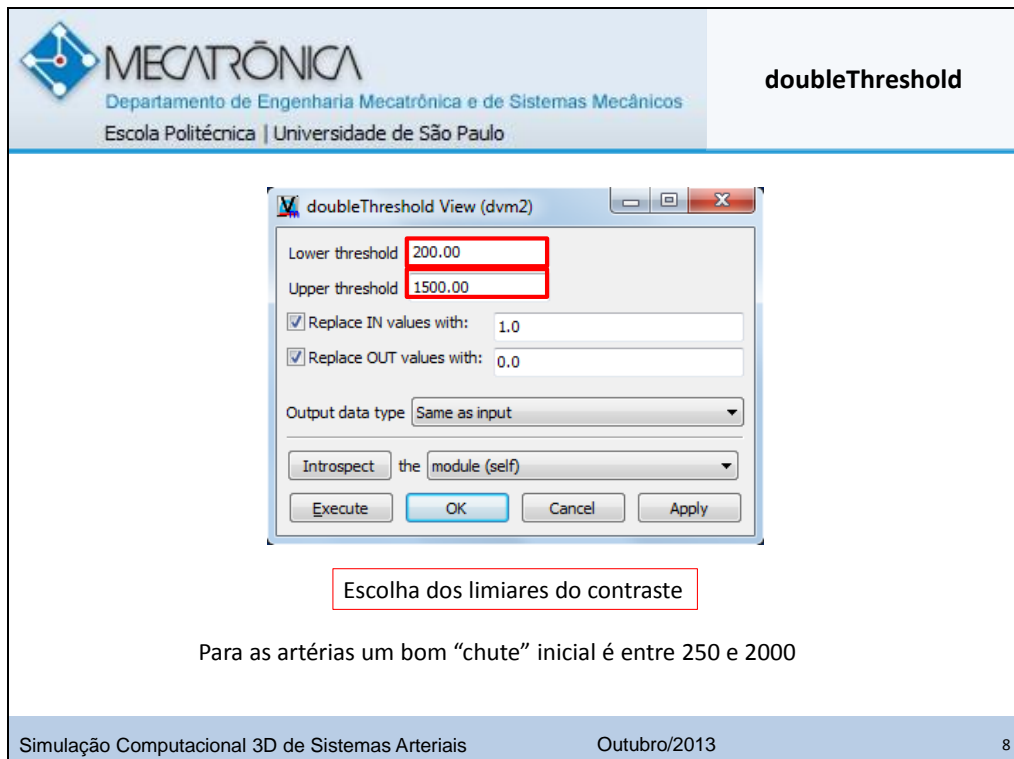
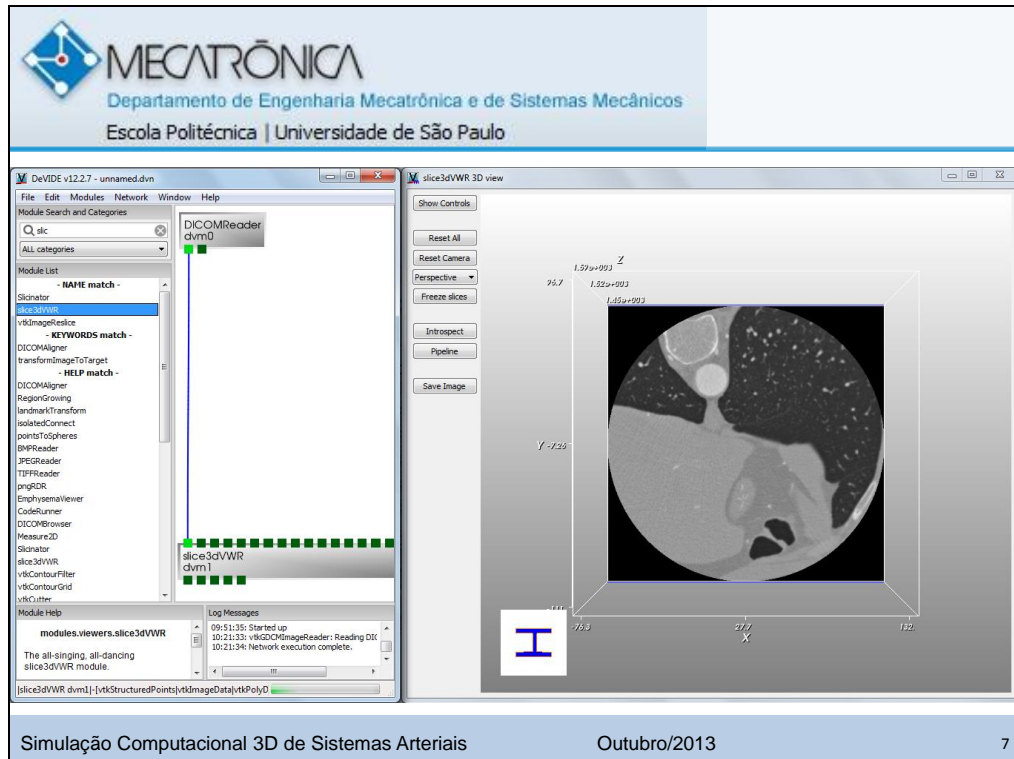
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

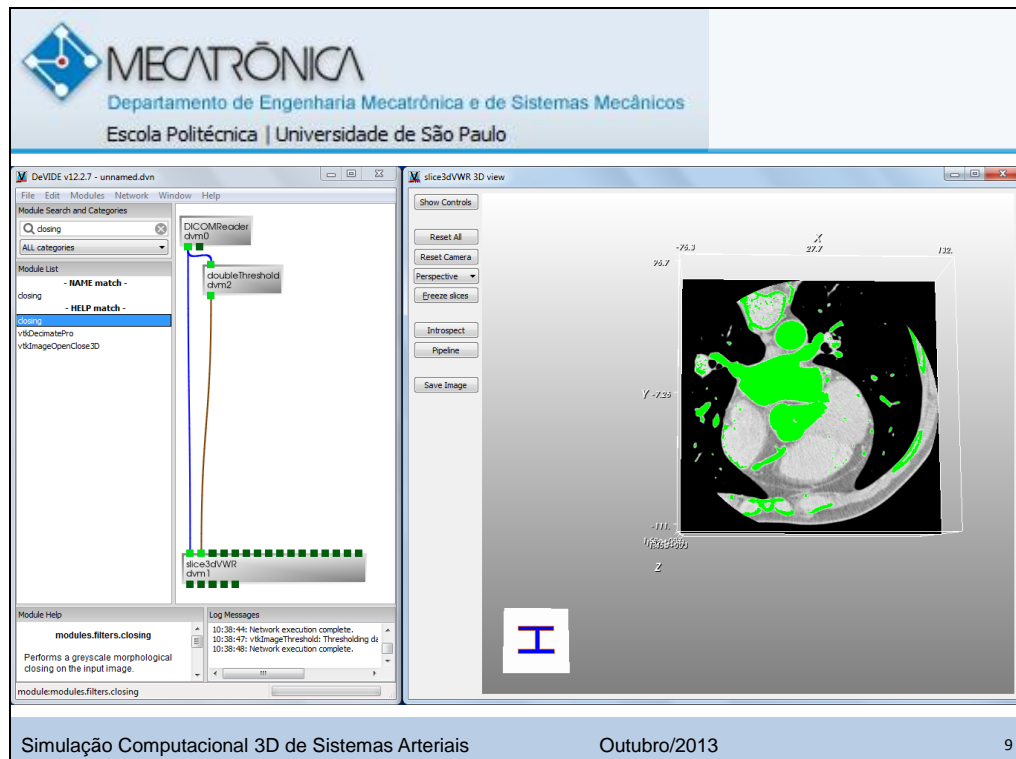
DICOMReader



1 - Add files: selecionar todos os arquivos DICOM

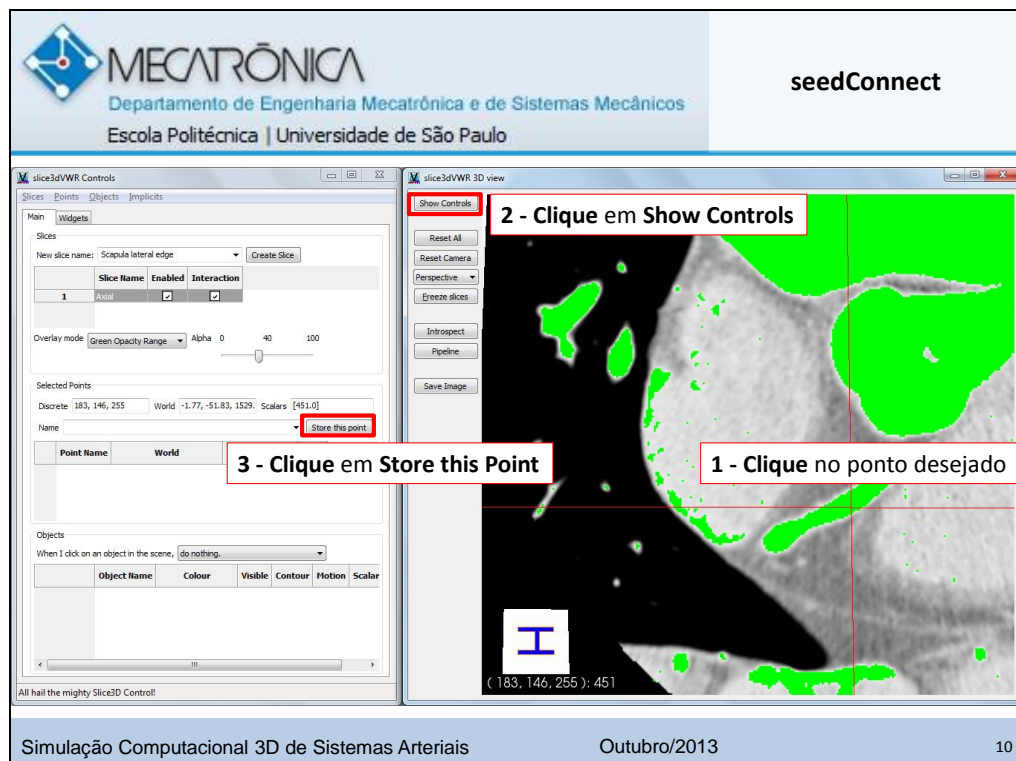
2 - Execute: Para carregar os arquivos






Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013



Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013



MECATRÔNICA
 Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
 Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

DeVIDE v12.2.7 - unnamed.dvn

File Edit Modules Network Window Help

Module Search and Categories

ALL categories

Module List

- NAME match -

closing

- HELP match -

vtkImageClose3D

vtkImageOpenClose3D

Module Help

modules.filters.closing

Performs a greyscale morphological closing on the input image.

Log Messages

11:48:23: vtkImageContinuousDilate3D: Perfo

11:49:01: vtkImageContinuousErode3D: Perfo

11:49:02: Network execution complete.

slice3dVWR dvm1

doubleThreshold dvm2

seedConnect dvm3

slice3dVWR dvm1

slice3dVWR 3D view

Show Controls

Reset All

Reset Camera

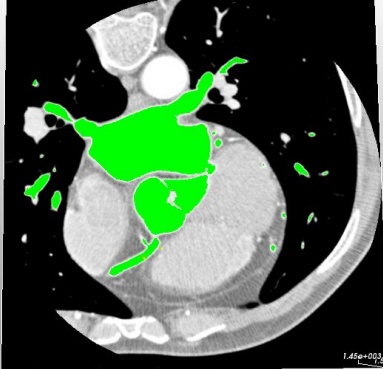
Perspective

Freeze slices

Inspect

Pipeline

Save Image



96.7

Y -125

146e+003

112


27.0

X

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

11



MECATRÔNICA
 Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
 Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

closing

DeVIDE v12.2.7 - unnamed.dvn

File Edit Modules Network Window Help

Module Search and Categories

ALL categories

Module List

- NAME match -

closing

- HELP match -

vtkImageClose3D

vtkImageOpenClose3D

Module Help

modules.filters.closing

Performs a greyscale morphological closing on the input image.

Log Messages

11:53:18: vtkImageContinuousDilate3D: Perfo

11:53:56: vtkImageContinuousErode3D: Perfo

11:53:56: Network execution complete.

slice3dVWR dvm1

doubleThreshold dvm2

seedConnect dvm3

closing dvm4

slice3dVWR dvm1

slice3dVWR 3D view

Show Controls

Reset All

Reset Camera

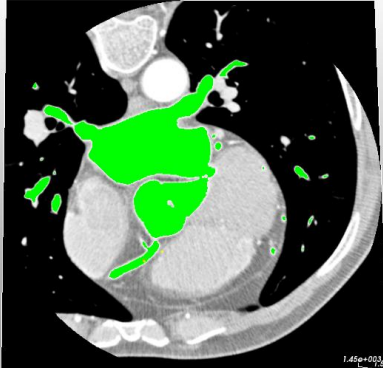
Perspective

Freeze slices

Inspect

Pipeline

Save Image



96.7

Y -125

146e+003

112

27.0

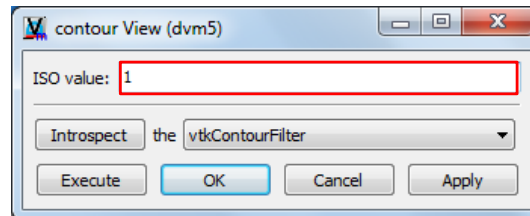
X

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

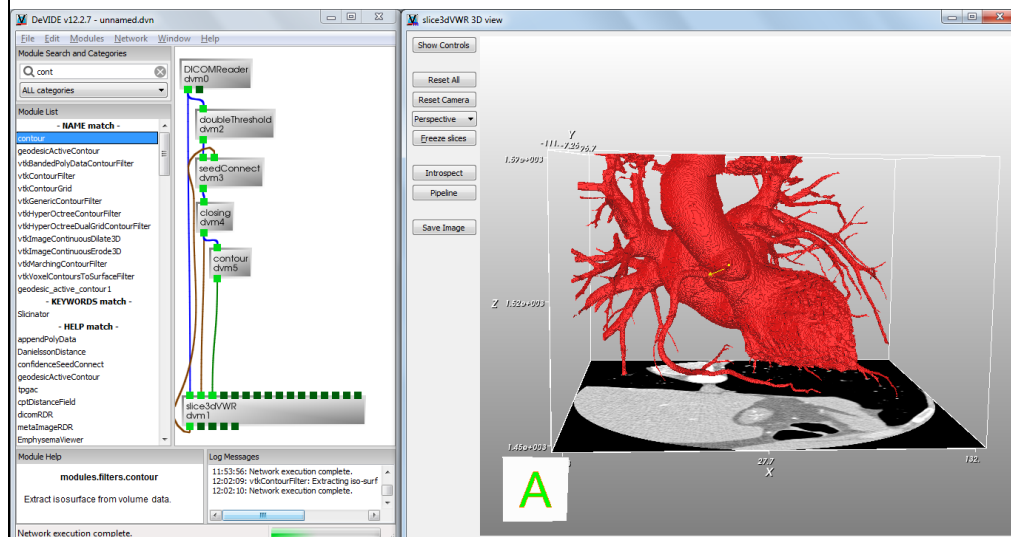
Outubro/2013

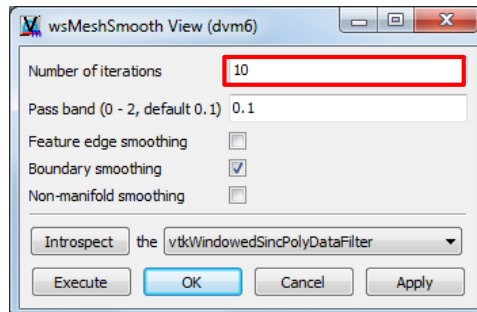
12

59

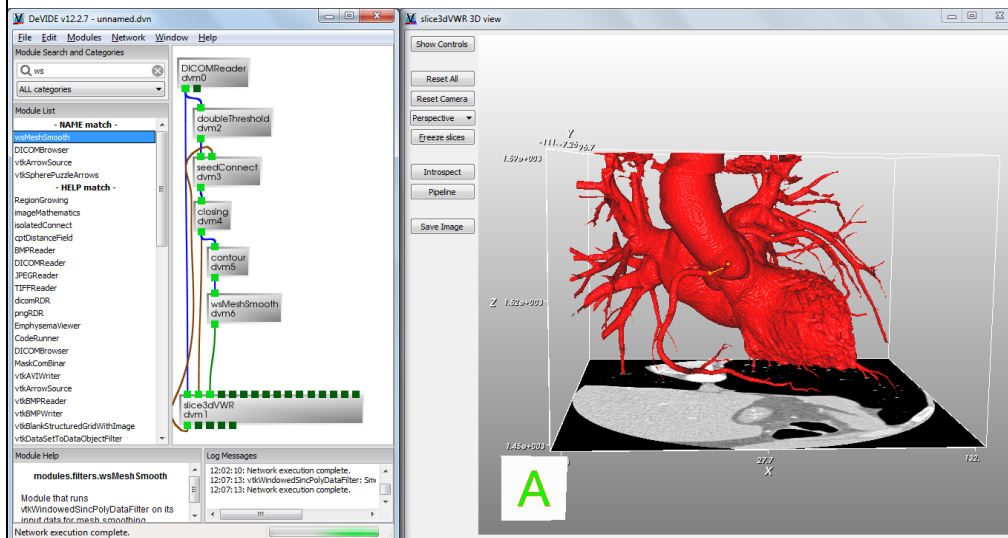


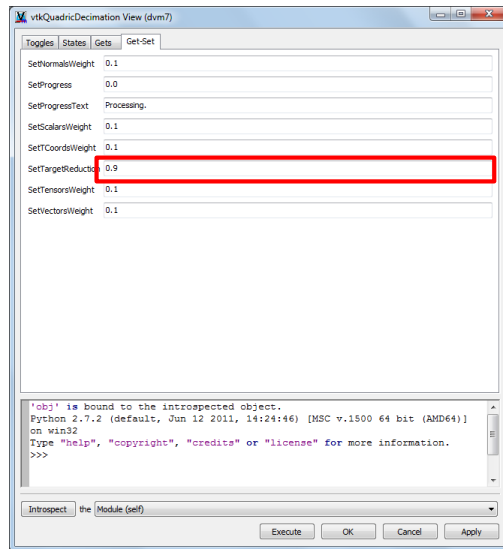
Utilizar ISO de 1





Utilizar número de iterações 10

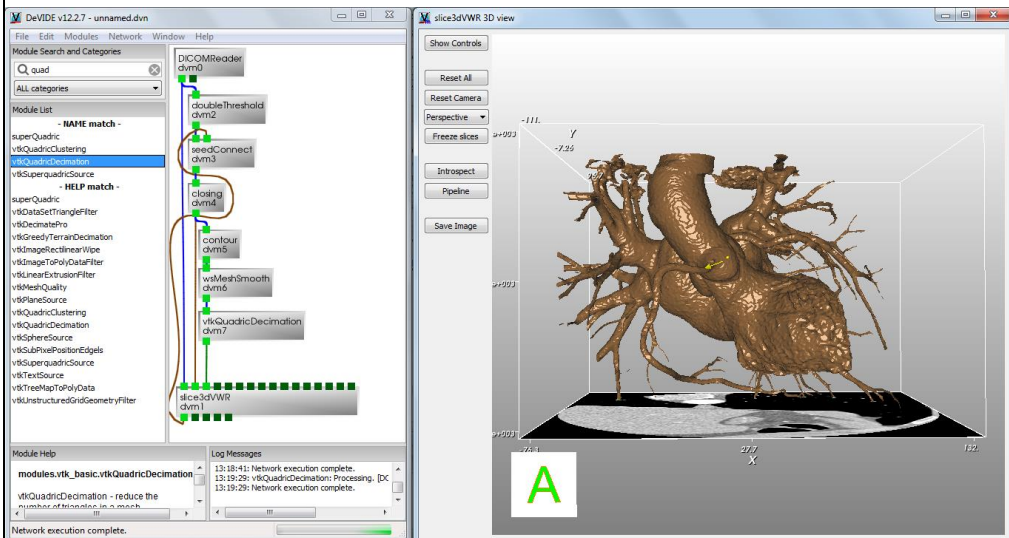


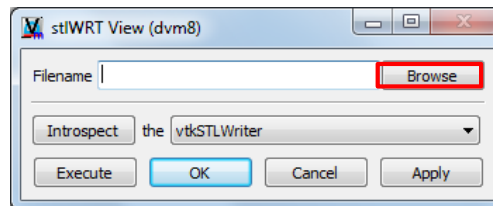


Diminui o número de triângulos em 90%

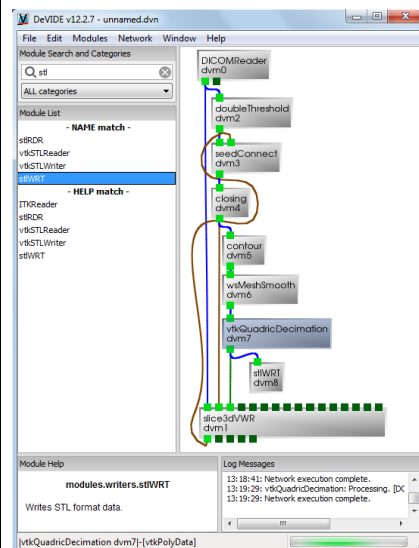
- Utilizar apenas para facilitar a visualização, quando se está variando os parâmetros, tornando o modelo mais leve

- Não utilizar quando for salvar em STL para melhorar a malha

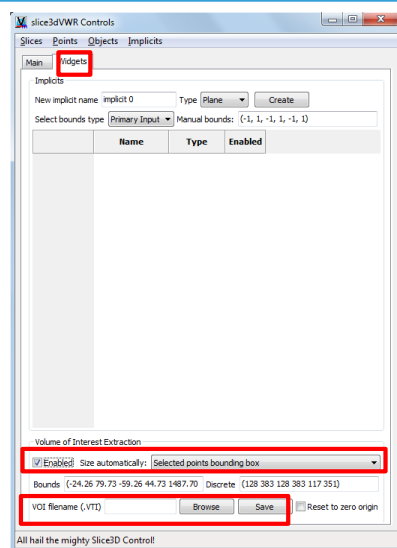




Escolher o caminho do arquivo e clicar em **Execute**

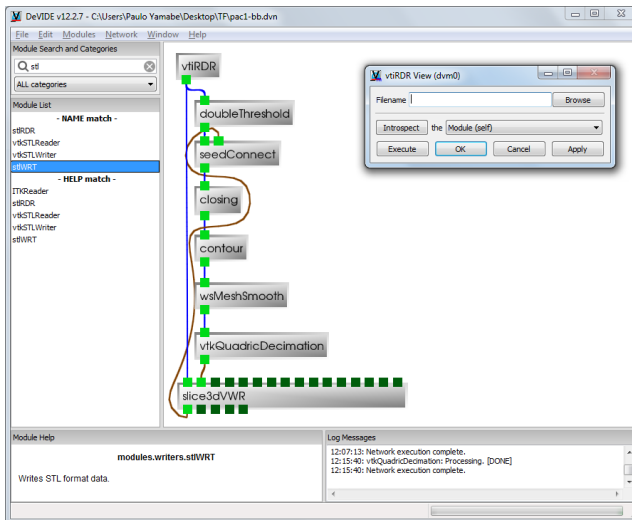


Executar todos os módulos com **F5**



É possível escolher o *Volume Of Interest* (VOI) para tornar o modelo mais leve

- 1 – Clicar em **show controls** do visualizador
- 2 – Clicar na aba **widgets**
- 3 – Selecionar a caixa **Enabled**
- 4 – Escolher o tamanho da caixa no visualizador
- 5 – Escolher o caminho do arquivo em **Browse**
- 6 – Clicar em **Save**



7 – Abrir um novo documento do DEVIDE

8 – Realizar o mesmo procedimento apenas substituindo o módulo **DICOMReader** pelo **vtiRDR**


9 – clicar duas vezes no **vtiRDR** para escolher o arquivo do VOI



Programas utilizados

- DeVIDE - (<http://graphics.tudelft.nl/Projects/DeVIDE>)
- 3D Slicer - (<http://www.slicer.org>)
- Para o tratamento e cortes do modelo utilizar o MeshLab (software gratuito)
- Para a criação da espessura utilizar o Rhinoceros (software comercial)

12. APÊNDICE B – CRIAÇÃO DA MALHA NO SOFTWARE ICEM CFD




MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Tutorial ICEM

Obtenção da malha (*mesh*) para simulação

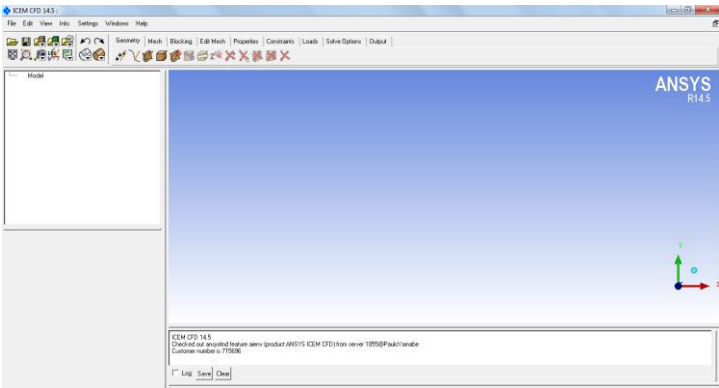
Paulo Vinicius Miyuki Yamabe
Rodrigo Eiji Yamagata Diana

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013



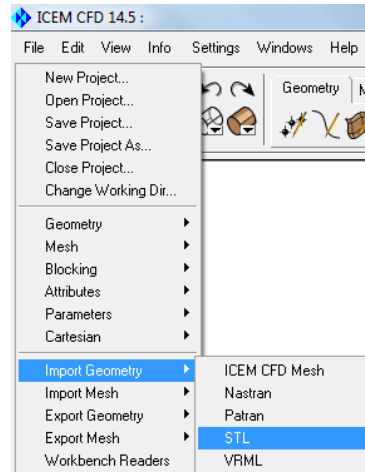
MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

A criação da malha utilizada nas simulações foi realizada no software ICEM-CFD 14.5 do ANSYS



Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013 2

Importação da Geometria da Artéria



File>Import Geometry>STL

Escolha o arquivo STL da artéria desejada

Lembre-se que o modelo da artéria importada deve ser Fechada (*watertight*)



Clique em **Solid Simple Display**  para visualizar melhor o modelo importado



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Para que o ANSYS possa realizar a simulação é necessário criar as regiões que serão aplicadas as condições de contorno

Primeiro segmenta-se a artéria para extrair as regiões desejadas

ICEM CFD 14.5 :

File Edit View Info Settings Windows Help



Na aba **Geometry** selecione a opção **Create/Modify Surface**



Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

5



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

ICEM CFD 14.5 :

File Edit View Info Settings Windows Help



Model
Geometry
Parts

Create/Modify Surface

Part: GEOM

Inherit Part



Segment Surface

Method: By Angle

Faceted Surface

Angle: 30

Minimum number of segments: 1

Keep original


Apply OK Dismiss

Selecione a opção **Segment/Trim Surface**



Selecione **Method: By Angle**

Escolha **Angle 30**

Clique em  e selecione a artéria

Clique em **OK**

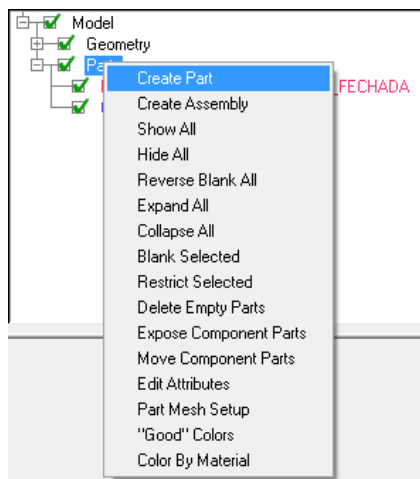
Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

6



A artéria foi segmentada em 3 partes, mas é necessário criar e nomear essas partes

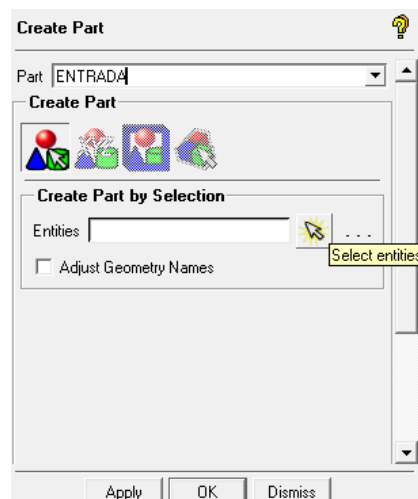



Clique com o botão direito em **Parts**

Clique em **Create Part**

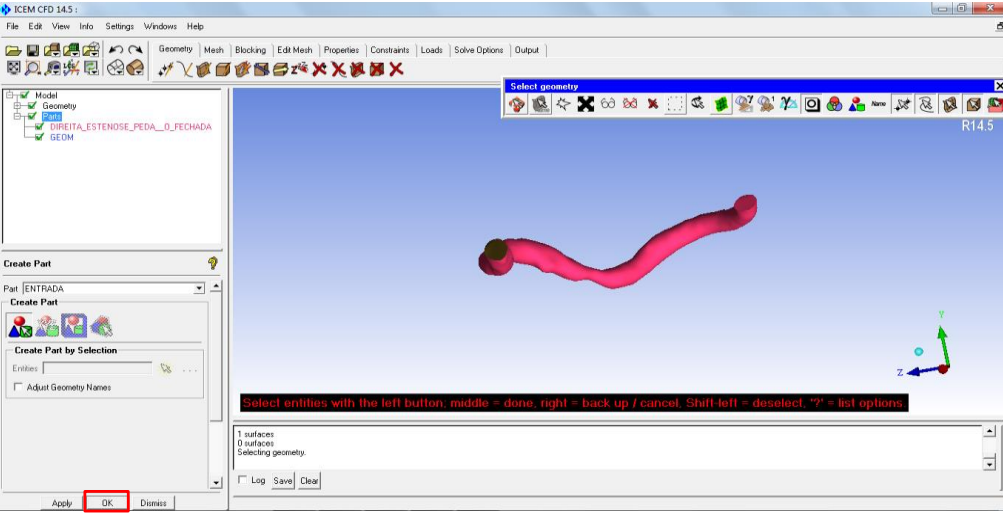


Escolha um nome para a região






MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



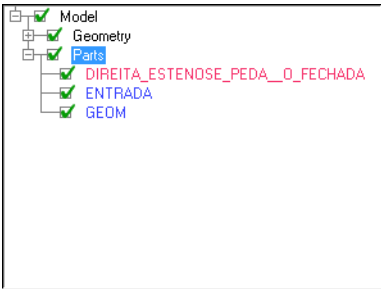
Selecione a região desejada com o botão esquerdo e clique em **OK**

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais
Outubro/2013
9



MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Note que a parte criada aparece no menu do modelo localizado na parte esquerda da tela

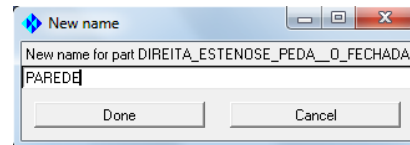
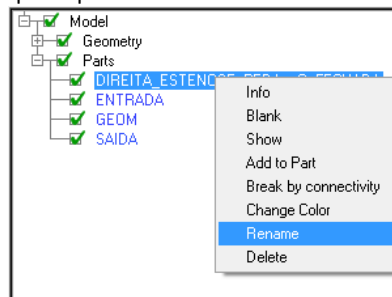


Repita o processo para a região da Saída

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais
Outubro/2013
10

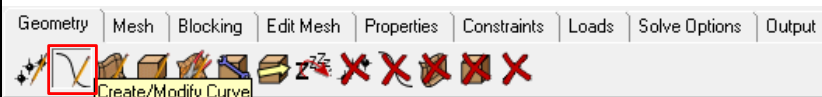


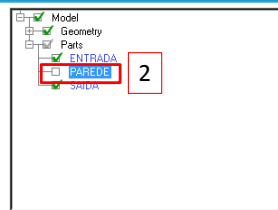
Para a parte da Parede da artéria **Clique** com o **botão direito** no modelo importado e renomeie a parte para PAREDE




É preciso delimitar as regiões criadas com curvas, para facilitar a criação do *mesh* por parte do programa

Ainda na aba **Geometry** selecione **Create/Modify Curve**

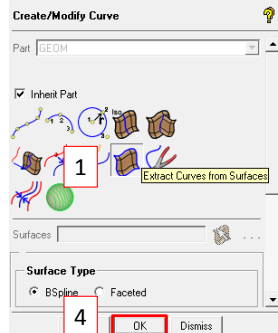




1 - Clique em **Extract Curve from Surface** 

2- Desabilite a visualização da PAREDE no menu esquerdo

3- Clique em **Select all appropriate visible objects** 



4 – Clique em **OK**

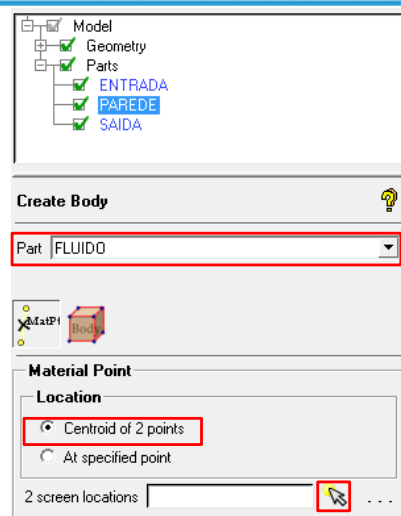


Agora é necessário criar o sólido geométrico para a parte do Fluido, no caso, o sangue



Na aba **Geometry** clique em **Create Body**

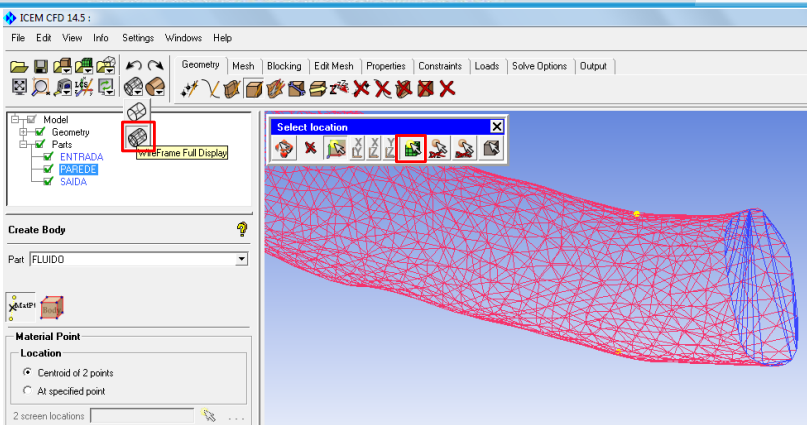




Escolha o nome do sólido

Escolha a opção **Centroid of 2 points**

Clique em  para selecionar esses dois pontos



Para facilitar a escolha dos pontos selecione a visualização por **Wireframe Full Display**
E selecione a opção **Toggle allow on Mesh/Block selection**





MECATRÔNICA

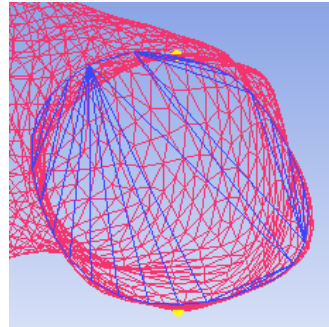
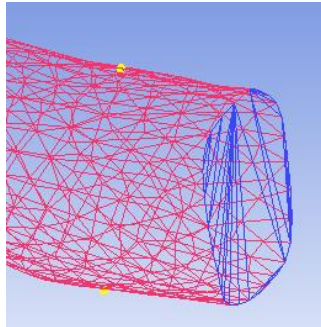
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Tenha certeza que o ponto central dos dois pontos selecionados encontra-se dentro do sólido

Para isso faça a rotação do modelo

Segure a tecla **Ctrl**, clique e segure o Botão Esquerdo e mova o mouse



Clique em **OK**



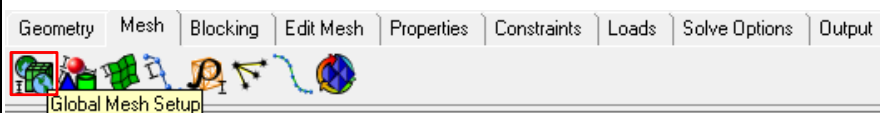
MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Para a criação da malha vamos definir primeiro os parâmetros globais

Na aba **Mesh** selecione **Global Mesh Setup**



Global Mesh Setup

Global Mesh Parameters

Global Mesh Size

Global Element Scale Factor

Scale factor: 1

☐ Display

Global Element Seed Size

Max element: 0.5

☐ Display

Curvature/Proximity Based Refinement

☐ Enabled

Min size limit: 1

☐ Display

Elements in gap: 1

Em **Global Mesh Size**

Coloque **Max. Element 0.5**

Clique em **OK**

Global Mesh Parameters

Prism Meshing Parameters

Growth law: exponential

Initial height: 0

Height ratio: 1.05

Number of layers: 5

Total height: 0

Compute params

☐ Fix marching direction

Min prism quality: 0.01

Ortho weight: 0.20

Fillet ratio: 0.10

Max prism angle: 180

Em **Prism Meshing Parameters**

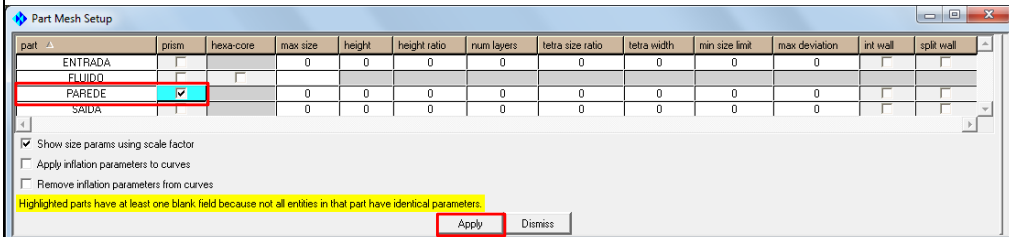
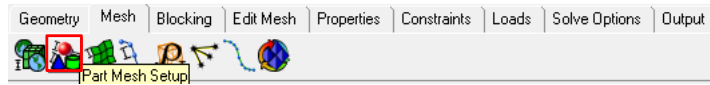
Height ratio 1.05

Numbers os layer 5

Ortho weight 0.2

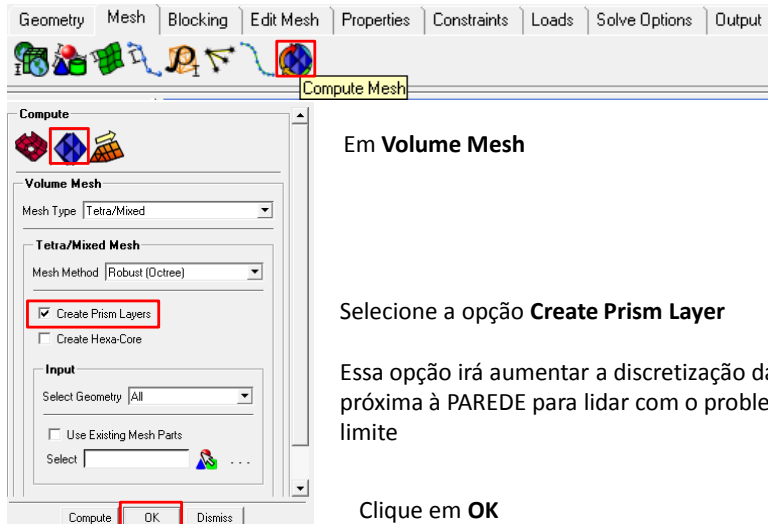
Clique em **OK**

Clique em **Part Mesh Setup**



Selecione a opção **prism** na PAREDE e clique em **Apply**

Na aba **Mesh** clique em **Compute Mesh**



Em **Volume Mesh**

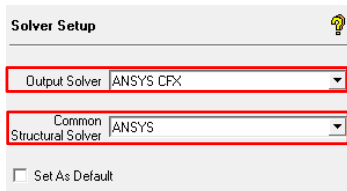
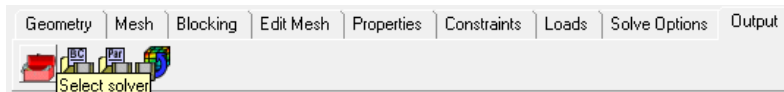
Selecione a opção **Create Prism Layer**

Essa opção irá aumentar a discretização da malha na região próxima à PAREDE para lidar com o problema da camada limite

Clique em **OK**



Na aba **Output**, clique em **Select solver**

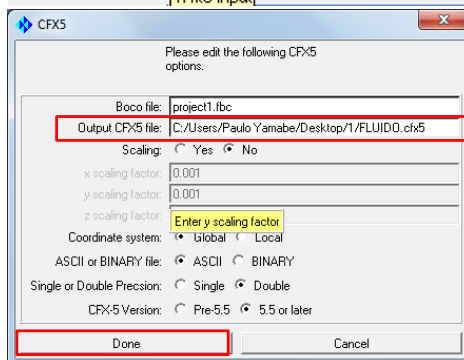
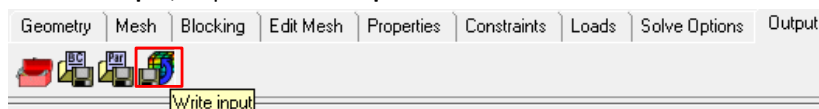


Selecione **ANSYS CFX** em **Output Solver**

Selecione **ANSYS** em **Common Structural Solver**




Na aba **Output**, clique em **Write input**



Escolha o nome e o caminho do arquivo
A extensão **.cfx5** é a utilizada pelo CFX

Clique em **Done**

13. APÊNDICE C – CRIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE CONTORNO NO SOFTWARE ANSYS




MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

Tutorial para simulação de artérias

Simulação Computacional no ANSYS

Paulo Vinicius Miyuki Yamabe
Rodrigo Eiji Yamagata Diana

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013



MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

ANSYS Workbench 14.5

Módulos utilizados:

- ICEM CFD
- Finite Element Modeler
- Transient Structural
- CFX

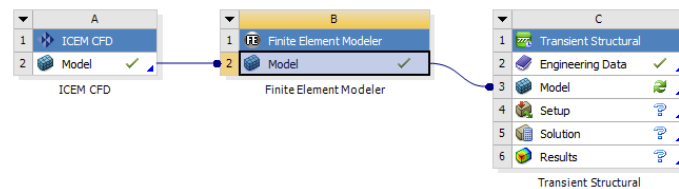
Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais Outubro/2013 2



Insira os módulos

- **ICEM CFD**
- **Finite Element Modeler**
- **Transient Structural**

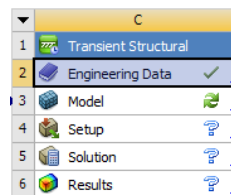
e realize as conexões como mostra a figura

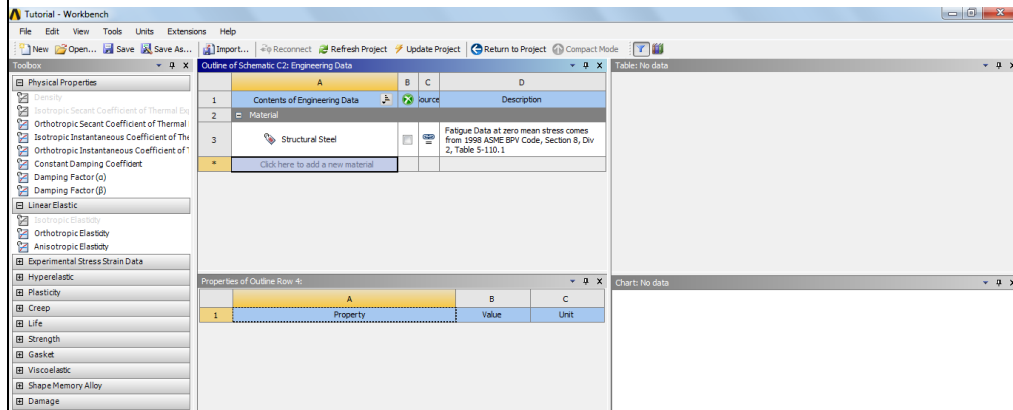


A utilização do ICEM CFD pode ser vista no apêndice anterior

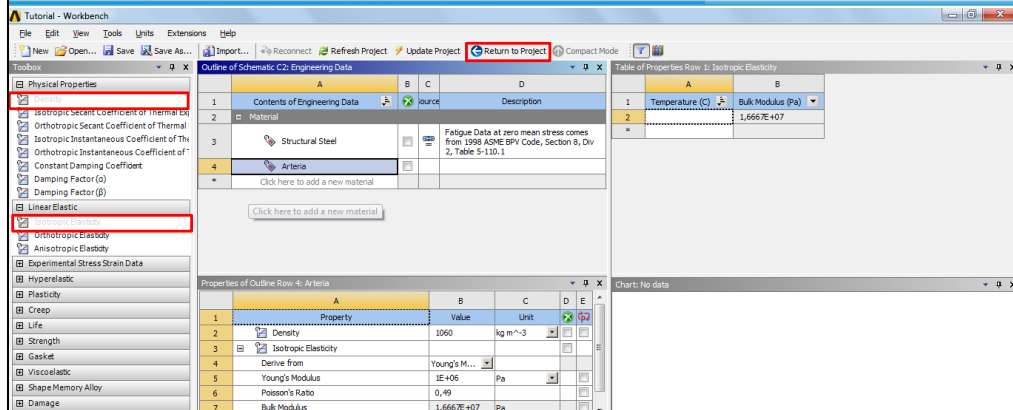


Clique duas vezes em **Engineering Data** no módulo **Transient Structural**

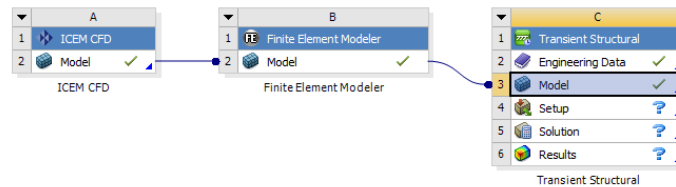




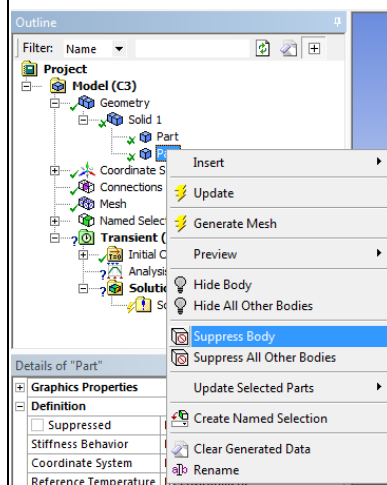
Clique em **Click here to add new material** e escolha o nome do novo material



Adicione as propriedades **Density** e **Isotropic Elasticity** clicando duas vezes nelas
Defina Density = 1060 kg/m^3
Young Modulus = 1000000 Pa
Poisson's Ratio = 0,49
Clique em **Return to Project**



Clique duas vezes em **Setup** no **Transient Structural**



Na árvore do projeto à esquerda, clique com o botão direito na parte do fluido

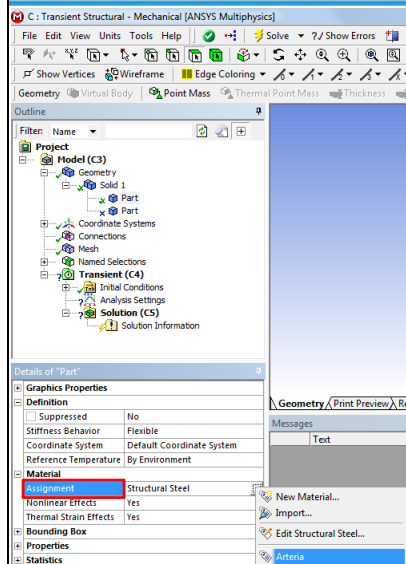
Clique em **Suppress Body**



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



Clique na parte da parede da artéria

Selecione o material que foi definido anteriormente em **Material Assignment**

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

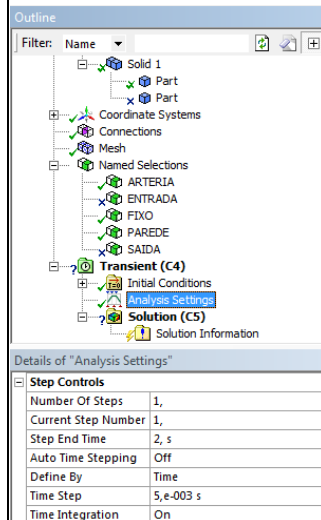
9



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



Em **Analysis Settings** selecione

Step End Time = 2s
Auto Time Stepping = Off
Time Step = 0,005

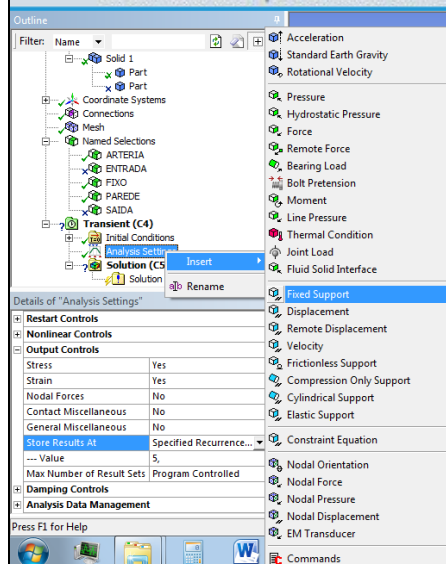
Output Controls	
Stress	Yes
Strain	Yes
Nodal Forces	No
Contact Miscellaneous	No
General Miscellaneous	No
Store Results At	Specified Recurrence...
-- Value	5,
Max Number of Result Sets	Program Controlled

Para diminuir o tamanho dos arquivos selecione em **Output Controls**
Store Result At = Specified Recurrence Rate
--Value 5

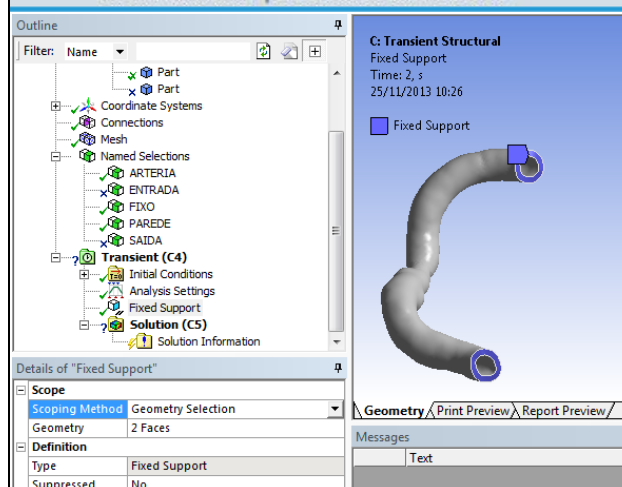
Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

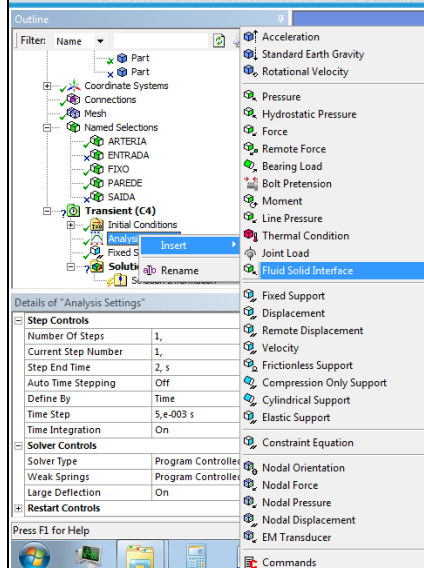
10



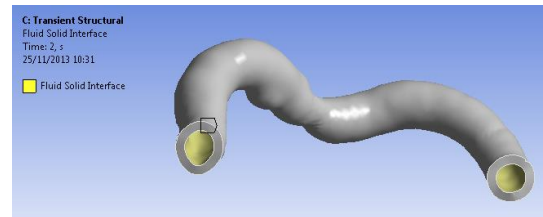
Clique com o botão direito em **Analysis Settings**
Insert
Fixed Support



Selecione as regiões desejadas

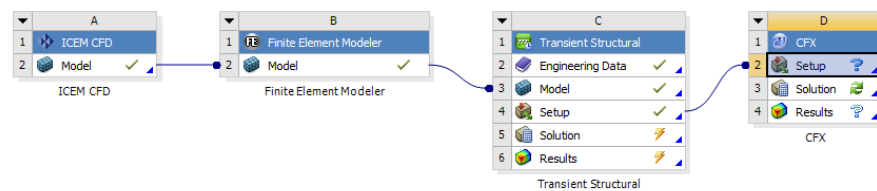


Repita o procedimento e adicione a interação fluido estrutura com **Fluid Solid Interface**

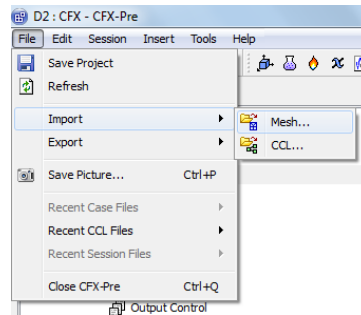


Selecione a parede interna da artéria

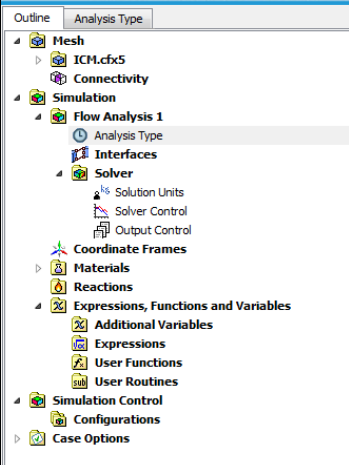
Adicione o módulo **CFX**



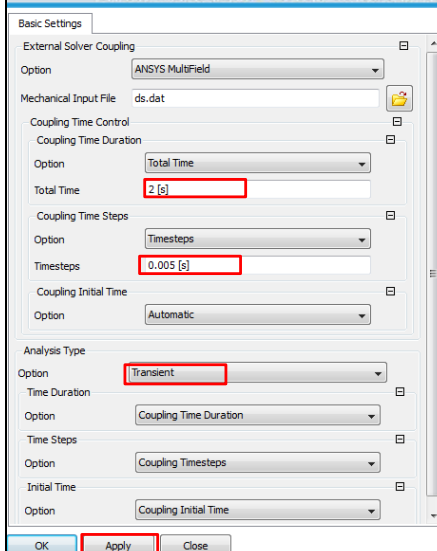
Clique duas vezes em **Setup** no **CFX**



Importe o **mesh**, arquivo **.cfx5** gerado no **ICEM CFD**



Clique duas vezes em **Analysis Type**

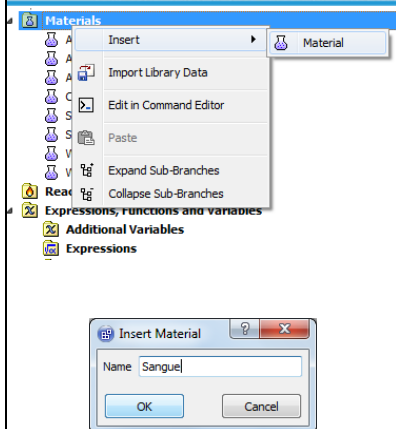


Total Time = 2s

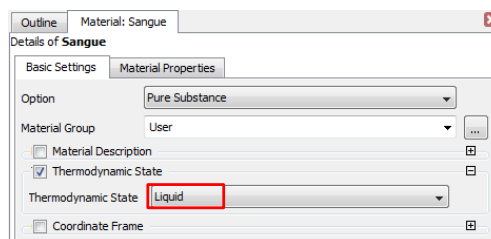
Time Step = 0.005s

Analysis Type = Transient

Clique em **Apply**



Clique com o botão direito em **Materials**
E adicione o um novo material



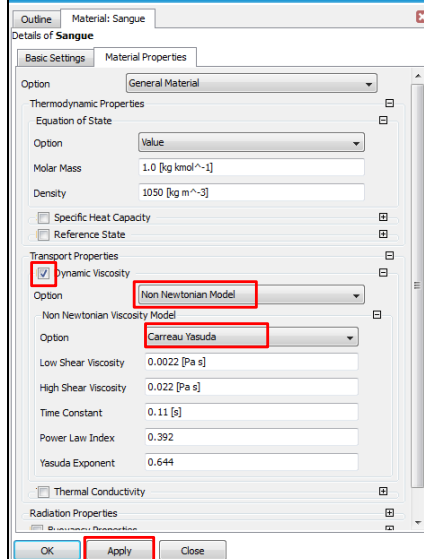
Em **Basic Settings** selecione o estado
termodinâmico como **Liquid**



MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



Em **Material Properties**

Density = 1050 kg/m³

Selecione a opção **Dynamic Viscosity** em **Transport Properties**

Escolha os modelos

Non-Newtonian Model

Carreau Yasuda

Com os parâmetros a seguir

Low Shear Viscosity= 0.0022 Pa.s

High Shear Viscosity = 0.022 Pa.s

Time Constant = 0.11s

Power Law Index = 0.392

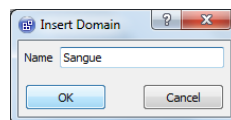
Yasuda Exponent = 0.644



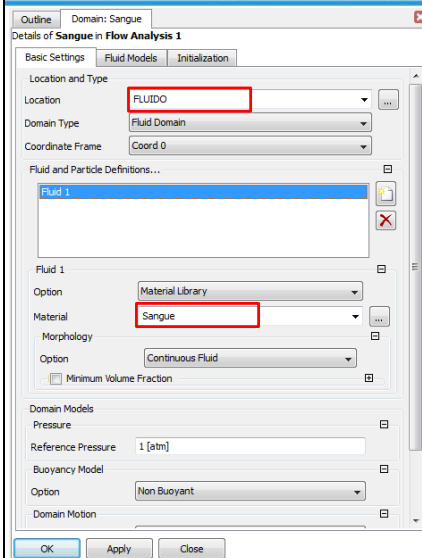
MECATRÔNICA

Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos

Escola Politécnica | Universidade de São Paulo

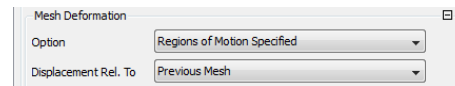


Adicione o domínio e escolha um nome

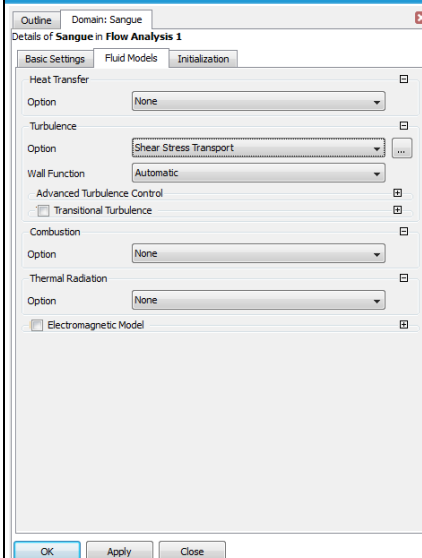


Em Basic Settings

Selecione a parte do fluido e o material



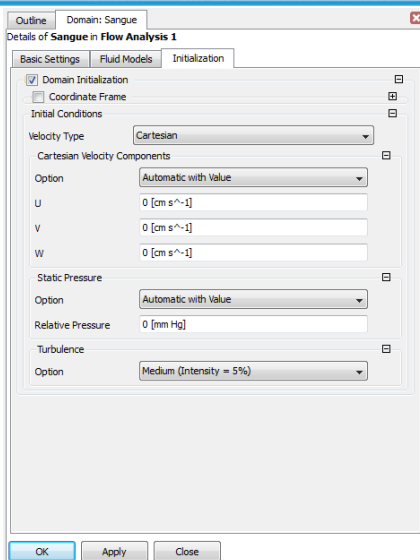
Em **Mesh Deformation** selecione a opção
Region of Motion Specified



Em Fluid Models

Heat Transfer = None

Turbulence = Shear Stress Transport

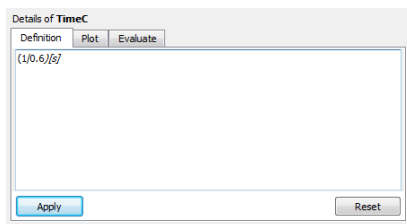
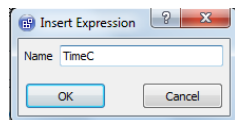


Em **Initialization**
Coloque zero em **Cartesian Velocity Components**
E zero em **Relative Pressure**

Clique em **Apply**



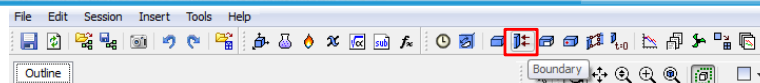
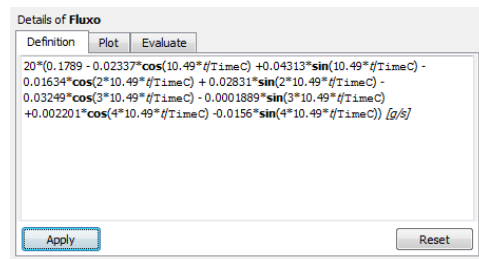
Clique em **Expression**



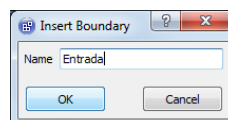
Defina a constante de tempo a seguir
para normalizar o fluxo em 1s



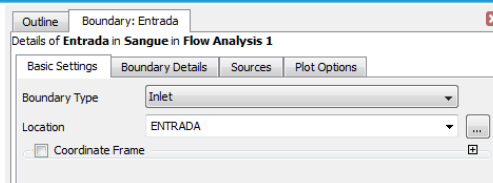
Repita o procedimento para criar a expressão do fluxo



Clique em **Boundary**

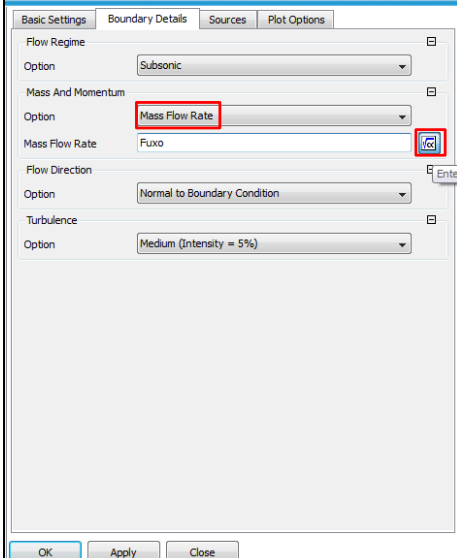


Escolha o nome da condição de contorno



Em **Basic Settings**
 Selecione **Boundary Type = Inlet**

E escolha a região da entrada

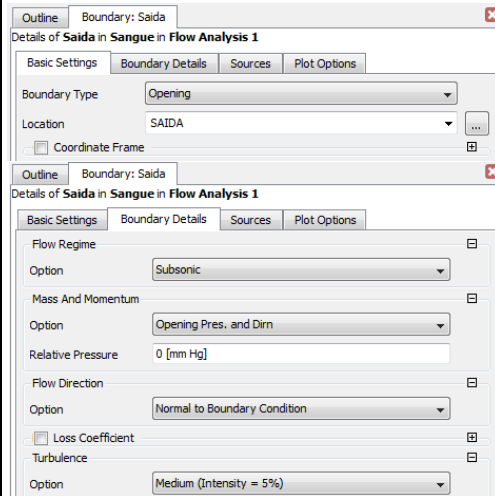


Em **Boundary Details**
 Selecione **Mass Flow Rate**
 E escreva a nome da expressão do Fluxo

Clique em **Apply**



Repita o procedimento para criar uma condição de contorno na saída

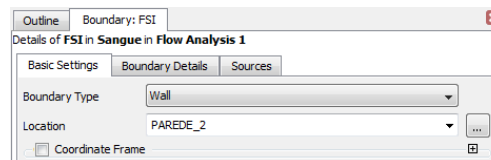


Em **Basic Settings**
Selecione o tipo **Opening**


Em **Boundary Details**
Defina a pressão relativa como sendo zero



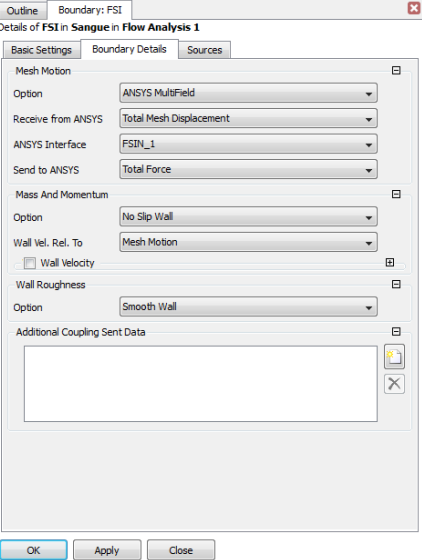
Repita o procedimento para criar uma condição de contorno na parede da artéria



Em **Basic Settings**
Selecione o tipo **Wall**



MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo




Em Boundary Details
Selecione
ANSYS MultiField
Total Mesh Displacement
FSIN_1
Total Force
No Slip Wall

Clique em **Apply**

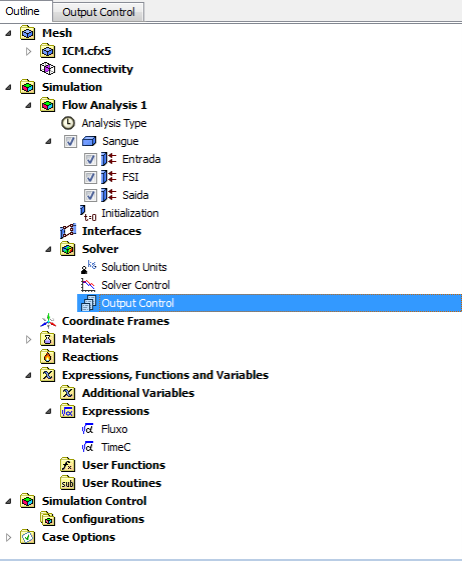
Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

31



MECATRÔNICA
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos
Escola Politécnica | Universidade de São Paulo



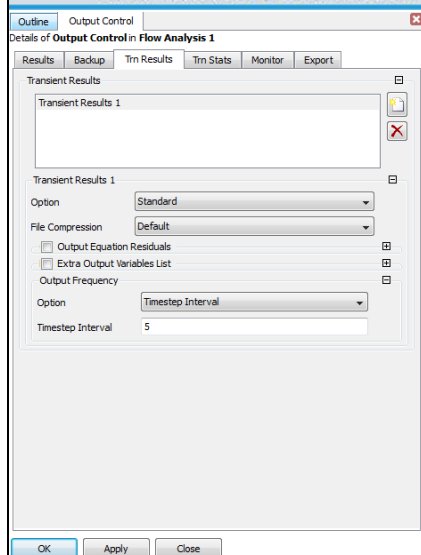
Clique duas vezes em Output Control

Em Trn Results
Adicione e nomeie novos resultados

Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais

Outubro/2013

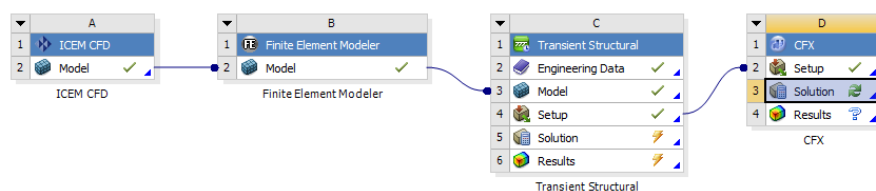
32



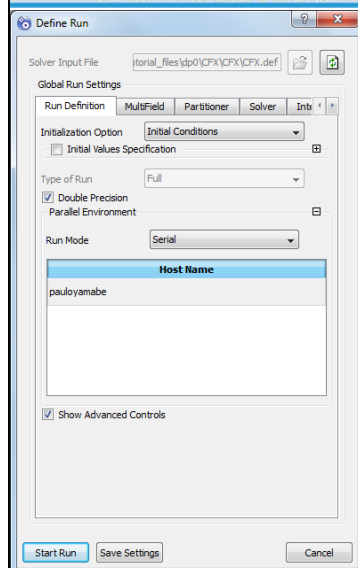
Defina o **Timestep Interval = 5**

Clique em **Apply**

A simulação está pronta para começar



Clique duas vezes em **Solution** no **CFX**



Initialization Option = Initial Condition

Marque a opção **Double Precision**

Clique em **Start Run**