



Universidade de São Paulo
Escola Politécnica

Sistema computacional de análise pré-
operatória para sistemas cardiovasculares

Eduardo Guido Di Vernieri

São Paulo
2015

Sistema computacional de análise pré-operatória para sistemas cardiovasculares

Monografia apresentada no Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Engenheiro. Área de Concentração: Engenharia Mecatrônica

Orientador:

Prof. Dr. Emílio Carlos Nelli Silva

São Paulo

2015

FICHA CATALOGRÁFICA

Vernieri, Eduardo Guido Di

**Sistema computacional de análise pré-operatória para sistemas
cardiovasculares / E. G. D. Vernieri, -- São Paulo, 2015**

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

AGRADECIMENTOS

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

Agradecer ao orientador Professor Doutor Emílio Carlos Nelli Silva por apresentar o tema e por mostrar formas de prosseguir com este trabalho.

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

Este relatório é apresentado como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Mecatrônico na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do meu próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. O relatório pode ser livremente copiado e distribuído desde que a fonte seja citada.

Eduardo Guido Di Vernieri

RESUMO

O presente trabalho de conclusão de curso tem como objetivo desenvolver um sistema computacional para auxiliar o médico na tomada de decisão referente a uma cirurgia vascular. Esta metodologia apresenta formas de desenvolver um estudo da melhor configuração de um *by-pass* da coronária para cirurgias de revascularização miocárdica. O estudo do *by-pass* é realizado através da utilização de diversos softwares em sequência para, a partir de imagens de tomografia de pacientes, gerar modelos do sistema vascular do paciente e virtualmente implantar um enxerto de *by-pass* em diversas configurações para análise de CFD. Foram estudadas maneiras de alterar a geometria e o material do *by-pass* de forma manual e paralelamente foi desenvolvido uma maneira de realizar um estudo da geometria otimizada. Para se obter um resultado mais verossímil para todo o trabalho, foram utilizadas imagens de tomografia reais de pacientes. A análise de diversos tipos de *softwares* levou a escolha de um software de animação para editar os modelos de artéria gerados, softwares de CAD baseados em modelos estereolitográficos para a conversão de imagens de tomografia em modelos 3D de artéria e um software de análises por elementos finitos para a simulação do fluxo de sangue, a interação entre o fluxo de sangue e a parede da artéria e a otimização da geometria do *by-pass*. O sistema desenvolvido demonstrou que é capaz de gerar resultados para a análise de um *by-pass* e sua otimização com base em um algoritmo genético de otimização.

ABSTRACT

This monograph has the objective of developing a computational system to help doctors making decisions about vascular surgery. This methodology shows ways of studying the best coronary by-pass configuration for revascularization surgeries. The study of the by-pass is done using several softwares in sequence to create a model of a patients vascular system based on tomography images and virtually implant the by-pass in different configurations for CFD analysis. The study was made to make possible for the user to manually change the geometry of the by-pass and its material and also to generate an optimized geometry of the by-pass. The study used real tomography images for more realistic results. The software analysis ended with the decision of using an animation software for editing the generated artery models, stereolithography based CAD softwares to convert the tomography images to 3d models and finite elements analysis software to simulate de blood flow, the interaction between blood and artery and the by-pass geometry optimization. The developed system showed it is capable of generating good evaluations of a by-pass analysis and optimization using a genetic algorithm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Artérias coronárias direita e esquerda (retirado de [2]).	13
Figura 2: Evolução de um ateroma até a obstrução total da artéria. (retirado de [4]).	14
Figura 3: Representação de um coração antes e depois de uma cirurgia de inserção de by-pass da coronária (retirado de [5]).	14
Figura 4: Representação de uma artéria coronária com by-pass em que é possível ver a geração de vórtices (retirado de [8]).	15
Figura 5: Fluxograma de atividades do pré-operatório (baseado em [9]).	15
Figura 6: Fluxo de atividades proposto em [1].	18
Figura 7: Método de obtenção do modelo 3D do sistema vascular a partir de imagens de ressonância magnética.	18
Figura 8: Demonstração do software SURGEM (retirado de [15]).	19
Figura 9: Modelo de artéria 3D criado utilizando software de animação.	20
Figura 10: Evolução da otimização 2D utilizando Matlab. (baseado em [16]).	20
Figura 11: Organograma de ferramentas a serem desenvolvidas. As setas indicam que uma ferramenta deve gerar as entradas para a ferramenta que está apontando.	24
Figura 12: Estrutura de código de um arquivo stl formato ASCII. A notação {...} representa que o que está dentro das chaves pode ser executado múltiplas vezes (retirado de [17]).	26
Figura 13: Estrutura de código de um arquivo stl formato binário. A notação {...} representa que o que está dentro das chaves pode ser executado múltiplas vezes (retirado de [17]).	26
Figura 14: Geometria original de uma artéria e geometria da mesma artéria após edição no software MAYA.	28
Figura 15: Fluxograma de tomada de decisão para otimização.	30
Figura 16: Curva b-spline gerada a partir dos pontos de controle B_i , explicitando os pontos S_i gerados (Retirado de [21]).	31
Figura 17: Modelo da artéria com by-pass utilizado para otimização.	31
Figura 19: Sequência de atividades para análise de artéria com by-pass	35
Figura 20: Sequência de atividades para otimização de geometria do by-pass	35

Figura 22: By-pass original (esquerda em cima), artéria coronária original (direita em cima) e artéria coronária editada com by-pass enxertado virtualmente (abaixo).....	37
Figura 23: Imagem da artéria com by-pass com parede da artéria gerada no Rhinoceros.	37
Figura 24: Coronária com by-pass após análise CFD.....	38
Figura 25: Gráfico obtido da vorticidade máxima na artéria em função do tempo para análise transiente.	39
Figura 26: Gráfico da tensão de cisalhamento máxima na parede da artéria ao longo do tempo.....	39
Figura 27: Gráfico da vorticidade máxima na artéria em função do tempo na análise com fluido-estrutura em regime transiente.....	40
Figura 28: Fluxo do sangue através da artéria em um instante de tempo do regime transiente.....	40
Figura 29: Variação da tensão de cisalhamento ao longo da parede da artéria.	41
Figura 30: Variação da tensão de cisalhamento ao longo da parede da artéria para o segundo modelo gerado.....	41

SUMÁRIO

1. Introdução.....	13
1.1. O Sistema Arterial e Cardiovascular.....	13
1.2. Doenças Vasculares.....	13
1.3. A Cirurgia.....	14
1.4. A Análise Pré-operatória.....	15
1.5. Objetivos e Requisitos	16
1.6. Justificativa.....	17
2. Estado da Arte.....	18
3. Modelo Adotado	21
3.1. Sangue.....	21
3.1.1. Sangue como fluido incompressível.....	21
3.1.2. Sangue como fluido viscoso não-newtoniano.....	21
3.2. Artéria	22
4. Desenvolvimento Teórico.....	22
4.1. Método dos elementos finitos.....	22
4.2 . Equação da continuidade.....	22
4.3. Equação da conservação da quantidade de movimento linear.....	23
4.4. Princípio da conservação da energia.....	23
4.5. Resolução das equações.....	24
4.6. Vorticidade.....	24
5. Metodologia.....	24
6. Implementação computacional.....	25
6.1. Visão geral e comunicação entre <i>softwares</i>.....	25

6.2. Edição de modelos de artérias.....	27
6.3. Condições de contorno.....	28
6.4. Otimização do <i>by-pass</i>	29
6.4.1. Visão geral da otimização.....	29
6.4.2. O método desenvolvido.....	31
6.4.3. Algoritmos de otimização.....	32
6.4.4 Definição do problema de otimização.....	33
6.5. Etapas da utilização do sistema.....	34
7. Análise da solução obtida e resultados.....	36
7.1. Pré-processamento em <i>software</i> de animação.....	36
7.2. Simulação do fluxo sanguíneo no <i>by-pass</i>	37
7.3. Otimização.....	41
7.4. Análise dos resultados obtidos.....	45
8. Conclusões.....	46
9. Referências bibliográficas.....	47
10. Apêndice A: Tutorial para edição do modelo de artéria.....	50
11. Apêndice B: Tutorial de otimização paramétrica de <i>by-pass</i> de coronária.....	57

1. INTRODUÇÃO

1.1 O Sistema Arterial e Cardiovascular

O sistema arterial é a porção de alta pressão do sistema circulatório ou cardiovascular, sendo este o sistema responsável pelo transporte de nutrientes, oxigênio, hormônios e outras substâncias por todo o corpo.

Artérias são vasos que levam sangue para fora do coração, enquanto que as veias são os vasos que levam o sangue de volta ao coração. Neste estudo, será focado a análise no sistema arterial, sendo as artérias coronárias de principal interesse devido à sua relevância na área da medicina, uma vez que as coronárias são as artérias responsáveis pela irrigação do coração.

O sistema arterial é composto por diversos vasos que se ramificam e diminuem de diâmetro conforme se distanciam do coração. Artérias possuem diâmetro e variam de 1 a 35mm, com paredes de espessura de aproximadamente 1mm enquanto vasos capilares possuem dimensões microscópicas [1].

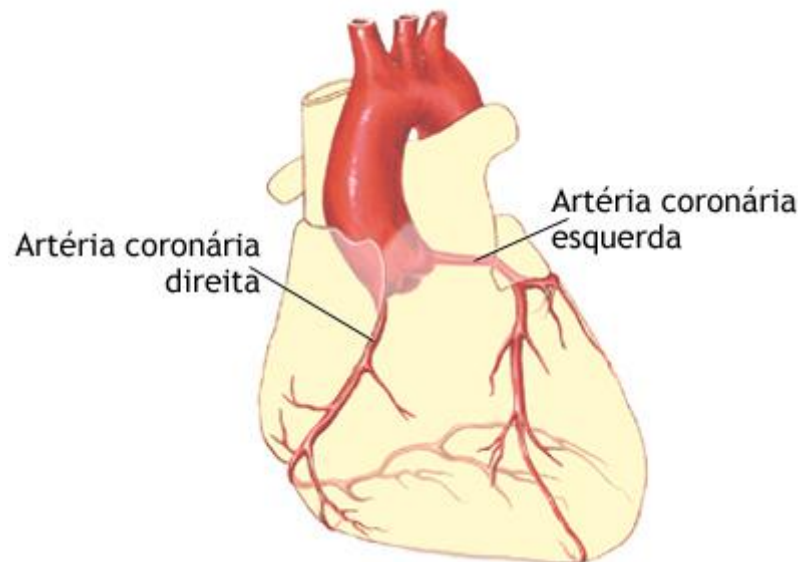


Figura 1: Artérias coronárias direita e esquerda (retirado de [2]).

1.2 Doenças Vasculares

As doenças vasculares estão entre as principais causas de morte no Brasil. Segundo dados do Ministério da Saúde, cerca de 30% das mortes no Brasil estão relacionadas a enfermidades em artérias de maneira direta ou indireta. Este número representa um número de óbitos superior a 308 mil pessoas em um ano [3].

Neste estudo, a análise será focada para casos de pacientes que sofrem de isquemia – comprometimento de irrigação cardíaca -, causado por uma obstrução na artéria coronária e em condição grave o suficiente para ser necessária uma cirurgia de revascularização miocárdica, conhecida como ponte de safena ou *by-pass* da coronária. Esta isquemia é causada devido ao acúmulo de substâncias gordurosas nas paredes da artéria coronária, fenômeno denominado ateroma.

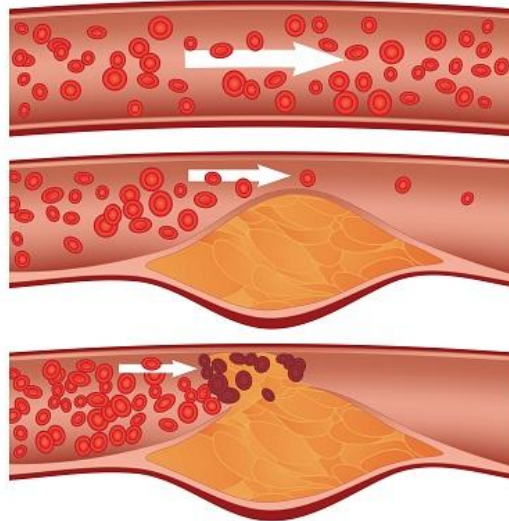


Figura 2: Evolução de um ateroma até a obstrução total da artéria. (retirado de [4]).

1.3 A Cirurgia

Para pacientes com obstrução grave na coronária (esquerda ou direita) a intervenção cirúrgica é inevitável. Um dos métodos de se avaliar a gravidade da obstrução é através da pressão proximal antes da lesão e distal após a lesão. Com estes dois valores de pressão, é possível levantar o parâmetro conhecido como *Fractional Flow Reserve (FFR)*, determinado pela razão:

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

Para um $FFR < 0,8$ é recomendado a intervenção cirúrgica [1] seja com a utilização de um *stent* (estrutura metálica que aumenta o diâmetro da sessão lesionada da artéria) ou com a utilização de um *by-pass*. A cirurgia que utiliza o *by-pass* (cirurgia de revascularização miocárdica) consiste em enxertar um pedaço de uma veia ou artéria do próprio paciente ou um tubo sintético na artéria coronária obstruída, como forma de dar ao sangue outro caminho que o permita fluir sem comprometer a irrigação do coração.

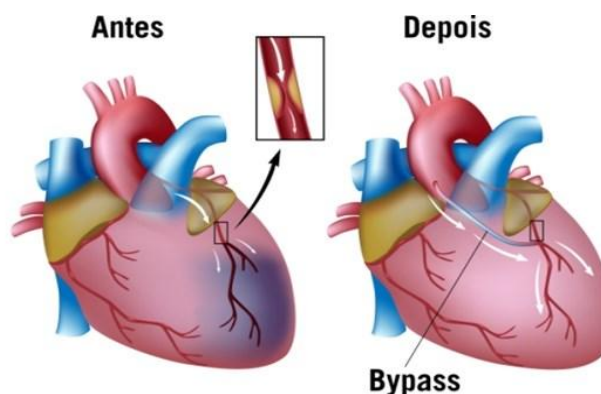


Figura 3: Representação de um coração antes e depois de uma cirurgia de inserção de by-pass da coronária (retirado de [5]).

Cabe ao médico decidir onde e como será realizado o enxerto, sendo que esta escolha tem relação direta com o tempo de sobrevivência do paciente. Segundo a Sociedade de Cardiologia do Estado do Rio de Janeiro, 10% dos pacientes que passam por este tipo de cirurgia tem seu enxerto rompido logo nos primeiros anos após a cirurgia, outros 5 a 10% dos *by-pass* podem se romper devido à coagulação de sangue nos locais de anastomose (locais onde o enxerto usado na cirurgia é costurado na artéria obstruída) logo nas primeiras duas semanas após a cirurgia. Após 10 anos, apenas um terço dos enxertos implantados continuam funcionais [6]. Tais ocorrências são consequência de um fluxo de sangue com características que favorecem a coagulação, acúmulo de gordura, calcificação e crescimento de tecidos fibrosos, como recirculações, fluxo lento de sangue, vorticidades, baixa tensão de cisalhamento e zonas de estagnação [1], [7].

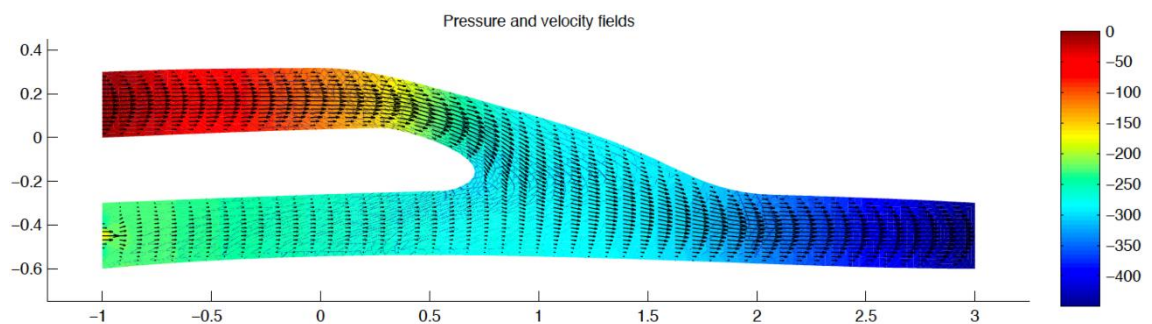


Figura 4: Representação de uma artéria coronária com *by-pass* em que é possível ver a geração de vórtices (retirado de [8]).

1.4 A Análise Pré-operatória

A complexidade do corpo humano exige um estudo em cada paciente para descobrir qual a melhor solução no caso em análise. Pekkan et al resume o pré-operatório para doenças vasculares nas seguintes etapas: captura de imagens por ressonância magnética, segmentação da anatomia e fluxo sanguíneo, cirurgia paliativa, cirurgia virtual, otimização, relatório de resultados, cirurgia e captura de imagens por ressonância magnética pós-cirurgia [9].

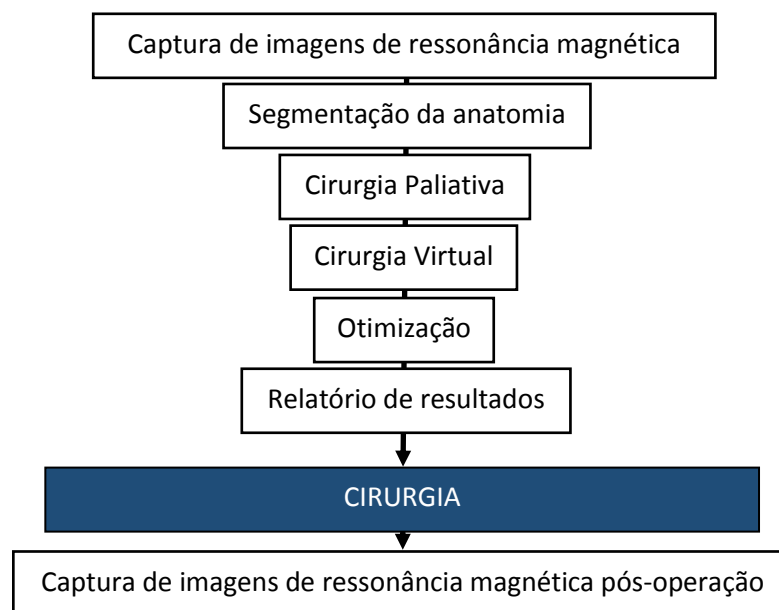


Figura 5: Fluxograma de atividades do pré-operatório (baseado em [9]).

A etapa de captura de imagens é a etapa em que se detecta o estado que se encontra o sistema circulatório do paciente para determinação se uma intervenção cirúrgica é cabível. Em caso positivo, se segmenta as imagens de ressonância magnética obtidas das regiões do corpo do paciente de interesse para avaliação pré-operatória. Dependendo da gravidade da condição do paciente, uma cirurgia paliativa pode ser realizada. Na etapa da cirurgia virtual, o sistema doente é editado no computador com algum software para chegar na configuração desejada (alguns softwares capazes de realizar esta tarefa são o MIMICS [10], Geomagics, ProE, SURGEM [9], entre outros). Com a ajuda de algoritmos de CFD, a solução da cirurgia virtual é otimizada, seja por uma sequência de testes (“otimização hemodinâmica manual”) ou por algum algoritmo automatizado de otimização, que a partir de uma geometria dada encontra o ótimo local. Assim que a solução desejada é obtida, ela é então validada e reportada para seguir com a cirurgia definitiva. Finalmente, novas imagens de tomografia são realizadas para acompanhar os resultados da cirurgia.

Dos softwares disponíveis no mercado atualmente, se carece de uma ferramenta que seja capaz de realizar todas as etapas da análise virtual, deixando esta área com um grande potencial de desenvolvimento e não é conhecido pelo autor um centro no Brasil que utilize ferramentas computacionais para análise pré-operatória para tomadas de decisão cirúrgicas, como ocorre no procedimento sugerido por Pekkan et al [9].

1.5 Objetivos e Requisitos

Este trabalho tem como objetivo final criar um sistema de análise computacional que auxilia o médico no estudo pré-operatório de um paciente, através de uma análise do fluxo do sangue na coronária e sua interação com a parede da artéria.

Este sistema deve analisar modelos gerados pelo médico a partir de imagens de tomografia, possibilitar que o usuário altere a geometria das veias e artérias do modelo que julgar interessante para sua análise e de gerar geometrias otimizadas para o *by-pass* da coronária.

Para a área médica, este trabalho tem como objetivo trazer mais agilidade para a tomada de decisão bem como possibilitar o enriquecimento da análise sem a utilização de métodos invasivos. Espera-se, então, que esta contribuição possa ajudar a trazer melhores resultados para cirurgias de revascularização miocárdica, como aumento da duração do *by-pass* realizado, redução da probabilidade do paciente ter que retornar à mesa de cirurgia por conta de uma nova estenose e trazer melhorias à irrigação sanguínea do coração para pacientes com *by-pass*. Desta forma, os objetivos deste trabalho estão divididos em:

- Elaborar um método de, a partir de um modelo 3d do sistema vascular do paciente gerado a partir de imagens reais de tomografia, editar este modelo conforme o interesse do médico para gerar a configuração de artéria com *by-pass* para análise CFD;
- A partir de dados coletados do paciente, elaborar um método de otimizar a geometria de um *by-pass* da coronária;

O sistema deve exibir resultados quantitativos referentes à vorticidade do fluxo de sangue, tensão de cisalhamento na parede da artéria e perda de carga no trecho de artéria analisado e usar como dados de entrada as imagens de tomografia do paciente e a pressão sanguínea ou fluxo de sangue.

1.6 Justificativa

Doenças vasculares sempre foram de grande interesse da área de medicina dada a sua relevância já explicitada neste documento. Sendo assim, novas abordagens que busquem trazer soluções para este tipo de problema são de grande relevância por possibilitarem trazer maior qualidade de vida para a população.

Estes estudos foram limitados por muitos anos devido à complexidade do sistema vascular humano até recentemente, com o aumento do poder computacional que possibilitou análises e simulações do corpo humano viável. Por isso, a engenharia tem muito a acrescentar trabalhando junto com a medicina para buscar soluções que tragam benefícios para a população.

Vale ressaltar também que ferramentas de análise computacional evitam intervenções cirúrgicas ou exames invasivos, o que contribui com a redução de custos para o hospital bem como menor chance de contrair uma infecção hospitalar. O sistema contribui também com um maior treinamento do médico, pois este poderá adquirir maior intimidade com o sistema cardiovascular testando diversas situações práticas.

O Brasil ainda é extremamente imaturo no ramo de simulação computacional para análise pré-operatória em medicina. Como as vantagens por se utilizar esta técnica são diversas, esforços para que esta área seja desenvolvida no país podem trazer grandes avanços para a saúde.

2. Estado da Arte

Para uma análise pré-operatória completa, são necessárias as etapas de geração do modelo 3d do sistema vascular, tratamento adequado do modelo e simulação computacional.

Uma abordagem que realiza estas etapas, mas sem a possibilidade de alterar os modelos da artéria, foi estudado por Yamabe et al [1]. Sua metodologia consiste em adotar uma série de softwares em sequência para gerar o modelo e em seguida fazer a análise em CFD. As etapas que compõem esta metodologia são: captura das imagens via ressonância magnética, geração do modelo 3D do sistema vascular do paciente utilizando o software *open-source* DeVide, seleção da artéria de interesse utilizando o software MeshLab (também *open-source*), geração da parede da artéria com o software Rhinocerus, exportação do modelo criado para o software de análise CFD e finalmente a análise com base em parâmetros pré-determinados.

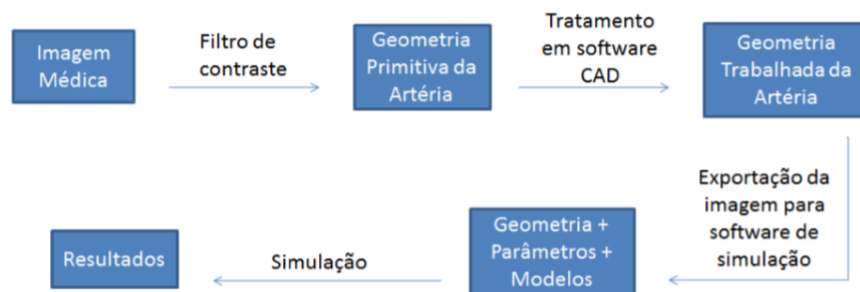


Figura 6: Fluxo de atividades proposto em [1].

Diversos autores abordaram diferentes técnicas para geração de modelos 3D do sistema arterial e formas de editar o modelo para análise em CFD, utilizando desde softwares convencionais de engenharia, softwares de animação gráfica ou até criando a própria ferramenta de edição de artérias.

É amplamente utilizado na literatura ter como abordagem inicial para captura do modelo 3D do paciente a utilização de imagens de ressonância magnética [1], [7], [9], [11]. Este modelo é gerado a partir de imagens 2D de diversas seções do corpo do paciente igualmente espaçadas, como pode ser visto na figura 7:

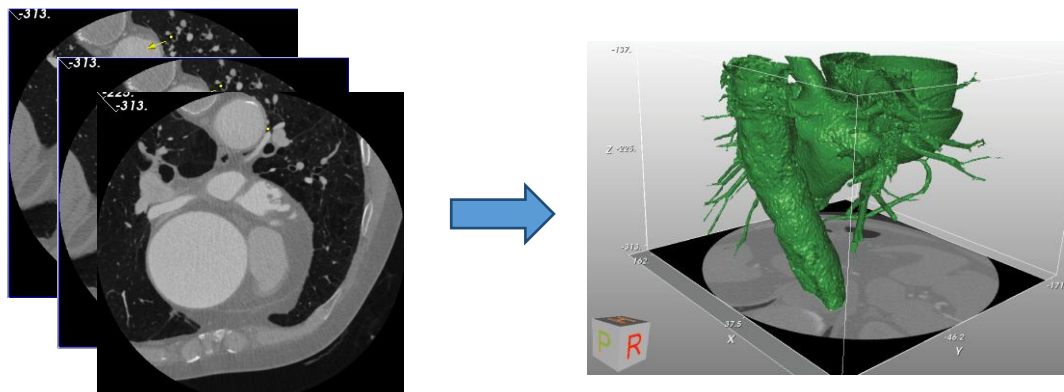


Figura 7: Método de obtenção do modelo 3D do sistema vascular a partir de imagens de ressonância magnética.

A metodologia descrita por Yamabe et al [1] para desenvolver o modelo 3D consiste em adotar um nível de contraste mínimo e máximo às imagens de tomografia e determinar um ponto de partida para a geração do modelo no software *open-source* DeVide. Uma vez determinados estes parâmetros, o software gera o modelo 3D do sistema vascular presente no conjunto de imagens de tomografia adotados.

Iwao et al [12] desenvolveu um software em que se admite um ponto de partida para geração do modelo 3D para que, a partir deste ponto, o software automaticamente determina o caminho que a geração do modelo deve percorrer e define os níveis de contraste mínimo e máximo automaticamente, seguindo uma série de regras pré-estabelecidas no código para avaliar corretamente a seção transversal da veia ou artéria analisada e o caminho a ser percorrido. Esta abordagem foi usada inicialmente para gerar o modelo do sistema vascular pulmonar e não é aplicável diretamente para o sistema vascular do coração. Por este motivo, esta abordagem foi descontinuada até o presente momento. Vale mencionar que esta ferramenta apresenta grande potencial para redução do tempo de geração de modelos do sistema cardiovascular quando comparado com a metodologia atualmente utilizada que será descrita com detalhes na seção 5.

Uma vez obtido o modelo 3D do sistema vascular, diversas estratégias podem ser adotadas para edição do modelo: a abordagem mais natural para um engenheiro de utilizar um software de CAD para editar o modelo da artéria não se mostrou muito eficiente [13], devido à forma que os CADs comerciais são desenvolvidos, que consiste em utilizar superfícies perfeitas e uniformes. Uma abordagem deste tipo necessitaria de uma combinação de uma grande quantidade de superfícies para se obter um resultado que seja próximo à realidade.

Pekkan et al [9] desenvolveu um *software* que utiliza uma interface intuitiva e de fácil operação por um médico para, a partir de modelos 3D das artérias do paciente, realizar comandos para alterar o diâmetro, esticar ou torcer uma artéria. Este *software*, denominado SURGEM, foi capaz de reduzir sensivelmente o tempo necessário para a geração de modelos a partir de imagens de tomografia, por permitir uma edição livre da geometria da artéria sem ter que definir superfícies regulares, como é realizado em um software de CAD comercial. Apesar dos avanços, esta ferramenta ainda apresentava alguns pontos a serem melhorados, como a possibilidade de realizar medições dentro do software para atender requisitos pré-estabelecidos, como evitar que o *by-pass* se sobreponha outro órgão e também introduzir ferramentas de união de dois ou mais modelos para gerar um único objeto de estudo em CFD.



Figura 8: Demonstração do software SURGEM (retirado de [15]).

Outra abordagem encontrada foi o uso de softwares de animação para possibilitar a edição dos modelos sem as limitações de geometria dos CADs comerciais. Qin et al

[14] utilizou esta abordagem para gerar superfícies a partir de uma rede de curvas *spline*, que possibilita a geração de superfícies complexas. O software de animação se mostrou uma opção viável por apresentar ferramentas intuitivas para edição das artérias virtuais bem como trazer ferramentas complementares que auxiliam na análise pré-operatória, como possibilitar a realização de medições dentro do software, realizar a união de diversos modelos e ter fácil comunicação com softwares de análise em CFD, por possibilitar a geração de modelos em formato compatível com formato que softwares de análise CFD importam como geometria.

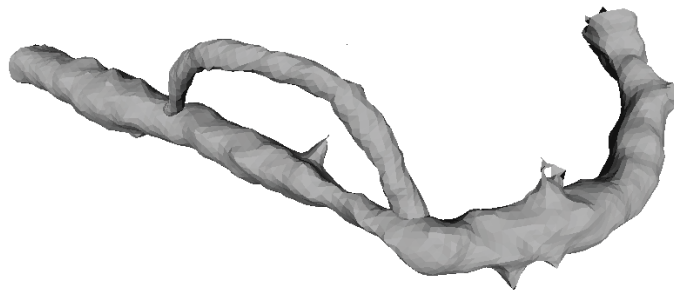


Figura 9: Modelo de artéria 3D criado utilizando software de animação.

Onur Dur et al [7] realizou um estudo sobre a utilização de algoritmos para otimização 2D multivariável da geometria do *by-pass* da coronária através do método de Programação de Quadratura Sequencial (do inglês, SQP) resolvendo diretamente a solução dos multiplicadores de Lagrange, utilizando o software Matlab e sua biblioteca de otimização. Este estudo utilizava como parâmetros da artéria os ângulos de entrada e saída do *by-pass* e o módulo dos vetores de curvatura de entrada e saída. Com estes 4 parâmetros, é possível descrever uma curva de Bezier que representa o resultado da otimização. Foram utilizados como critério de otimização o gradiente de tensão de cisalhamento na parede do *by-pass*, a energia dissipada no trajeto analisado, a queda de pressão, vorticidades e um parâmetro de severidade. Esta abordagem mostrou um resultado na diminuição de 58% no gradiente de tensão de cisalhamento em comparação com o modelo original adotado na pesquisa. Vale ressaltar que o gradiente de tensão de cisalhamento é um dos principais fatores relacionados a reincidência de estenoses em pacientes que já passaram por cirurgias de revascularização.

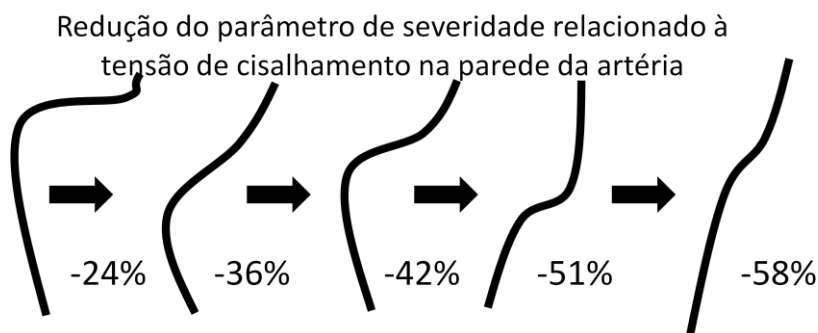


Figura 10: Evolução da otimização 2D utilizando Matlab. (baseado em [16]).

Neste trabalho, a geração do modelo 3D do sistema vascular, separação das artérias de interesse e análise em CFD usam o mesmo método apresentado por Yamabe et al [1], ampliando este estudo para uma análise pré-operatória mais abrangente.

3. Modelo Adotado

3.1 Sangue

Neste trabalho o sangue é considerado um fluido incompressível, viscoso e não-newtoniano.

3.1.1 Sangue como fluido incompressível

Analisando o sangue na sua faixa de temperatura normal de operação (37°C), o sangue possui densidade ρ aproximadamente constante, com valor de $1,05 \cdot 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$ [1].

Nota-se em um sistema real que, antes de ocorrer uma variação de densidade do sangue, ocorrem deformações volumétricas na parede da artéria, uma vez que esta possui módulo de elasticidade volumétrico muito inferior ao do sangue (da ordem de $10^6 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$ para a artéria contra $10^9 \frac{\text{N}}{\text{m}^2}$ para o sangue [1]).

Pode-se dizer que a resistência a variação volumétrica do sangue é muito próxima à da água, o que justifica a hipótese de fluido incompressível.

3.1.2 Sangue como fluido viscoso não-newtoniano

Fluidos newtonianos são aqueles que obedecem a uma relação proporcionalidade entre a tensão de cisalhamento τ e sua taxa de deformação $\dot{\gamma}$. Ou seja:

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

Em que μ representa a viscosidade do fluido. Para análises que utilizam o sangue com o fluido newtoniano, o valor de viscosidade é de 0,0035 Pa.s [1].

Fluido não-newtonianos, por sua vez, são fluidos que não apresentam uma relação linear entre τ e $\dot{\gamma}$. Como o sangue é uma suspensão, sua viscosidade depende de diversos fatores, como a viscosidade do plasma e a concentração de elementos em suspensão.

O modelo utilizado para definir a viscosidade do sangue foi o modelo de Carreau-Yasuda:

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

Foram adotados valores de $\mu_0 = 0,022$ Pa.s, $\mu_\infty = 0,0022$ Pa.s, $\lambda = 0,11$ s, $a = 0,644$ e $n = 0,392$ [1]

3.2 Artéria

A artéria é um material compósito dos tecidos que formam a parede arterial, resultando em uma estrutura anisotrópica. Apesar disto, neste estudo será adotado como hipótese que a artéria pode ser aproximada como um material isotrópico com um módulo de elasticidade de Young E que vale 1,2556MPa [1]. Este modelo será adotado tanto para a artéria coronária quanto para by-pass modelados a partir de artérias.

4. Desenvolvimento Teórico

Toda a parte deste trabalho que envolve cálculos foi realizada utilizando o software de simulação computacional ANSYS versão 14.5, que possui uma plataforma de análise CFD (Computacional Fluid Dynamics) utilizada para analisar o sangue e de análise de estruturas utilizado para acoplar a interação fluido-estrutura entre o sangue e a artéria. Para a realização do estudo da parte do fluido, o método utilizado pelo programa é o método dos volumes finitos. Este método tem a vantagem de garantir a estabilidade e convergência por determinar que cada elemento do sistema obedece à lei de conservação.

4.1. Métodos dos volumes finitos

Este método, assim como os demais métodos computacionais, está baseado em três leis que ao todo fornecem cinco equações para analisar diversos tipos de escoamento. As três leis são: equação da continuidade, as equações de conservação da quantidade de movimento linear e o princípio da conservação da energia.

Para o desenvolvimento o problema, deve-se utilizar o conceito de volume de controle, que no caso deste método representa um elemento da malha de simulação, sobre o qual as equações serão aplicadas. Vale ressaltar que este volume de controle pode ser fixo ou móvel e o fluxo analisado pode ser de caráter conservativo ou não conservativo. No caso não conservativo, o volume de controle deve acompanhar o movimento do fluido e para o caso conservativo o volume de controle pode ser fixo. Os dois casos apresentados são equivalentes, alterando apenas a manipulação matemática utilizada para se chegar no equacionamento final.

4.2. Equação da continuidade

Esta equação está baseada no princípio da conservação de massa, que pode ser interpretada de maneira que o fluxo líquido de massa pela superfície do volume de controle é igual à variação no tempo da massa dentro do volume de controle:

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

onde \vec{V} é o vetor velocidade com componente nos 3 eixos cartesianos e ∇ é o operador divergente:

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

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

A equação cinco possui a restrição de exigir que a função densidade do fluido seja contínua no volume de controle, tanto no tempo quanto no espaço. Fisicamente, pode-se concluir que, para utilizar esta equação, é necessário que não existam ondas de choque dentro do volume de controle. Como o objetivo deste trabalho é estudar o sistema sanguíneo, a presença de ondas de choque pode ser desconsiderada e esta será a equação adotada.

Com base na hipótese adotada de fluido incompressível, o primeiro termo da equação 5 é zero e ficamos com a equação de continuidade na forma:

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \quad (8)$$

4.3. Equação da conservação da quantidade de movimento linear

As equações de conservação da quantidade de movimento linear consistem de três equações, uma para cada eixo do sistema de coordenadas, realizando uma análise do equilíbrio de forças que atuam no volume de controle. Essas forças são divididas entre as forças que atuam diretamente sobre a massa de fluido do elemento (denominadas forças de corpo), como força gravitacional e outras forças de campo, e as forças que atuam na superfície do elemento (denominadas forças de superfície, como resultantes da distribuição de pressão no volume de controle ou pelas tensões de cisalhamento viscosas do fluido. As equações de continuidade possuem a forma:

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

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

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

onde τ_{xx} , τ_{yy} e τ_{zz} representam as tensões normais, τ_{yx} , τ_{zx} , τ_{xy} , τ_{xy} , τ_{xz} e τ_{yz} são as tensões de cisalhamento e f_x , f_y e f_z representam as forças de corpo atuantes nas direções \vec{i} , \vec{j} e \vec{k} respectivamente.

Utilizando a aproximação de fluido newtoniano, o desenvolvimento das equações (9), (10) e (11) resulta nas equações de Navier-Stokes. Como esta aproximação não está sendo utilizada neste trabalho, o desenvolvimento destas equações será detalhado mais adiante.

4.4. Princípio da conservação da energia

O princípio da conservação de energia resulta na equação da energia aplicando a primeira lei da termodinâmica no volume de controle em questão. Mais detalhadamente, faz-se que a taxa de variação da energia dentro do volume de controle é igual à soma do fluxo líquido de calor no volume de controle e do trabalho por ele realizado devido às forças analisadas durante o estudo das equações de conservação da quantidade de movimento (forças de corpo e de superfície). Adotando a variação da energia potencial do fluido analisado como desprezível:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} \left[\rho \left(e + \frac{v^2}{2} \right) \right] + \nabla \cdot \left[\rho \left(e + \frac{v^2}{2} \right) \vec{V} \right] = \rho \dot{q} + \frac{\partial}{\partial x} \left(\mathbf{k} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\mathbf{k} \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\mathbf{k} \frac{\partial T}{\partial z} \right) - \frac{\partial (up)}{\partial x} - \\ \frac{\partial (vp)}{\partial y} - \frac{\partial (wp)}{\partial z} + \frac{\partial (u\tau_{xx})}{\partial x} + \frac{\partial (v\tau_{yy})}{\partial y} + \frac{\partial (z\tau_{zz})}{\partial z} + \frac{\partial (v\tau_{xy})}{\partial x} + \frac{\partial (w\tau_{xz})}{\partial x} + \frac{\partial (u\tau_{yx})}{\partial y} + \frac{\partial (w\tau_{yz})}{\partial y} + \frac{\partial (u\tau_{zx})}{\partial z} + \\ \frac{\partial (v\tau_{zy})}{\partial z} + \rho \vec{f} \cdot \vec{V} \end{aligned} \quad (12)$$

onde \dot{q} é a taxa de adição volumétrica de calor por unidade de massa.

4.5. Resolução das equações

O software de simulação por elementos finitos realiza uma discretização das equações, de forma a converter as derivadas parciais apresentadas acima em valores numéricos a partir das condições de contorno do problema. Desta forma, para cada elemento volumétrico gerado, as cinco equações são avaliadas com base em elementos volumétricos vizinhos e nas condições de contorno do problema.

4.6. Vorticidade

A vorticidade é definida para quantificar a rotação de um fluido. Sua expressão é definida a partir do desenvolvimento das equações de conservação da quantidade de movimento linear e aplicando o operador rotacional em ambos os lados da equação. No caso de fluidos newtonianos, a equação da vorticidade é deduzida a partir da equação de Navier-Stokes e resulta em:

$$(14)$$

onde ω representa a vorticidade.

5. Metodologia

Este trabalho organizou as diferentes tarefas a serem feitas em: ter uma ferramenta que manipule o modelo 3d do sistema vascular do paciente, uma ferramenta para selecionar e modificar as artérias desejadas e uma ferramenta de CAE para análise em CFD do modelo gerado, que devem se comunicar em uma linguagem comum.

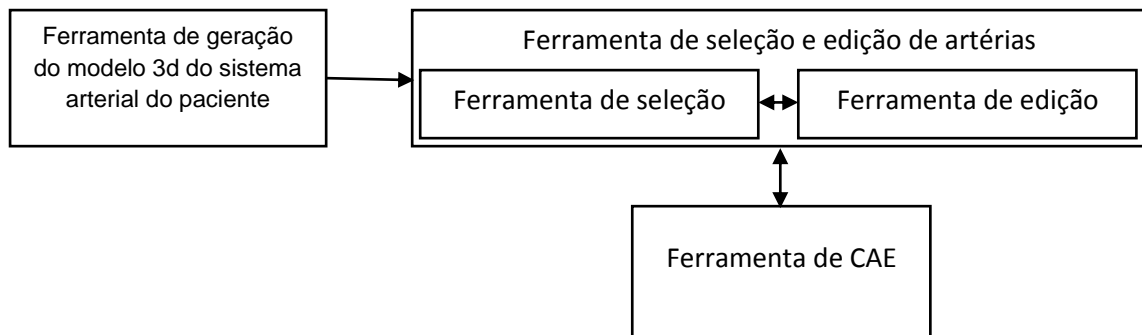


Figura 11: Organograma de ferramentas a serem desenvolvidas. As setas indicam que uma ferramenta deve gerar as entradas para a ferramenta que está apontando.

Para desenvolver cada ferramenta, foram analisados diversos *softwares* comerciais e trabalhos passados [1], [7], [9]. O bloco da figura 11 representando a ferramenta de seleção e edição de artérias apresenta um exemplo de subdivisão da ferramenta que pode ou não ocorrer em qualquer ferramenta desenvolvida, podendo

ocorrer qualquer número de subdivisões que sejam convenientes para a metodologia gerada. Para realizar uma subdivisão, são analisados os ganhos em especificação das atividades em relação ao aumento da complexidade da ferramenta, por precisar tratar de mais sistemas. Durante o trabalho, notou-se que comumente utilizar mais *softwares* específicos dentro de uma mesma ferramenta proposta aumentou a robustez e versatilidade do sistema sem comprometer desempenho.

O organograma apresentado na figura 11 é aplicado de forma macroscópica tanto para a edição manual do modelo de artéria quanto para o algoritmo de otimização do *by-pass*. Conforme o nível de detalhamento da metodologia utilizada, divergências naturalmente são notadas entre as diferentes utilidades que o sistema possui.

6. Implementação computacional

6.1. Visão geral e comunicação entre *softwares*

Foi adotado como base para gerar as ferramentas propostas na metodologia a utilização de *softwares* existentes comercialmente, sejam eles *open-source* ou não, e que permitam uma comunicação entre si de forma que não ocorra perda ou distorção de informação.

Uma primeira abordagem feita foi procurar na literatura por algum software que seja capaz de, a partir das imagens de tomografia, gerar o modelo 3D, editar estes modelos conforme seja de interesse do usuário e realizar a análise em CFD. Nesta pesquisa não foi encontrado nenhum software disponível que atenda a todos os requisitos e, desta forma, passou-se a ter a abordagem de trabalhar com mais de um software, desde que estes se comuniquem adequadamente.

A partir desta etapa, foi utilizada a tecnologia interna desenvolvida na Escola Politécnica [1] para atuar nas etapas de geração do modelo 3D do sistema vascular, separação das artérias de interesse e simulação computacional utilizando CFD. Nesta abordagem, são utilizados diversos *softwares* que foram detalhados na sessão 2. Vale ressaltar que a comunicação entre os diversos *softwares* envolvidos é feita utilizando arquivos em formato .stl.

Arquivos de extensão stl (de *StereoLithography*) consiste em aproximar um objeto tridimensional por um conjunto de triângulos, onde cada triângulo é representado por um vetor normal unitário e pelas coordenadas de seus 3 vértices, totalizando 12 números guardados para cada elemento. Esta extensão é comumente utilizada por diversos tipos de *softwares* e é reconhecido como um formato padrão para troca de arquivos de modelo 3D entre *softwares*, como para prototipagem rápida (impressoras 3d), e migração de modelos entre diferentes CADs.

A extensão STL pode seguir o formato ASCII ou o formato binário. O formato ASCII é comumente utilizado para testar novos programas de CAD, mas o tamanho dos arquivos gerados utilizando este formato torna seu uso pouco prático numa situação real. Por outro lado, o formato binário usa o padrão IEEE de ponto flutuante, tornando seu uso de memória do computador mais otimizado. Neste trabalho foi utilizado apenas o formato stl binário pelos motivos apresentados.

```

solid name
{
  facet normal  $n_i$   $n_j$   $n_k$ 
  outer loop
    vertex  $v1_x$   $v1_y$   $v1_z$ 
    vertex  $v2_x$   $v2_y$   $v2_z$ 
    vertex  $v3_x$   $v3_y$   $v3_z$ 
  endloop
endfacet
}
endsolid name

```

Figura 12: Estrutura de código de um arquivo stl formato ASCII. A notação {...} representa que o que está dentro das chaves pode ser executado múltiplas vezes (retirado de [17]).

Bytes	Data type	Description
80	ASCII	Header. No data significance.
4	unsigned long integer	Number of facets in file
4	float	i for normal
4	float	j
4	float	k
4	float	x for vertex 1
4	float	y
4	float	z
4	float	x for vertex 2
4	float	y
4	float	z
4	float	x for vertex 3
4	float	y
4	float	z
2	unsigned integer	Attribute byte count

Figura 13: Estrutura de código de um arquivo stl formato binário. A notação {...} representa que o que está dentro das chaves pode ser executado múltiplas vezes (retirado de [17])

Com o intuito de manter o mesmo padrão para comunicação entre arquivos, foi determinado que futuros softwares a serem integrados na metodologia devam ser capazes de ler e gerar arquivos em formato stl binário. Desta forma, um modelo gerado em qualquer etapa do processo poderá avançar ou retornar etapas do processo caso seja avaliado a necessidade, garantindo maior robustez ao sistema e maior facilidade de integração.

Tendo então definido o requisito de utilizar a extensão stl em formato binário, pode-se começar a buscar alternativas para a edição dos modelos de artérias e formas de otimizar, tendo como base que a etapa anterior (geração dos modelos 3D a partir de imagens de tomografia) e posterior (análise em CFD) já estão definidas.

6.2. Edição de modelos de artéria

Na sessão 2 foram mostrados alguns conceitos já analisados na literatura. Foram avaliados o uso dos CADs comerciais SolidWorks e CATIA, da Dassault Systèmes para a edição da artéria bem como os *softwares* de CAE com CAD embutido ABAQUS, também da Dassault Systèmes, e ANSYS, da ANSYS Inc. As alternativas de CAD mostraram-se pouco eficientes para realizar esta atividade. Concluiu-se então que o avanço computacional que ocorreu desde que as referências bibliográficas analisadas [7], [9] não resolveram esta questão de tempo de execução. A alternativa com software de CAE mostrou não ser funcional devido às ferramentas de CAD presentes neste *software* serem precárias, comparada com outros softwares de CAD existentes no mercado. Vale ressaltar que a possibilidade de mesclar o CAD com a análise CFD em único software é muito atrativa, por reduzir a chance de erros e potencialmente reduzir o tempo de análise por ter que fazer menos migrações, porém estas vantagens foram pouco significativas frente à dificuldade adicional introduzida para gerar ou editar modelos desta forma. CADs convencionais de engenharia foram então descartados.

Pekkan et al [9] desenvolveu o uma plataforma de edição do modelo 3D de artérias denominado SURGEM, conforme descrito na seção 2. Não foi encontrado uma versão disponível para *download* deste software, porém suas funcionalidades apresentaram resultados que atendem aos requisitos deste projeto, incluindo o requisito de utilizar arquivos em formato stl como saída, o que garantiria uma comunicação consistente entre todos os arquivos. Este projeto buscou então uma solução própria para chegar a uma solução parecida, porém trazendo soluções para quesitos que o SURGEM ainda não oferece, mencionados pelos próprios criadores da ferramenta.

Criar o próprio software de edição de artérias no prazo de um ano mostrou-se inviável devido à pouca experiência dos envolvidos no projeto na área de desenvolvimento de software de CAD. Esta alternativa foi então rapidamente descartada.

Propôs-se então uma abordagem que, ao invés de trabalhar com desenho e edição de superfícies, utiliza a edição de polígonos. Esta abordagem surge naturalmente ao se trabalhar com arquivos de extensão stl, uma vez que estes arquivos, por definição, geram superfícies através da união de diversos triângulos, como mencionado anteriormente. Esta abordagem exclui programas de CAD da análise e inclui como possibilidade programas de animação.

Programas de animação são desenvolvidos para trabalhar com a modelagem de polígonos de forma muito menos restritiva do que os CADs de engenharia. Desta forma, a geometria complexa de uma artéria consegue ser abordada de forma intuitiva através de poucos comandos existentes nos *softwares* de animação Maya, da Autodesk, e Blender, da Blender Foundation (open-source), analisados neste estudo. Com estes softwares, foi possível realizar as atividades de variar o diâmetro de uma região da artéria, esticar ou torcer a artéria de forma consistente, sem causar deformações indesejadas.

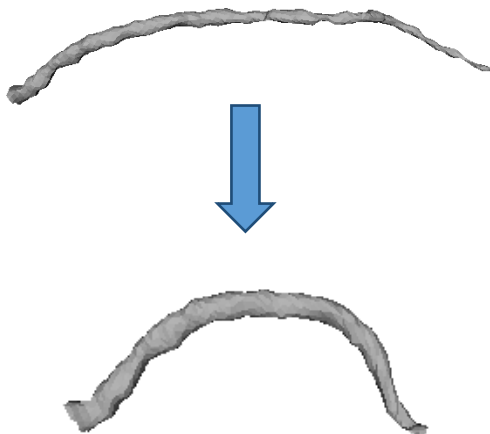


Figura 14: Geometria original de uma artéria e geometria da mesma artéria após edição no software MAYA.

Os resultados iniciais desta análise mostraram que a utilização de softwares de animação pode trazer resultados satisfatórios e possuem potencial para resolver todos os requisitos deste estudo. Entre os dois softwares analisados, o software Maya da Autodesk mostrou possuir melhor funcionalidade do que o Blender. Entre as vantagens do Maya valem ser citadas a maior facilidade de uso, que garante um aprendizado mais rápido da ferramenta e a funcionalidade de união de dois ou mais modelos de artérias em um único modelo para análise CFD, que não opera conforme desejado no Blender.

Concluiu-se então que a utilização de um software de animação é capaz de resolver as questões levantadas por este estudo e, portanto, será levado como solução para este problema da edição de modelos de artéria.

Ocasionalmente, os modelos enviados para o *software* de animação podem apresentar falhas, como buracos na malha ou elementos soltos que podem impactar a análise em CFD, seja impossibilitando a análise por inconsistências nas condições de contorno ou por reduzir a performance da simulação por possuir elementos desnecessários para a análise. Para resolver estes problemas, foi introduzido o software gratuito Netfabb, da Netfabb GmbH, que possui ferramentas específicas para resolver este tipo de problema, garantindo, assim, que o modelo gerado possa ser usado para a análise em CFD de maneira mais eficiente. A inclusão deste software se mostrou útil pois ele garante que a ferramenta de união de dois modelos do Maya opere com os modelos conforme desejado, evitando que existam superfícies de artéria na parte interior de uma outra artéria, bem como evitar falhas na geração da malha no ANSYS devido à má definição da superfície da artéria.

6.3. Condições de contorno

As condições de contorno utilizadas foram definidas como fluxo de sangue na entrada, pressão relativa zero na saída, paredes sem escorregamento e interação fluido estrutura nas paredes.

Yamabe et al [1] realizou um estudo com base em gráficos de fluxo sanguíneo na coronária e análise com séries de Fourier para chegar na seguinte equação para o fluxo de massa na entrada em regime transiente:

$$\varphi(t) = 20[a_0 + \sum_{n=1}^4[a_n \cos(nwt) + b_n \sin(nwt)]] \quad (13)$$

onde φ representa o fluxo de sangue em $\frac{g}{s}$ e os valores das constantes são $a_0 = 0,1789, a_1 = -0,02337, b_1 = 0,04313, a_2 = -0,01634, b_2 = 0,02831, a_3 = -0,03249, b_3 = -0,0001889, a_4 = 0,002201, b_4 = -0,0156$ e $w = 10,49$.

Para a análise em regime permanente, utilizou-se a média desta função no tempo e se obteve o valor de $3,58 \frac{g}{s}$.

Finalmente, nas simulações em que houve interação fluido-estrutura, fixou-se os deslocamentos nas extremidades das paredes das artérias como zero e a interação entre o fluido e a parte sólida do sistema foi feita pela transmissão de forças entre a parede interior da artéria e o limite do domínio do fluido. Nas simulações em que se analisou apenas o sangue, as condições de contorno se limitaram em fluxo de massa na entrada, pressão relativa zero na saída e parede rígida sem escorregamento.

6.4. Otimização do *by-pass*

6.4.1 Visão geral da otimização

Para realizar as otimizações propostas por este trabalho, algumas etapas precisam ser reavaliadas para melhor se adaptar às operações que serão realizadas pela simulação em CFD, levando em conta os aspectos de tempo computacional e capacidade de alteração automática de geometria para o início de uma nova iteração da otimização.

Propôs-se então realizar uma análise do fluxo sanguíneo em uma veia com geometria simples com um *by-pass* com seção transversal circular que segue uma curva *b-spline* definida por 5 pontos. A geração deste modelo foi feita no próprio Ansys para permitir a variação de parâmetros da artéria desenhada e com isso avaliar a otimização em andamento de forma mais computacionalmente eficiente. Terminada a otimização, o modelo do *by-pass* é exportado em formato stl para o Maya, onde o modelo otimizado pode ser acoplado à artéria real analisada. Com a artéria acoplada ao *by-pass* otimizado, é feita nova análise no Ansys para validar se a otimização atende às expectativas de tensão de cisalhamento, vorticidade e queda de pressão. Os métodos de otimização utilizados serão descritos na seção 6.4.3.

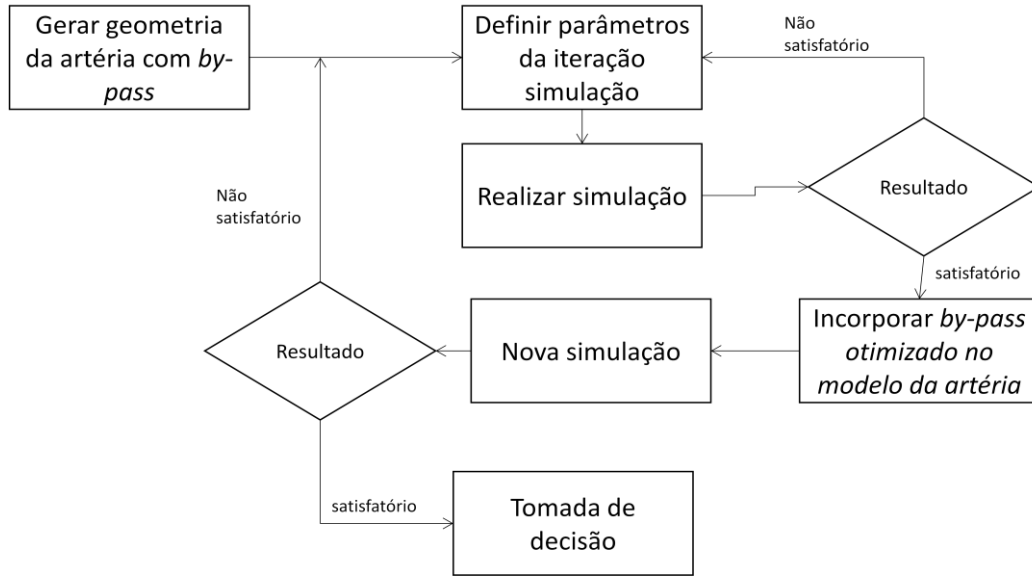


Figura 15: Fluxograma de tomada de decisão para otimização.

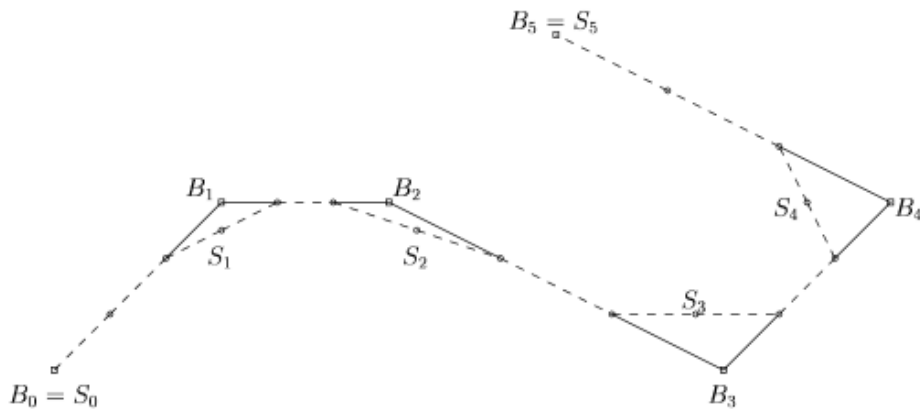
Curvas b-spline foram utilizadas neste trabalho na forma conhecida como forma cúbica relaxada. Após definidos os pontos de controle da curva de spline desejada, o algoritmo de geração da curva traça retas entre os pontos consecutivos, subdivide estas retas em três pontos, traça uma reta ligando pontos gerados por estas subdivisões e gera novos pontos de controle no ponto central destas novas retas geradas. Com este novo conjunto de pontos gerados, aliados aos pontos inicial e final, é gerada uma curva de bezier com 4 pontos de controle. O algoritmo força a continuidade na derivada entre as curvas de bezier seguidas para se obter uma curva contínua em qualquer trecho analisado [21].

Uma curva de Bezier $C(t)$ é definida como [22]:

$$C(t) = \sum_{i=0}^n P_i B_{i,n}(t) \quad (15)$$

onde P_i indica um ponto de controle, n é o número de pontos de controle e $B_{i,n}(t)$ representa o polinômio de Bernstein, que é definido como [23]:

$$B_{i,n}(t) = \binom{n}{i} t^i (1-t)^{n-i} \quad (16)$$



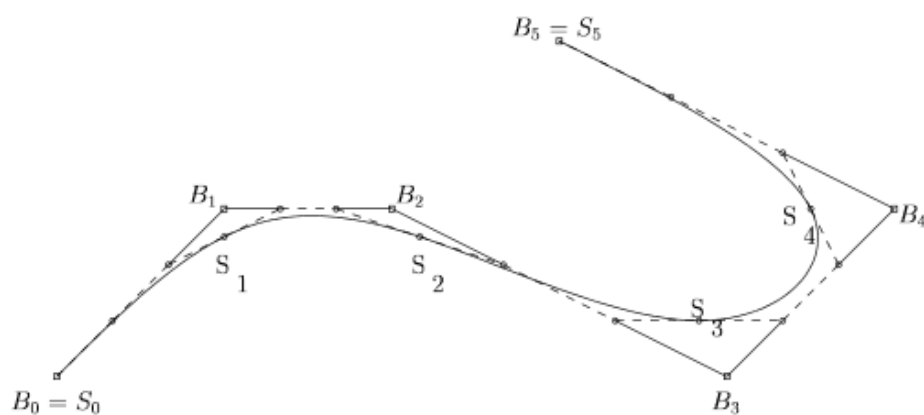


Figura 16: Curva b-spline gerada a partir dos pontos de controle B_i , explicitando os pontos S_i gerados (Retirado de [21]).

Para a definição dos pontos da curva de spline, foram utilizadas as distâncias em relação a pontos próximos. Na figura 16 são apresentadas uma curva de spline genérica utilizada e algumas medidas utilizadas como variáveis no projeto (nomeadas na imagem como H2, V3, V4, V7 e H6). As demais medidas são consideradas constantes, mas variam de acordo com o paciente (como o diâmetro da artéria, diâmetro da região com estenose e comprimento da região comprometida) e com o interesse do médico (como as posições inicial e final da curva de *spline*). Cabe ao usuário definir o número de parâmetros a serem avaliados na otimização até um máximo de sete parâmetros que serão mais detalhados na seção 6.4.2.

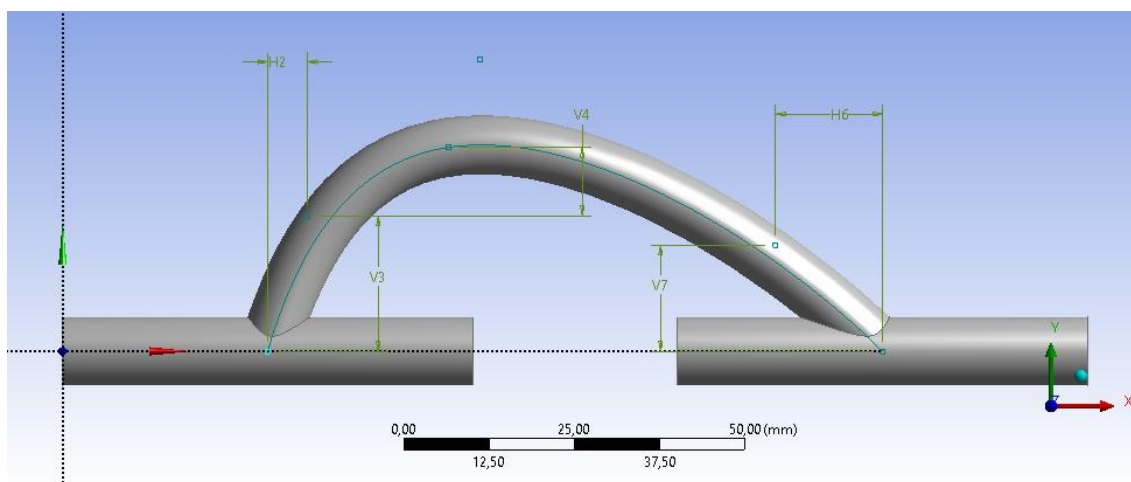


Figura 17: Modelo da artéria com by-pass utilizado para otimização.

6.4.2 O método desenvolvido

A metodologia utilizada para a geração de um *by-pass* otimizado foi todo desenvolvido dentro do *software* Ansys. Inicialmente se aproxima a artéria estudada por um cilindro de mesmo comprimento e diâmetro da seção da artéria analisada. A região de estenose é modelada como uma região onde o diâmetro é menor ou por uma interrupção no cilindro no caso de obstrução completa da artéria. Com a artéria desenhada, é feito então o bypass ligando a região anterior e posterior da estenose ou obstrução analisada com base em uma curva spline 2d de 5 pontos. Destes 5 pontos,

os pontos de início e fim da curva spline são definidos no mesmo eixo da artéria aproximada por um cilindro e os demais pontos se tornam parâmetros da otimização juntamente com o diâmetro da artéria. Desta maneira, o modelo para análise de otimização do *by-pass* sem interação fluido-estrutura está preparado para otimização com base em 6 parâmetros: coordenada *y* do ponto central da curva de spline, duas coordenadas para os demais pontos livres da curva spline e o diâmetro do *by-pass* que segue esta curva.

A curva spline foi escolhida por estar dentro do pacote de funções oferecidas pelo software Ansys e por possuir continuidade no seu comprimento e em suas derivadas, o que ajuda que, durante a otimização, os modelos gerados automaticamente pelo algoritmo de otimização sejam possíveis de serem simulados e posteriormente construídos fisicamente para serem utilizados em uma cirurgia uma vez definidos apropriadamente limites inferiores e superiores de análise de cada parâmetro da otimização.

Para uma análise com interação fluido-estrutura, o modelo gerado segue as mesmas etapas iniciais apresentadas até o momento. Em seguida, cria-se uma camada em volta das paredes geradas, fazendo com que o modelo deixe de ser formado por cilindros maciços e seja composto por tubos vazados. Desta maneira, temos completa a geração da parte da artéria. Para preencher a artéria com fluido para a simulação, basta utilizar o comando “*Fill*” para gerar o fluido na parte interior da artéria.

Estes comandos funcionam para qualquer geometria que o usuário queira criar. Porém, com o aumento da complexidade da geometria da artéria, esta ferramenta de CAD do Ansys tende a ficar muito devagar para ser utilizada e mais propensa a erros na geração das faces de interesse e separação entre região de fluido e de sólido. Por este motivo, esta ferramenta do Ansys não foi utilizada nas outras abordagens de simulação utilizadas que não envolvem otimização. A baixa complexidade da geometria a ser otimizada também se mostrou necessária pelo tempo que cada iteração da otimização tomava aliada à quantidade de iterações. Comumente as otimizações realizadas levaram mais de 500 iterações para convergirem pelo método MOGA, com mais de 1 minuto por iteração para análise em regime permanente sem interação fluido-estrutura, resultando em um tempo total de processamento de aproximadamente 12 horas e a simulação com maior tempo de processamento durou mais de 60 horas, após avaliar mais de 2000 modelos de curvas para o *by-pass*. Uma simulação em regime transiente com paredes rígidas realizada por [1] com um modelo de artéria baseado em imagens de tomografia levou 30 minutos, o que já elevaria o tempo de processamento para mais de duas semanas.

Após simulações usando o método screening, não foi possível estabelecer uma relação direta entre as variáveis de entrada e suas relações com a vorticidade, gradiente da tensão de cisalhamento e queda de pressão na seção analisada. Desta forma, foi definido que a otimização será realizada com a utilização do algoritmo genético MOGA com sete variáveis de otimização e três parâmetros a serem minimizados.

6.4.3. Algoritmos de otimização

Para realizar a otimização foram utilizados dois métodos distintos de otimização paramétrica, cada um com momentos distintos para serem utilizados, conhecidos como *screening* e MOGA (*Multi-Objective Genetic Algorithm*).

O método *screening*, na forma que é implementado pelo software de CFD utilizado, consiste na geração pseudoaleatória de modelos com base em variáveis pré-definidos como parâmetros de otimização do projeto. Esta geração é feita tomando como base o número de modelos a serem simulados e os limites inferior e superior impostos para o valor de cada variável, de maneira que cada modelo possui uma combinação única de valores para as variáveis analisadas.

Juntamente, se define critérios de avaliação do resultado obtido, a prioridade destes critérios (alta, padrão ou baixa) e o objetivo da otimização para cada critério (maximizar o valor, minimizar o valor ou buscar um valor alvo). Estes critérios serão avaliados em todos os modelos simulados e cada critério será avaliado com base em resultados anteriores e no objetivo definido pelo usuário. Ao final da otimização, será entregue ao usuário um número pré-determinado de modelos que melhor se adequam às condições impostas

O método de *screening* com os critérios avaliados é então utilizado como forma de obter uma visão geral da influência das variáveis de estudo, mas como sua geração é pseudoaleatória, a solução otimizada pode não estar entre as variáveis estudadas. Para endereçar este problema, utilizou-se o método MOGA.

O método MOGA, consiste em um método de otimização que parte de um número de modelos iniciais pré-definidos pelo usuário que são avaliados pelo software (população inicial). Ao final desta análise inicial, parte destes modelos sofrem pequenas alterações em suas variáveis de estudo e são simuladas novamente. Ao final desta análise, os modelos avaliados com base em critérios estabelecidos da mesma forma que no *screening* e apenas os modelos que melhor se aproximam do critério estabelecido (“mais adaptados”) são guardados para o início da próxima iteração (também conhecida como “geração”). Este processo se repete por um certo número determinado de gerações e, terminada a análise na última geração ou a convergência da resposta, os modelos que melhor se aproximam dos critérios estabelecidos são fornecidos como solução.

Este método de otimização genético tem a vantagem de ser mais preciso do que o *screening* por ter um critério definido sobre como a cada iteração chegar mais próximo do valor otimizado, de ser menos propenso a ficar estagnado em pontos de mínimo local e por permitir uma análise de otimização onde a relação entre os parâmetros de entrada e de saída não são muito bem definidos ou desconhecidos.

6.4.4 Definição do problema de otimização

A otimização é iniciada com a criação do modelo conforme descrito na seção 6.4.2. Com o modelo gerado, definem-se as condições de contorno conforme descrito na seção 6.3. Definem-se então as funções objetivo, que são minimizar a máxima vorticidade no volume de sangue analisado, minimizar o valor máximo do gradiente da tensão de cisalhamento na parede da artéria e do *by-pass* e minimizar a queda de pressão no trecho de artéria analisado utilizando as equações descritas na seção 4. O objetivo de minimizar o gradiente da tensão de cisalhamento na parede foi definido como de alta prioridade, seguindo estudos apresentados na seção 2, o objetivo de minimizar a vorticidade foi definido como de prioridade padrão (média) e o objetivo de minimizar a queda de pressão foi definido como de baixa prioridade, uma vez que é sabido que a queda de pressão em pequenos trechos de artéria é baixo (médicos comumente usam a pressão medida no braço como sendo equivalente à pressão na saída do coração).

Por limitações do Ansys, não é possível medir gradientes de superfícies no módulo de CFD adotado neste trabalho (Ansys CFX). Desta forma, foi utilizado como parâmetro de otimização a diferença entre o maior valor da tensão de cisalhamento na parede e o menor valor da tensão de cisalhamento na parede, deixando então o gradiente para ser avaliado nos casos em que existe interação fluido-estrutura na simulação.

Resta então definir as variáveis a serem avaliadas para atingir os objetivos desejados e seus limites inferior e superior. Neste trabalho, foram definidas como variáveis as coordenadas x e y de dois pontos da curva de *spline*, a coordenada y do ponto central da curva de *spline* e o diâmetro interno do *by-pass*, conforme descrito na seção 6.3.2, e os limites inferior e superior das variáveis variam de acordo com a simulação desejada, respeitando a restrição de que o diâmetro do *by-pass* não pode ser superior ao da artéria. Estes parâmetros são implementados em algum algoritmo de otimização apresentado na seção 6.3.3 e o *software* irá apresentar as soluções que melhor otimizam as variáveis de projeto seguindo as funções objetivo definidas.

A formulação deste problema de otimização pode ser então definido como:

Minimizar vorticidade, queda de pressão e variação máxima da tensão de cisalhamento na artéria tal que $(x_{i \min}, y_{i \min}) \leq P_i(x, y) \leq (x_{i \max}, y_{i \max})$, $i = 1, 2, 3$, $D_{\min} \leq D \leq D_{\max}$

onde P_i indica os pontos de controle da curva de *spline*, $(x_{i \min}, y_{i \min})$ representa os valores mínimos em x e y que cada ponto de controle da curva *spline* pode assumir, $(x_{i \max}, y_{i \max})$ representa os valores máximos em x e y que cada ponto de controle da curva *spline* pode assumir e D representa o diâmetro do *by-pass* analisado.

6.5. Etapas da utilização do sistema

Como este projeto está dividido em duas vertentes descritas na seção 1.5, o sistema foi desenvolvido de maneira a adaptar algumas etapas de acordo com o objetivo da análise do usuário. Os tipos de análise a serem desenvolvidas podem ser divididos entre análises com interação fluido-estrutura e sem interação fluido-estrutura. Em cada um dos tipos de análise, pode-se realizar um estudo com ou sem otimização. As etapas a serem desenvolvidas podem ser divididas entre pré-processamento, processamento e validação.

Os processos de análise de fluxo em uma artéria com *by-pass* possui apenas as etapas de pré-processamento e processamento, deixando apenas a análise de otimização de *by-pass* com a etapa de validação do modelo.

Vale ressaltar que, para qualquer tipo de análise realizada, a qualidade do resultado obtido nas etapas de geração do modelo, tratamento do modelo e análise CFD podem resultar em repetições de algumas etapas para se obter resultados mais satisfatórios. Como se trata de uma simulação o cuidado e experiência do usuário com as ferramentas podem influenciar na qualidade do resultado final, como na escolha de uma malha adequada para simulação ou um número adequado de avaliações na otimização.

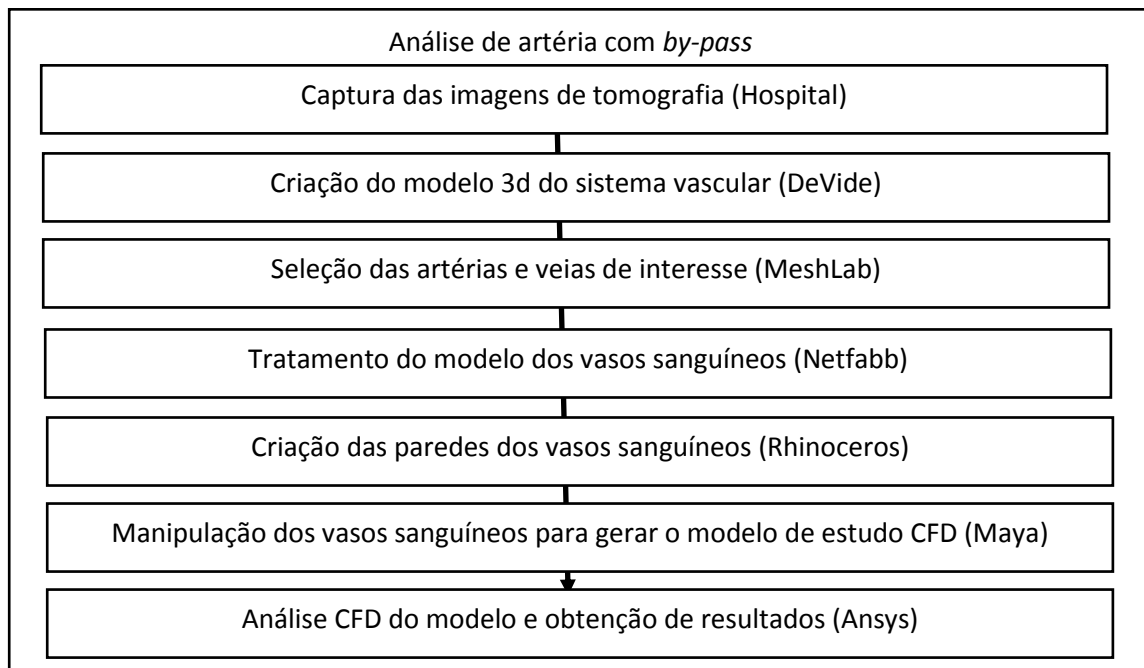


Figura 18: Sequência de atividades para análise de artéria com *by-pass*

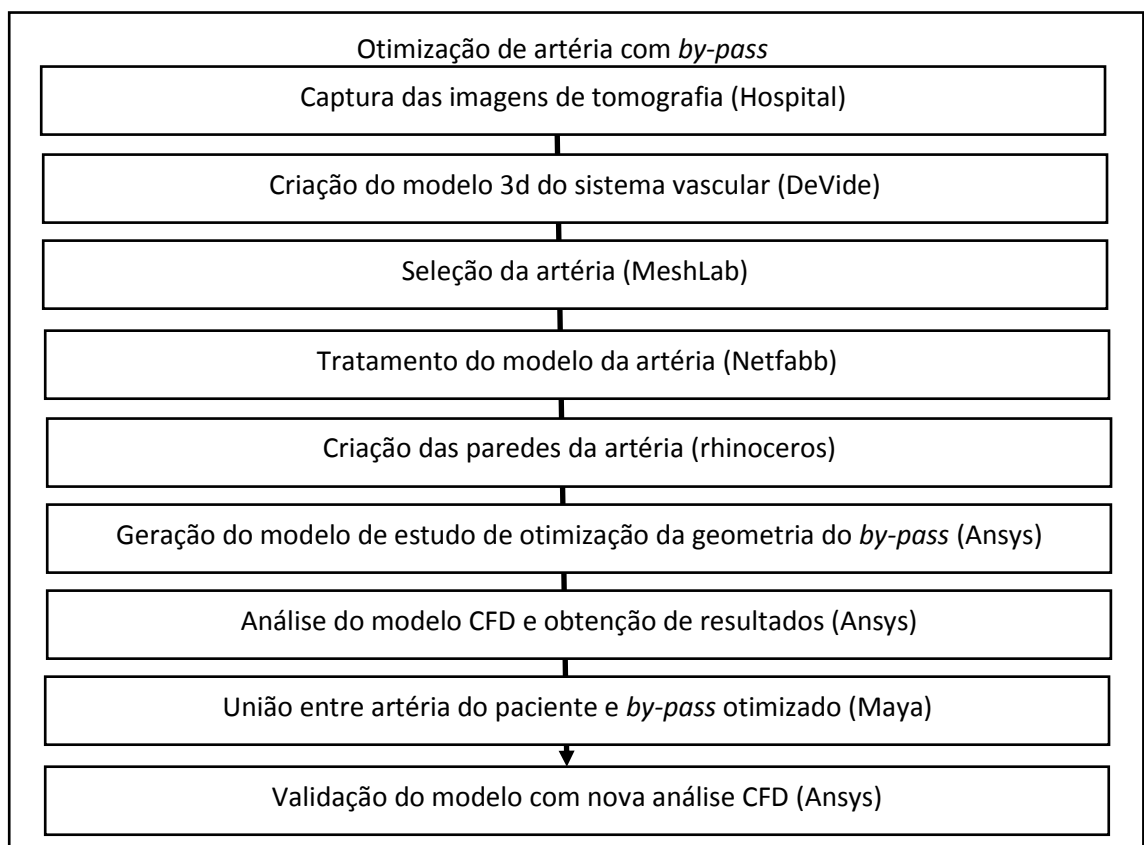


Figura 19: Sequência de atividades para otimização de geometria do *by-pass*

7. Análise da solução obtida e resultados

7.1 Pré-processamento em software de animação

A solução obtida utilizando software de animação no pré-processamento foi avaliada levando em consideração critérios de tempo para realizar as atividades e se a solução atende os requisitos de forma satisfatória. As demais etapas do pré-processamento não foram avaliadas por se tratar de trabalhos de estudos passados.

Primeiramente, foram feitos testes para avaliar o tempo necessário para realizar tarefas básicas utilizando diversos softwares e buscaram-se informações da literatura para avaliar a funcionalidade desta ferramenta comparada com outros estudos. Todas as atividades foram realizadas levando em consideração que o usuário possui pouca experiência com o software utilizado (incluindo os estudos citados nas referências). Esta premissa foi julgada válida pois a necessidade de muito aprendizado de uso de uma ferramenta foi considerada um impedimento do seu uso e, portanto, ferramentas intuitivas e fáceis de serem aprendidas obtiveram melhores resultados. Os resultados obtidos estão explicitados na tabela 1:

Atividade realizada (software)	Tempo gasto
Alterar o diâmetro da artéria (SolidWorks)	> 1 hora*
Alterar o diâmetro da artéria (CATIA)	> 1 hora*
Alterar o diâmetro da artéria (MAYA)	< 10 segundos
Alterar o diâmetro da artéria (SURGEM) [9]	< 10 segundos
Edição das artérias envolvidas em uma análise pré-operatória e união dos modelos (MAYA)	< 30 segundos
Edição das artérias envolvidas em uma análise pré-operatória e união dos modelos (SURGEM + Geomagics) [9]	11 minutos

*Tabela 1: Tempo de realização de diversas atividades. *após uma hora de edição, a atividade foi abandonada por não ser realizada em tempo que possa ser replicado múltiplas vezes em uma análise pré-operatória, quando comparada com outras formas de realizar a mesma atividade.*

Com estes resultados, nota-se que a ferramenta adotada possui grande potencial de replicação para diversos modelos. Num ambiente de pré-operatório, esta característica permite que mais modelos sejam analisados em um mesmo período de tempo do que utilizando CADs convencionais para gerar os modelos ou que o tempo de pré-processamento e modelagem das artérias pode ser reduzido em mais de 99%.

Analisando os requisitos iniciais deste estudo, o software de animação escolhido é capaz de:

- Ler arquivos em formato stl binário e de gerar arquivos neste mesmo formato para análise em CFD;
- Produzir modelos de artéria com *by-pass* da coronária a partir dos modelos das artérias do paciente em menos de 2 minutos;
- Possui ferramentas de medição e integração de modelos 3D dentro do software.

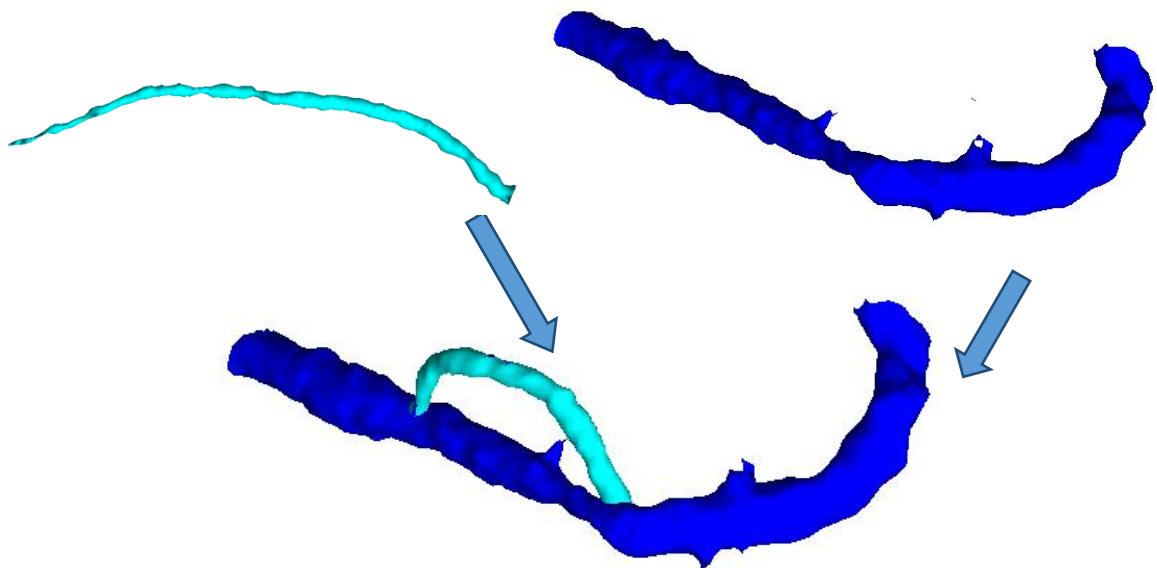


Figura 20: By-pass original (esquerda em cima), artéria coronária original (direita em cima) e artéria coronária editada com by-pass enxertado virtualmente (abaixo).

Finalmente, para o modelo ficar completo é necessário criar uma espessura no modelo, para representar a parede da artéria. Neste aspecto, as mesmas tarefas utilizadas para gerar o modelo para uma única artéria no software Rhinoceros foi utilizado para gerar a parede do modelo da artéria com *by-pass*. Este modelo com *by-pass* precisou receber ajustes na metodologia utilizada para gerar a malha para a simulação e para a definição das condições de contorno. Esta modificação no procedimento utilizado ocorreu devido a elementos da malha criada no arquivo stl do Rhinoceros se sobreporem nas regiões próximas à interface entre *by-pass* e artéria. Para contornar este problema, foi necessário detalhar um pouco mais as condições para geração de superfície na etapa de gerar a malha para simulação por CFD.

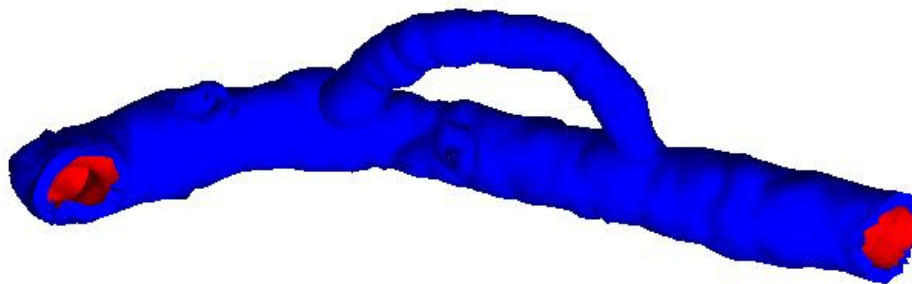


Figura 21: Imagem da artéria com by-pass com parede da artéria gerada no Rhinoceros.

7.2. Simulação do fluxo sanguíneo no *by-pass*

O modelo gerado foi então enviado para análise em CFD. Inicialmente, a análise foi feita utilizando uma configuração simples para que em pouco tempo se obtenha um resultado da análise, mas mantendo o mesmo padrão de análise proposto em estudos passados [1], buscando-se manter a validade dos resultados.

Foi utilizada inicialmente como condições de contorno fluxo de massa de 3,58g/s na entrada (constante), pressão relativa zero na saída, fluido sem escorregamento na parede da artéria e paredes rígidas (sem interação fluido-estrutura). Foram adotados os modelos de fluido não-newtoniano para o sangue e a artéria rígida. Sabe-se que este modelo é simplificado e não atende a o que ocorre na realidade. Porém, o modelo de volumes finitos adotado pelo software de CFD utilizado (ANSYS) garante a convergência para casos mais complexos caso o modelo gerado seja consistente, independente da natureza das condições de contorno e parâmetros de elasticidades da artéria, uma vez que este método obedece à lei da conservação de energia e massa em cada elemento discretizado [1].

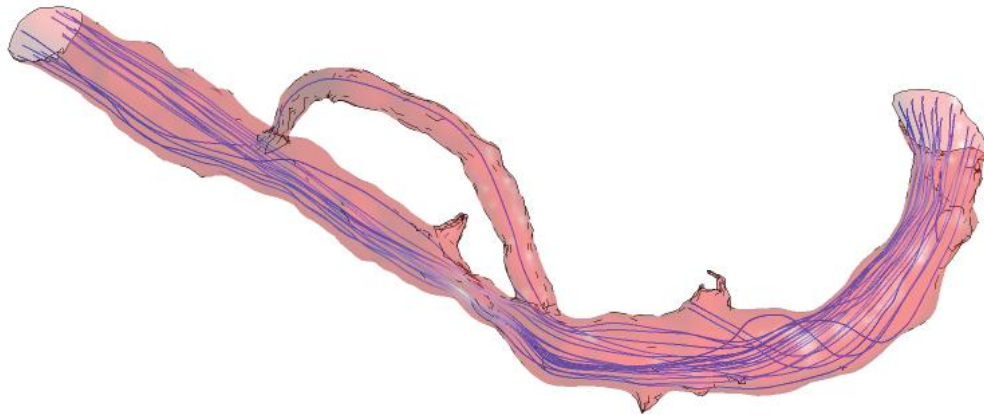


Figura 22: Coronária com by-pass após análise CFD.

Para simulações transientes, o mesmo procedimento utilizado em [1] foi utilizado para se definir as condições de contorno, ainda sem a inclusão da análise estrutural. Era de se esperar que esta modificação não alterasse a convergência da solução com base no princípio utilizado pela análise por volumes finitos.

O processo utilizado para análise transiente contou com uma simulação de um segundo (um período da série de Fourier apresentada anteriormente), com passo de 0,001 segundos.

Para cada simulação realizada, calculou-se o valor máximo da vorticidade no volume de sangue analisado, a variação máxima da tensão de cisalhamento e a queda de pressão no trecho de artéria analisado.

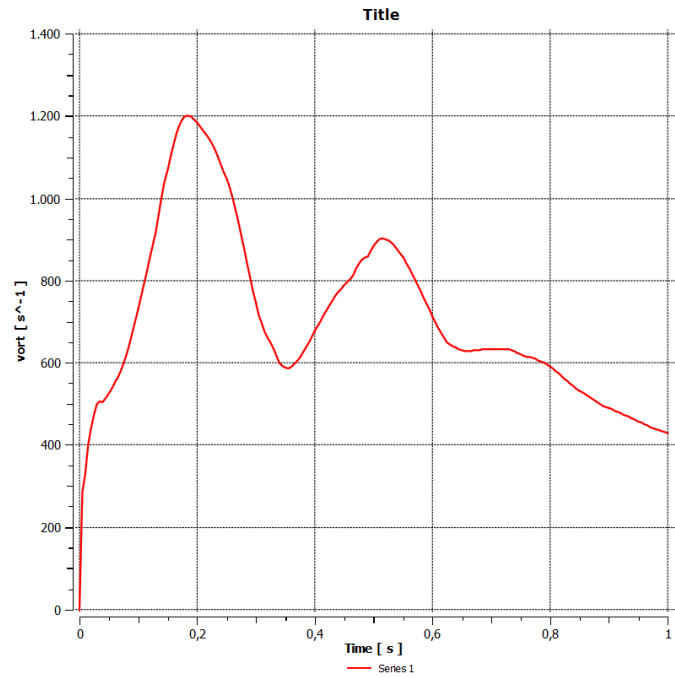


Figura 23: Gráfico obtido da vorticidade máxima na artéria em função do tempo para análise transiente.

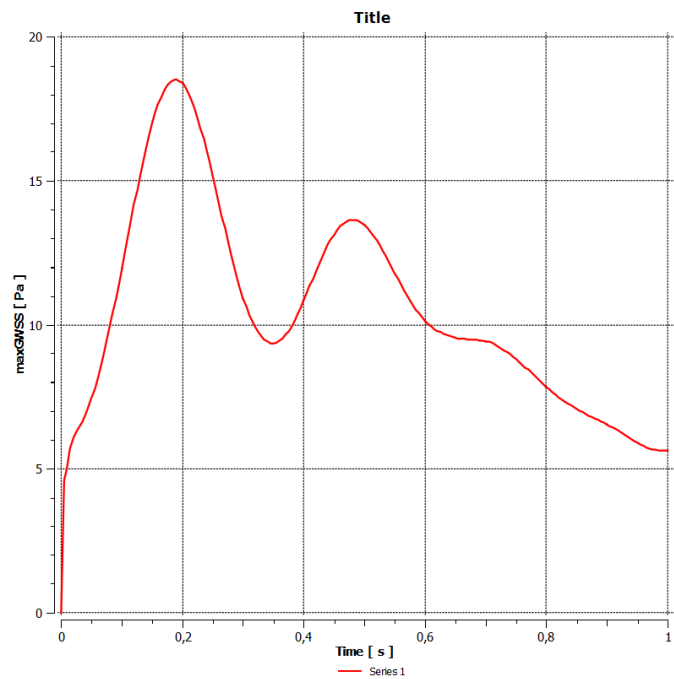


Figura 24: Gráfico da tensão de cisalhamento máxima na parede da artéria ao longo do tempo.

Para a análise com fluido-estrutura, foram utilizados os modelos utilizados com e sem parede de artéria (modelos das figuras 18 e 19), de modo que o modelo sem parede da artéria representou o domínio do fluido (o sangue) e o modelo com a parede representou a parte estrutural (a artéria). Utilizando um procedimento que segue o utilizado em [1], foi possível obter resultados com análise da interação fluido-estrutura em regime permanente e em regime transitório. A figura 27 mostra a evolução no tempo da vorticidade. O gráfico da tensão de cisalhamento acompanha a mesma evolução e por isso não foi apresentado.

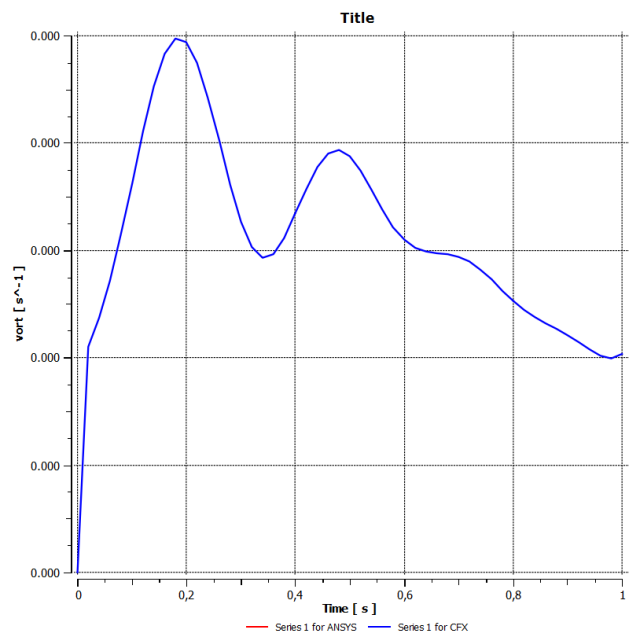


Figura 25: Gráfico da vorticidade máxima na artéria em função do tempo na análise com fluido-estrutura em regime transiente.

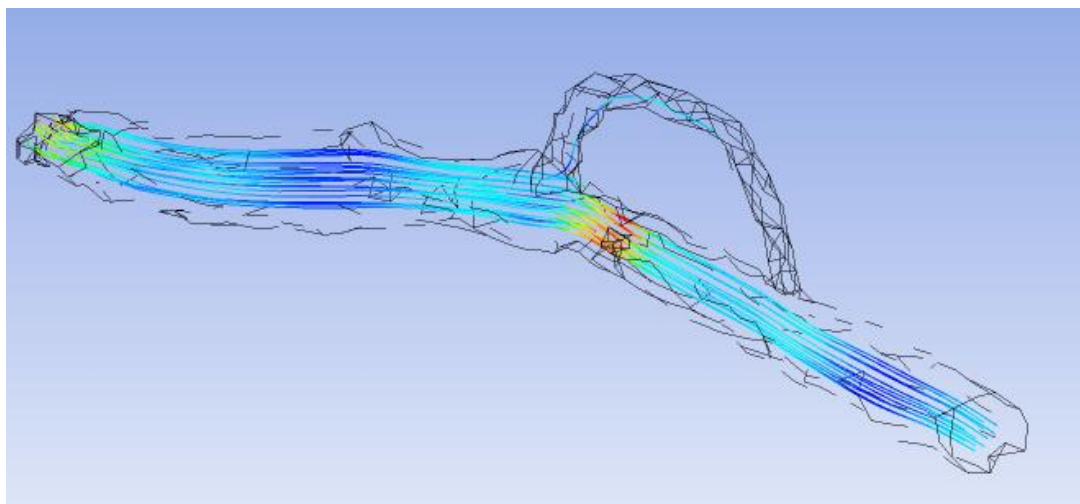


Figura 26: Fluxo do sangue através da artéria em um instante de tempo do regime transiente.

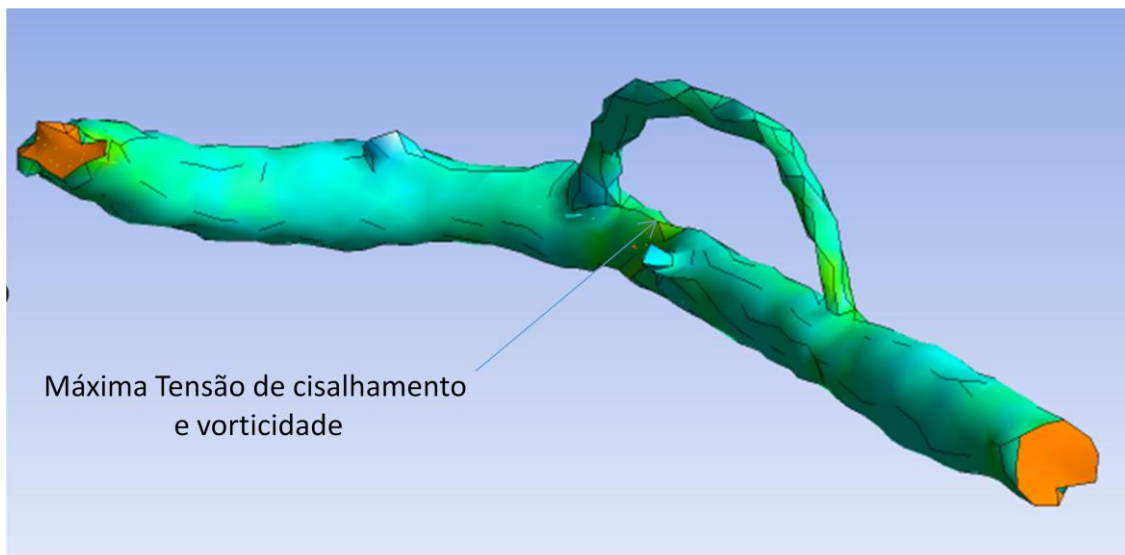


Figura 27: Variação da tensão de cisalhamento ao longo da parede da artéria.

Foi realizada uma segunda simulação alterando a geometria e posicionamento do *by-pass*, buscando realizar o mesmo procedimento que um médico realizaria para testar múltiplas configurações de *by-pass*. Abaixo está representado a tensão de cisalhamento na parede da artéria em regime permanente:

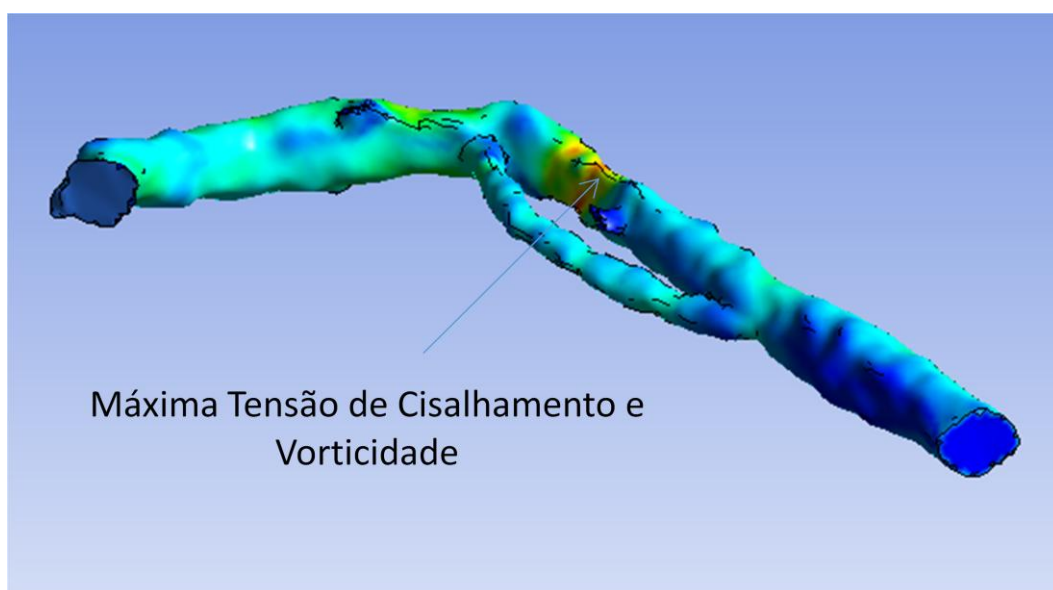


Figura 28: Variação da tensão de cisalhamento ao longo da parede da artéria para o segundo modelo gerado

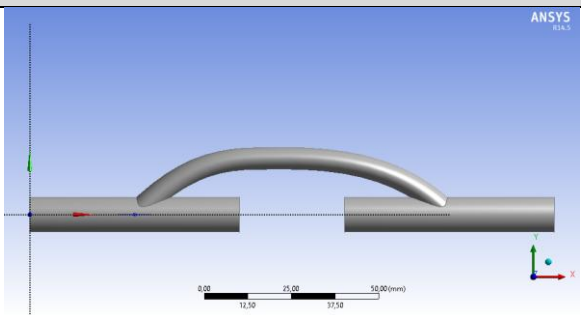
7.3. Otimização

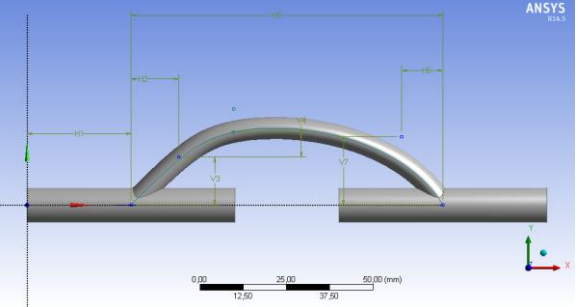
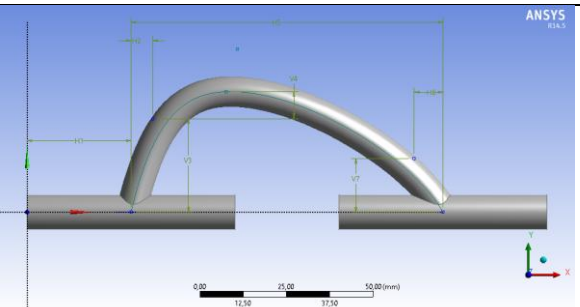
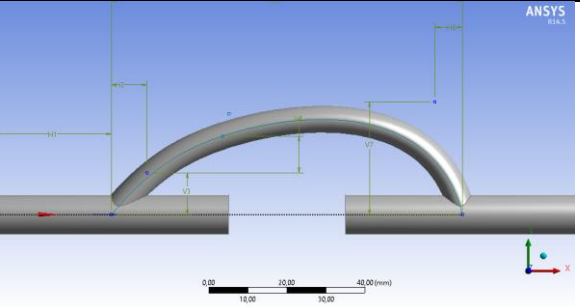
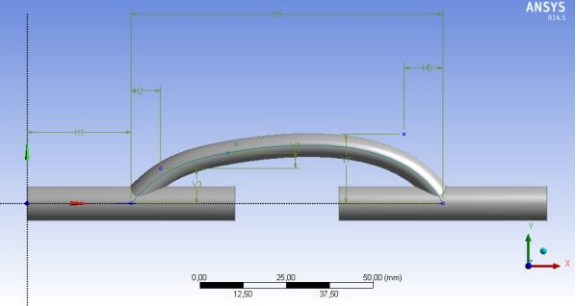
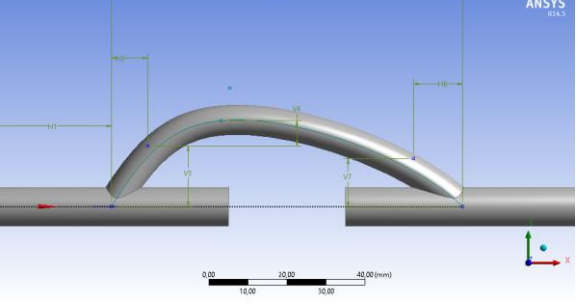
Para a análise da otimização do *by-pass*, foram analisados a consistência do algoritmo utilizado por iteração e os benefícios observados nos parâmetros de resultado avaliados (redução da vorticidade, redução da variação máxima da tensão de cisalhamento na parede e redução da queda de pressão no trecho de artéria avaliado).

Para esta avaliação, partiu-se de uma artéria totalmente obstruída com um *by-pass* arbitrário e realizou-se otimizações utilizando o método screening para 200 amostras em regime permanente com artéria rígida e outra otimização utilizando o método MOGA com 100 amostras iniciais, gerando mutações em 50 amostras por iteração e mantendo no máximo 70 amostras da iteração anterior para a iteração seguinte também para uma simulação em regime permanente com parede rígida. Os valores obtidos na simulação com um *by-pass* arbitrário e os 5 modelos que melhor se adequam aos critérios de otimização de cada método de otimização (segundo o Ansys) obtiveram os resultados apresentados na tabela 2:

modelo	dxIn	dyIn	H	dxOut	dyOut	D	Vort	ΔWSS	ΔP
arbitrário	15	15	1	15	15	9	0,209	2,569	13910
S1	13,80	13,85	7,14	11,9	19,68	7,20	0,098	2,411	13951
S2	6,25	26,91	7,77	8,31	15,48	7,64	0,068	1,641	13974
S3	9,11	10,71	9,37	7,06	28,82	7,67	0,148	2,523	14009
S4	8,55	10,07	4,55	11,20	20,01	8,82	0,335	4,069	14061
S5	9,31	15,51	6,42	12,53	12,27	7,05	0,247	1,9218	13383
M1	7,62	11,02	5,09	14,58	20,35	7,98	0,182	2,139	13784
M2	5,68	16,88	8,43	14,58	25,17	7,98	0,104	1,917	13766
M3	7,62	12,62	3,08	13,04	20,35	7,98	0,129	5,510	14102
M4	11,14	22,47	8,39	9,27	10,57	7,48	0,180	1,654	13432
M5	11,43	17,70	3,52	8,49	25,13	7,80	0,147	1,837	14251

Tabela 2: Resultados da otimização pelos métodos screening e MOGA, comparados com uma entrada com valores arbitrários.

modelo	Representação 3D
arbitrário	

S1	
S2	
S3	
S4	
S5	

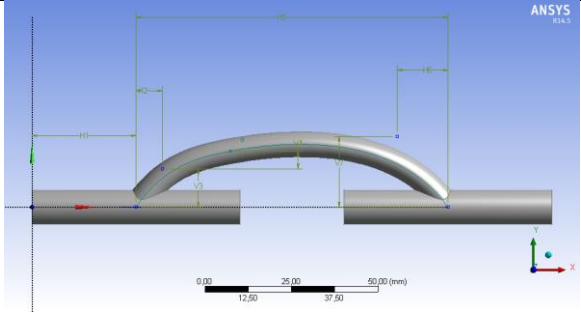
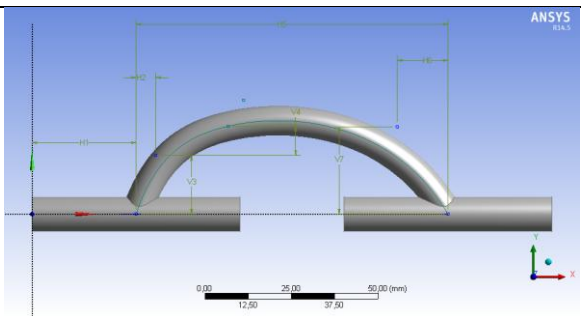
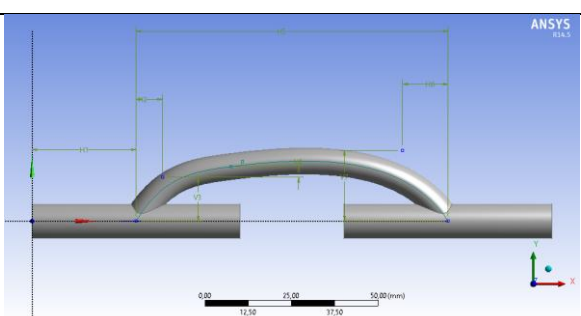
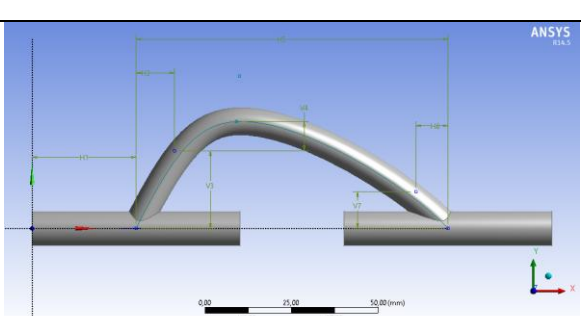
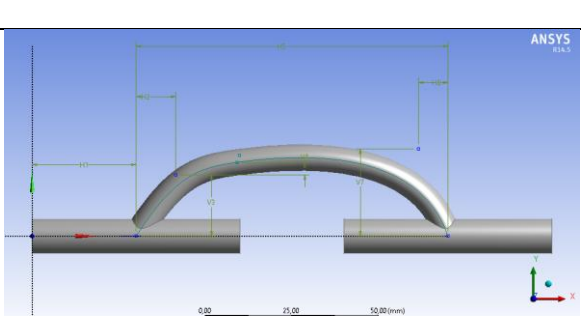
M1	
M2	
M3	
M4	
M5	

Tabela 3: representação gráfica da geometria das configurações de by-pass resultantes da otimização

onde dx_{In} representa a distância no eixo x entre o ponto ancorado na artéria e o ponto de coordenadas variável mais próximo da extremidade de entrada de fluxo do *bypass*, dy_{In} representa a distância entre estes mesmos dois pontos no eixo y, h representa a diferença de altura (representada pela coordenada y) entre o ponto formado com dx_{In} e dy_{In} e o ponto central da curva de spline, dx_{Out} representa a distância em x entre o ponto de coordenadas variável mais próximo da saída de fluxo de sangue do *by-pass* e o ponto final da curva spline ancorado na artéria analisada, dy_{Out} representa a distância em y entre estes mesmos pontos, D representa o diâmetro interno do *by-pass* (o diâmetro interno da artéria é considerado fixo), $vort$ representa a vorticidade máxima no trecho de artéria e *by-pass* analisados, ΔWSS representa a variação máxima da tensão de cisalhamento nas paredes do trecho analisado e ΔP representa a queda de pressão no trecho analisado. As medidas de distâncias e diâmetros estão medidas em mm, a vorticidade é medida em s^{-1} e a tensão de cisalhamento e a pressão são medidas em Pa. Os modelos cujos nomes se iniciam com a letra S foram gerados pelo método *screening* e os modelos com a inicial M foram gerados pelo método MOGA.

Com estas simulações, pode-se notar que os 5 pontos candidatos a serem utilizados como *by-pass* gerados pelo método de *screening* apresentaram variáveis de entradas com valores muito dispersos e foi possível encontrar bons resultados com este método. Já com o método MOGA, é possível notar valores em certas variáveis que estão presentes em mais de um candidato, deixando explícito que houve uma convergência para aquele valor entre uma parte dos modelos presentes na população avaliada. Nota-se também que um dos candidatos do método *screening* (denominado na tabela como S2) demonstrou o melhor resultado para a variação máxima da tensão de cisalhamento e vorticidade dentre todos os pontos avaliados. Isto mostra que provavelmente a melhor solução não foi encontrada e mais iterações podem ser necessárias utilizando o método MOGA. É importante levar em consideração que o resultado destas simulações não prova que o método de *screening* é melhor do que o método MOGA para a análise final da otimização, uma vez que o método MOGA produziu resultados mais consistentemente melhores do que o método *screening*, como pode ser notado nos valores das medianas apresentadas na tabela 3. Finalmente, vale notar que a variação de pressão na artéria pouco variou para todos os modelos avaliados, tornando válido o menor peso dado a este critério entre os avaliados.

Método	redução máxima da vorticidade (mediana)	redução máxima do ∇WSS (mediana)	redução máxima do ΔP (mediana)
<i>screening</i>	67,64%(29,19%)	36,12%(6,15%)	3,79%(-0,46%)
MOGA	50,24%(29,67%)	35,62%(25,38%)	3,44%(0,91%)

Tabela 4: Tabela com comparação entre eficácia dos métodos.

7.4. Análise dos resultados obtidos

Os primeiros dados avaliados foram os referentes à pressão: a diferença de pressão quando foi utilizada pressão na entrada e pressão relativa zero na saída como condições de contorno obteve resultados em que os resultados finais de gradiente de tensão de cisalhamento e vorticidade podem ser avaliados quantitativamente, mas não podem ser utilizados para obter o valor real da vorticidade, do gradiente da tensão de

cisalhamento ou da queda de pressão na artéria. Esta abordagem, porém, é muito útil para uma abordagem inicial utilizando variáveis mais palpáveis a um usuário pouco familiarizado com a ordem de grandeza do fluxo de sangue em uma artéria.

Visando valores mais precisos para os parâmetros de otimização (uma vez que o sistema está sendo desenvolvido para ser utilizado por um médico) e melhora no tempo de simulação, a utilização de fluxo de massa na entrada e pressão relativa zero na saída apresenta ao médico resultados mais úteis para a tomada de decisão final, uma vez que todos os parâmetros de entrada estão mais condizentes com uma situação real de um paciente. Alternativamente, poderiam ser utilizados dois valores de pressão na entrada e na saída do volume analisado, mas esta abordagem necessitaria de uma medição invasiva do valor da pressão do paciente nas extremidades da artéria analisada (o fluxo sanguíneo pode ser medido via imagem de tomografia).

Analisando alguns valores obtidos, a máxima queda de pressão obtida foi no pico do ciclo cardíaco, registrando por volta de 12mmHg, que é um valor razoável visto que a pressão de um paciente saudável oscila entre 120mmHg e 80mmHg e a circulação do sangue que já passou pela coronária já está próxima de retornar às câmaras do coração.

8. Conclusões

Neste trabalho foram analisadas diversas formas de se gerar um modelo tridimensional de artéria com *by-pass* para análise em pré-operatório de cirurgias de revascularização miocárdica com base em imagens reais de tomografia para então realizar uma simulação computacional do fluxo sanguíneo e sua eventual otimização. Desta forma, foi criado um sistema de análise pré-operatório para cirurgias vasculares.

Foram avaliadas as alternativas de utilizar CADs de engenharia comerciais e softwares de animação gráfica, por possuírem características que favoreciam a edição dos modelos 3D gerados com base em procedimentos de trabalhos anteriores [1], bem como técnicas de otimização paramétrica para gerar um *by-pass* que possuía melhores características de perda de carga, vorticidade e gradiente da tensão de cisalhamento.

A análise do tempo necessário para realizar atividades de edição e união de modelos de artérias utilizando *softwares* de CAD e *softwares* de animação mostrou que o último é capaz de realizar a atividade de forma muito mais rápida (economizando mais de 99% do tempo de pré-processamento e modelagem da artéria com *by-pass* nesta etapa). Quando comparado com soluções da literatura [9], o procedimento adotado possui tempo de execução reduzido e oferece funcionalidades adicionais, como realizar medições de distância e realizar operações de união de modelos.

As simulações realizadas com o modelo gerado a partir das alterações propostas obtiveram boa convergência e resultados verossímeis para a análise realizada.

Sabe-se que a referência realizada da literatura em [9] já é antiga, porém os resultados obtidos são satisfatórios por ser um primeiro passo dado em uma abordagem parecida.

Observando a análise que realiza a otimização do *by-pass*, notou-se que esta abordagem é capaz de trazer mais assertividade ao médico, uma vez que os parâmetros que causam uma reincidência de uma estenose são conhecidos, mas

quantificá-los com ferramentas tradicionais da medicina são invasivas e apenas capazes de avaliar a eficácia da solução adotada após sua implementação. Com iniciativas como esta, foi possível reconhecer geometrias que trazem bons ou maus resultados, o que ajuda o médico a tomar a decisão correta no caso de uma cirurgia de revascularização.

Acredita-se que com esta iniciativa seja possível melhorar a capacitação do médico, tornando-o capaz de prever com mais certeza o comportamento do escoamento sanguíneo de seus pacientes e com isso realizar cirurgias de revascularização com mais embasamento e com isso evitar novas internações e aumentar a longevidade dos pacientes.

O sistema desenvolvido neste trabalho possui grande potencial de expansão. Ferramentas que avaliam situações como a aplicação de *stents* da coronária, avaliação de aneurismas e estudo da circulação em outras regiões do corpo podem ser implementadas, bem como a redução do tempo de pré-processamento com a utilização de ferramentas mais automatizadas de obtenção e seleção do modelo de uma artéria.

9. Referências bibliográficas

[1] YAMABE, P., DIANA, R. - Simulação Computacional 3D de Sistemas Arteriais. Trabalho de Conclusão de Curso, Escola Politécnica, USP, Ano: 2013

[2] A.D.A.M. "Angioplastia coronária com balão". Disponível em: < <http://minhavidasymnav.adam.com/content.aspx?productId=125&pid=71&gid=100160> >. Acessado em: 20/06/2015

[3] GOMES, R. C. "Doenças cardiovasculares causam quase 30% das mortes no País". Disponível em: < <http://www.brasil.gov.br/saude/2011/09/doencas-cardiovasculares-causam-quase-30-das-mortes-no-pais> >. Acessado em: 18/06/2015

[4] VIEIRA, M.P. "Discussões de bioquímica orientadas ao Mal de Alzheimer". Disponível em: < <https://maldeallzheimer.wordpress.com/category/correlacoes/> > Acessado em: 18/06/2015

[5] Hospital da Luz, "Cirurgia Cardíaca". Disponível em: < <http://www.hospitaldaluz.pt/pt/centros-multidisciplinares/centro-de-cirurgia-robotica-e-cirurgia-minimamente-invasiva/cirurgia-cardiaca/> > Acessado em: 21/06/2015

[6] SOCERJ, "Ponte de Safena". Disponível em: < <http://sociedades.cardiol.br/socerj/publico/dica-safena.asp> > Acessado em: 20/06/2015

[7] DUR, O., COSKUN, S. T., COSKUN, K. O., FRAKES, D., KARA, L. B., PEKKAN, K., "Computer-Aided Patient-Specific Coronary Artery Graft Design Improvements Using CFD Coupled Shape Optimizer". Publicado em Cardiovasc Eng Technol. 02/03/2011 paginas 35–47. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3291828/> >. Acessado em: 30/09/2015

[8] École polytechnique fédérale de Lausanne, "HUMAN CIRCULATORY SYSTEM". Disponível em: < <http://cmcs.epfl.ch/applications/circulatorysystem> > acessado em: 15/06/2015

- [9] PEKKAN, K., WHITED, B., KANTER, K., SHARMA, S., ZELICOURT D., SUNDARESWARAN, K., FRAKES, D., ROSSIGNAC, J., YOGANATHAN, A. P., "Patient-specific surgical planning and hemodynamic computational fluid dynamics optimization through free-form haptic anatomy editing tool (SURGEM) ", *Medical & Biological Engineering & Computing*, volume 46, issue 11, páginas 1139-1152, publicado em 08/06/2008
- [10] MIMICS – Software and Service for Biomedical Engineering. Disponível em: < <http://biomedical.materialise.com/mis> > Acessado em: 20/04/2015
- [11] DUR, O., DEGROFF, C. G., KELLER, B. B., PEKKAN, K. – "Optimization of inflow waveform phase-difference for minimized total cavopulmonary power loss", *J Biomech Eng* 132(3), publicado em março/2010
- [12] IWAO, Y., GOTOH, T., KAGEI, S., IWASAWA, T., TSUZUKI, M. S. G. - "Integrated lung field segmentation of injured region with anatomical structure analysis by failure-recovery algorithm from chest CT images", *Biomedical Signal Processing and Control*, volume 12, julho 2014, páginas 28–38
- [13] KASIK, D., BUXTON, W., FERGUSON, D. - "Ten CAD challenges.", *IEEE Computer Graphics and Applications*, Volume 25 Issue 2, March 2005
Page 81-92
- [14] QIN, S., WRIGHT, D., KANG, J., PRIETO, P. - "Incorporating 3D body motions into large-sized freeform surface conceptual design.", *Biomedical Sciences instrumentation*, volume 41, 2005. Páginas 271-276. ISSN 0067-8856
- [15] Image Processor Application Laboratory, "Journal"
< <http://ipalab.fulton.asu.edu/publications/journal/> > Acessado em: 23/06/2015
- [16] Lister Hill National Center for Biomedical Communications, "Computer-Aided Patient-Specific Coronary Artery Graft Design Improvements Using CFD Coupled Shape Optimizer". Disponível em:
< http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3291828_13239_2010_29_Fig5_HTML&req=4 > Acessado em: 19/06/2015
- [17] Fabbers.com, "The StL Format". Disponível em:
< http://www.fabbers.com/tech/STL_Format >. Acessado em: 21/06/2015
- [18] PIETRABISSA, R., MANTERO, S., MAROTTAT, T., MENICANTIT, L., "A lumped parameter model to evaluate the fluid dynamics of different coronary by-passes", *Medical Engineering & Physics*, Volume 18, Issue 6, September 1996, Pages 477-484
- [19] MAASRANI, M., ABOULIATIM, I., RUGGIERI, V.G., CORBINEAU, H., VERHOYE, J. Ph., DROCHON, A., "Simulations of fluxes in diseased coronary network using an electrical model", *Electrical Machines (ICEM)*, 2010 XIX International Conference, 6/09/2010, páginas 1-6
- [20] SILVA, E. C. N., "Otimização aplicada ao projeto de sistemas mecânicos". Disponível em: <sites.poli.usp.br/d/pmr5215/a1-5215.pdf>

[20] M. HARMOUCHE, A. ANSELM, H. CORBINEAU, J. Ph. VERHOYE, C. MARIANO, A. DROCHON, M. MAASRANI, "Simulations of fluxes and pressures including the time-dependence of the microvascular resistances in coronary three vessel disease", Advances in Biomedical Engineering (ICABME), 2013 2nd International Conference, 11/09/2013, paginas 89-92

[21] Department of mathematics of University of California at Los Angeles , "Cubic Spline Curves". Disponível em:
<http://www.math.ucla.edu/~baker/149.1.02w/handouts/dd_splines.pdf>. Acessado em: 28/09/2015

[22] Wolfram MathWorld, "Bézier Curves". Disponível em:
<<http://mathworld.wolfram.com/BezierCurve.html>>. Acessado em: 30/09/2015

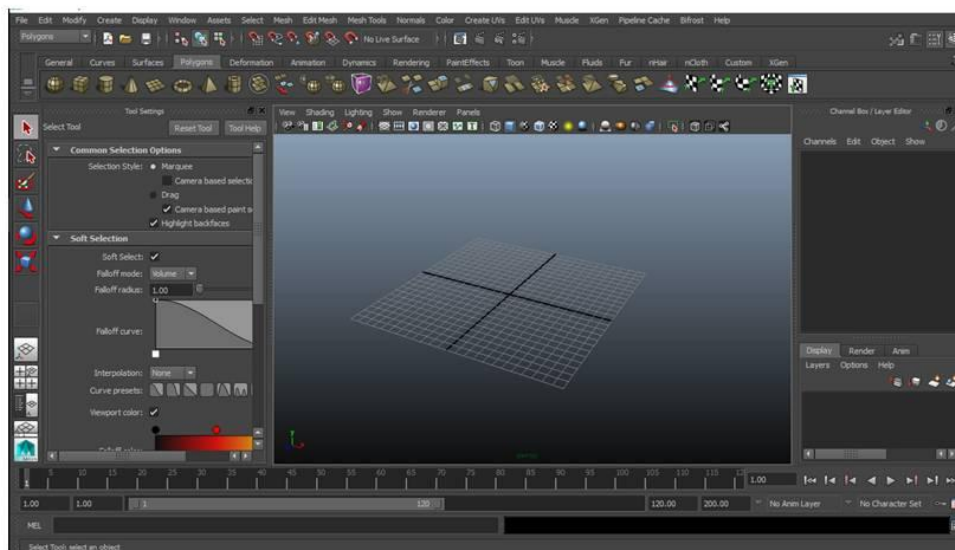
[23] Wolfram MathWorld, "Bernstein Polynomial". Disponível em:
< <http://mathworld.wolfram.com/BernsteinPolynomial.html>>. Acessado em: 30/09/2015

10. Apêndice A - Tutorial para edição do modelo de artéria

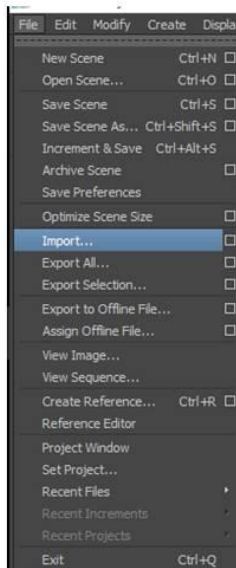
Tutorial para edição do modelo de artéria de artéria

Eduardo Guido Di Vernieri

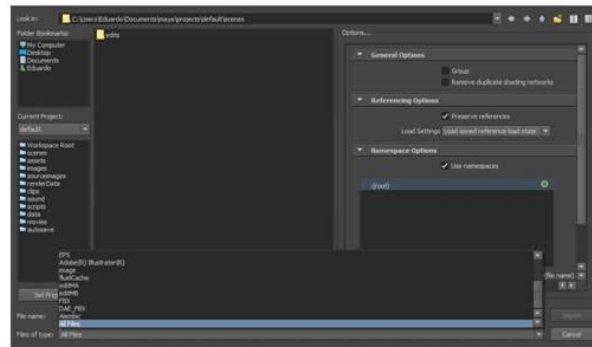
A edição do modelo da artéria é realizada no software Maya®, utilizando como base um modelo em STL da artéria



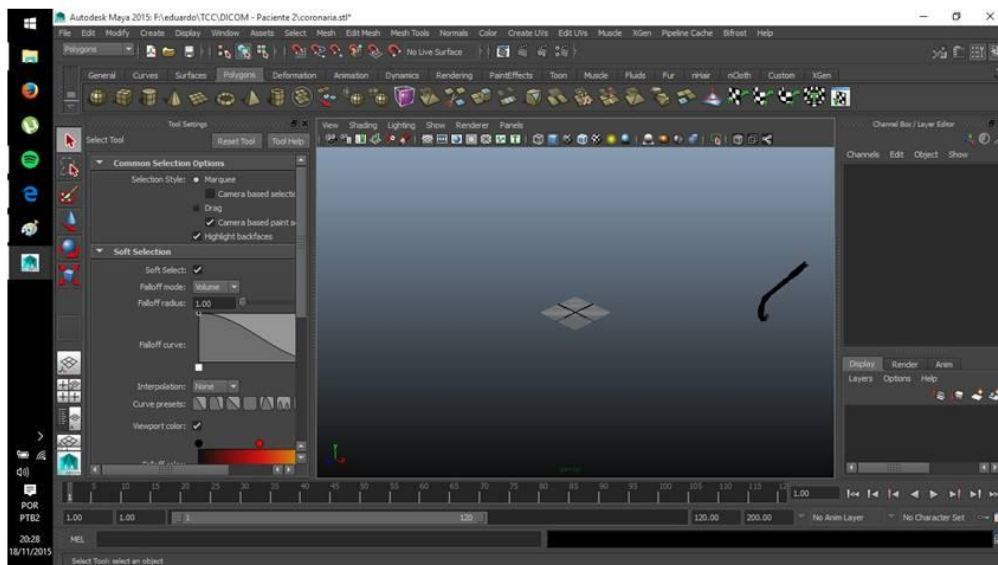
Importe o modelo da artéria utilizando o comando File > Import...



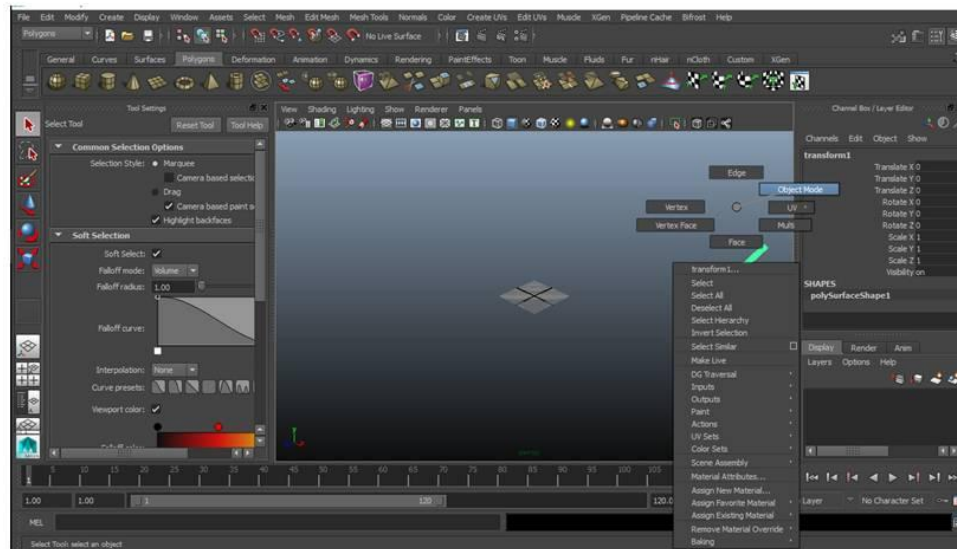
Verifique se a opção “All Files” em “Files of type” está selecionada



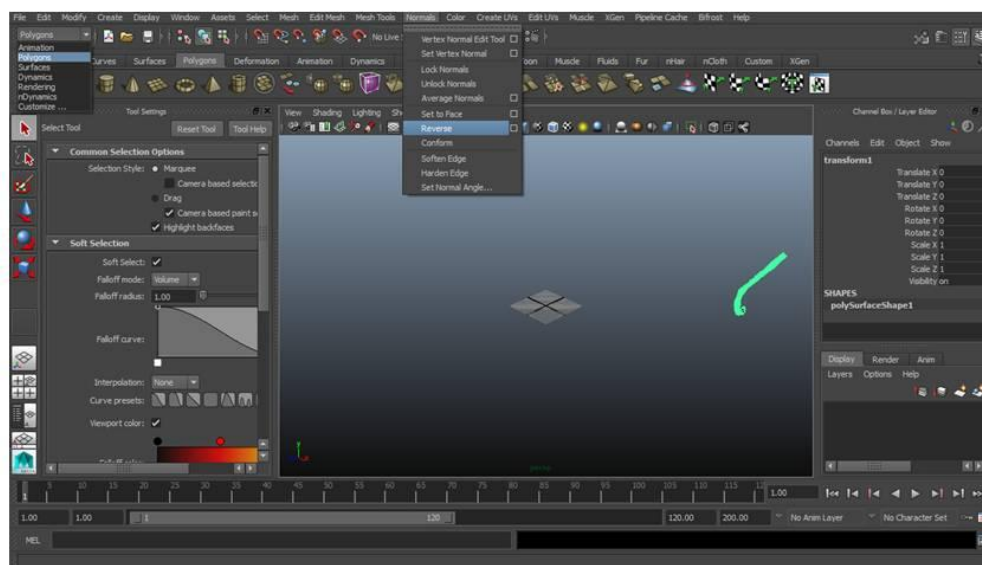
A artéria provavelmente irá aparecer longe da origem e com a escala errada



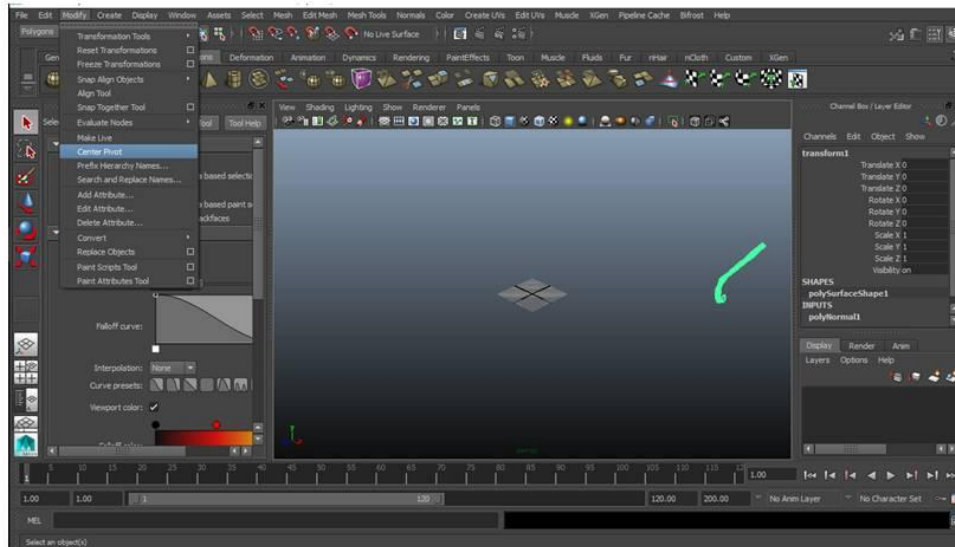
Clique com o botão direito do mouse e segure. Arraste o mouse até a opção “object mode” e solte o botão direito



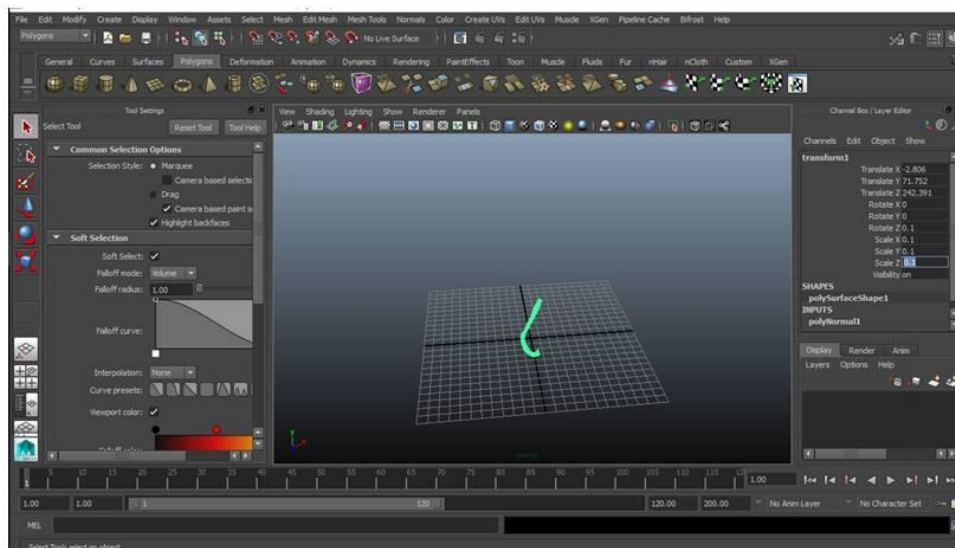
Certifique-se que a opção polygons está selecionada na lista do campo superior esquerdo. Caso o modelo apresente uma superfície preta, clique no modelo e selecione a opção Normals > Reverse



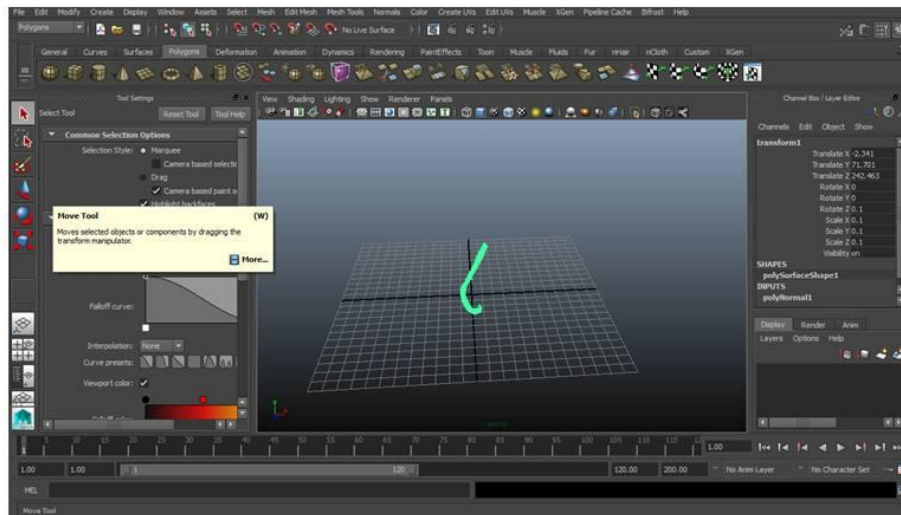
Clique na opção Modify > Center Pivot



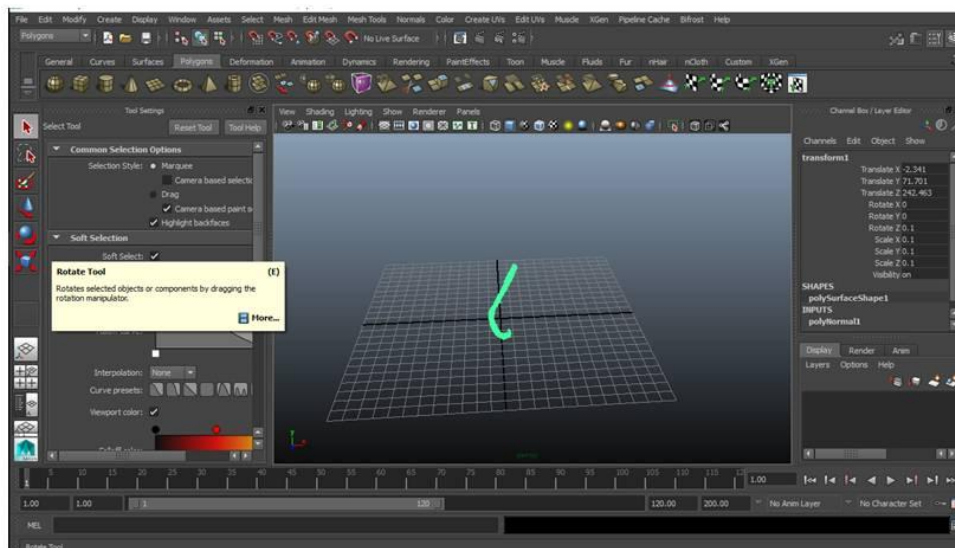
Com a artéria Seleccionada, ajuste a escala do modelo em x, y e z no menu da direita



Com o comando “Move Tool” (atalho de teclado “W”), arraste a artéria para o centro do cenário. Caso seja necessário rotacionar, aplicar zoom ou arrastar o cenário, clique e arraste com o botão esquerdo, direito ou do meio do mouse respectivamente enquanto segura o botão Alt do teclado



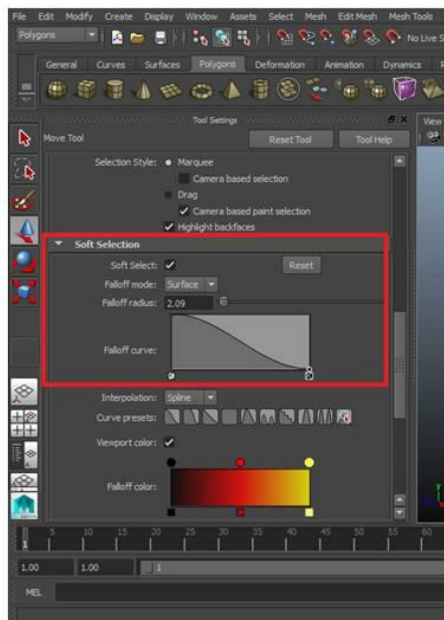
Caso seja de interesse, utilize o comando “Rotate Tool” (atalho de teclado “E”) para rotacionar o modelo da artéria



Com o modelo devidamente posicionado, pode-se utilizar os comandos “Move Tool”, “Rotate Tool” e “Scale Tool” para editar o modelo da artéria na região desejada (atalhos de teclado “W”, “E”, e “R”, respectivamente). Clique com o botão direito e segure. Arraste o mouse até a opção “Vertex” para permitir a edição de uma apenas região da artéria



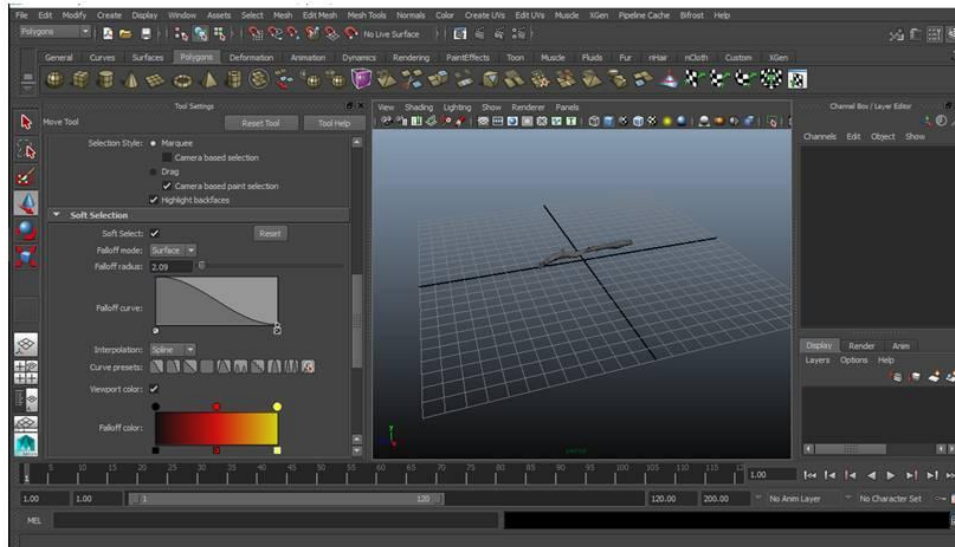
Defina o comando que deseja utilizar (translação, rotação ou escala) e clique duas vezes no comando para abrir o menu de controle da ferramenta. Habilite a opção “Soft Selection”



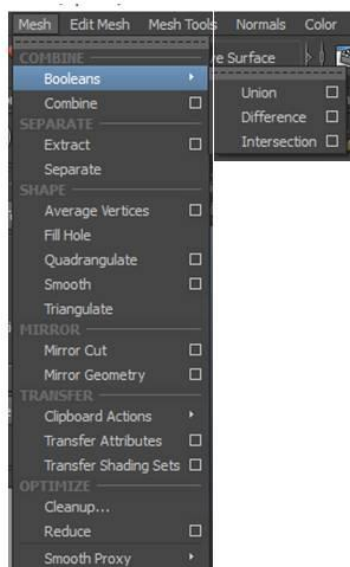
Selecione a opção adequada no menu “Falloff mode”, “Falloff radius” e ajuste a curva apresentada em “falloff curve”.

Esta etapa depende da experimentação e experiência do usuário para definir a melhor configuração a ser utilizada

Utilize os comandos apresentados até a geometria da artéria chegar à configuração desejada



Para unir dois modelos de artérias para gerar uma configuração de by-pass, aplique os passos anteriores para os dois modelos. Com os dois modelos prontos, posicione-os da maneira que deseja realizar a união e selecione o comando Mesh > Booleans > Union



É importante frisar que para que a união seja efetuada com sucesso, os modelos devem apresentar geometrias fechadas (sem a presença de descontinuidades da malha)

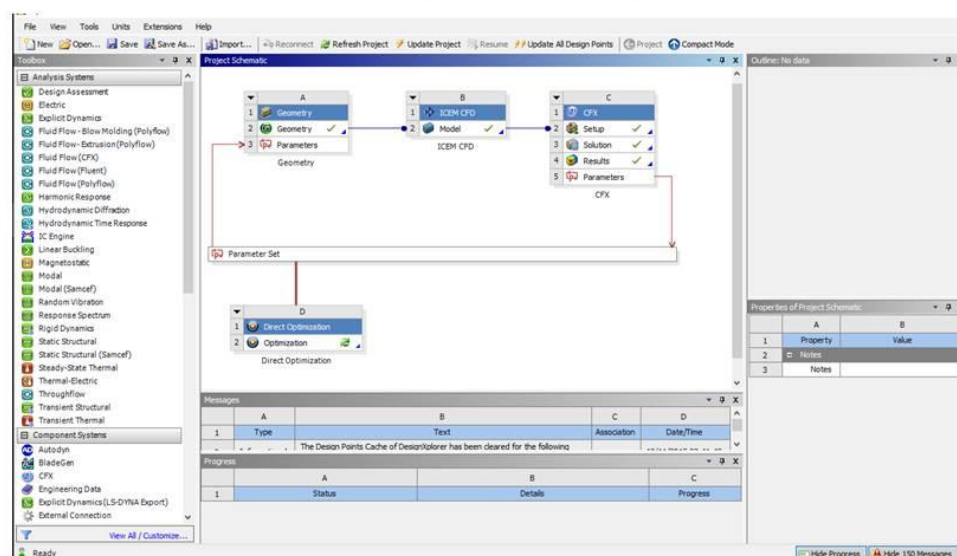
11. Apêndice B - Tutorial de otimização paramétrica de by-pass de coronária

Tutorial de otimização paramétrica de *by-pass* de coronária

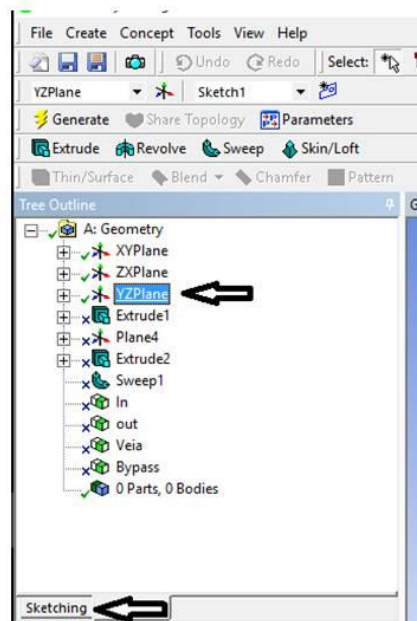
Eduardo Guido Di Vernieri

Este tutorial mostrará como realizar uma otimização paramétrica de *by-pass* de uma artéria coronária totalmente obstruída sem interação fluido-estrutura utilizando o software ANSYS 14.5 Workbench.

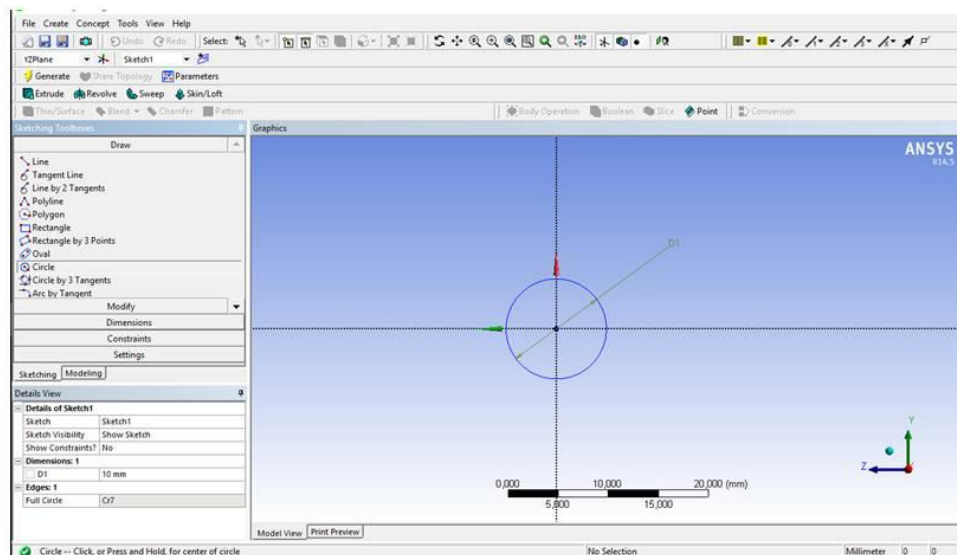
Módulos Utilizados: Geometry, ICEM CFD, CFX, Direct Optimization



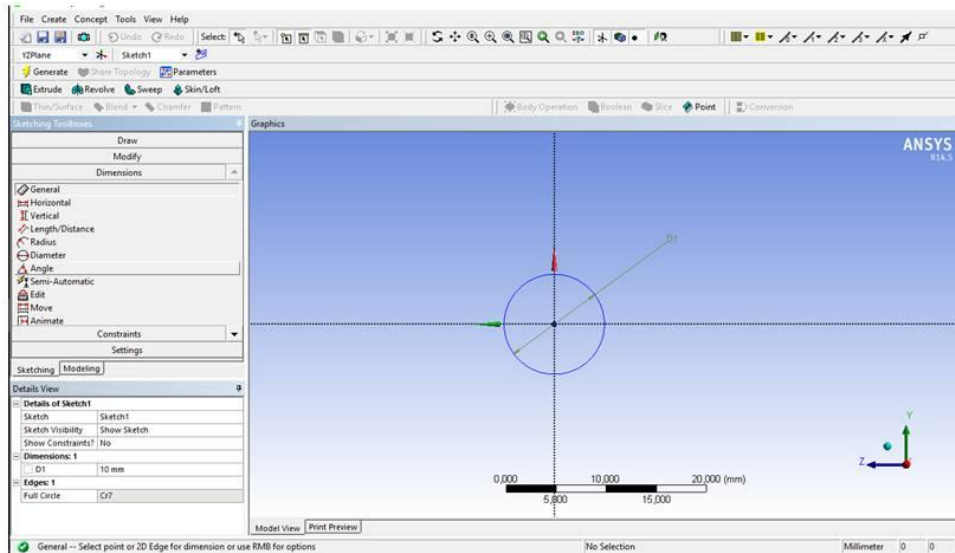
Abra o módulo Geometry e selecione o plano YZ na árvore de projetos e clique na aba sketching



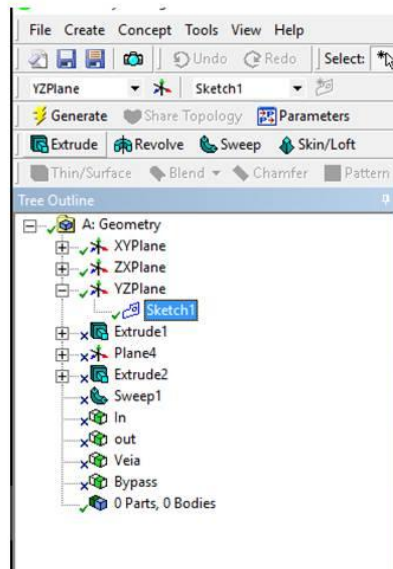
Desenho um círculo clicando na opção Circle



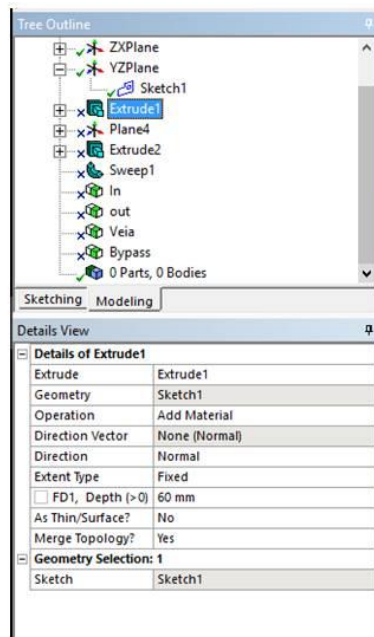
Selecione a opção “Dimensions” > “General” e clique na circunferência desenhada. Em “Details View”, defina o diâmetro da artéria



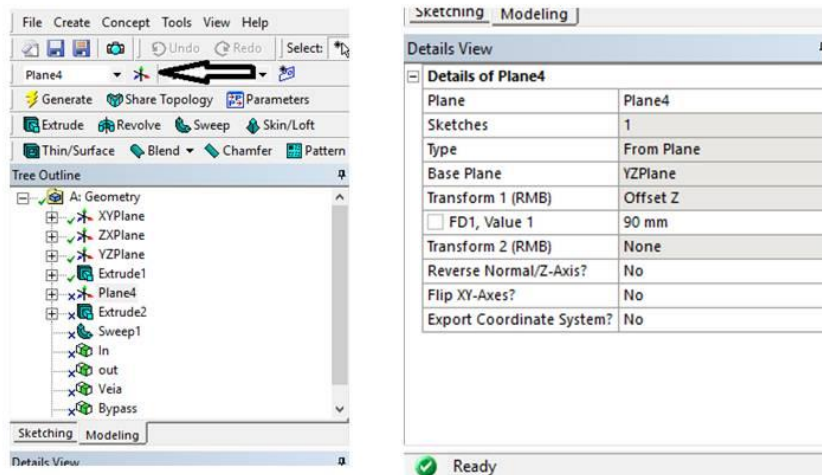
De volta à aba “Modeling”, selecione o sketch recém criado e clique em “Extrude”



Defina os parâmetros de extrusão como descrito abaixo:

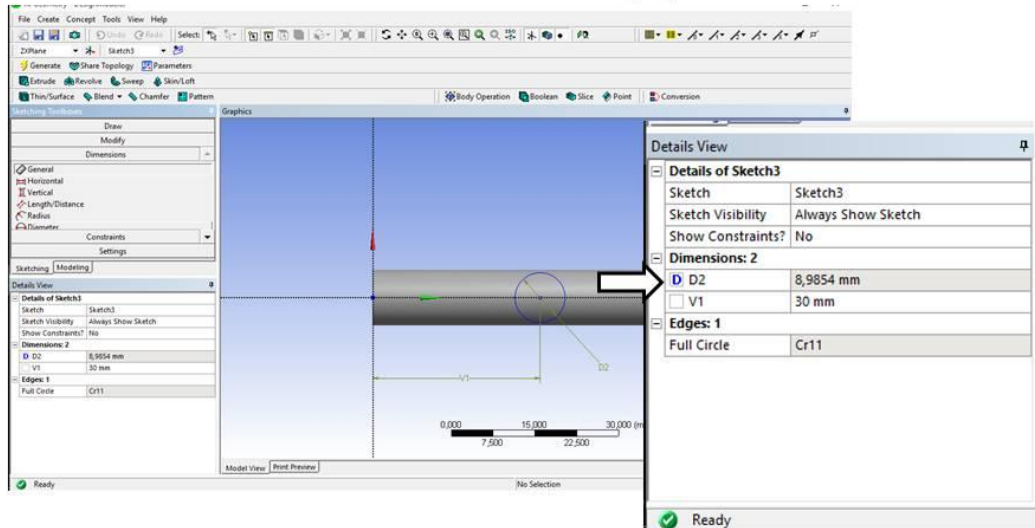


Selecione novamente o plano YZ e clique em “New Plane”. Defina as características do plano conforme descrito abaixo:

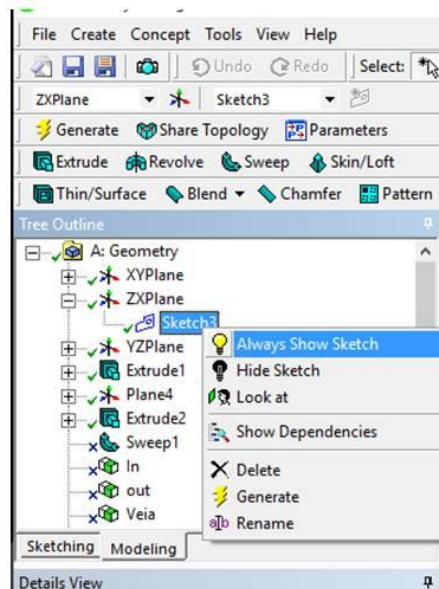


Com o Novo plano criado, repita as etapas anteriores para criar o segundo trecho da artéria

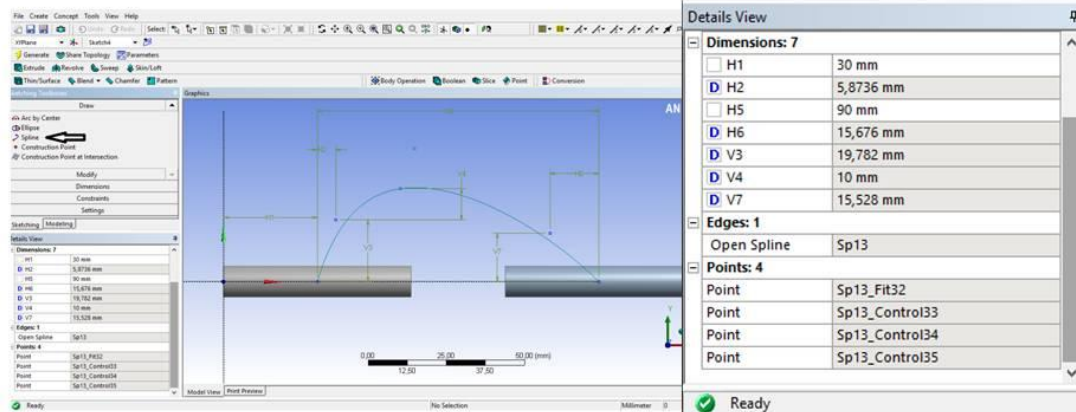
Clique no plano XZ na árvore de projeto e crie um novo sketch.
 Crie uma nova circunferência no eixo X e defina a dimensão do diâmetro da circunferência e da distância do centro da circunferência até a origem.
 Com as dimensões definidas, defina os seus valores como no exemplo abaixo. Após defini-los, clique na caixa vazia ao lado do nome da dimensão para tornar a dimensão uma variável de projeto



De volta à aba “Modelling”, clique com o botão direito no Sketch recém criado e selecione a opção “Always Show Sketch”

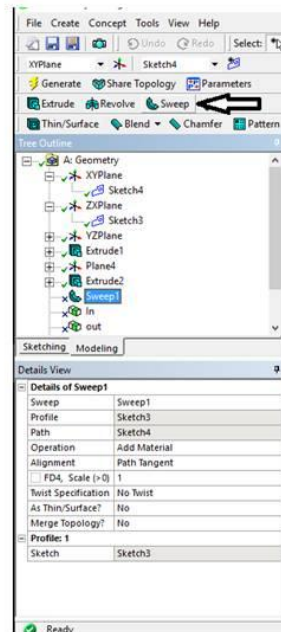


Selecione o plano XY e crie um novo Sketch. Procure na sessão “Draw” pelo comando “Spline”. Desenhe a curva de spline de maneira que o ponto de início da curva seja no centro da circunferência criada no plano XZ e o final da curva encontra-se no eixo X. Com a curva de spline definida, utilize os comandos “Horizontal” e “Vertical” para definir as dimensões necessárias conforme a figura abaixo:

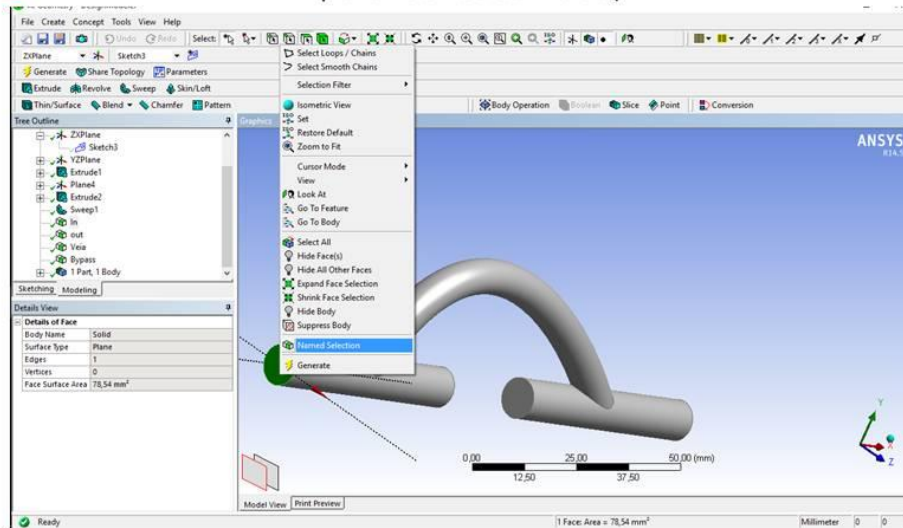


Após definir as dimensões, Selecione as dimensões que serão as variáveis do projeto

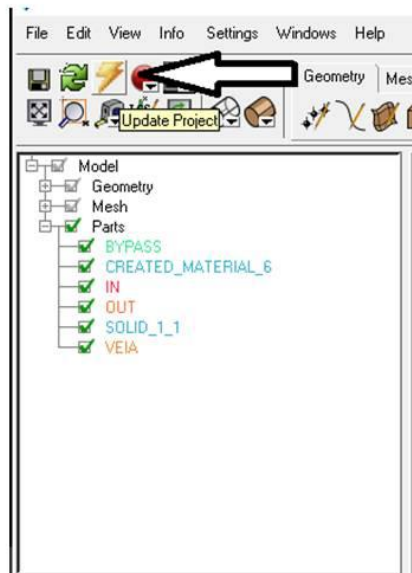
De volta à aba “Modeling”, selecione o comando “Sweep”, definindo o sketch no plano Xz como perfil e o sketch do plano XY como caminho. Selecione “Add Material” em “Operation” e “Path Tangent” em Alignment



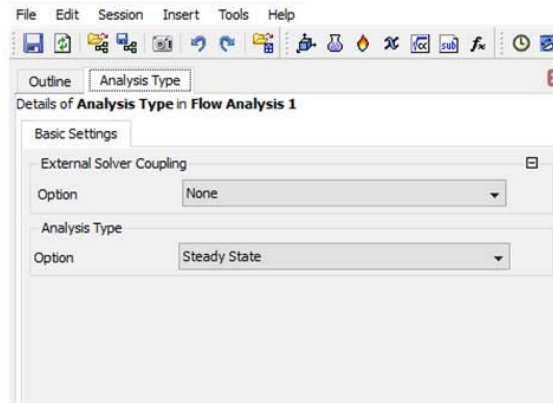
Selecione a face por onde entrará o fluido. Clique nela com o botão direito e selecione a opção “Named Selection” e nomeie esta seleção. Repita o procedimento para a face por onde sairá fluido, para a superfície do by-pass e para as superfícies que compõem a artéria (os dois cilindros e as superfícies por onde não sai fluido).



Clique duas vezes no módulo ICFM CFD no Workbench. Uma vez que o módulo está aberto, clique em “Update Project”. Caso o usuário ache necessário, é possível realizar adaptações na malha do fluido neste módulo. Quando a malha do modelo esteja satisfatória, este módulo pode ser fechado



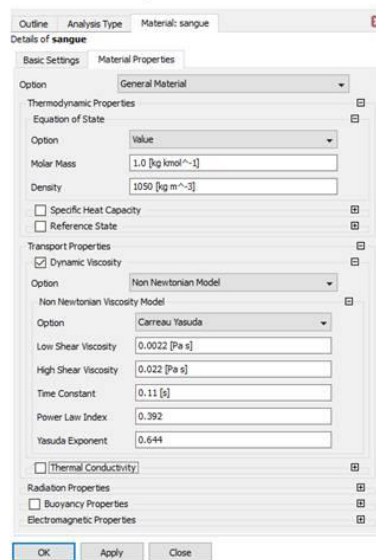
Clique duas vezes em “Setup” no módulo CFX no Workbench.
Com o módulo aberto, clique duas vezes em “Analysis Type” e selecione a opção “Steady State” em “Option”



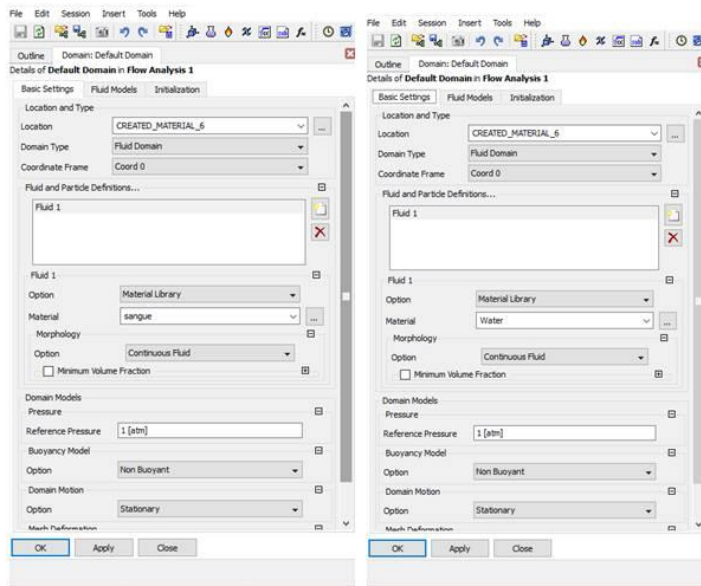
Observação: As configurações adotadas no módulo “Setup” do CFX podem ser adaptadas de acordo com a necessidade do projeto. Este tutorial apresenta uma forma de definir o problema de otimização.

Clique com o botão direito em Material e selecione a opção “Insert” > “Material”.

Certifique-se que o estado termodinâmico está como líquido e em “Material Properties” defina as propriedades conforme demonstrado na imagem abaixo e clique em “OK”:



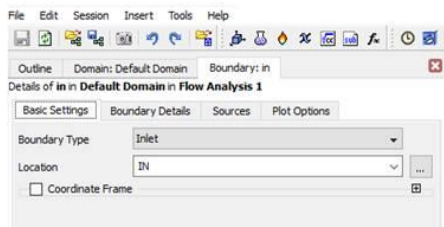
Clique em “Domain”



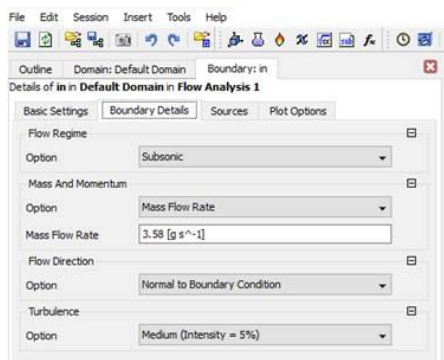
Em “Basic Settings”, selecione o material em “Location”, defina “Domain Type” como “Fluid Domain” e selecione o material criado em “Material”.

Em fluid Models, selecione “None” em “Heat Transfer” > “Option” e selecione “Shear Stress Transport” em “Turbulence” > “Option”

Clique em “Boundary” para definir as condições de contorno na entrada:

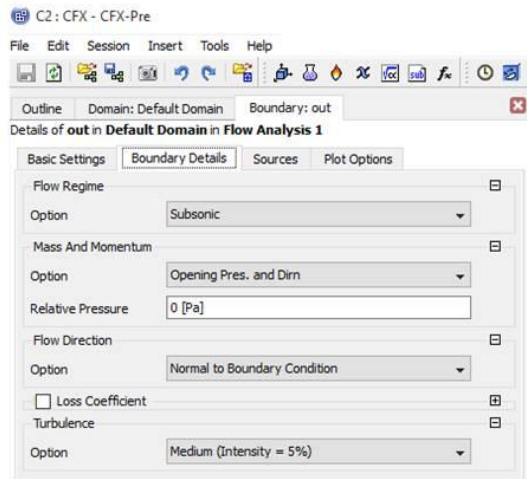


Selecione “Inlet” em “Boundary Type” e selecione a superfície de entrada em “Location”



Na aba “Boundary Details”, selecione “Mass Flow Rate” em “Mass and Momentum” > “Option” e defina o fluxo de massa como sendo 3.58 g/s

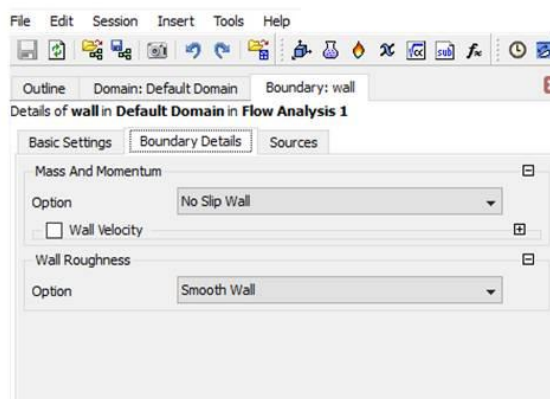
Clique em “Boundary” para definir as condições de contorno na saída:



Selecione “Opening” em “Boundary Type” e selecione a superfície de saída em “Location”

Na aba “Boundary Details”, selecione “Opening Pres. And Dirn” em “Mass and Momentum” > “Option” e defina a pressão relativa como zero.

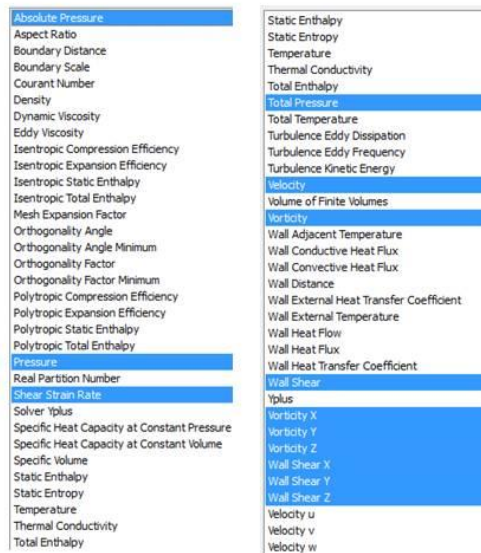
Clique em “Boundary” para definir as condições de contorno na parede:



Selecione “Wall” em “Boundary Type” e selecione as superfícies da artéria e do by-pass em “Location”

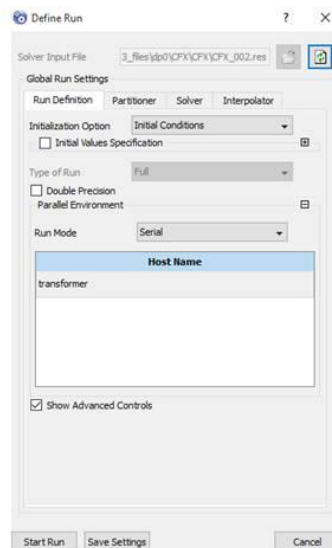
Na aba “Boundary Details”, selecione “No Slip Wall” em “Mass and Momentum” > “Option”.

Clique duas vezes em “Output Control”. Em “Option”, selecione a opção “Selected Variables” e em “Output Variable List” Selecione as Variáveis de interesse conforme a imagem abaixo:

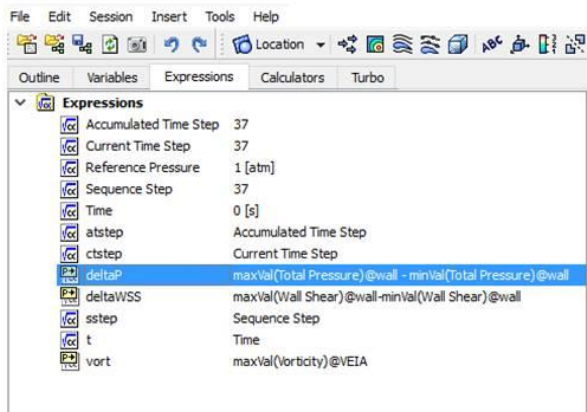


Clique duas vezes em “Solution” no módulo CFX do Workbench. Selecione a opção “Initial Conditions” em “Initialization Options” e clique em Start Run.

Em poucos segundos a simulação deve convergir para a solução.

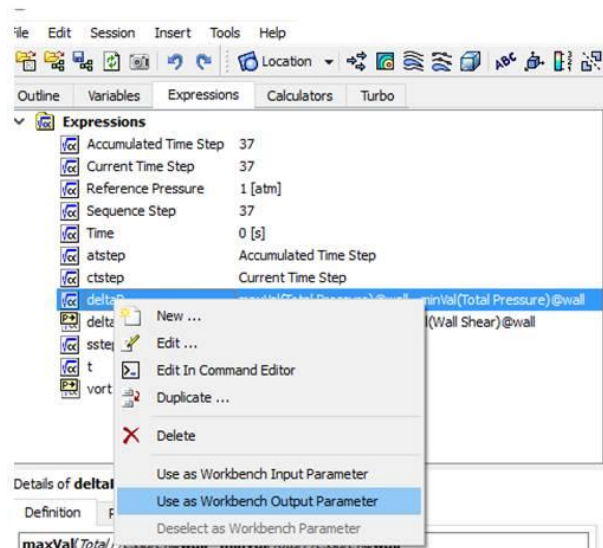


Clique duas vezes em “Results” no módulo CFX do Workbench.
 Clique em “Expressions” e nomeie a expressão como “deltaP”.
 “Em details of deltaP” > “Definition”, escreva a expressão “maxVal(Total Pressure)@wall - minVal(Total Pressure)@wall”.
 Crie uma segunda expressão denominada “deltaWSS” com a expressão
 “maxVal(Wall Shear)@wall - minVal(Wall Shear)@wall”.
 Crie uma terceira expressão denominada “vort” com a expressão
 “maxVal(Vorticity)@SANGUE”.

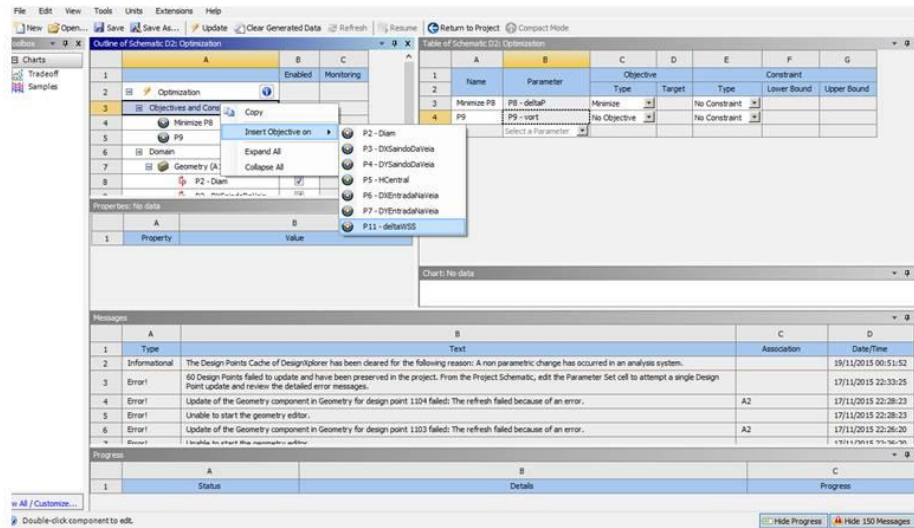


Vale notar que “wall” e “SANGUE” são nomes definidos pelo usuário então certifique-se de utilizar o nome correto para a parede do modelo e para o fluido do modelo, respectivamente

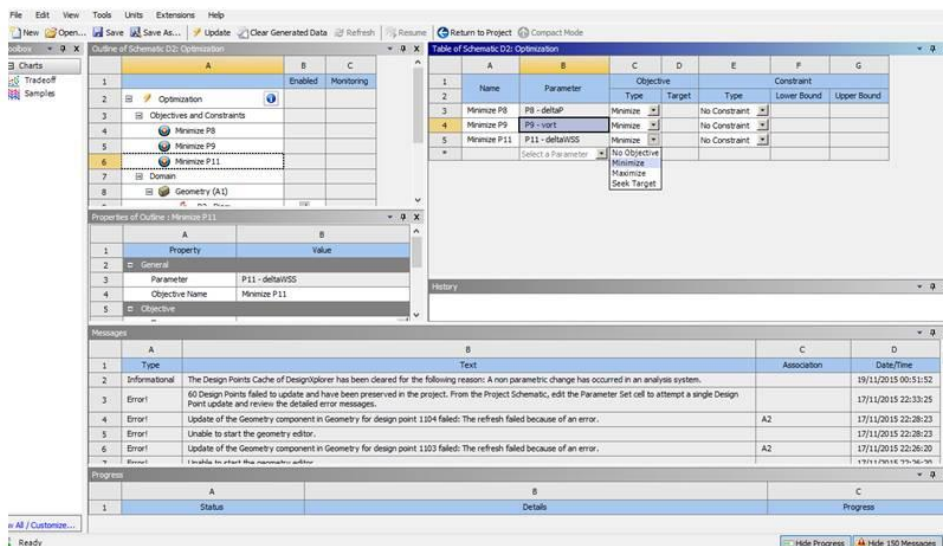
Clique com o botão direito nas expressões criadas e clique em “Use as Workbench Output Parameter”



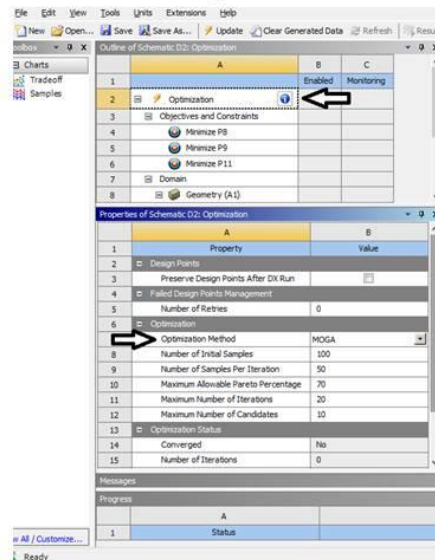
Clique em “Optimization” no módulo “Direct Optimization” no Workbench.
Clique com o botão direito em “Objectives and Constrains e selecione “Insert Objective on” e selecione uma das expressões criadas para queda de pressão, vorticidade ou tensão de cisalhamento.



Em “Table of Schematic: Optimization” defina o objetivo de todas as expressões como “Minimize” em “Objective” > “Type”



Clique em “Optimization” Em “Outline of Schematic: Optimization”.
Na janela “Properties of Schematic: Optimization”, Selecione “MOGA” em
“Optimization” > “Optimization Method”
Defina os Demais parâmetros do método de otimização conforme descrito na
imagem abaixo:



Clique em Update para iniciar a otimização.
Quando a otimização for concluída, uma mensagem aparecerá informando a
convergência da simulação e o módulo de otimização trará 10 candidatos a
melhor configuração de artéria com by-pass

Candidate Point 1	Candidate Point 2	Candidate Point 3	Candidate Point 4
7,5132	7,8962	7,4949	7,5109
9,9376	9,7962	9,9138	9,7161
15,958	14,775	16,279	11,04
5,0977	6,519	6,204	5,1821
12,357	12,986	12,471	12,613
28,416	28,277	24,963	25,173
13769	13727	13776	13700
0,071265	0,087643	0,077091	0,099371
1,6558	1,4273	1,7025	1,7486