

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA**

Pedro Cavalcanti de Carvalho

Análise Numérica de uma Artéria Cerebral no ANSYS

**Ilha Solteira
2022**

Pedro Cavalcanti de Carvalho

Análise Numérica de uma Artéria Cerebral no ANSYS

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – Unesp como parte dos requisitos para obtenção do título de Engenheiro Mecânico.

Dr. Márcio Antônio Bazani

Orientador

Ilha Solteira

2022

FICHA CATALOGRÁFICA

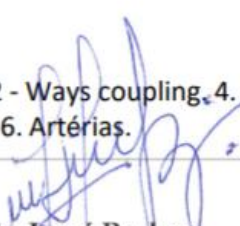
Desenvolvido pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

C331a Carvalho, Pedro Cavalcanti de.
Análise Numérica de uma Artéria Cerebral no ANSYS / Pedro Cavalcanti de Carvalho. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2022
56 f. : il.

Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia Mecânica) -
Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2022

Orientador: Márcio Antônio Bazani
Inclui bibliografia

1. Bioengenharia. 2. Hiperelasticidade. 3. 2 - Ways coupling. 4. Fluido não newtoniano. 5. Interação fluido-estrutura. 6. Artérias.


João Josué Barbosa
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação
Diretor Técnico
CRB 8-5642

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

FACULDADE DE ENGENHARIA - CÂMPUS DE ILHA SOLTEIRA

CURSO DE ENGENHARIA MECÂNICA

ATA DA DEFESA – TRABALHO DE GRADUAÇÃO

Análise Numérica de uma Artéria Cerebral no ANSYS

ALUNO: Pedro Cavalcanti de Carvalho RA:161050018

ORIENTADOR: Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani

Aprovado (X) - Reprovado () pela Comissão Examinadora

Comissão Examinadora:



Prof. Dr. Márcio Antonio Bazani Prof. Presidente (Orientador)



Dra. Jeane Batista de Carvalho



Prof. Dr. João Batista Campos Silva

Ilha Solteira (SP) 13 de abril de 2022

DEDICATÓRIA

Este trabalho é dedicado aos meus pais, que me apoiaram durante todo o curso

RESUMO

Nesta última década as artérias cerebrais foram fonte de diversas pesquisas, muitas das quais tem as estudado, a partir da perspectiva de um engenheiro, doenças extremamente complexas como aneurismas por exemplo. A principal abordagem utilizada são as simulações numéricas, nelas geralmente se escolhe ou o sangue ou as artérias como foco principal do estudo, poucos são aqueles que estudam ambos e menos ainda aqueles que estudam ambos sem fazer utilizar hipóteses simplificadoras relativas ao comportamento desses dois materiais. Neste trabalho tentou-se evita-las, assim cada material foi modelado de forma a se aproximar de seu comportamento real, as artérias cerebrais foram consideradas como uma estrutura hiperelástica sob uma interação fluido-estrutura com o sangue, um fluido não newtoniano. O método de acoplamento utilizado foi o método 2-ways e com ele foi possível a observação de comportamentos estruturais das artérias, que sugerem uma melhor discussão sobre modos de falha da artéria e a função de cada túnica arterial.

Palavras-chave: Interação fluido-estrutura, método 2-ways, fluido não newtoniano, hiperelasticidade.

ABSTRACT

In the last decade the brain arteries were a source of many researches, they try to study from an engineering perspective very difficult diseases such as aneurysm. They usually choose either the blood or the artery to study, but few study both without some bigger considerations like considering blood Newtonian or the structure elastic. This study tries to give a different light to those by trying to study the nature of a brain artery. For that the behavior of the brain arteries were treated as a Fluid-Structure Interaction problem and for that was used a 2-way coupling method between a non-Newtonian fluid and an isotropic hyperelastic structure. With this approach some conclusion about the nature of brain arteries, and arteries in general maybe, could be made. Those conclusions could lead to some new reflections about failure mode of arteries and the function of each layer of an artery.

Keywords: FSI, 2-ways coupling, hyperelasticity, Non-Newtonian Fluid

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - escoamento interno viscoso	12
Figura 2 - Camadas da parede arterial.....	13
Figura 3 - Círculo de Willis.....	14
Figura 4 - Regiões mais comuns de ocorrência de aneurisma.....	15
Figura 5 - Gráficos de tensão por deformação dos principais componentes arteriais	19
Figura 6 - Proporção dos principais componentes arteriais em diferentes artérias	20
Figura 7 - Distribuição de fibra da túnica adventícia	21
Figura 8 - Distribuição de fibra da túnica média.....	22
Figura 9 - Geometria Recebida	28
Figura 10 - Geometria após mesclagem de áreas e seleção das artérias relevantes	29
Figura 11 - Comparativo da geometria gerada para o sangue e a geometria fonte	30
Figura 12 - Geometria Final	31
Figura 13 - Malha da estrutura	32
Figura 14 - Malha do fluido	32
Figura 15- Camadas da malha estrutural.....	33
Figura 16 - Vazão da artéria basilar gerada com os coeficientes da tabela 2.....	35
Figura 18 - Curve-fit gerado pelo Ansys Workbench	37
Figura 17 - Curva tensão-deformação.....	37
Figura 19 - Material isotrópico gerado.....	38
Figura 20 - Viscosidade Dinâmica	41
Figura 21 - Taxa de Cisalhamento	42
Figura 22 - Módulo da velocidade em diferentes linhas de corrente	43
Figura 23 - Tensão de cisalhamento de parede	43
Figura 24 - Deformação total	44
Figura 25 - Tensão equivalente	45
Figura 26 - Deformação verdadeira	45
Figura 27 - Direções das tensões principais	47
Figura 28 - Tensão cisalhante em x.....	48
Figura 29 - Tensão cisalhante em y.....	49
Figura 30 - Tensão cisalhante em z.....	49
Figura 31- RMS das duas transferências de dados da Interação Fluido-Estrutura.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Constantes do modelo reológico de Carreu-Yatsuda	34
Tabela 2 - Constantes da série de Fourier utilizada como vazão de entrada	35
Tabela 3 - Constantes do material do modelo de Odgen de 3 ordem.....	38

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	11
OBJETIVOS	11
O SANGUE	11
ARTÉRIAS	12
<i>Estrutura da parede arterial.....</i>	<i>13</i>
<i>Círculo de Willis.....</i>	<i>14</i>
CONCEITOS UTILIZADOS	16
<i>Reologia do Sangue</i>	<i>16</i>
MODELOS REOLÓGICOS	17
EQUAÇÕES GOVERNANTES.....	17
PRINCIPAIS COMPONENTES ESTRUTURAIS	18
<i>Disposição dos componentes na artéria cerebral.....</i>	<i>19</i>
<i>Distribuição de fibras de colágeno.....</i>	<i>21</i>
MODELOS MATEMÁTICOS PARA A PAREDE ARTERIAL	22
<i>Elasticidade não linear.....</i>	<i>23</i>
Referenciais	23
Principais tensores	23
Tensores de tensão.....	24
Invariantes	24
Energia de deformação específica	25
Modelo de multicamada de Holzapfel	25
Modelo de Odgen de 3ª ordem	26
INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA	27
MATERIAIS E MÉTODOS	28
GEOMETRIA	28
MALHA	31
FLUIDO	33
ESTRUTURA	36
INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA	40
RESULTADOS	41
FLUIDO	41
ESTRUTURA	44
INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA	50
CONCLUSÃO	50
BIBLIOGRAFIAS.....	52

Introdução

O sistema cardíaco é um complexo de tubos que percorrem o corpo humano levando através do sangue oxigênio coletado nos pulmões para todas as células do corpo. Nele o sangue circula devido ao coração que funciona como uma bomba que transmite ao sangue a pressão necessária para ele circular ao longo de todo corpo. As estruturas que levam o sangue rico em oxigênio para as células do resto do corpo são chamadas artérias e as que trazem o sangue de volta para o coração são as veias. Claramente as artérias estão submetidas a maiores pressões já que recebem o sangue recém bombeado assim elas estão mais sujeitas as falhas estruturais e dessa forma apresentam esse agravante quando ocorre alguma doença. Algumas doenças como os aneurismas por exemplo esse agravante pode fazer com que a artéria falhe e se rompa gerando, dependendo de qual artéria, uma hemorragia interna ou então um acidente vascular cerebral (AVC) do tipo hemorrágico. Com esse foco diversas pesquisas sobre a interação entre o sangue e as artérias começaram a ser feitas e hoje a interação entre o escoamento do sangue e as paredes arteriais se tornou um problema de interação fluido-estrutura de grande interesse científico.

Objetivos

Dessa forma este trabalho tem como objetivo simular esse problema de interação fluido-estrutura de relevante interesse científico, mostrar a utilização de um software clássico de engenharia, o ANSYS, para simular problemas de interação fluido estrutura, utilizando um fluido não newtoniano e apresentar uma maneira de simular a estrutura arterial a partir dos recursos oferecidos pelo Ansys.

Assim para entender um pouco mais sobre como essa interação deve-se primeiro apresentar os dois participantes dessa interação

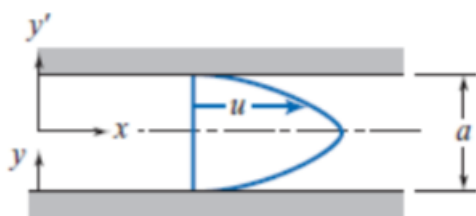
O sangue

O sangue é um fluido não newtoniano e por isso sua viscosidade varia com a taxa de cisalhamento ou as componentes cisalhantes do gradiente de velocidade ou com a forma com que o campo de velocidades está distribuído no fluido, todas essas definições remetem a mesma variável conhecida na literatura internacional como *shear rate*. Um comportamento importante do sangue e que gera muitas discussões é que o sangue apesar de ser um fluido não newtoniano ele apresenta uma faixa de variação de viscosidade que ocorre quando a taxa de cisalhamento está entre 0 e 100 s^{-1} (OLIVEIRA *et al*, 2021) e a partir dessa taxa de cisalhamento o sangue se

comporta como um fluido Newtoniano e dessa forma tem um valor constante de viscosidade. O grande problema relacionado a essa variação é que 100 s^{-1} é um valor tipicamente baixo de taxa de cisalhamento e por isso alguns autores acabam por negligenciar o efeito não Newtoniano do sangue. Entretanto como o foco desse trabalho é o estudo de um aneurisma o efeito não newtoniano será levado em conta devido principalmente devido as consequências do aumento da área lúmen que caracteriza o aneurisma.

Para entender essas consequências vale a pena lembrar a definição de taxa de cisalhamento que a derivada espacial da velocidade nas direções de cisalhamento, ou seja, caso se considere um escoamento numa tubulação a taxa de cisalhamento seria dada pela derivada do perfil de velocidades na direção perpendicular ao escoamento. Por exemplo suponha o caso ilustrado na figura 1.

Figura 1 - Escoamento interno viscoso



Fonte: Fox 8ed

Nesse caso a taxa de cisalhamento é dada por:

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial u}{\partial y} \quad (1)$$

Assim caso ocorra um aumento de área da tubulação a velocidade máxima do perfil seria reduzida pela equação da continuidade e se teria mais espaço para a velocidade sair da velocidade máxima e atingir o 0 da condição de não deslizamento. Desta forma o aumento dessa área de escoamento tem um impacto muito significativo na taxa de cisalhamento podendo fazê-lo atingir níveis muito baixos onde o comportamento não Newtoniano do sangue pode se tornar relevante. Por isso nesse trabalho o sangue será considerado um fluido não newtoniano.

Artérias

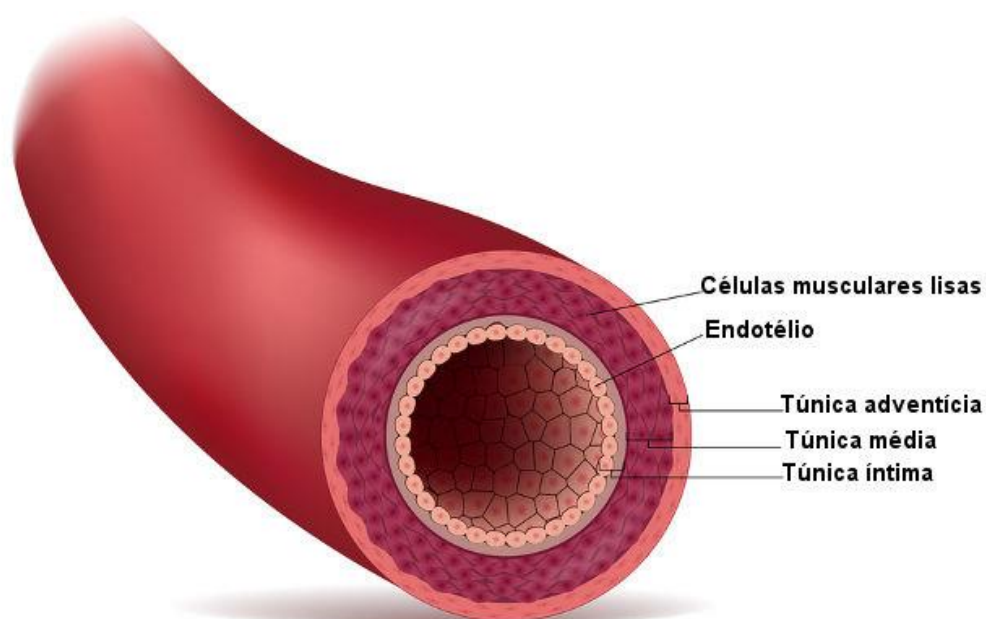
Para conseguir simular as artérias com maior fidelidade deve-se analisar as artérias em quatro passos, primeiro a forma com que ela é subdivida, depois os materiais que a compõe, a forma com que eles estão distribuídos, e por fim como os modelos matemáticos modelam toda essa composição.

Estrutura da parede arterial

As artérias são tubos compostos tipicamente por 3 camadas: a túnica adventícia (camada mais externa), a túnica média e a túnica íntima (camada mais interna). Na figura 2 essas três camadas são ilustradas para uma artéria genérica que normalmente representa bem para a maioria das artérias a divisão interna da parede arterial, entretanto dessas divisões somente duas tem alguma relevância estrutural num indivíduo saudável, a média e a adventícia. A íntima costuma ser desprezada nas simulações que visam reproduzir o sistema arterial por ser uma camada bem fina e pelo endotélio ser uma estrutura muito pouco rígida. (HOLZAPFEL 2014) Entretanto também vale lembrar que a íntima só pode ser de fato desprezada caso seja considerada a ausência de aterosclerose, pois senão tem-se um aumento da espessura, devido a deposição de gordura e um aumento da rigidez devido a deposição de cálcio.

Este trabalho está inserido dentro de uma linha de pesquisa que tem como o foco o estudo de um aneurisma cerebral assim além da apresentação das artérias como um todo, a apresentação das artérias cerebrais se faz necessária. As artérias do cérebro têm uma especificidade importante que as vezes pode gerar algumas confusões, elas não têm uma túnica adventícia muito bem distinta, pois não tem a camada de elastina que caracteriza a separação das túnicas (HUMPHREY, 2014). Assim elas virtualmente não têm adventícia (HOLZAPFEL, 2000), tem somente uma túnica média muito espessa.

Figura 2 - Camadas da parede arterial



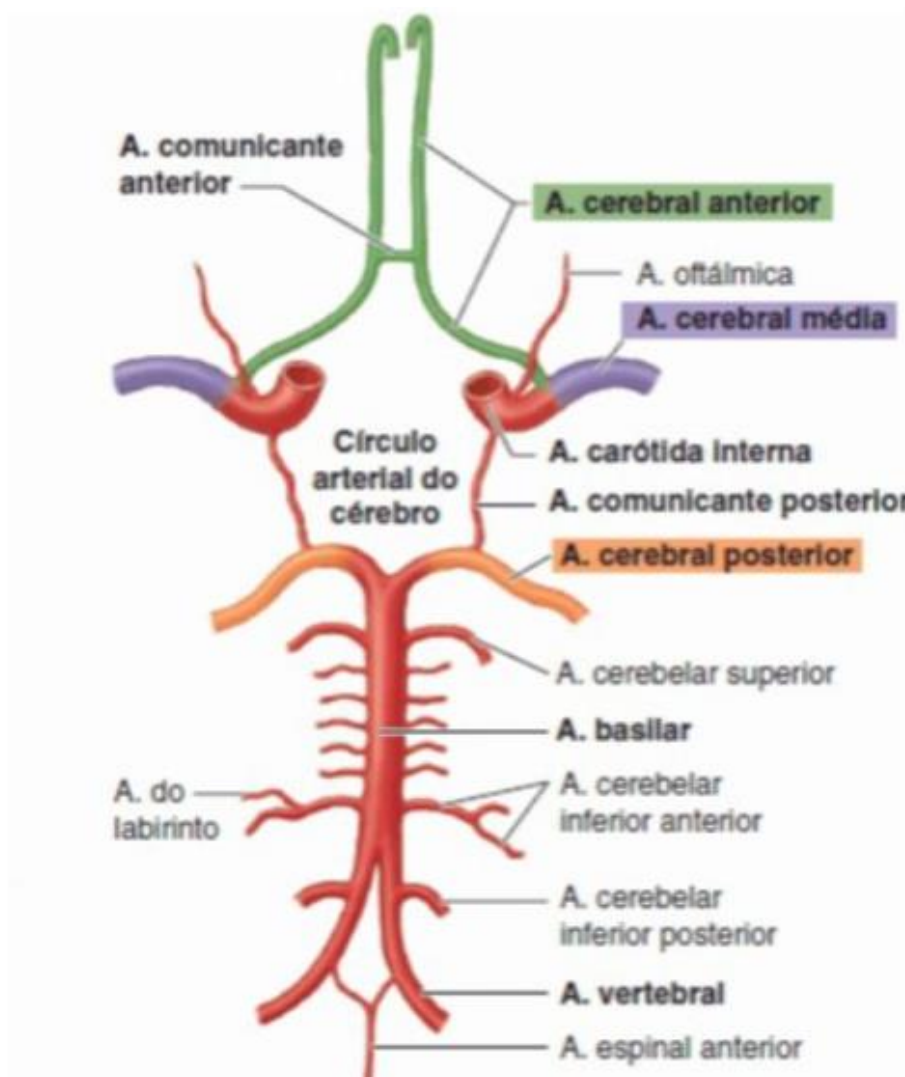
Fonte: (SANTOS, 2021)

Como já dito as artérias em comparação com as veias têm o agravante de serem submetidas à pressões mais altas pois recebem o sangue com maior pressão o que acaba por exigir mais da estrutura das artérias. Assim o conjunto de artérias cerebrais que são mais exigidas estruturalmente são aquelas que acabam de receber o sangue vindo do coração e devem redistribuí-lo para toda a cabeça.

Círculo de Willis

O círculo de Willis é um conjunto de artérias localizadas na base do cérebro que é responsável por receber o sangue advindo do coração e distribuí-lo para todas as células cerebrais.

Figura 3 - Círculo de Willis

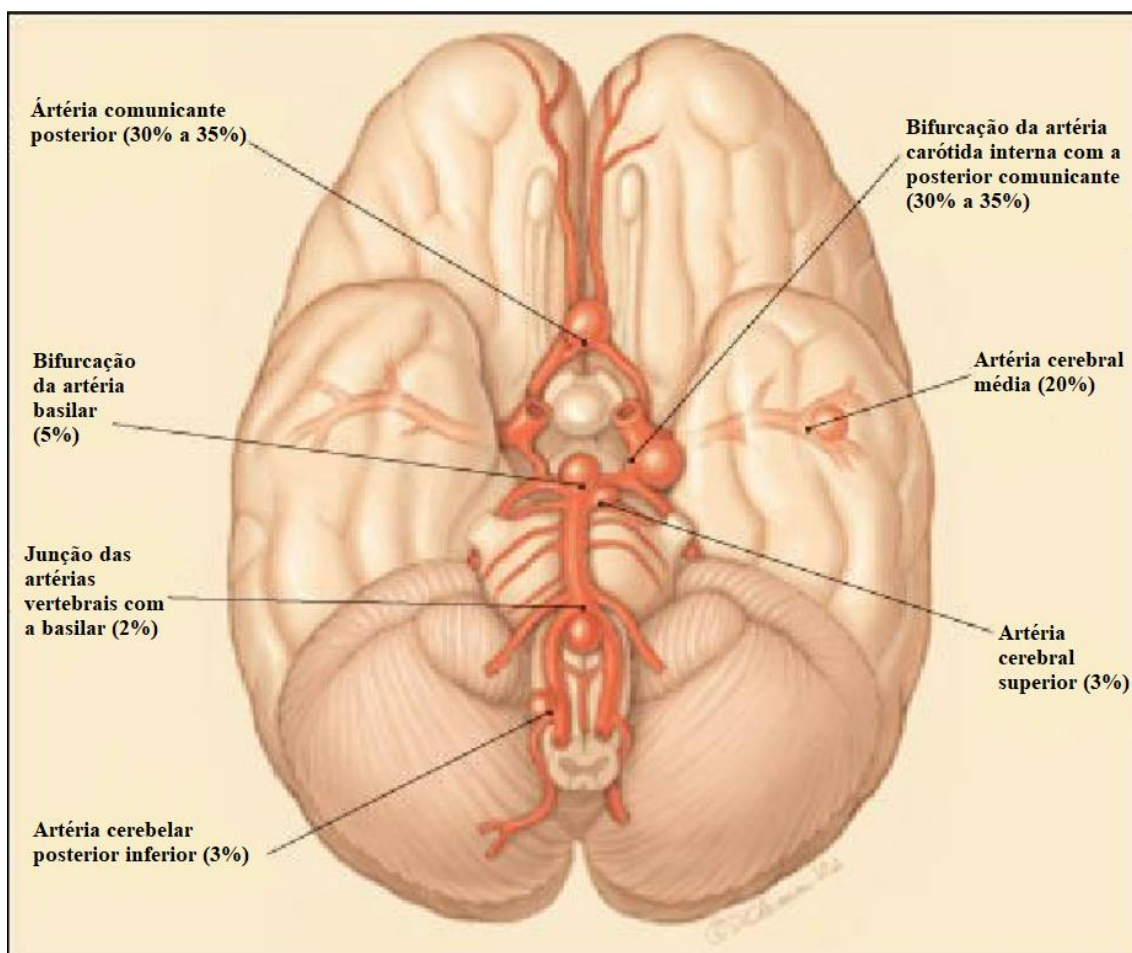


Fonte: (SILVA, 2018)

Na figura 3 é ilustrado o funcionamento do círculo de Willis, nele o sangue entra pelas artérias carótidas internas e pela artéria basilar e sai pelas artérias cerebral posterior, cerebral anterior e cerebral média. Para facilitar a visualização da direção do fluxo sanguíneo dentro do círculo, na figura 3 as artérias maiores em vermelho são as artérias por onde entra o sangue e as coloridas por onde sai. Vale ressaltar que o círculo de Willis representado na figura 3 apresenta somente as principais artérias e dessa forma existem diversas arteríolas que também saem das diferentes partes do círculo, mas que foram desconsideradas nesse trabalho.

As regiões mais comuns de ocorrência de aneurisma no círculo de Willis são, do mais frequente para o menos: A bifurcação da artéria comunicante anterior com a cerebral anterior, a bifurcação da artéria carótida interna com a comunicante posterior, a artéria cerebral média, a bifurcação da artéria basilar (KEEDY, 2006) (GADOL, 2021). A figura 4 apresenta a localização de cada uma dessas regiões e apresenta também outras regiões em que também ocorrem aneurismas, entretanto com menor incidência.

Figura 4 - Regiões mais comuns de ocorrência de aneurisma



Fonte: Adaptado de VEGA,C.;KWOON, J.V. E LAVINE, S.D.(2002).

Esse sistema de artérias foi o alvo da nossa simulação e nele foi escolhida a bifurcação da artéria basilar com a artéria cerebral posterior como foco da simulação. O motivo dessa escolha se deveu pela obtenção de um desenho em CAD produzido a partir de imagens de ressonância magnética dessa região do círculo de Willis com a incidência do aneurisma nessa região.

Conceitos Utilizados

Para evitar as simplificações rotineiras acerca do comportamento tanto do sangue quanto das artérias um aprofundamento maior sobre o comportamento de cada um dos participantes da simulação se fez necessária. Assim o primeiro estudado foi o comportamento sanguíneo, nele levou-se em consideração os fenômenos que levam o sangue a se comportar como um fluido não newtoniano, os modelos reológicos que o modelam e por fim as equações que modelaram o domínio do fluido na simulação. Compreendido o comportamento do sangue foi estudado as paredes arteriais, para isso fez necessário primeiro o estudo da elasticidade não linear e depois um estudo aprofundado dos componentes das paredes artérias para enfim conseguir analisar os modelos hiperelásticos que modelam as paredes artérias.

Reologia do Sangue

O sangue pode ser dividido em três partes o plasma, os glóbulos vermelhos e os glóbulos brancos, desses o que mais impacta a viscosidade do sangue e dessa forma é o mais importante para a reologia do sangue são os glóbulos vermelhos.

Os glóbulos vermelhos do sangue são os principais agentes de mudança da viscosidade do sangue, e eles podem aumentar ou reduzir a viscosidade dependendo da taxa de cisalhamento do sangue e de sua concentração nele (KARSHEVA, DINKOVA, PENTCHEV, & IVANOVA, 2009). A concentração de glóbulos vermelhos aumenta o efeito não Newtoniano do sangue e dessa forma quanto mais glóbulos vermelhos maior será a viscosidade do sangue para todas as diferentes taxas de cisalhamento. A razão disso se deve à tendência de agregação das hemácias que aumenta a viscosidade do sangue e dependendo da taxa de cisalhamento essa agregação pode se tornar mais ou menos relevante, percebe-se que o aumento da concentração aumenta essa tendência o que aumenta a viscosidade em todas as taxas de cisalhamento, mas não faz com que o sangue deixe de apresentar mudanças de viscosidade com a variação das taxas de cisalhamento (CARVALHO, 2017). O comportamento não Newtoniano do sangue pode ser explicado principalmente pela deformação dos glóbulos vermelhos em altas taxas de cisalhamento quando eles passam a assumir um formato mais aerodinâmico e mais próximo de

uma gota o que diminui sua resistência ao escoamento diminuindo assim a viscosidade do sangue (RECKTENWLD & WAGNER, 2020).

O resultado desses fenômenos gera uma diminuição de cerca de 10 vezes na viscosidade com o aumento da taxa cisalhante e um aumento exponencial com o aumento da concentração de hemoglobina no sangue.

Modelos reológicos

A reologia desenvolveu diversos modelos reológicos para parametrizar a relação tensão cisalhante e taxa de cisalhamento. Entretanto para o sangue dois modelos se destacam e são muito utilizados para a modelar o sangue. O primeiro é o da lei da potência em que a viscosidade é dada por:

$$\mu = K\dot{\gamma}^{n-1} \quad (2)$$

Onde μ é a viscosidade dinâmica, $\dot{\gamma}$ a taxa de cisalhamento, K uma constante em Pa.s e n uma constante adimensional

A segunda forma é a lei de Carreau-Yatsuda essa lei descreve bem fluidos que sejam caracterizados por terem dois patamares de comportamentos Newtonianos, um para baixas taxa de cisalhamento e um para altas taxas.

$$\frac{\mu - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu} = \frac{1}{(1 + (K_1 \dot{\gamma})^2)^{m_1/2}} \quad (3)$$

Como já dito o sangue apresenta um comportamento praticamente newtoniano a taxas de cisalhamento acima de $100s^{-1}$ e como o modelo de Carreau-Yatsuda trabalha com esses patamares ela consegue descrever bem o comportamento do sangue pois é evidenciado o patamar de comportamento Newtoniano.

Vale a pena ressaltar que a lei de Carreau-Yatsuda se aproxima da lei de potência caso se considere $\mu \ll \mu_0$ e $\mu \gg \mu_{\infty}$ pois chegamos em:

$$\mu = \frac{\mu_0}{(K_2 \dot{\gamma})^m} \cong K\dot{\gamma}^{n-1} \quad (4)$$

Equações governantes

As principais equações governantes da parte fluida do problema são a conservação de massa, a segunda lei de Newton e a equação constitutiva dadas a seguir:

$$\nabla \bar{u} = 0 \quad (5)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + f_c \quad (6)$$

$$\tau = \mu(S)S \quad (7)$$

Onde S é o tensor da taxa de deformação. Vale lembrar que os modelos reológicos definem a viscosidade como função da taxa de cisalhamento e não do tensor de deformação, entretanto essas duas grandezas podem ser relacionadas da seguinte forma:

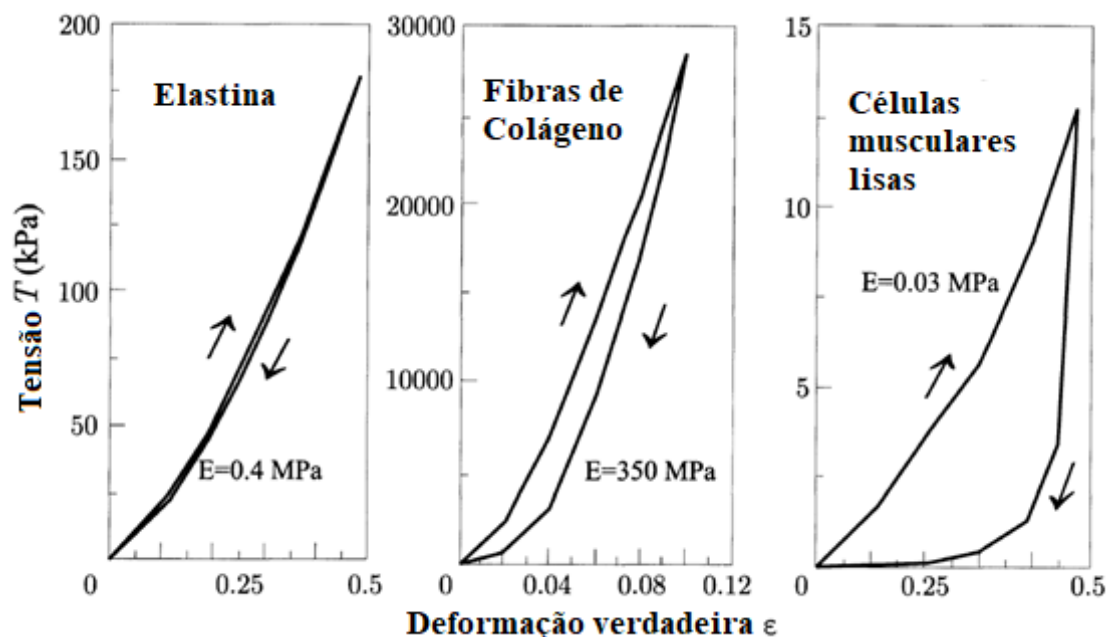
$$\dot{\gamma} = \sqrt{0,5 * S : S} \quad (8)$$

Vale ressaltar que o escoamento do sangue será assumido estacionário, laminar e incompressível e por isso não será utilizada a equação de conservação de energia na simulação numérica proposta neste trabalho. A principal motivação dessa definição se deve aos diversos trabalhos sobre aneurismas cerebrais considerarem o escoamento como laminar, estacionário e incompressível. (OLIVEIRA *et al*, 2021), (BERNSDOLF & WANG, 2009), (SODRÉ *et al*, 2018), (SHAMLOO, NEJAD, & SAEEDI, 2017))

Principais componentes estruturais

A estrutura arterial é composta basicamente por três materiais diferentes, fibras de colágeno, elastina e músculos lisos. Na figura 5 tem-se os gráficos de tensão por deformação década um desses materiais, a partir deles percebe-se que o principal componente que fornece rigidez à artéria são as fibras de colágeno, depois a elastina que oferece uma rigidez bem menor que as fibras de colágeno mais que tem como principal função dar flexibilidade às artérias e as células musculares tem como principal função gerar rigidez para o movimento de contração da artéria e não no movimento de expansão, que é o movimento gerado pela formação do aneurisma, um outro contribuição importante das células musculares às artérias é torna-las um pouco menos hiperelástica conferindo a elas as suas características viscoelásticas (HAYASHI 2014)..

Figura 5 - Gráficos de tensão por deformação dos principais componentes arteriais



Fonte: Adaptado de HAYASHI (2014)

Observando-se esses gráficos da figura 5 percebe-se que apesar de não ser rigorosamente um material hiperelástico, as células musculares não têm um módulo de elasticidade relevante durante o movimento de expansão e por isso as artérias são comumente tratadas como um material hiperelástico, o que não está tão longe do comportamento dos outros dois materiais.

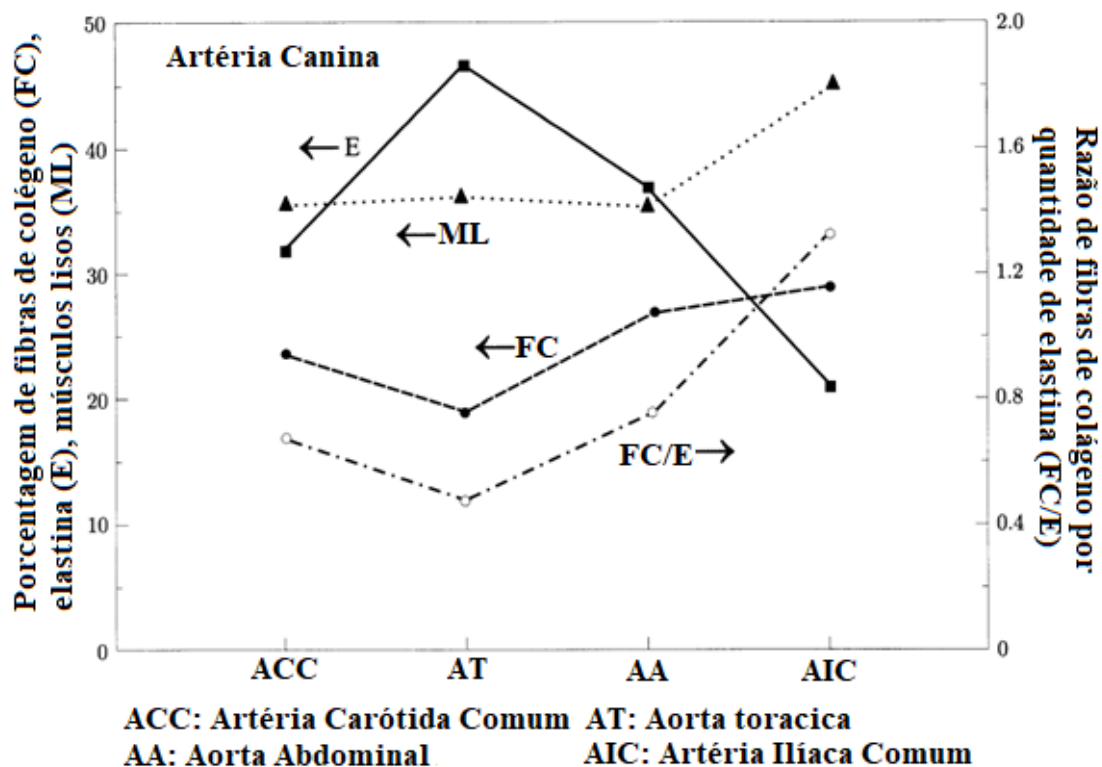
Disposição dos componentes na artéria cerebral

O percentual com que esses componentes estão dispostos numa artéria varia com a artéria que se está analisando. Na figura 6 temos uma exposição de como cada um dos componentes das artérias varia no sistema circulatório canino.

Como o foco deste trabalho é estudar um aneurisma cerebral, nesse trabalho a disposição dos componentes será próxima à da artéria carótida comum, artéria essa próxima da artéria carótida anterior que é uma das artérias por onde o sangue entra no círculo de Willis. Assim foram procurados dados e experimentos realizados com artérias próximas de forma que a simulação tenha uma proximidade maior com o fenômeno que ocorre no corpo humano.

Desta forma para garantir essa maior fidelidade deve-se lembrar que nas artérias cerebrais a túnica adventícia não é muito bem distinta da túnica média e muitas vezes são consideradas como uma única túnica média assim foi dada uma maior atenção a essa túnica.

Figura 6 - Proporção dos principais componentes arteriais em diferentes artérias



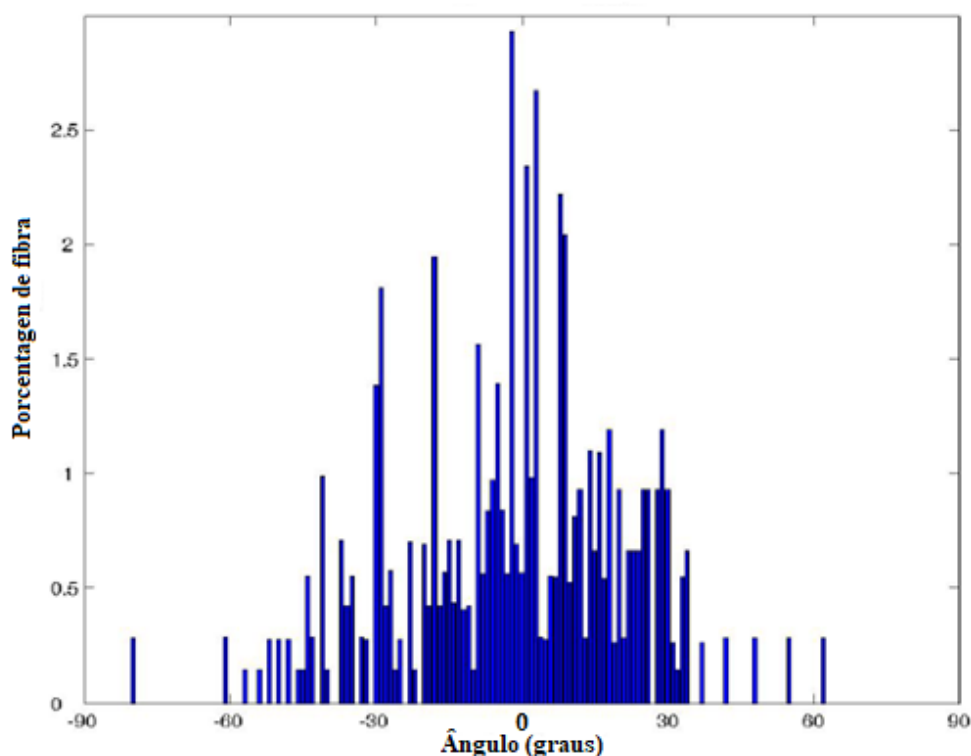
Fonte: Adaptado de HAYASHI (2014)

A túnica média é uma camada composta por uma camada de células musculares envolvida por uma rede de elastina e de fibras de colágeno. Como a elastina é um material tipicamente isotrópico e as fibras de colágeno tem um comportamento tipicamente anisotrópico com maior rigidez na direção das fibras, a túnica média deve ser trada como um material anisotrópico e dessa forma será necessário a obtenção de dados relativos à direção das fibras de colágeno. Vale ressaltar que o foco principal será dado para esses dois materiais pois as células musculares têm um módulo de elasticidade muito pequeno comparado a esses outros dois materiais de acordo com a figura 5.

Distribuição de fibras de colágeno

A distribuição de fibras de colágeno é um assunto que ainda está sendo muito pesquisado e ainda está sendo avaliado e medido então não existem valores padrões para as direções das fibras de colágeno. Entretanto com esses primeiros estudos das direções de fibra de colágeno foi demonstrado um fato muito importante, a túnica média e a túnica adventícia das artérias cerebrais tem distribuições de fibra diferentes e por isso precisam ser analisadas como duas túnicas distintas. Dessa forma foi usado como referência a tese de doutorado de Wagner (2011) e a dissertação de mestrado de Wicker (2007).

Figura 7 - Distribuição de fibra da túnica adventícia

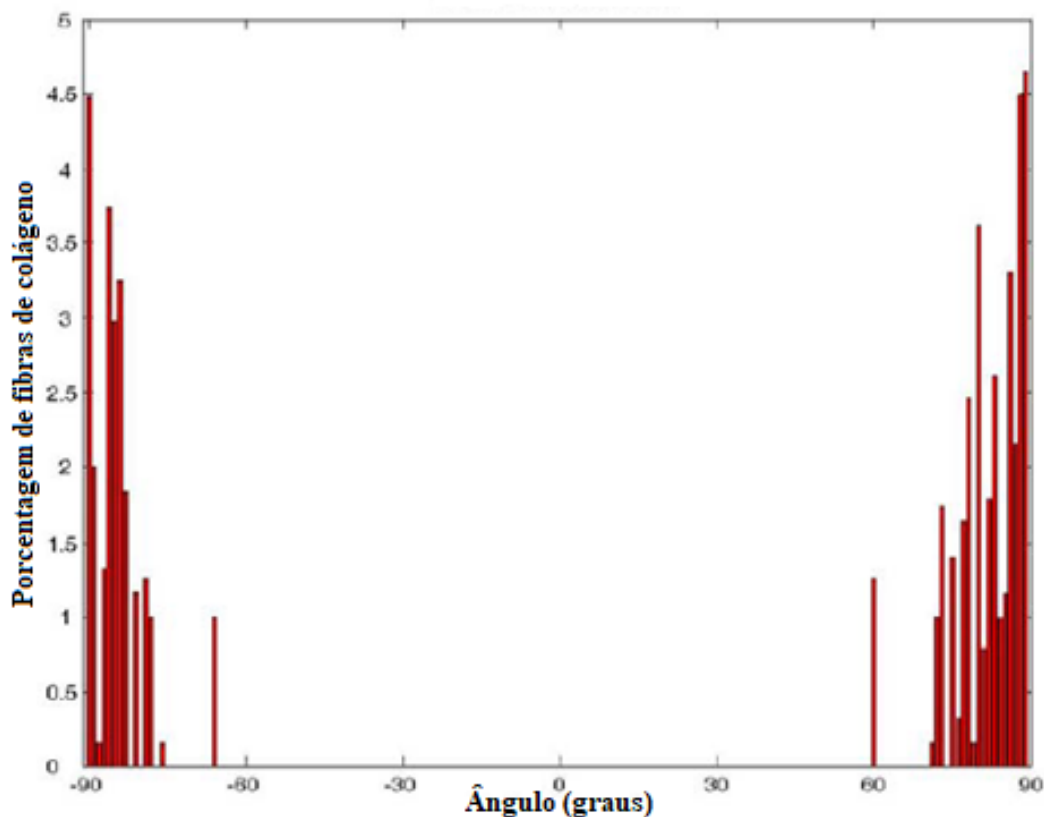


Fonte: Adaptado de WICKER (2007)

Na dissertação foram feitos experimentos com artérias basílicas de coelhos e dentre esses experimentos foi feita a medição da direção das fibras de colágeno das túnicas média e adventícia. Nesses experimentos foi observado que a direção das fibras não é uniforme dentro de cada uma das túnicas e assim as fibras apresentam somente uma direção preferencial, mas não uma direção uniforme. Nesse estudo foram geradas as figuras 7 e 8, nelas os ângulos são medidos dentro do plano composto pelas direções axial e tangencial e tomam como referência a direção axial. A partir dessas figuras observa-se que a túnica média apresenta uma direção preferencial muito próxima a direção tangencial, conforme ilustrado na figura 8, e que a adventícia tem uma direção preferencial que tende mais à direção axial da artéria, conforme ilustrado na figura 7. Na figura 7 a túnica adventícia apresenta uma maior distribuição de fibras

e isso acaba se refletindo no modelo matemático proposto adiante no trabalho. Na figura 8 por sua vez tem-se uma maior concentração das fibras de colágeno na túnica média, a túnica mais espessa da artéria basilar (WAGNER, 2011).

Figura 8 - Distribuição de fibra da túnica média



Fonte: Adaptado de WICKER (2007)

Modelos matemáticos para a parede arterial

O entendimento dos modelos matemáticos que modelam as artérias e que apresentam a contribuição dos componentes da artéria passa pelo entendimento dos modelos hiperelásticos. Assim para a modelagem da estrutura arterial foi considerada a artéria como um material hiperelástico que segue a relação tensão deformação dada por uma função de energia de deformação. Essa energia de deformação foi modelada seguindo o modelo de um material hiperelástico isotrópico. Assim a energia de deformação define não somente um modelo mas também o material hiperelástico. Desta forma para o melhor entendimento dos modelos hiperelásticos se faz necessário uma base sobre elasticidade não linear.

Elasticidade não linear

A elasticidade não linear parte da necessidade de uma maior precisão da matriz deformação quando se tem grandes deformações, pois conforme as deformações aumentam as matrizes de deformação vão perdendo cada vez mais o seu sentido físico (BONET, 2008). Assim uma das principais diferenças é que a matriz deformação não é assumida como simétrica, mas simplesmente como uma medição da variação das distancias entre os diferentes pontos do material antes e depois da deformação.

Referenciais

Iremos tratar das deformações em 2 referências, um referencial material, que acompanha as deformações geradas dentro do corpo e que será expresso em letras maiúsculas, e o referencial espacial ou inercial que não acompanha as deformações e assim consegue visualizá-las, esse referencial será expresso em letras minúsculas.

Dessa forma define-se o tensor deformação como sendo:

$$F = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial X} & \frac{\partial y}{\partial X} & \frac{\partial z}{\partial X} \\ \frac{\partial x}{\partial Y} & \frac{\partial y}{\partial Y} & \frac{\partial z}{\partial Y} \\ \frac{\partial x}{\partial Z} & \frac{\partial y}{\partial Z} & \frac{\partial z}{\partial Z} \end{bmatrix} \quad (9)$$

A principal finalidade desse tensor dentro da álgebra linear é a de transferir um vetor de um referencial para o outro, o que nos leva a seguinte constatação:

$$x = F * X \quad (10)$$

Para que haja deformação F não pode ser singular, assim:

$$J \equiv \det F > 0 \quad (11)$$

Principais tensores

Os principais tensores a serem lembrados são o tensor direito de Cauchy-Green e o tensor de alongamento.

O tensor de Cauchy-Green direito como sendo:

$$C = F^T * F \quad (12)$$

Vale ressaltar que a principal finalidade desse tensor dentro da álgebra linear é a de transferir o produto escalar entre dois vetores de um referencial para o outro, o que nos leva a seguinte constatação:

$$x_1 \cdot x_2 = X_1 * C * X_2 \quad (13)$$

O segundo tensor mais importante advém dessa relação, o tensor de alongamento é dado pela diferença entre os produtos escalares dos dois referenciais

$$\frac{(x_1 \cdot x_2 - X_1 \cdot X_2)}{2} = \frac{X_1 \cdot C \cdot X_2 - X_1 \cdot X_2}{2} = X_1 \cdot \frac{(C-I)}{2} \cdot X_2 = X_1 \cdot E \cdot X_2 \quad (14)$$

Com isso temos que o tensor de alongamento é dado por:

$$E = (C - I) / 2 \quad (15)$$

Onde I é o vetor identidade. Esse tensor de alongamento é o tensor utilizado para medir as deformações dentro dos corpos. Assim é o principal tensor utilizado para medir as deformações é o tensor de alongamento.

Tensores de tensão

Os tensores de tensão são tensores que relacionam a área em que a tensão atua com o vetor de tensão, assim o tensor de tensão pode ser definido da seguinte forma:

$$\text{Vetor de tensão} = \text{tensor} \cdot \text{área tensionada} \quad (16)$$

Como estamos trabalhando com dois referenciais distintos em que cada uma enxerga o mesmo vetor de forma diferente, surgem 4 tensores diferentes que relacionam um vetor tensão enxergado num referencial com a respectiva área tensionada enxergada no mesmo referencial ou no outro referencial.

Os 4 tensores de tensão são o de Cauchy, o primeiro tensor de Piola-Kirchoff, o segundo de Piola-Kirchoff e o de Biot cada um relaciona a área expressa num referencial com a tração expressa no mesmo ou no outro referencial. O tensor de Biot relaciona a área no referencial espacial com a tensão no referencial material, o primeiro tensor de Piola-Kirchoff relaciona a área no referencial material com a tensão no referencial espacial, o segundo tensor de Piola-Kirchoff relaciona a área no referencial material com a tensão no mesmo referencial e o tensor de Cauchy relaciona a tensão e a área do referencial espacial.

Vale ressaltar que desses tensores somente o de Cauchy é um tensor simétrico, pois somente nele é possível garantir que a somatória dos torques numa partícula é nula sem acrescentar forças inerciais.

Invariantes

Semelhante como ocorre na elasticidade clássica, na não linear também é muito importante o cálculo dos invariantes, entretanto como a metodologia para encontrar as tensões é diferente a principal motivação não será mais encontrar as direções principais, mas formular a energia de deformação específica que será definida mais à frente.

Materiais fibrosos com duas famílias diferentes de fibras contém os seguintes invariantes:

$$\begin{aligned} I_1 &= \text{tr}C; & I_2 &= \{(\text{tr}C)^2 - (\text{tr}C^2)\}/2; & I_3 &= \det C = J^2 & I_4 &= a_0 \cdot C \cdot a_0 & I_5 &= a_0 \cdot C^2 \cdot a_0 \\ I_6 &= b_0 \cdot C \cdot b_0 & I_7 &= b_0 \cdot C^2 \cdot b_0 & I_8 &= \cos \Phi a_0 \cdot C b_0 \end{aligned} \quad (17)$$

Onde a_0 , b_0 e Φ são respectivamente os versores das duas famílias de fibras e o ângulo entre elas.

Energia de deformação específica

A energia de deformação específica, que tem unidade de potência específica, origina-se a partir do conceito de trabalho virtual e vale ressaltar que isso faz com que se assume que durante a deformação todo o trabalho gerado não é perdido calor pro ambiente, o que significa que essa potência só depende das configurações iniciais e finais o que é uma das definições de um material hiperelástico.

A energia de deformação é calculada a partir de um par conjugado de trabalho, esse par tem como propriedade permitir o cálculo da energia de deformação a partir do somatório da dupla contração de todos os elementos de volume do sólido. Um exemplo de um par conjugado de trabalho seria:

$$\delta W_{\text{int}} = \int_v \sigma : \delta d \, dv. \quad (18)$$

Onde σ é o tensor de Cauchy e d é a taxa de deformação. Como a energia de deformação essa energia tem unidade de potência e o par conjugado de trabalho é de um tensor de tensão e uma taxa de deformação, caso essa energia seja descrita em função de alguma medida de deformação a derivada dessa energia em função de uma medida de deformação teremos o tensor de tensão correspondente do conjugado.

Perceba que dessa forma pode-se a partir da definição de uma equação para a energia de deformação pode-se obter qualquer um dos tensores de tensão e conseqüentemente as reações estruturais do sistema.

Modelo de multicamada de Holzapfel

A túnica média será a principal camada das artérias cerebrais que será levada em conta, dessa forma ela será considerada inicialmente um material hiperelástico anisotrópico com quatro famílias de fibras, uma na direção axial, uma na direção tangencial e as outras duas em

direções diferentes de forma que o ângulo entre essas duas famílias tenha como bissetriz a direção axial.

Então para poder se modelar esse material usa-se um modelo constitutivo de Holzapfel de multicamadas que define uma energia de deformação que pode ser dividida em duas partes uma anisotrópica e uma isotrópica. A parte anisotrópica são as parcelas que contêm exponenciais e fazem uso do quarto invariante de cada uma das k-ésimas famílias, que são invariantes que medem a deformação nas direções das famílias de fibras de colágeno. Assim se faz necessário a definição dessas direções, a primeira família foi considerada na direção axial, a segunda na direção tangencial e a terceira e quarta com um ângulo $+\alpha$ e $-\alpha$ em relação a direção axial. Dessa forma a energia de deformação do modelo de multicamada de Holzapfel é dado por:

$$W = \frac{c}{2}(I_1 - 3) + \sum_{k=1,2,3,4} \frac{c_1^k}{4c_2^k} \left\{ \exp \left[c_2^k \left((\lambda^k)^2 - 1 \right)^2 \right] - 1 \right\}, \quad (19)$$

Onde c é uma constante do material da parte isotrópica, c_1^k e c_2^k também são constantes do material, mas da parte anisotrópica dele e λ^k é a deformação na direção da k-ésima família de fibras, essa deformação é dada por:

$$\lambda^k = \sqrt{\lambda_z^2 \cos^2 \alpha_o^k + \lambda_\theta^2 \sin^2 \alpha_o^k} \quad (20)$$

Onde λ^z e λ^θ são respectivamente as deformações nas direções axial e tangencial e α_o^k é o ângulo com relação ao eixo axial da direção da k-ésima família de fibras. Vale ressaltar que λ^k é a deformação na direção na k-ésima família de fibras e dessa forma ele equivale ao I_4 da k-ésima família de fibras.

Com isso foi possível o cálculo da tensão normal na direção tangencial dada por:

$$\sigma_\theta = \lambda_\theta \frac{\partial W}{\partial \lambda_\theta} = c \lambda_\theta^2 \left(1 - \frac{1}{\lambda_\theta^4 \lambda_z^2} \right) + \lambda_\theta^2 \sum_{k=1,2,3,4} \left\{ c_1^k \left((\lambda^k)^2 - 1 \right) \exp \left[c_2^k \left((\lambda^k)^2 - 1 \right)^2 \right] \sin^2 \alpha_o^k \right\} \quad (21)$$

Modelo de Odgen de 3ª ordem

O modelo de Odgen de 3ª ordem é um modelo usado para materiais hiperelásticos isotrópicos aceito pelo ANSYS Workbench e ele será utilizado para modelar o tecido arterial. O modelo de Odgen define a energia de deformação como uma função dependente das direções

principais de deformação do material e pode ser dividido em duas partes, uma isocórica e uma volumétrica. O modelo de Odgen de 3ª ordem é um caso específico do modelo de Odgen de ordem N, que é dado por:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J-1)^{2k} \quad (22)$$

Onde $\bar{\lambda}_1$, $\bar{\lambda}_2$ e $\bar{\lambda}_3$ são as deformações isocóricas nas direções principais do material, J o determinante do tensor de deformação, μ_i , α_i e d_k são constantes do material e N é a ordem do modelo. Perceba que por causa do somatório temos 3N constantes do material, sendo N μ_i , N α_i e N d_k .

Como o ANSYS workbench trabalha somente com as ordens 1, 2 e 3 do modelo de Odgen, foi utilizado o modelo de ordem 3 na simulação, perceba que a equação é a mesma, mas com N=3.

Vale a pena ressaltar que esse modelo tem o primeiro modulo volumétrico dado pela equação 23. Esse modulo também pode ser calculado pela elasticidade linear utilizando o modulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson (ν) conforme ilustrado na equação 23

$$K = \frac{2}{d_1} = \frac{E}{3(1-2\nu)} \quad (23)$$

Interação fluido-estrutura

A interação fluido-estrutura no ANSYS pode ocorrer de duas formas, 1 way ou 2 way. A primeira se refere a uma interação fluido-estrutura em que se pode desprezar o efeito das deformações estruturais no escoamento do fluido e dessa forma o ANSYS resolve primeiro domínio do fluido e exporta para o modulo estrutural as tensões que o fluido esteja exercendo na estrutura e então o modulo estrutural é resolvido finalizando dessa forma a interação. Na segunda forma o sistema resolve primeiro o modulo de fluido e exporta as tensões para o modulo estrutural que por sua vez encontra as deformações geradas pelo fluido, essas deformações geram uma nova geometria que é exportada de volta para o domínio do fluido realimentando o processo interativo até que se tenha para aquele intervalo de tempo uma geometria convergente. Percebe-se dessa forma que o 2 ways é o processo interativo mais indicado para interações fluido-estrutura pois ele garante que nenhuma das partes da interação

seja negligenciada, entretanto vale ressaltar que devido a esse processo interativo ser mais longo ele também exige uma maior capacidade computacional.

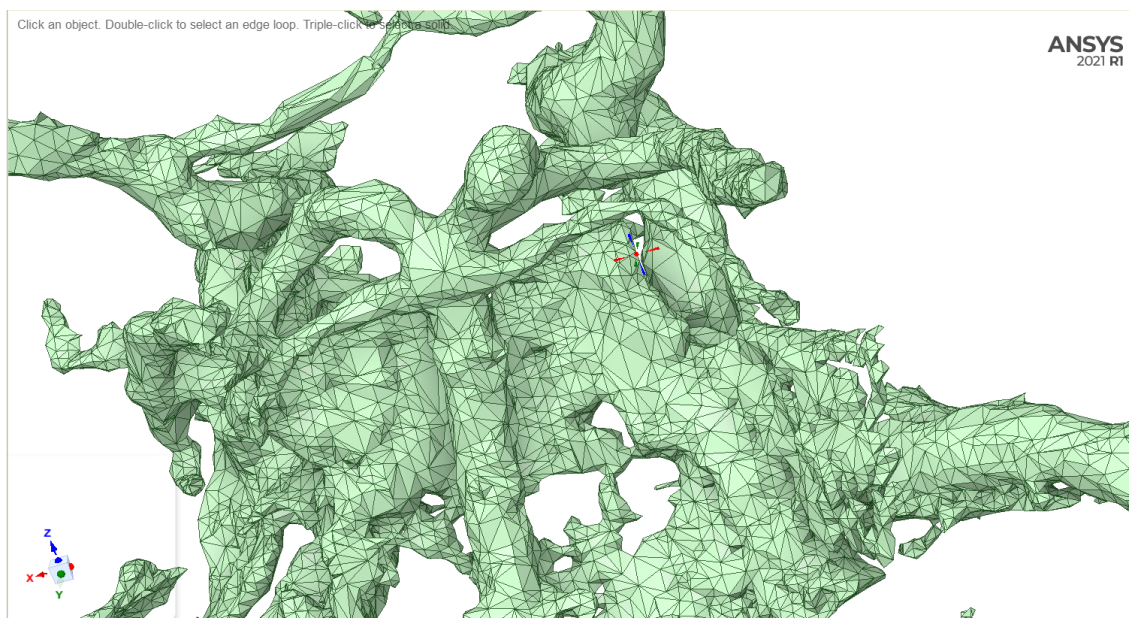
Materiais e métodos

Este trabalho foi realizado utilizando o computador do aluno e o software Ansys 2021R1, a obtenção de geometrias foi feita a partir da disponibilização gratuita de desenhos CAD 3D disponibilizadas pelo Dr. Samuel Damin, e condições de contorno foram obtidas com uma análise bibliográfica.

Geometria

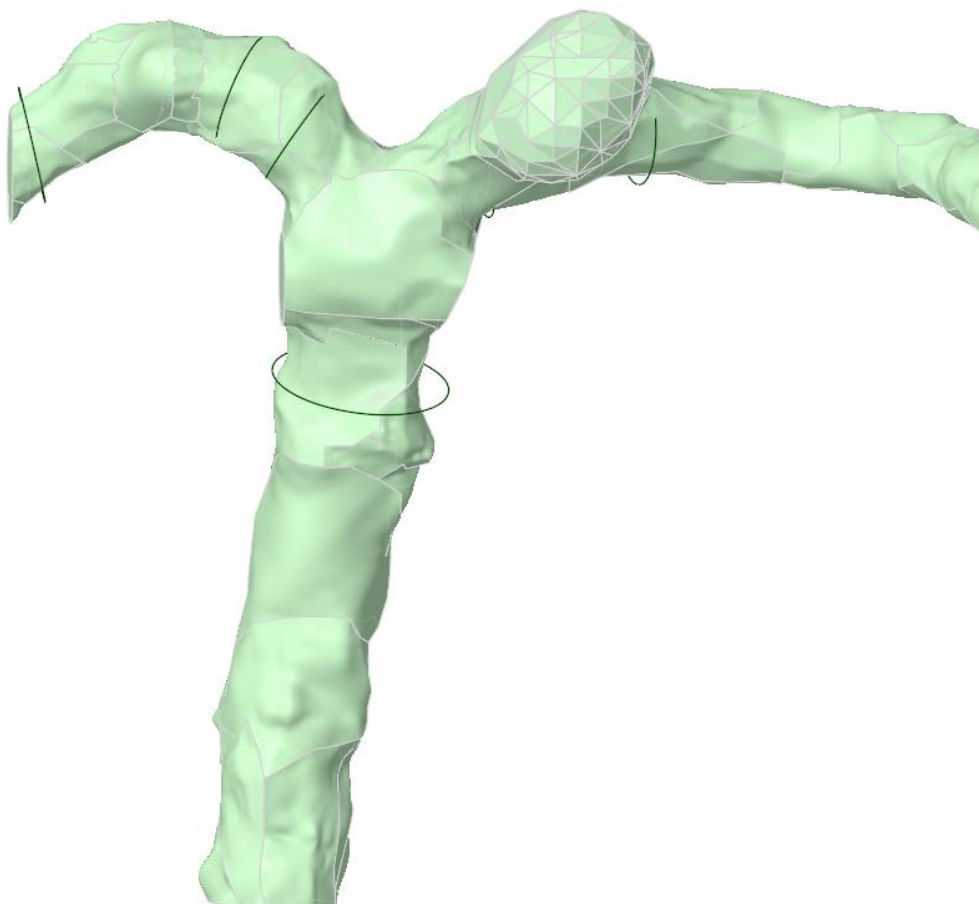
A geometria utilizada foi criada a partir do desenho 3D CAD disponibilizado gratuitamente pelo Dr. Samuel Damin. A figura 9 retrata o desenho 3D CAD recebido de todas as artérias do circulo de willis, eles foram feitos a partir de imagem de ressonância magnética que foram conectadas de forma a gerar um arquivo DICOM e depois esse arquivo foi renderizado para gerar um arquivo *.stl* que é um arquivo que é comumente usados para desenhos tridimensionais.

Figura 9 - Geometria Recebida



Fonte: autoria própria

Figura 10 - Geometria após mesclagem de áreas e seleção das artérias relevantes



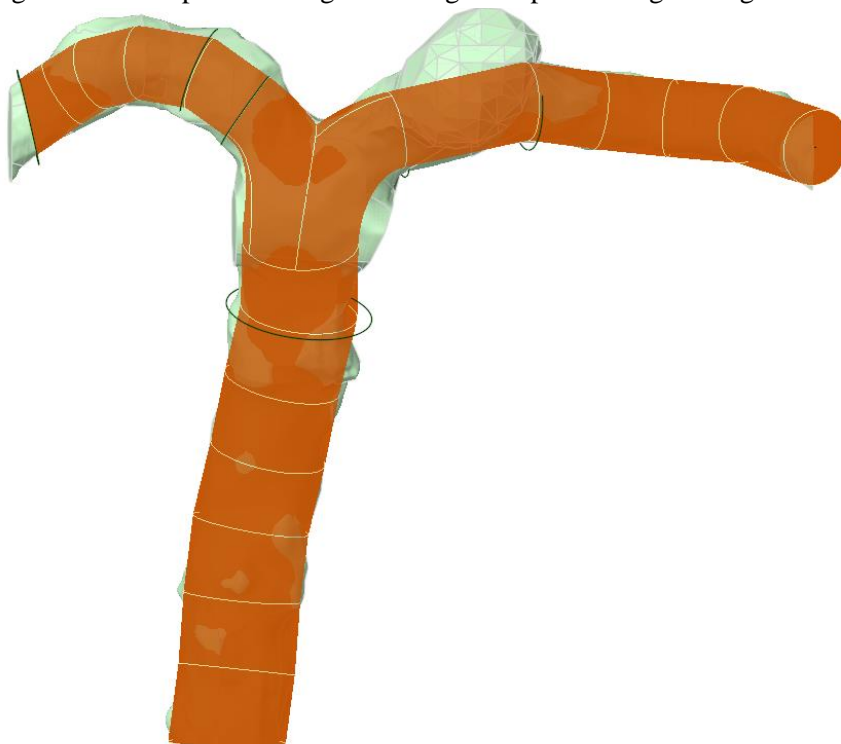
Fonte: autoria própria

Entretanto apesar de ter um desenho muito próximo do real a geometria arterial é muito complexa e por isso o Space Claim (módulo de desenho do ANSYS) não conseguiu fundir todos os triângulos do arquivo .stl e gerar as faces e por isso foi feito manualmente a fusão de algumas faces, mas mesmo assim se tinha o desenho da figura 10 com 226 faces. Com isso percebeu-se que seria melhor refazer o desenho pois apesar de ainda ser fiel ao desenho original as superfícies eram muito irregulares e isso viria a dificultar o desenho do domínio da estrutura.

Assim o desenho foi segmentado por 38 planos, como se ele tivesse sido “cortado” 38 vezes de forma que cada seção transversal se aproximasse o máximo de um círculo. Em cada uma das seções transversais foi marcado o centro geométrico da seção e a partir dele foi criado um círculo com o raio reportado em Ghodsi, S.R. *et al* (2014).

Depois de desenhado os círculos foram feitas 3 linhas ligando os centros geométricos de cada uma das 3 artérias do modelo (artéria basilar, artéria cerebral posterior direita e esquerda). Em seguida foi utilizada a ferramenta Pull do Space Claim, para extrudar os círculos de forma a seguir o caminho desenhado pelas linhas que ligam os centros geométricos de cada seção. Com isso ficou faltando somente o desenho da bifurcação da artéria basilar ela foi feita utilizando a ferramenta Blend para ligar as superfícies de cada uma das artérias. Com isso o domínio do fluido estava com as superfícies regularizadas e com o formato próximo do desenho original, como mostra a figura 11.

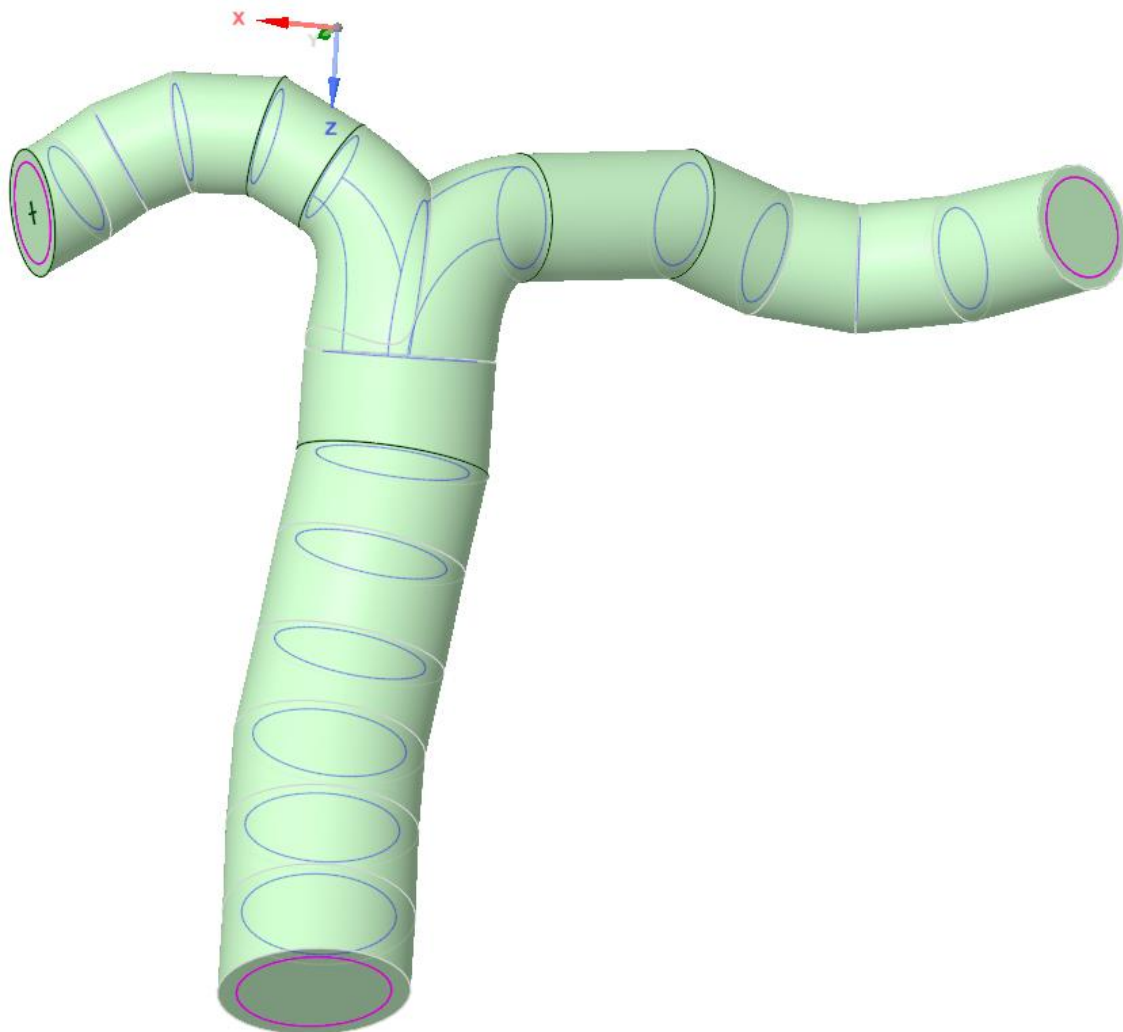
Figura 11 - Comparativo da geometria gerada para o sangue e a geometria fonte



Fonte: autoria própria

O domínio da estrutura por sua vez foi feito tomando como referência o domínio do fluido. Foram feitos círculos concêntricos aos feitos para o domínio do fluido, mas com o raio sendo igual ao raio do domínio do fluido mais a espessura especificada por Ghodsi (2014). Então realizou-se o mesmo processo feito para o fluido para o desenho das artérias, não se preocupando a priori se os domínios ocupassem o mesmo espaço. Por fim utilizou-se a ferramenta interferência do Space Claim para fazer com que fossem criadas as superfícies internas da estrutura. Com isso obteve-se a geometria da figura 12

Figura 12 - Geometria Final

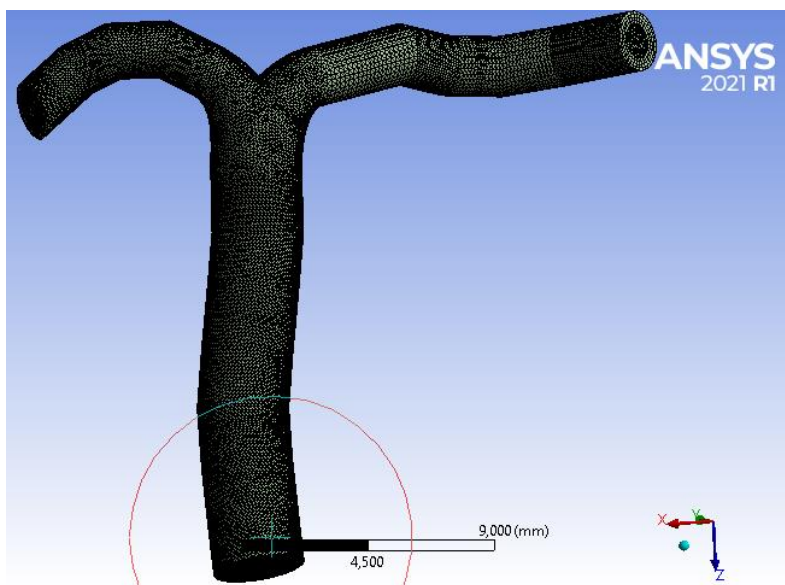


Fonte: autoria própria

Malha

A malha foi definida a partir da execução da simulação numérica em três malhas diferentes e analisando-se a variação dos resultados de cada uma das malhas. O critério utilizado para considerar a otimização da malha foi dada pelo domínio do fluido, pois esse tem equações que estão mais consolidadas na literatura do que os modelos hiperelásticos. Por isso quando os valores máximos da taxa de cisalhamento e velocidade apresentaram um valor menor que 10% de variação de uma simulação para a outra foi definida a malha ótima.

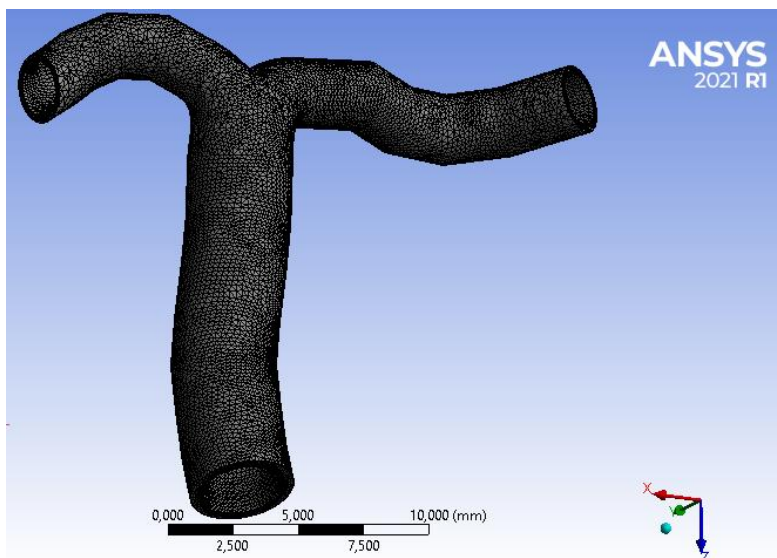
Figura 14 - Malha do fluido



Fonte: Autoria própria

As figuras 13 e 14 apresentam respectivamente as malhas ótimas do fluido e da estrutura, essas malhas foram encontradas no terceiro refino de malha, nele ao se comparar a segunda e a terceira simulação alcançou-se o requerimento de 10% de variação de uma malha para outra assim foi escolhida como a ótima a terceira malha. Assim a malha da estrutura continha 88210 nós e 199364 elementos e a do fluido 345991 nós e 678334 elementos.

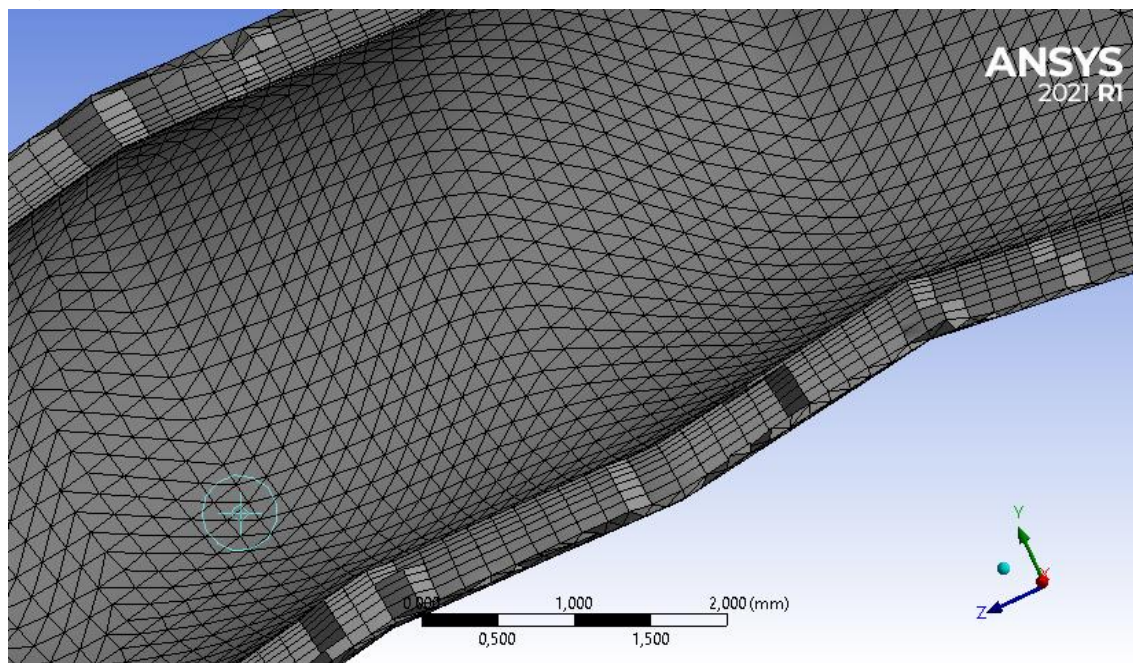
Figura 13 - Malha da estrutura



Fonte: Autoria própria

Devido a utilização de um modelo hiperelástico e devido ao fato de se executar uma simulação 2-way alguns cuidados na confecção da malha da estrutura e do fluido tornaram-se importantes no ANSYS. Na figura 15 a malha da estrutura mostra a utilização da ferramenta *inflation*, que é uma ferramenta para criar camadas dentro da malha. É recomendado para a utilização de modelos hiperelásticos pelo menos 4 camadas de elementos e dar preferência para elementos de ordem linear para possibilitar uma maior deformação sem perdas críticas de ortogonalidade da malha. Além disso na estrutura também é importante lembrar de ativar as preferências físicas de não linearidade. No fluido deve-se tomar cuidado com a qualidade ortogonal da malha que deve ter um valor mínimo superior a 0,1 para evitar o problema de células de volume nulo ou negativo.

Figura 15- Camadas da malha estrutural



Fonte: Autoria própria

Fluido

O domínio do fluido foi modelado no Fluent. Como visto na introdução teórica o sangue é um fluido não newtoniano que só apresenta esse comportamento não newtoniano a taxas de cisalhamento abaixo de 100 s^{-1} , entretanto como um dos objetivos desse trabalho é o estudo de aneurismas e o crescimento de um aneurisma gera uma redução da taxa de cisalhamento ele foi considerado um fluido não newtoniano. Dentre as diversas referências bibliográficas consultadas foi escolhido o modelo Reológico de Carreau-Yatsuda que foi apresentado na introdução Teórica. Assim as constantes utilizadas estão referenciadas na tabela 1.

Tabela 1 - Constantes do modelo reológico de Carreau-Yatsuda

μ_{∞}	μ_0	K	M
0.005	0.125	52.5	0.715

Fonte: (BARNES, HUTTON, & WALTER, 1989)

A densidade do sangue foi considerada de 1050 kg/m³ e foi retirada do artigo de Wang e Li (2011)

Em seguida definiu-se o escoamento como sendo laminar, pois essa condição pareceu bem definida em todas os artigos pesquisados sobre hemodinâmica. Entretanto poucos artigos trouxeram um valor para o número de Reynolds. Liou e Liou (1999) afirmou que o número de Reynolds variava entre 600 e 700 em artérias intracranianas, entretanto ele considera os efeitos não newtonianos do sangue como secundários.

Num outro artigo outros autores que também citam um intervalo para o número de Reynolds são Bernsdorf, J e Wang, D (2009), eles afirmam que o número de Reynolds é menor que 223 e que de acordo com eles a partir de 230 era observado um início de turbulência. Entretanto o próprio artigo não parece ter tanta certeza pois ele faz uma observação muito válida, que o cálculo do número de Reynolds ele é muito dificultado pela grande variação de viscosidade que o sangue apresenta devido as suas características não newtonianas, e ele conclui dizendo os seus valores de Reynolds foram calculados utilizando um valor de referência Newtoniana para a viscosidade do sangue.

O último artigo pesquisado que especifica um intervalo pro número de Reynolds é dos autores Ghodsi, S.R, Esfahanian, V. e Ghodsi, S.M (2014) eles não especificam as artérias cerebrais, mas diz que para artérias de pequeno diâmetro o número de Reynolds não passa de 500.

Assim apesar de não se ter um valor definitivo para o escoamento dentro do círculo de Willis parece existir um consenso na literatura de que o tipo de escoamento que ocorre é o laminar, e foi isso que motivou a escolha por fazer a simulação num regime laminar.

Definido o escoamento partiu-se para as condições de contorno do escoamento foram então levadas em consideração duas publicações a Oliveira, I.L *et al* (2021) e a Linninger, Andreas A. *et al* (2009),

De Oliveira, I.L *et al* (2021) e de outras analisadas percebeu-se que poder-se-ia, sem grandes perdas de confiabilidade, modelar o escoamento como tendo um escoamento saindo à

uma pressão constante de 100mmHg a média das pressões de sístole e diástole do sistema circulatório e que na entrada poder-se-ia considerar uma pressão inicial de 0 Pa caso fosse também modelado a vazão de entrada do sistema.

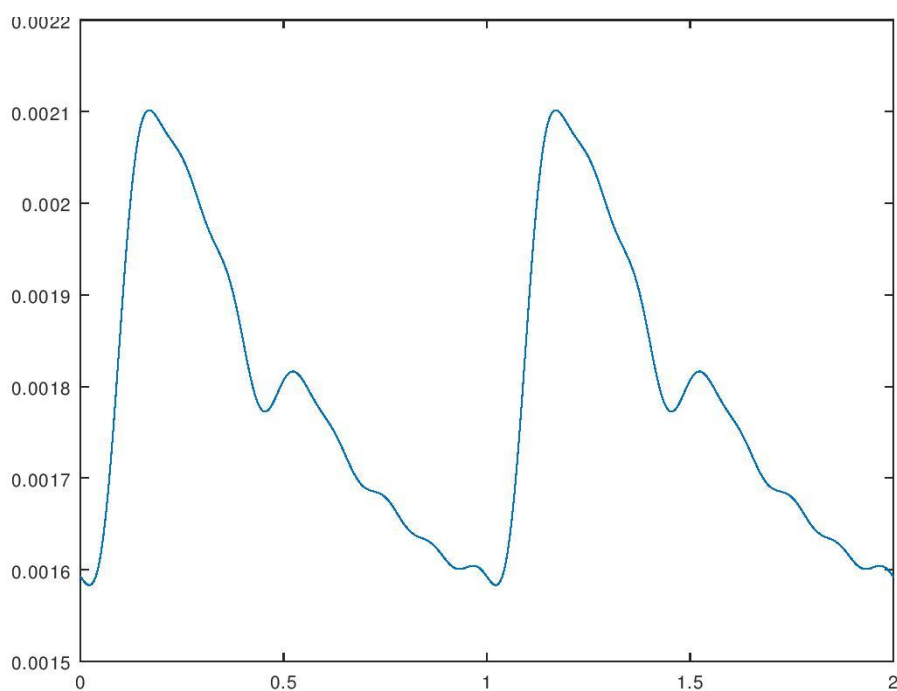
Para a vazão de entrada foi utilizado as constantes encontradas por Linninger, Andreas A. *et al*(2009), nesse artigo a vazão de entrada é modelada a partir de uma série de Fourier e dessa forma foram usadas as constantes da série de Fourier da tabela 2 que geraram a vazão mostrada na figura 16.

Tabela 2 - Constantes da série de Fourier utilizada como vazão de entrada

C0	102,3530	B1	0,1009
A1	-0,0345	B2	0,0284
A2	-0,0511	B3	-0,0160
A3	-0,0267	B4	-0,0070
A4	-0,0111	B5	-0,0174
A5	-0,0013	B6	-0,0041
A6	0,0050	B7	-0,0041
A7	0,0027	B8	0,0005
A8	0,0061		

Fonte: (LINNINGER *et al*, 2009)

Figura 16 - Vazão da artéria basilar gerada com os coeficientes da tabela 2



Fonte: autoria própria

Definidas as constantes da série de Fourier foi feita uma UDF para implementar essa vazão ao modelo. Então definiu-se a condição de não escorregamento nas paredes da artéria e por fim definiu-se a malha dinâmica do domínio do Fluido.

A malha dinâmica tem um papel fundamental para a interação fluido-estrutura, pois é ela que define qual é a interface fluido-estrutura dentro do domínio do fluido, entretanto a implementação dela dentro do fluent é muito simples e o único cuidado a ser tomado é em relação a malha que é recomendável ela ter uma qualidade ortogonal mínima acima de 0,1 para evitar o erro de célula com volume não positivo.

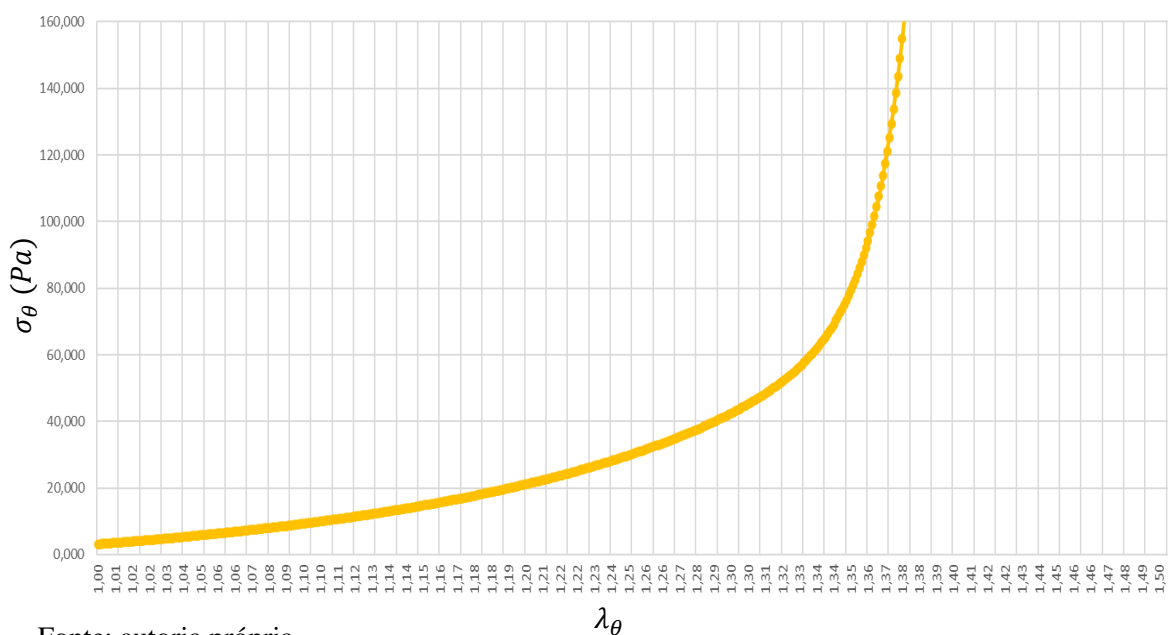
Estrutura

A estrutura de uma artéria, como já explicado, é composta por 3 camadas, as túnica intimam, média e adventícia, delas somente duas tem relevância estrutural, a média e a adventícia. A média tem uma direção preferencial de fibra na direção tangencial (azimutal) e a adventícia tem uma maior distribuição de fibra, mas tende a ficar disposta na direção axial. De acordo com Wagner (2011), a espessura da túnica adventícia é de cerca de 36% da espessura total da artéria enquanto a média ocupa cerca de 49%.

Entretanto como nas artérias cerebrais não tem uma camada de elastina separando-as acabou levando alguns autores como Gade (2019), Holzapfel (2000), a afirmarem que as artérias cerebrais praticamente não têm adventícia, ou seja eles consideram as duas camadas como uma. Apesar disso, Wicker (2007) e Wagner (2011) decidiram por usar o modelo de multicamada de Holzapfel para modelar uma artéria cerebral, não obstante Guzmán (2015) também utilizou esse mesmo modelo para parametrizar a artéria aorta de seu experimento. Além disso o modelo de multicamada permite a comparação do ângulo experimental da direção de fibra com o ângulo do modelo, obtido a partir do ensaio biaxial. Assim esse modelo se mostrou o mais indicado para modelar as artérias da simulação.

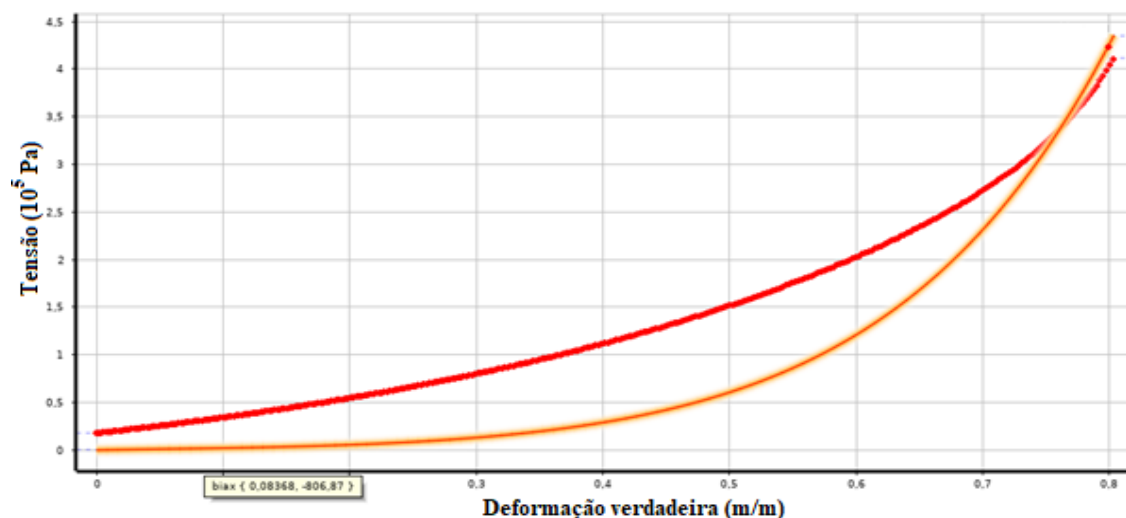
Entretanto o Ansys Workbench 2021 R1 não suporta esse modelo, dessa forma foram utilizadas as constantes calculadas por Wagner (2011) para a artéria passiva (quando os músculos lisos não foram ativados) e se levantou a curva tensão-deformação na direção tangencial, e usou os pontos dessa curva como input do curve fit do workbench para materiais hiperelásticos, esse curve fit foi feito de forma a gerar dados do modelo hiperelástico isotrópico de Odgen de 3 ordem, além disso algumas alterações nos resultados do curve fit tiveram de ser alterados pois o algoritmo gerou uma curva tensão deformação com valores negativos em pequenas deformações (deformações praticamente 0) o que gerava um material instável e inviável para a simulação.

Figura 18 - Curva tensão-deformação



Fonte: autoria própria

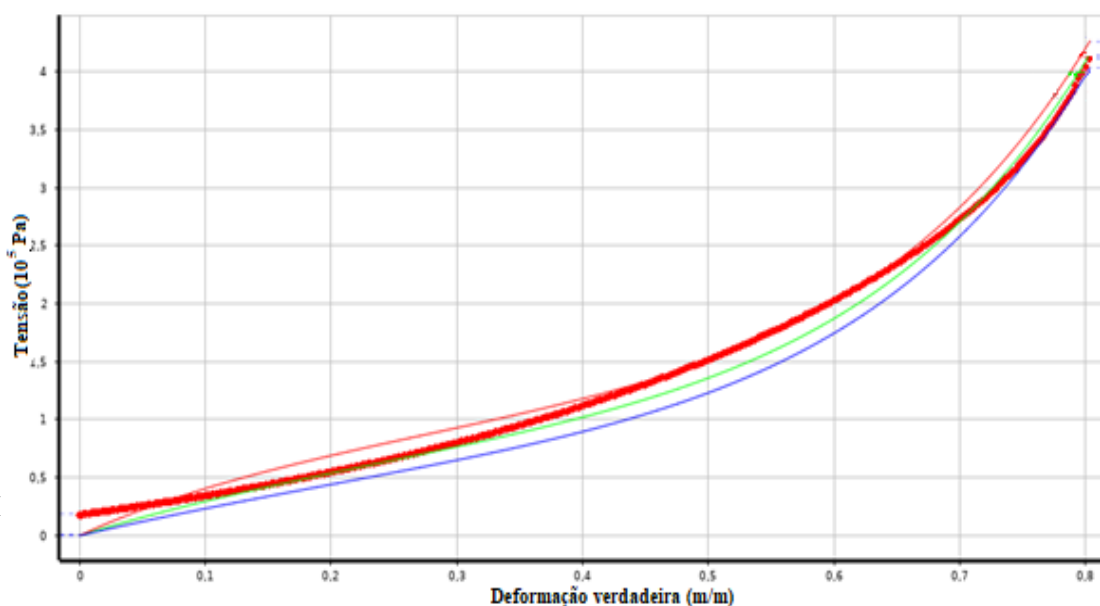
Figura 17 - Curve-fit gerado pelo Ansys Workbench



Fonte: Autoria própria

As figuras 17, 18 e 19 mostram como ocorreu esse processo, na figura 17 tem-se a curva tensão deformação na direção tangencial que foi calculada utilizando o modelo de multicamada de Holzapfel, na figura 18 o resultado do curve-fit do ANSYS e o problema de tensões negativas a baixas deformações, por fim a figura 19 mostra a comparação da curva de tensão deformação calculada na figura 17 com a curva tensão deformação gerada pelas constantes do modelo de Odgen de 3ª ordem. Dessas constantes quatro das que compõe a parte isocórica foram calculadas pelo curve fit e as outras duas (μ_1 e α_1) foram alteradas de forma a se chegar em valores próximos ao da curva tensão deformação calculada, todas as constantes são relatadas na tabela 3.

Figura 19 - Material isotrópico gerado



Fonte: Autoria própria

Vale ressaltar que os dados gerados na figura 19 ficaram próximos aos dados experimentais que Wagner (2011) trouxe para a artéria basilar passiva (quando as células musculares não estão ativas).

Tabela 3 - Constantes do material do modelo de Odgen de 3 ordem

μ_1	α_1	μ_2	α_2	μ_3	α_3	d_1	d_2	d_3
90000	1,8	264,8	11,673	264,857	11,864	1,2E-08	1,2E-08	1,2E-08

Fonte: Autoria Própria

A escolha pelo modelo de Odgen de 3 ordem ocorreu porque esse material baseia-se nas direções principais do material, ou seja, ele não exige um teste de cisalhamento para o cálculo dos seus coeficientes. Já a escolha por utilizar a curva tensão-deformação na direção tangencial

ocorreu devido a essa direção ser a direção preferencial das fibras da túnica média, a camada com maior relevância estrutural. Vale ressaltar que no levantamento da curva tensão deformação não se omitiu as contribuições menores das fibras da túnica adventícia que estão na transversal.

As mudanças geradas da figura 18 para a 19 foram necessárias para fazer com que o material fosse utilizável, assim as mudanças feitas foram nas constantes μ_1 e α_1 . Além dessas constantes as constantes d_1 , d_2 e d_3 tiveram de ser calculadas, entretanto para calculá-las se faz necessário um teste volumétrico para saber como a artéria altera varia seu volume em diferentes pressões. Entretanto a artéria é um material isovolumétrico e não apresenta grandes variações de volume para o intervalo de tensão ao qual ela é usualmente submetida. Assim foi decidido por calcular um valor para d_1 que fosse suficientemente pequeno para que tornasse o material da simulação praticamente isovolumétrico. Para isso foi pesquisado na literatura trabalhos e artigos que utilizassem a elasticidade linear para modelar a artéria e com eles foi retirado um valor para as constantes de Young e de Poisson, com essas duas constantes foi calculada a constante de Bulk e a partir dela foi encontrado um valor para d_1 . Assim foram utilizadas as constantes usadas por Ahmed *et al* (2007) e com elas foi encontrada uma constante de Bulk de 166,67 Mpa. Para saber se esse valor era um bom valor para poder considerar a artéria como um material isovolumétrico usou-se como parâmetro o trabalho de Cooney *et al* (2015) Nele o objeto de trabalho não são artérias mais uma costela de porco, nesse trabalho são feitos ensaios uniaxial e biaxial para encontrar as constantes de Odgen de 1 ordem, também é calculado diversas constantes de Bulk de forma a encontrar um valor a partir do qual o modelo de Odgen de 1 ordem pode-se ser considerado isovolumétrico e o valor encontrado foi de 20 Mpa, muito menor que os 166,67 Mpa encontrados a partir das constantes utilizadas por Ahmed *et al* (2007).

Dessa forma após encontrado um valor para a constante de Bulk e com ela foi calculada a constante d_1 a partir da equação 22 e em seguida foi considerado que as constantes d_2 e d_3 eram iguais a d_1 , essa consideração teve como único objetivo fazer com que o material fosse cada vez mais isovolumétrico e dessa forma se aproximasse de um material teoricamente isovolumétrico.

Uma vez definido os materiais definiram-se as condições de contorno. Para a estrutura as condições de contorno foram as áreas das extremidades do modelo e os seus contornos fixos.

Interação fluido-estrutura

A interação fluido-estrutura foi feita utilizando o método 2-ways. Esse método iterativo consiste primeiro na definição de um time step, em seguida resolve-se o domínio do fluido naquele time step e obtêm-se as forças que o fluido gera naquele time step e as envia para o solver da estrutura, ele recebe essas forças e as aplica durante todo o time step e vai calculando todas as deformações até o time step definido. Então ele envia as deformações do time step para o solver do domínio do fluido, ele ajusta a malha para cobrir a nova geometria e novamente calcula para aquele mesmo time step as forças do fluido e as manda para o solver da estrutura que recalcula as deformações. Durante esse processo cíclico é calculado para cada transferência de informação (com exceção da primeira interação) o root mean square (RMS) da transferência. Esse RMS é calculado da seguinte forma:

$$RMS = \sqrt{\hat{\Delta}_l^2} \quad (24)$$

Onde $\hat{\Delta}_l$ é calculado para cada nó da interface da seguinte forma:

$$\hat{\Delta}_l = \frac{\Delta_l}{0,5 * ((\max|\varphi| - \min|\varphi|) + |\bar{\varphi}|)} \quad (25)$$

Onde φ é o valor do dado transferido, no caso da transferência da estrutura para o fluido seria a deformação e no caso da transferência do fluido para a estrutura seria a força, $\bar{\varphi}$ seria média de todos os pontos dessa grandeza transferida e o subscrito l refere-se ao valor que está sendo transferido de um determinado ponto da superfície de interação fluido-estrutura. Já o numerador é definido por:

$$\Delta_l = \frac{1}{\omega} (\varphi_l^{curr} - \varphi_l^{pre}) \quad (26)$$

Onde φ_l^{curr} e φ_l^{pre} são respectivamente os valores da iteração atual e da anterior de um determinado ponto da superfície de interação fluido-estrutura e ω é o fator de relaxamento que foi definido como sendo 1. Vale ressaltar que esse fator de relaxamento é um número não nulo entre 0 e 1.

Indo um pouco além do método 2-ways, mas ainda comentando sobre a interação fluido-estrutura dentro do Ansys, existe um problema comum dentro da interação fluido-estrutura que é o problema da interconexão entre as malhas do fluido e da estrutural que é basicamente o problema da não coincidência dos nós da malha da estrutura e dos nós da malha do fluido. O

Ansys resolve esse problema utilizando um mapeamento entre as malhas baseado no algoritmo apresentado por Jansen K; Shakib, F e Hughes, T (1992).

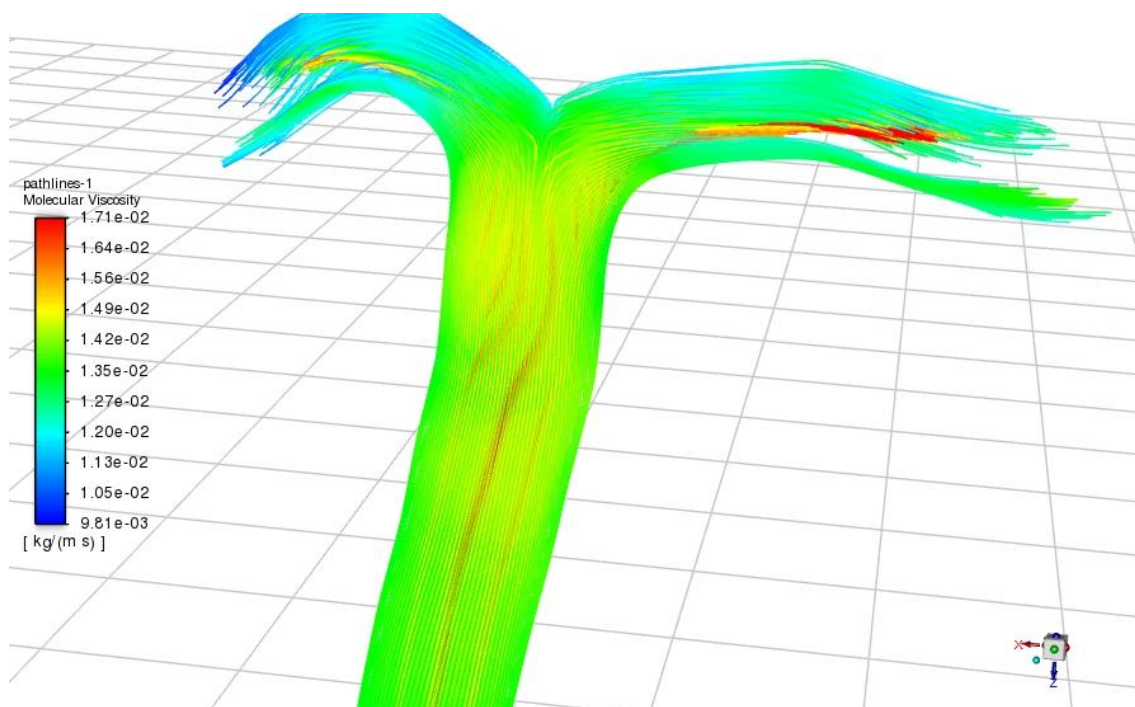
Resultados

A simulação demorou 46 horas para ser completada e gerou resultados tanto para os domínios do fluido quanto para o domínio da estrutura. Além disso esses dois domínios tomaram uma quantidade de tempo diferente para cada um dos seus respectivos *time steps*, o que mostrou como cada domínio respondeu à interação com o outro. Também pode ser observado uma convergência entre os resultados dos dois domínios. Assim para facilitar a análise serão analisados primeiro os resultados do fluido, depois os da estrutura e por fim como ocorreu a interação entre os domínios.

Fluido

A partir da simulação realizada percebeu-se que viscosidade dinâmica pode variar bastante devido ao modelo reológico de Carreau-Yatsuda, essa variação ficou entre $9,81 \cdot 10^{-3}$ Pa s e $2,71 \cdot 10^{-2}$ Pa s e teve uma média de $1,35 \cdot 10^{-2}$.

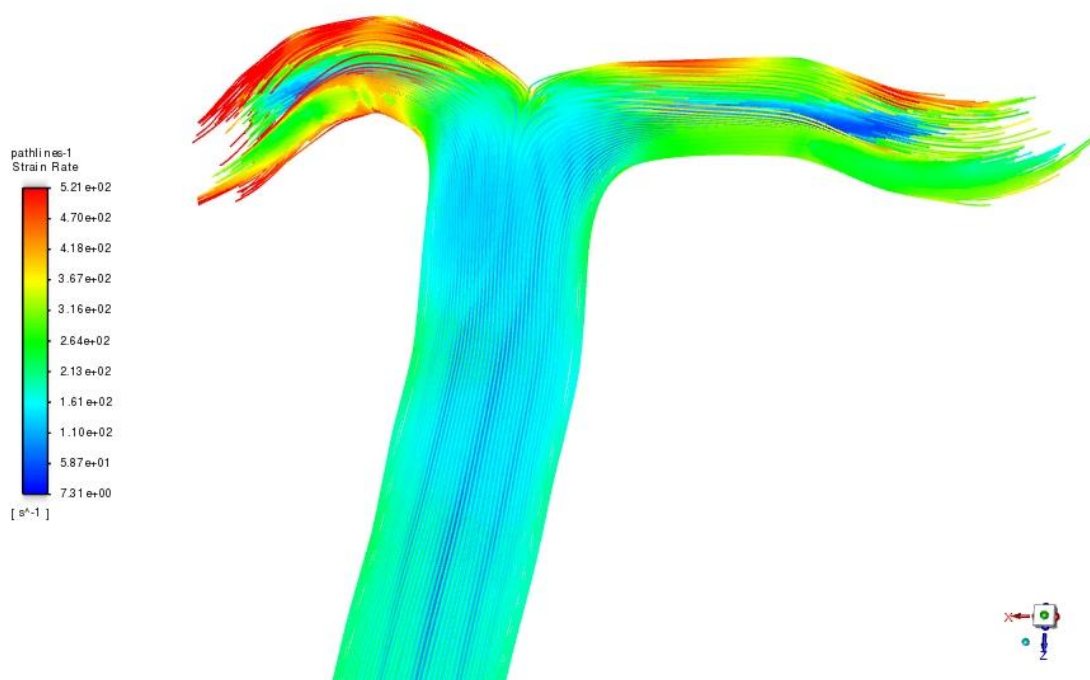
Figura 20 - Viscosidade Dinâmica



Fonte: Autoria própria

Na figura 20 a escala foi diminuída para que pudesse observar a forma com que a viscosidade varia dentro da artéria. Assim percebe-se que os valores mais altos se concentram no centro do escoamento onde se espera ter menores taxas de cisalhamento devido ao formato da distribuição de velocidades ilustrado na figura 1 que tem um ponto de inflexão no ponto de velocidade máxima o que naturalmente faz com que a taxa de cisalhamento seja mínima nessa região e consequentemente gere os maiores valores de viscosidade.

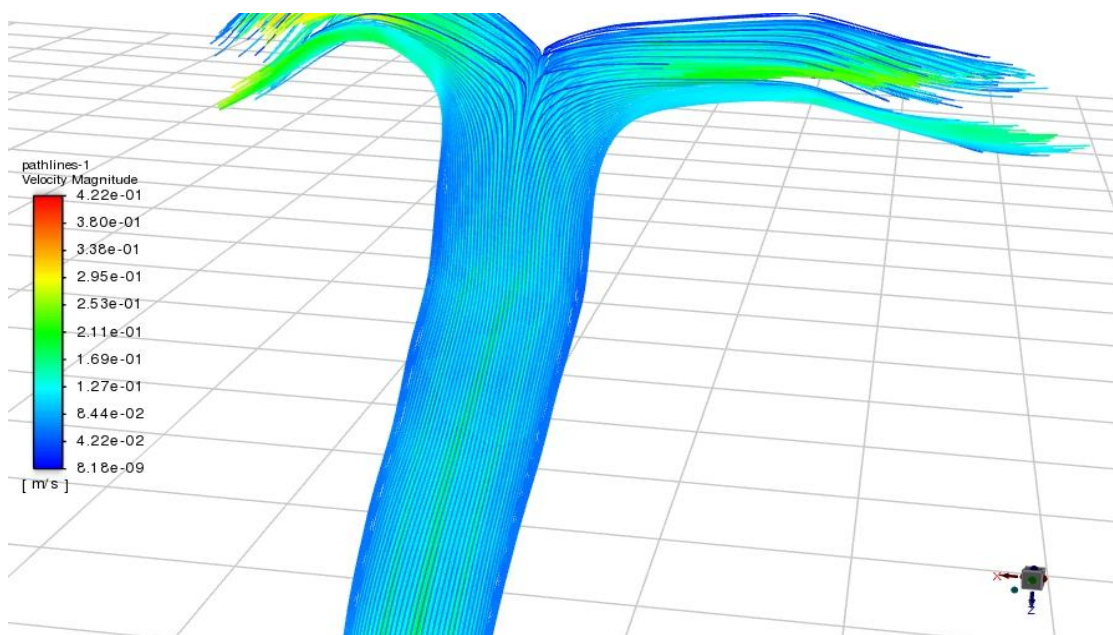
Figura 21 - Taxa de Cisalhamento



Fonte: Autoria própria

A figura 21 apresenta como ocorreu a distribuição da taxa de cisalhamento ao longo do escoamento, a partir dela pode-se observar o comportamento esperado para um escoamento interno viscoso com os valores mínimos ao centro e os máximos próximos da interface fluido-estrutura. A média da taxa de cisalhamento em todo domínio do fluido foi de $203,2511 \text{ s}^{-1}$ e a interface teve uma taxa de cisalhamento média de 358.6421 s^{-1} ambas maior que os 100 s^{-1} que delimita quando os efeitos reológicos do sangue podem ser ignorados sem grandes perdas na caracterização do escoamento. Com isso a escolha por usar um modelo reológico se mostrou um pouco preciosa para o problema analisado pois se tem um escoamento laminar sem a presença de um aneurisma.

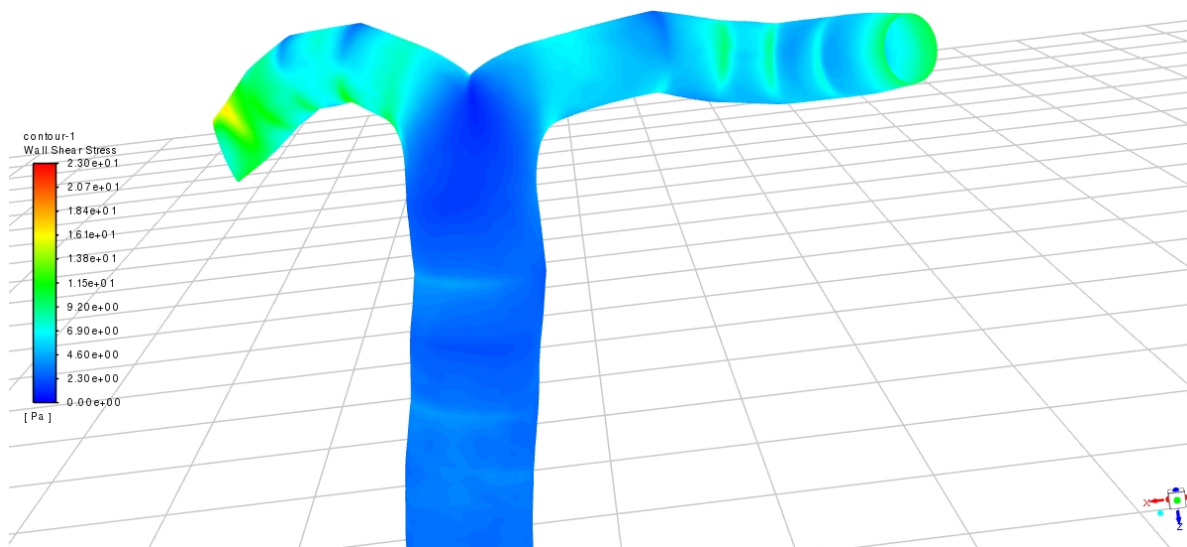
Figura 22 - Módulo da velocidade em diferentes linhas de corrente



Fonte: Autoria própria

A maior velocidade calculada durante a simulação foi de 0,422 m/s e as linhas de corrente como podem ser vistas na figura 22 não apresentaram qualquer sinal de turbulência. Como os valores de taxa de cisalhamento revelaram ser um preciosismo utilizar modelos reológicos para o sangue, para confirmar o regime laminar calculou-se um valor para o número de Reynolds considerando um valor único para viscosidade dinâmica de 0,0126 Pa s que foi o valor da viscosidade média na interface fluido-estrutura. O valor encontrado foi de 49,9 e para achar esse Reynolds foi calculada a velocidade média na entrada da artéria basilar e foi utilizada

Figura 23 - Tensão de cisalhamento de parede



Fonte: Autoria própria

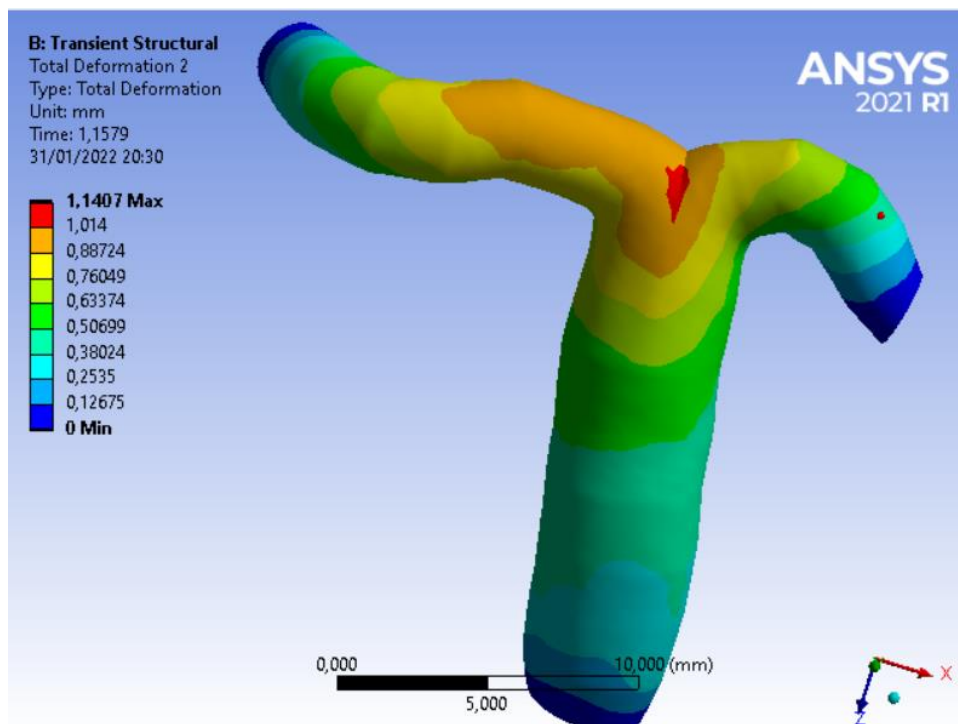
como comprimento característico o diâmetro interno inicial da artéria basilar de 3,24 mm e uma densidade de 1050 kg/m^3 , a mesma densidade do sangue utilizada na simulação

A tensão de parede teve um máximo de 20,47 Pa e teve uma média de 4,821 Pa. Vale ressaltar que a figura 23 omstra como a tensão de cisalhamento estava distribuída ao longo da interface, nela percebe-se que a região onde originalmente havia um aneurisma teve uma tensão de parede um pouco mais alta do que a média e apresentou valores em torno de 7,13 Pa, o que apesar de ser acima da média ainda está bem abaixo do valor máximo, dificultando assim a associação da região de onde houve o aneurisma e a relevância dos valores encontrados na simulação.

Estrutura

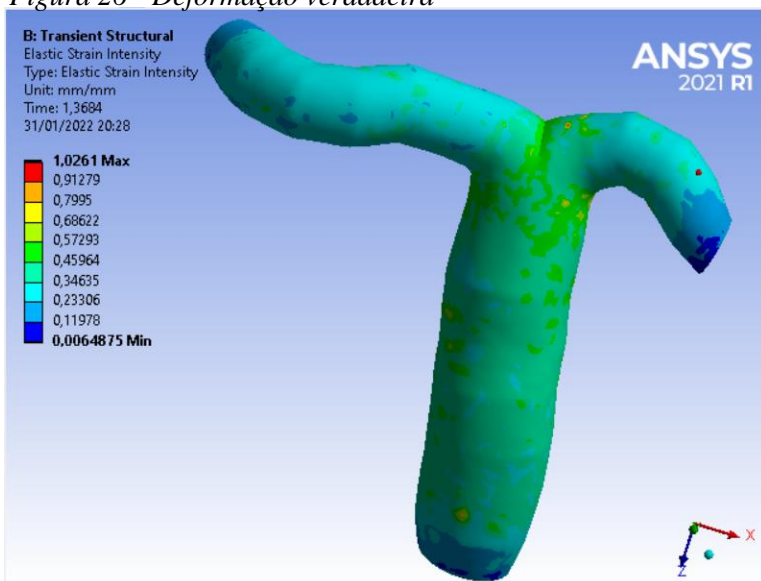
A deformação total é mostrada na figura 24 e nela podemos observar que a deformação máxima foi de 1,1407 mm o que mostra a necessidade de usar um modelo hiperelástico pois essa deformação é muito grande. Para se ter um comparativo o diâmetro da artéria basilar (artéria mais larga do modelo simulado) tem 3,24 mm o que quer dizer que uma única região da bifurcação da artéria basilar teve uma deformação total que equivale a quase um terço do diâmetro da maior artéria da simulação.

Figura 24 - Deformação total



Fonte: Autoria própria

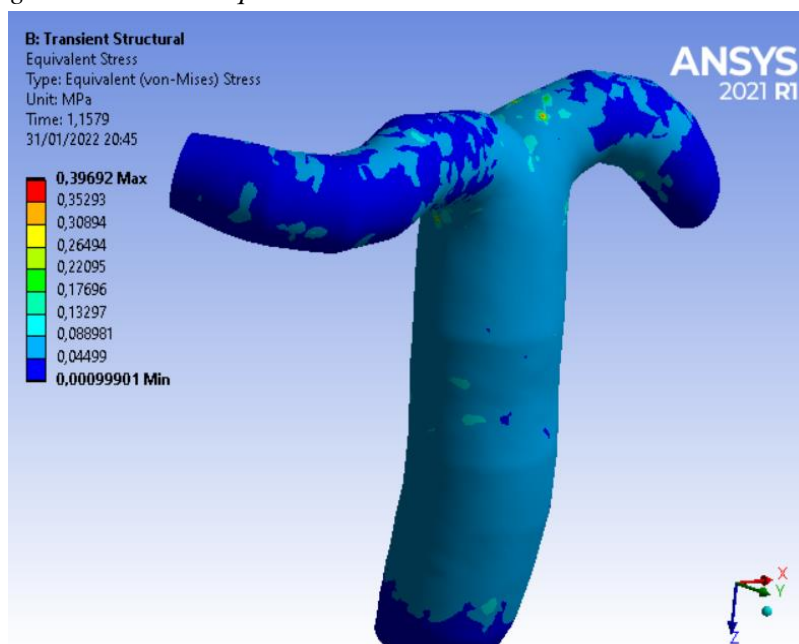
Figura 26 - Deformação verdadeira



Fonte: autoria própria

Na figura 25 temos as deformações verdadeiras da artéria e na figura 26 temos a tensão equivalente. Na figura 25 reforça-se a importância da utilização de um modelo hiperelástico pois observa-se que a deformação máxima do modelo foi de mais de 1, ou seja, teve pontos da artéria em que ela dobrou de tamanho. Comparando-se agora as figuras 25 e 26 observa-se que os máximos de tensão equivalente e de deformação verdadeira coincidem no mesmo ponto, além disso na figura 25 a região do começo da artéria posterior esquerda (ramo da direita da figura 25 e da esquerda da figura 23) é onde estão os maiores valores de deformação e coincidem com o reportado por SHEIKH *et al* (2020) como regiões predispostas à ocorrência

Figura 25 - Tensão equivalente



Fonte: autoria própria

de aneurismas, que são regiões com uma tensão de cisalhamento de parede relativamente alta (dentro da ordem de grandeza reportada na figura 23). Além disso essa região também é onde ocorre a tensão equivalente máxima, como ilustrado na figura 26, o que é mais um indicador como sendo uma região onde poderia ocorrer um aneurisma. Essa região dos pontos com maiores deformações elásticas são pontos que tem uma grande variação da tensão de cisalhamento de parede. Entretanto apesar disso essa região não é a região onde estava localizada o aneurisma do paciente cujas imagens de ressonância magnéticas geraram a geometria utilizada nessa simulação, o que dificulta fazer uma relação entre a região onde de fato ocorreu o aneurisma e os resultados dessa simulação.

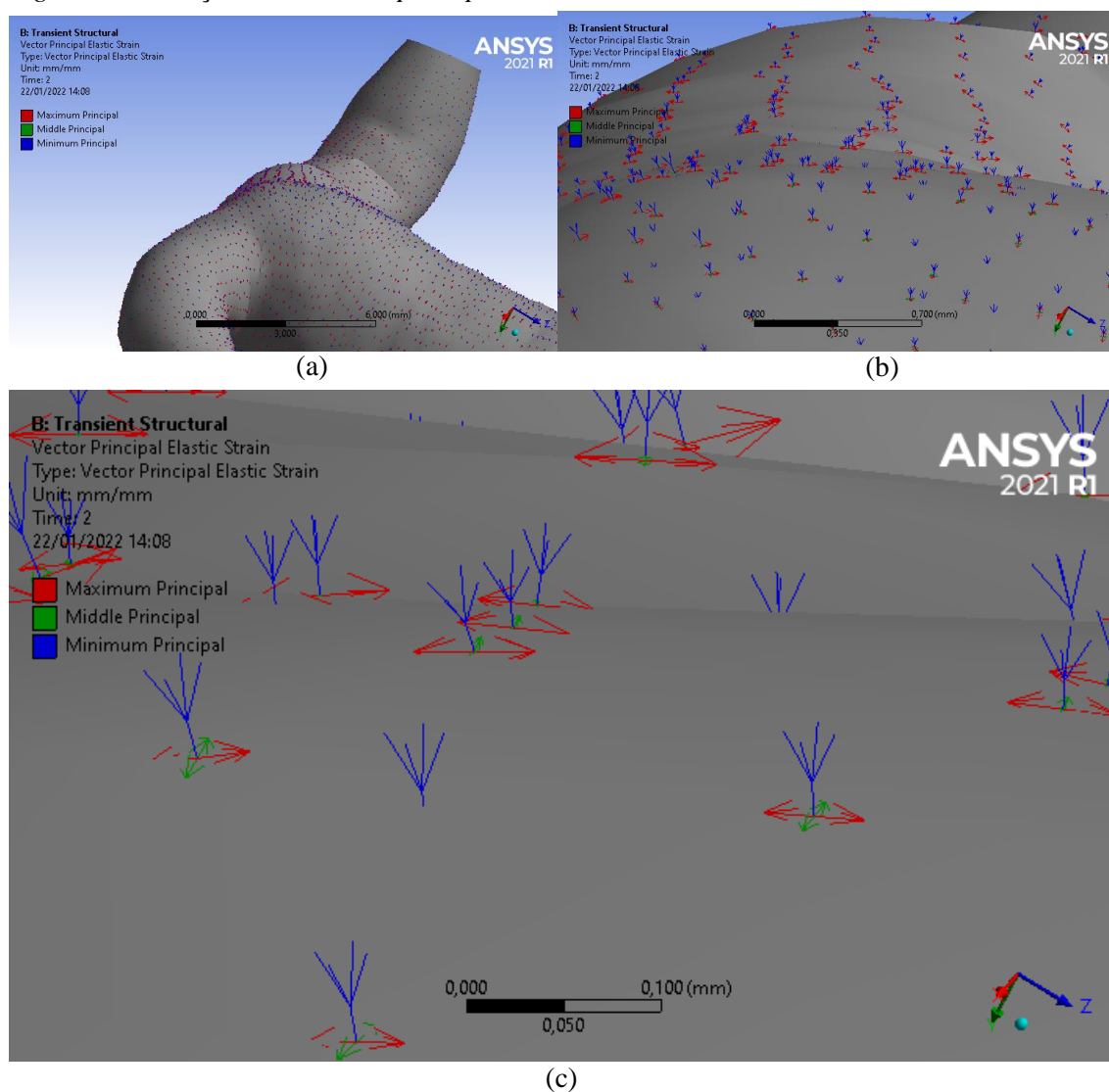
Entretanto uma outra propriedade das artérias pode ser observada. Para compreender essa propriedade deve-se lembrar que a artéria é seccionada em três túnicas diferentes, cada túnica com uma direção preferencial das fibras de colágeno que é o material de maior relevância estrutural para a artéria.

A figura 27 é seccionada em três partes (a), (b) e (c) cada parte é um zoom da anterior, assim observando a figura 27 (c) tem-se as direções de máxima, de média e de mínima tensão em cada um dos nós da malha estrutural. Percebe-se a partir das partes (a) e (b) que as direções mostradas em (c) coincidem a direção de mínimo com a direção normal a artéria, a direção de média tensão com a direção axial e a direção de máxima com a direção tangencial. A direção de mínimo era esperada pois a artéria é um tubo de paredes finas e assim um caso clássico de resistência dos materiais em que não se tem uma tensão de reação estrutural na direção radial apesar da tensão ser nessa direção.

A direção de máxima tensão coincide com a direção preferencial das fibras de colágeno da túnica média. Essa túnica além de ser a túnica mais espessa ainda é a túnica em que as fibras estão mais bem alinhadas numa única direção e assim tem-se uma menor distribuição de fibras conforme ilustrado na figura 8. A direção de média tensão coincide com a direção preferencial das fibras de colágeno da túnica adventícia, essa direção também é a direção que pelo círculo de Mohr é a direção em que se tem as maiores taxas de cisalhamento.

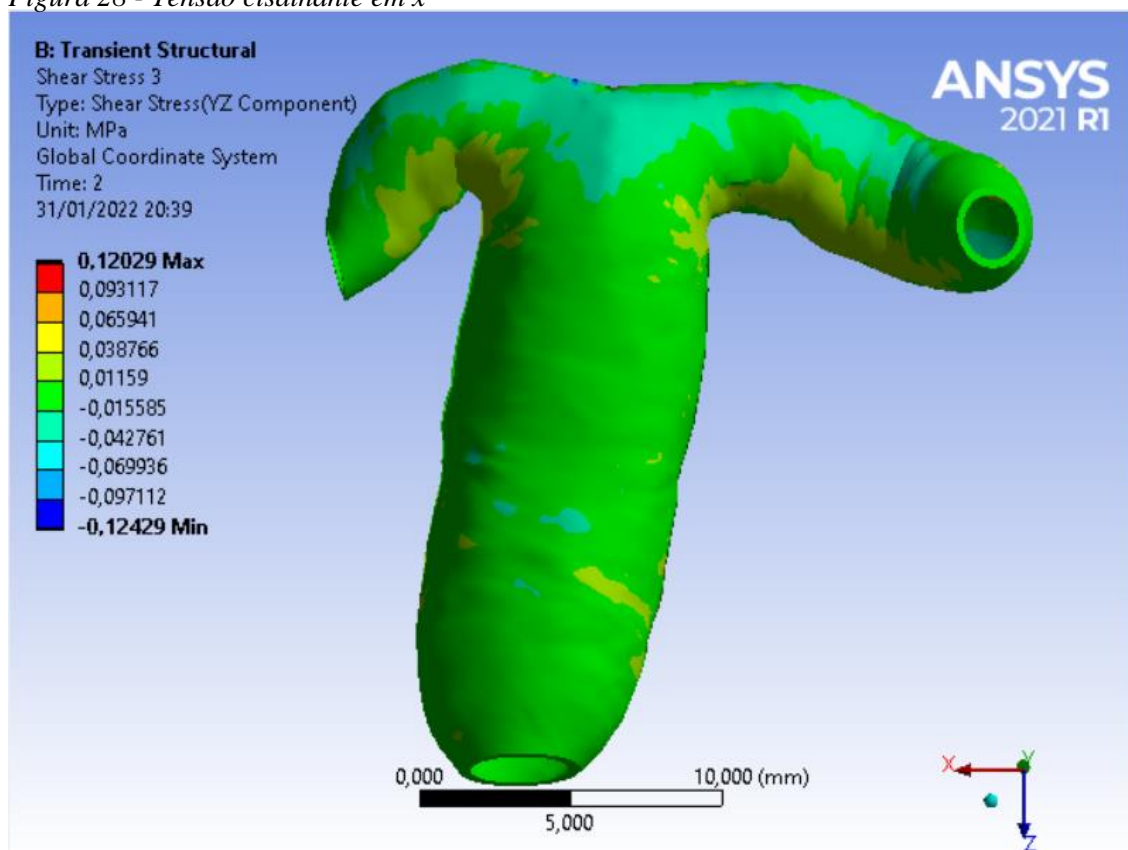
Coincidentemente a túnica adventícia apesar de ter a direção preferencial axial também é a túnica com maior distribuição de fibra. Alguns trabalhos modelaram a artéria utilizando o modelo de multicamada de Holzapfel, nesse modelo diversas famílias de fibras contribuem para a formação da energia de deformação e usualmente trabalha-se com 4 famílias uma na direção axial, uma na direção tangencial e as outras duas com uma inclinação θ em relação ao eixo axial. Essa inclinação costuma dar valores altos próximos de 45° como encontrado por Wagner (2011), Wicker (2007) e Holzapfel (2014) Pensando que a túnica adventícia tem a direção preferencial axial e tem uma grande distribuição de fibra como mostrado na figura 7, uma angulação de fibra próxima de 45° seria o ideal caso essa túnica fosse responsável por responder pelas tensões de cisalhamento geradas dentro da estrutura.

Figura 27 - Direções das tensões principais



Fonte: Autoria própria

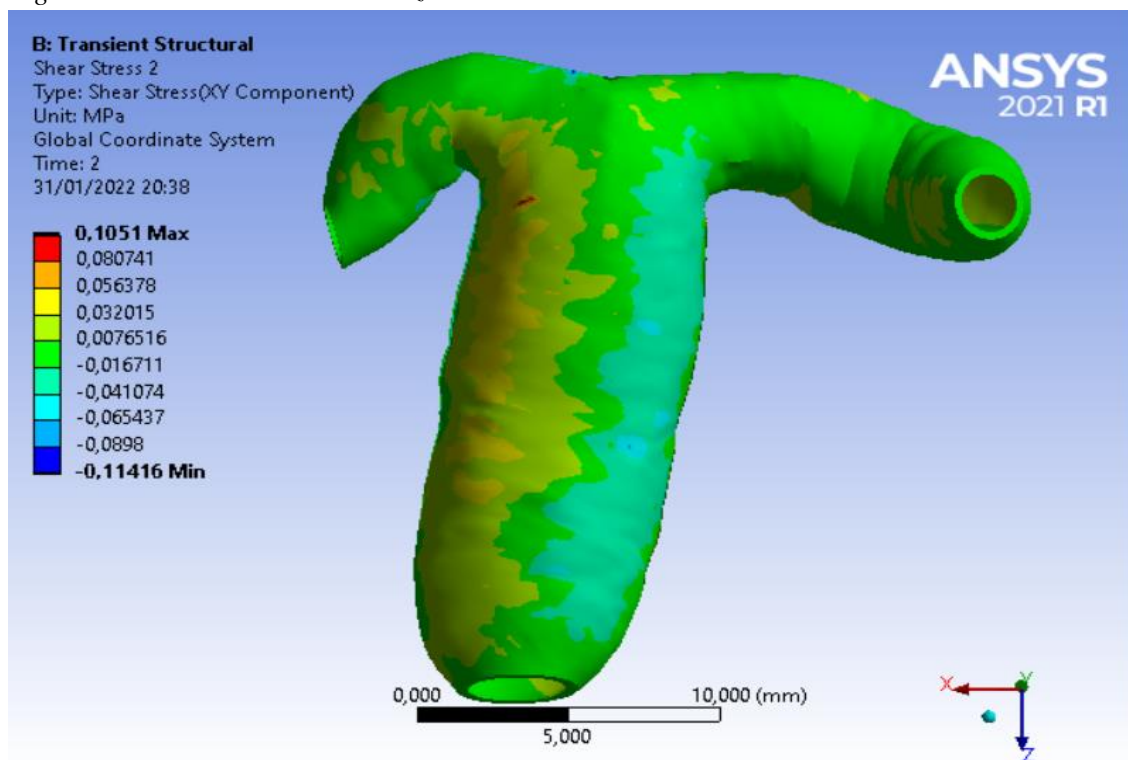
Figura 28 - Tensão cisalhante em x



Fonte: Autoria própria

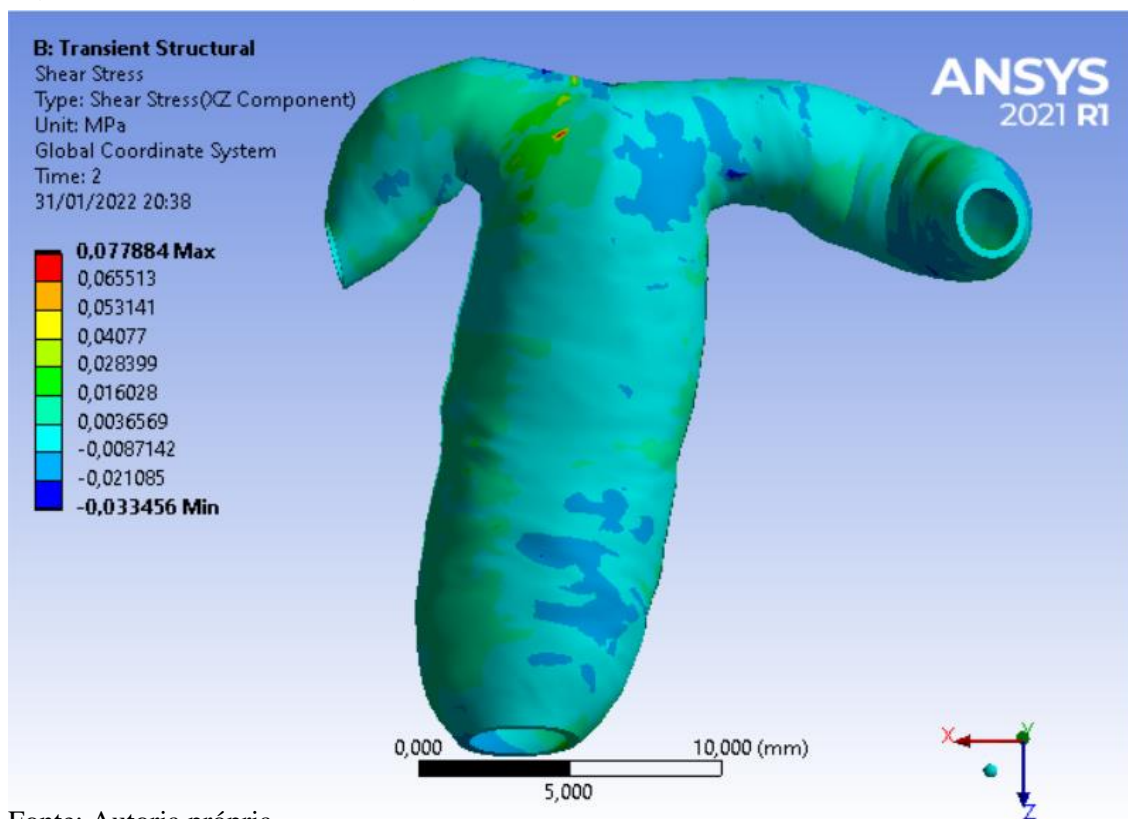
Para confirmar as direções em que se tem as maiores tensões de cisalhamento foi calculado a tensão de cisalhamento ao redor do eixo X, Y e Z, esses valores são mostrados respectivamente nas figuras 28, 30 e 29. Nelas percebe-se que as maiores tensões estão presentes nas figuras 28 e 29 que são respectivamente as direções axiais das artérias posteriores e da artéria basilar. Confirmando assim que as maiores tensões de cisalhamento estão sim na direção axial. Vale a pena ressaltar que essas forças de cisalhamento são originadas da geometria que a artéria toma quando submetida sob tensão do escoamento sendo assim uma consequência direta da interação fluido-estrutura, percebe-se que na geometria inicial ele tem um formato de Y e depois toma um formato de T devido a grande deformação na bifurcação da artéria basilar com as posteriores. Quando se tem uma geometria que em seu estado final tem o formato de um T deve-se lembrar que as artérias são tubos de paredes finas e assim geram reações na direção tangencial θ , essas reações em θ de cada um dos ramos (artérias posteriores) e a reação em θ na artéria basilar geram essas forças cisalhantes pois quando essas respostas são somadas a resposta em θ da artéria basilar gera esforços na direção axial das artérias posteriores e a reação em θ dos posteriores geram um esforço na direção axial e a somatória das forças na direção axial e tangencial geram forças cisalhantes no plano gerado pelos eixos axial e tangencial.

Figura 30 - Tensão cisalhante em z



Fonte: Autoria própria

Figura 29 - Tensão cisalhante em y

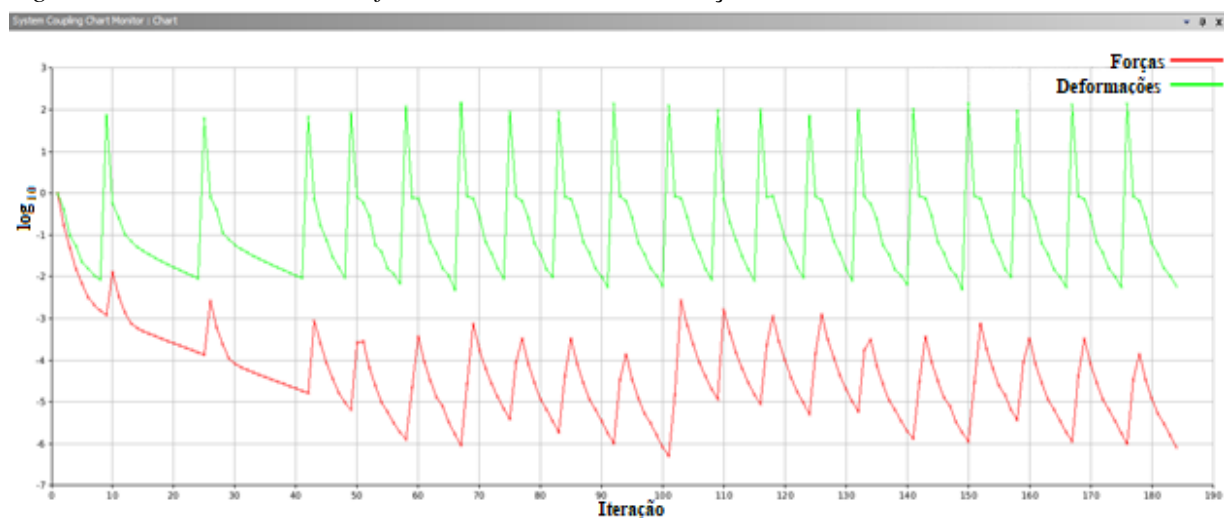


Fonte: Autoria própria

Interação Fluido-Estrutura

Durante a simulação observou-se que a estrutura hiperelástica apresentou uma maior dificuldade para conseguir convergir e necessitou na maioria dos time steps de 8 a 9 interações para conseguir chegar num bom patamar de convergência. Este patamar foi definido como sendo um RMS menor que 0,01. O fluido em contrapartida praticamente não se alterou gerando valores de RMS menores que 10^{-5} quando a convergência foi alcançada.

Figura 31- RMS das duas transferências de dados da Interação Fluido-Estrutura



Fonte: Autoria própria

Na figura 31 a linha vermelha representa a variação das forças recebidas pela estrutura enquanto a linha verde representa as deformações recebidas pelo fluido. Com isso percebe-se a sensibilidade do modelo hiperelástico que se mostrou muito sensível à variação das forças do fluido, por menores que elas fossem. No caso fluido a baixa variação se deve ao regime laminar que mesmo com grandes variações de deformação não geraram uma grande variação das forças.

Conclusão

O estudo do fluido se mostrou um pouco preciosista para o problema simulado, uma vez que o ele estudou somente a artéria numa condição saudável. Apesar do preciosismo este cuidado pode se mostrar relevante em futuros trabalhos quando a condição não saudável for estudada a fundo. Graças a constatação de que o escoamento poderia ser considerado newtoniano foi possível o cálculo do número de Reynolds do escoamento e da confirmação de que se trata de um escoamento em regime laminar.

O regime laminar constatado fez com que a interação fluido-estrutura tivesse somente um participante sensível a pequenas variações, com isso o fluido gerou pequenas variações e assim se tornou o participante com mais estável da simulação. A estrutura em contrapartida se mostrou extremamente sensível às pequenas variações geradas pelo fluido, esse problema acabou gerando o único agravante do aumento do tempo da simulação, mas devido ao regime laminar o problema conseguiu convergir. Entretanto para futuros trabalhos vale a pena levar em consideração a dificuldade de convergência da estrutura, pois caso seja simulada uma artéria mais próxima ao coração o regime pode virar turbulento e dessa forma dificultar tanto a convergência de cada time step como irá aumentar bastante o tempo a simulação ser finalizada. O grande responsável por essa dificuldade de convergência são os modelos hiperelásticos pois eles apresentam uma baixa rigidez e consequentemente podem gerar uma grande variação de deformação mesmo com pequenas variações de força.

Os modelos hiperelásticos foram estudados a fundo para a execução dessa simulação e com eles pode-se notar que esses modelos não são puramente matemáticos, mas dependem de características do material como ângulo de fibras e incompressibilidade. Apesar de serem um fator que pode dificultar a convergência da interação fluido-estrutura esse modelo se mostrou necessário pois ele representa bem o comportamento de uma artéria e nesse trabalho pode se observar grandes deformações que ultrapassavam 100% do comprimento inicial. Apesar de não ter sido possível fazer um paralelo entre o local onde o aneurisma da geometria inicial e os valores de tensão e deformação gerados pela simulação, foi possível fazer um paralelo entre os valores de tensão de parede do fluido os valores de tensão equivalente e de deformação específica.

A escolha de um modelo hiperelástico se mostrou fundamental para obtenção dos resultados mais relevantes desse estudo. Devido a ineligibilidade de um modelo anisotrópico pelo material manager do workbench a consideração de um modelo isotrópico se fez necessária e para tal uma adaptação dos valores das constantes do material da artéria foi necessária. Assim teve-se que simular um teste uniaxial para gerar um input para o curve-fit o qual gerou valores próximos dos valores calculados, mas ainda assim não geraram um material estável e dessa forma foi necessária mais uma adaptação para mudar os valores que geravam a instabilidade. Também se tomou cuidado para garantir que o material da simulação se comportasse de forma incompressível. Todo esse trabalho gerou um material isotrópico que refletiria a tensões geradas pelo fluido e com isso foi possível observar as direções das tensões máxima, média e mínima principais e a partir dessas informações pode-se fazer inferências sobre cada uma das túnicas da artéria. Assim foi possível dizer que a túnica média tem como função resistir a tensão na direção tangencial e que por isso é a camada que responde às maiores tensões geradas pelo sangue o que

explica o motivo por essa camada ser a camada mais espessa da artéria e que a túnica adventícia tem como função resistir as forças de cisalhamento geradas pela geometria do escoamento do sangue.

Apesar de todo o trabalho aqui relatado ainda tem muito a ser feito, o objetivo inicial dessa linha de pesquisa é o estudo de um aneurisma e como pode ser visto este trabalho detalhou somente as funções estruturais da artéria. Com isso temas como a forma com que ocorre a evolução do aneurisma, como é caracterizado o tecido arterial de uma pessoa hipertensa, como ocorre a transição entre o tecido arterial saudável e o hipertenso, a relevância de se considerar o sangue como um fluido não newtoniano para a evolução do aneurisma, se a ocorrência de um aneurisma torna ou não o escoamento turbulento, os materiais hiperelásticos que teriam um comportamento estrutural próximo ao de uma artéria, a condição estrutural seria o suficiente para por exemplo a elaboração segmento de artéria de forma artificial. Por fim essa linha de pesquisa culminaria em dois cenários possíveis: a elaboração de procedimento médico para saber quando um aneurisma pode eclodir ou na elaboração de um segmento de material hiperelástico artificial que poderia substituir um segmento arterial danificado.

Bibliografias

AHMED, S. et al. Fluid Structure Interaction Modelling of a patient specific cerebral aneurysm: Effect of hypertension and modulus of elasticity. **16th Fluid mechanics Conference, Gold Coast**, Australia 2007.

ANSYS INC. , Material reference .2020 R1, United States of America; Ansys Inc. 2020

ANSYS. System Coupling User's Guide. 2020 R1. 2020

ANSYS. System Coupling User's Guide 1.0. 2020 R1. 2020

BARNES, H.A.; HUTTON, J.F; WALTER,K. **An introduction to reology**.1st ed. Amsterdam: Elsevier Science Publishers B.V. 1989

BASKURT, Oguz & Boynard *et al.* New guidelines for hemorheological laboratory techniques. **Clinical Hemorheology and Microcirculation**. v. 42, p. 75-97, 2009.DOI: 10.3233/CH-2009-1202. Disponível em:

https://www.researchgate.net/publication/24419365_New_guidelines_for_hemorheological_laboratory_techniques Acesso em 03 de junho de 2021

BERNSDOLF, J, AND WANG, D. Non-Newtonian blood flow in cerebral aneurysms. **Computers and Mathematics with Applications**. Sankt Augustin, v.58, p.1024-1029, 2009.

BRAIN ANEURYSM FOUNDATION. **Statistic and Facts**. Disponível em: <https://bafound.org/about-brain-aneurysms/brain-aneurysm-basics/brain-aneurysm-statistics-and-facts/> Acesso em 8 de junho de 21.

BONET, J; WOOD, R.D. **Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Elements Analysis**. 2 ed. New York: Cambridge University Press. 2008

CARVALHO, Jeane Batista de. **Estudo numérico hemodinâmico de um aneurisma na Vizinhança de uma bifurcação arterial tridimensional**. Orientador: João Batista Campos Silva. 2017.Dissertação(Mestrado em engenharia mecânica) – Faculdade de engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira,2017.

COONEY G.M. et al. Uniaxial and biaxial mechanical properties of porcine linea alba. **J MECH BEHAV BIOMED**. V.41, p. 68-82, 2015.

GADE, Jan-Luccas. **Mechanical properties of arteries: identification and application**. 2019. 56 f. Thesis (Licentiate of Engineering) – Division of Solid Mechanics, Linköping University, Linköping, 2019.

GADOL. Aaron Cohen-. **Most common Sites of Saccular Aneurysm**. The neurosurgical Atlas. Disponível em: <https://www.neurosurgicalatlas.com/neuroanatomy/most-common-sites-of-saccular-aneurysms> Acesso em 03 de junho de 2021

GHODSI, S. R., ESTAFAHANIAN, V. E GHODSI, S.M. Modeling Requirements for Computer Simulation of Cerebral Aneurysm. **Journal of Computational Medicine**. Hindawi publishing corporation, v.2014, ID 653845

GUZMÁN, Ana Isabel Arroyave. **Metodologia para caracterização mecânica de tecido biológico mole**. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015

HAYASHI, K. Mechanical Properties of Soft Tissues And Arterial walls. *In*: HOLZAPFEL, G. A. et al. **Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems**. Vienna: Springer Wien, 2014.

HCOR. **Aneurisma Cerebral: doença silenciosa exige cuidados com a saúde**. Disponível em: <https://www.hcor.com.br/hcor-explica/neurologia/aneurisma-cerebral-2/>

Acesso em 8 de jun. de 2021.

HOLZAPFEL, G.A. Structural and Numerical Models for (Visco)elastic Response of Arterial Walls with Residual Stress. *In: HOLZAPFEL, G. A. et al. **Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems***. Vienna: Springer Wien, 2014.

HOLZAPFEL, G.A & GASSER, T.C. A New Constitutive Framework For Arterial Wall Mechanics and A Comparative Study Of Material Models. **J ELASTICITY**. V. 61 p.1-3, 2000.

HUMPHREY, J.D & McCULLOCH, The cardiovascular system – Anatomy, Physiology and Cell Biology. *In: HOLZAPFEL, G. A. et al. **Biomechanics of Soft Tissue in Cardiovascular Systems***. Vienna: Springer Wien, 2014.

JANSEN, K.; SHAKIB, F. and HUGHES, T. Fast Projection Algorithm for Unstructured Meshes. *In: **Computational Nonlinear Mechanics in Aerospace Engineering***. Ed. S. Atluri. American Institute of Aeronautics and Astronautics.1992. ISBN 1563470446.

KARSHEVA, MARIA & DINKOVA, P & PENTCHEV, I & IVANOVA, T. (2009). Blood Rheology-A Key for blood circulation in human body. **J. Univ. Chem. Technol. Metall.** v. 44, 1, p. 50-54, 2009. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/265191772_Blood_Rheology-A_Key_for_blood_circulation_in_human_body Acesso em 03 de junho de 2021

KEEDY, Alexander An overview of intracranial aneurysms. **McGill Journal of Medicine**. v. 9(2), jul 2006. 141-146p. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2323531/#:~:text=The%20most%20frequent%20location%20is,circulation%20sites%2C%20most%20commonly%20the> Acesso em 03 de junho de 2021

LINNINGER, ANDREAS A. *et al.* A Mathematical Model of Blood, Cerebrospinal and Brain Dynamics. **Journal of Mathematical Biology**. V. 59, p. 729-759, 2009

LIU, TONG-MIIN E LIU, SHUENN-NAN. A Review on in vitro Studies of Hemodynamic Characteristics in Terminal and Lateral Aneurysms Models. *Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B)*, v23. P 133-148. 1999.

OLIVEIRA, Iago Lessa *et al.* A longitudinal study of a lateral intracranial aneurysm: identifying the hemodynamic parameters behind its inception and growth using computational fluid dynamics. **J. Braz. Soc. Mech. Sci. & Eng.** Rio de Janeiro, mar. 2021. Disponível em: <https://link.springer.com/epdf/10.1007/s40430-021-02836->

[6?sharing_token= I8L8wvTFCy Wq1ryyIWxve4RwlQNchNBvi7wbcMAY5BT5cbVDdMUBerY0YEQo6Wk2aA01pg0VkvpmoBD2gRq49ZAf345bV_yidErqzG4obXEG_H_d_Vtt3lbKn5DDhYzPb-4-Pa-O6yaLsYICUPTpUWyscQHgPOzBDeAKJQJSA%3D](https://www.researchgate.net/publication/347239583_Dynamics_of_red_blood_cells_in_unsteady_microfluidic_flows). Acesso em: 03 jun. 2021.

RECKTENWALD, STEFFEN & WAGNER, C.. INTERNATIONAL CONGRESS ON RHEOLOGY, 18, 2020. **Dynamics of red blood cells in unsteady microfluidic flows**. Rio de Janeiro. Dezembro de 2020. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/347239583_Dynamics_of_red_blood_cells_in_unsteady_microfluidic_flows Acesso em 03 de junho de 2021

REYMOND, P, et al. Validation of a one-dimensional model of the systemic arterial tree. **AJP Heart and Circulatory Physiology**. v.297, p. 208-222, 2009. DOI:10.1152/ajpheart.00037.2009. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/24415492_Validation_of_a_One-Dimensional_Model_of_the_Systemic_Arterial_Tree Acesso em: 8 de junho de 2021.

SANTOS. Artérias. *In: Mundo educação*. Disponível em: <https://mundoeducacao.uol.com.br/biologia/arterias.htm> Acesso em 9 de junho de 2021

SHAMLOO, AMIR; NEJAD, MILAD AZIMI; SAEEDI, MILAD. Fluid-structure interaction simulation of a cerebral aneurysm: Effects of endovascular coiling treatment and aneurysm wall thickening. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**. Mechanical engineering, v. 74, p. 72-83, 2017.

SHEIKH, M.A.A, et all. A review of hemodynamic parameters in cerebral aneurysm. **Interdisciplinary Neurosurgery**. V. 22. 2020.

SILVA, Daniel Figuereda Alves da. A artéria cerebral média faz parte do círculo de Willis. *In: MORFOFLIX*. 17 de janeiro de 2018. Disponível em: <https://morfoflix.com/a-artéria-cerebral-media-faz-parte-do-circulo-de-willis/> Acesso em: 9 de junho de 2021

SPENCER, A.J.M et al. **Continuum Theory of the Mechanics of Fibre-Reinforced Composites**. Vienna: Springer Wien, 1984.

SODRÉ, F. C., et al. Análise preliminar utilizando fluidodinâmica computacional do fluxo sanguíneo. *In: SIINTEC*, 4., 2018, Salvador: 2018. **Modeling and computational Simulation Applied to Industry**. Brasília.2018.

VEGA, CHARLES M.D; KWON, JEREMIAH V.M.D e LAVINE, SEAN D. M.D. Intracranial Aneurysms: Current Evidence and Clinical Practice. **American Academy of Family Physician**. V. 66, n. 4. 601-608p. 15 de Agosto de 2002.

XIAOHONG WANG, XIAOYANG LI, Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: Influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. **Computers in Biology and Medicine**. v. 41, Issue 9. 2011, p. 812-821. ISSN 0010-4825, disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2011.06.017> acesso em 03 de junho de 2021.

WAGNER, Hallie Paige. **Mechanical Characterization, Modeling, And Examination Of A Muscular Intracranial And Elastic Extracranial Artery With An Emphasis On Microstructure, Residual Stress, And Smooth Muscle Cell Activation**. Orientador: Jay Humphrey. 2011. Tese (Doutorado em biomecânica) - Texas A&M University, Bryan, 2011.

WICKER, Bethany Kay. **The Normal Basilar Artery: Structural Properties and Mechanical Behavior**. Orientador: Jay Humphrey. 2007. Dissertação (Mestrado em engenharia biomédica) – Texas A&M University, Bryan, 2007.