



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

Campus de Ilha Solteira

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

“Análise Numérica do Escoamento de Fluido em Tubos Elásticos”

Emerson Carlos dos Santos Cicigliano

Orientador: Prof. Dr. Gilberto Peixoto de Melo

Co-orientador: Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia - UNESP – Campus de Ilha Solteira, para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de Conhecimento: Mecânica dos Sólidos

Ilha Solteira – SP

Fevereiro/2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

C568a Cicigliano, Emerson Carlos dos Santos.
Análise numérica do escoamento de fluido em tubos elásticos / Emerson Carlos dos Santos Cicigliano. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2010
76 f. : il.

Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de Conhecimento: Mecânica dos Sólidos, 2010

Orientador: Gilberto Peixoto de Melo
Co-orientador: Amarildo Tabone Paschoalini

1. Método dos elementos finitos. 2. Interação fluido-estrutura. 3. Fluxo pulsátil.
4. Bioengenharia.

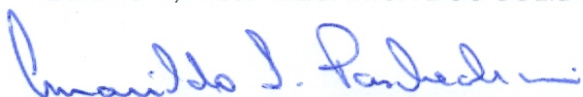
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Análise numérica do escoamento de fluidos em tubos elásticos

AUTOR: EMERSON CARLOS DOS SANTOS CICIGLIANO

CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA MECÂNICA, Área: MECANICA DOS SÓLIDOS, pela Comissão Examinadora:



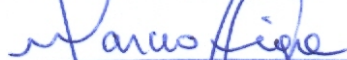
Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. ADYLES ARATO JUNIOR

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. MARCIO HIGA

Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Estadual de Maringá

Data da realização: 26 de fevereiro de 2010.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Lucival e Leonir por serem meus primeiros mestres,
a minha filha Milene por simplesmente existir,
a minha namorada Maria Flávia por tudo,
as minhas irmãs Keli e Karen por fazerem parte de minha vida.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Lucival Cicigliano e Leonir Antunes dos Santos Cicigliano e às minhas irmãs Keli Cristina Cicigliano e Karen Cicigliano, a todos os familiares pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

Ao meu amigo Danilo Agostini Machado pela amizade, companheirismo e disposição para esta jornada.

Aos meus orientadores Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini e Prof Dr. Márcio Antônio Bazani pela ajuda, orientações, ensinamentos, confiança e acima de tudo, pela amizade.

Aos meus amigos do dia-a-dia, Turina e Sisko.

A todos os docentes do Departamento de Engenharia Mecânica, em especial, ao Prof. Dr. Gilberto Pechoto de Melo, por ter dado o incentivo inicial, pela confiança e orientações.

A todos os meus amigos que apoiaram, incentivaram, acreditaram e ajudaram durante todo esse tempo. São tantos nomes que seria uma injustiça escrever alguns e esquecer de outros.

A todos os funcionários da biblioteca da FEIS pelo ótimo atendimento e excelente competência nos serviços prestados.

Aos funcionários da seção de Pós-Graduação por estarem sempre prontos à servir com toda paciência possível e impossível, em especial, Onilda que tanto orientou.

A minha namorada Maria Flávia pelo incentivo, pela confiança, pelo carinho, pelas alegrias, pelos conselhos, pela paciência, pelas correções ortográficas, enfim, por fazer parte de minha vida.

A minha filha Milene de Freitas Cicigliano por ser a responsável direta por tudo em minha vida.

A todos que de uma forma ou outra contribuíram para a concretização deste trabalho.

EPÍGRAFE

**“Procure ser um homem de valor
em vez de procurar ser um homem de sucesso”.**

Albert Einstein

CICIGLIANO, E. C. S. **Análise Numérica do Escoamento de Fluido em Tubos Elásticos**. 2010. 76 f. Dissertação (Mestrado Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.

O presente trabalho propõe-se a modelar, analisar, e comparar os efeitos do escoamento de um fluido dentro de um tubo elástico. Esses efeitos, por sua vez, serão ocasionados por uma variação de pressão nesse fluido. Para tanto, através das propriedades físicas e mecânicas do tubo e do fluido, foi calculado o deslocamento da parede do tubo, vazão e velocidade do fluido. Essa modelagem tem como intenção comparar numericamente um arranjo que visa simular uma pulsação com características próximas as do coração humano. Através da construção de duas geometrias cilíndricas que representam domínios distintos (estrutura e fluido) que foram acoplados em sua interface, foi possível fazer um estudo da interação fluido-estrutura (FSI) utilizando o software comercial ANSYS, obtendo assim um estudo tri-dimensional do problema. Os resultados mostraram que o deslocamento da interface fluido-estrutura ocorreu simultaneamente, confirmando, portanto, a correta aplicação do comando FSIN. O fluido é considerado incompressível e Newtoniano e é governado pelas equações de Navier-Stokes. As paredes da estrutura são modeladas a partir da Lei de Hooke. Por fim, uma solução numérica é desenvolvida utilizando o Método dos Elementos Finitos.

PALAVRA-CHAVE

Método dos Elementos Finitos. Interação Fluido-Estrutura. Fluxo Pulsátil. Bioengenharia.

ABSTRACT

CICIGLIANO, E. C. S. **Numerical Analysis of Fluid Flow in Elastic Pipes**. 2010. 76 f. Dissertation (Master of Science in Mechanical Engineering) – Engineering College, São Paulo State University, Ilha Solteira, 2010.

This project proposes to model, analyze and compare the effects of fluid flow inside an elastic tube. These effects, in turn, will be caused by a variation of pressure in this fluid. Therefore, through the physical and mechanical properties of the tube and fluid was calculated the displacement of the tube wall, flow and velocity of the fluid. The Modeling intends to compare numerically an arrangement that aims to simulate a heartbeat with characteristics similar to the human heart. Through of building two cylindrical geometries representing different domains (structure and fluid) that were engaged in its interface, it was possible to study the fluid-structure interaction (FSI) using the commercial software ANSYS, thereby obtaining a three-dimensional study. The results showed that the displacement of the interface fluid-structure occurred simultaneously, thereby confirming the correct application of the command FSIN. The fluid is considered incompressible and Newtonian and is governed by the Navier-Stokes equations. The walls of the structure are modeled from the Hooke's Law. Finally, a numerical solution is developed using the Finite Element Method.

KEYWORDS

Finite Element Method. Fluid Structure Interaction. Pulsatile Flow. Bioengineering.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Gráfico representativo das simultâneas interações fluido-estrutura (Fonte: PETRY, 1993).....	22
Figura 2: O sistema cardiovascular e o percurso do sangue no corpo humano (Fonte: LEMBO; MOISÉS; SANTOS, 1994).	26
Figura 3: Diagrama do Coração Humano (Fonte: CHUNG; RICH, 1990).	27
Figura 4: A velocidade do fluido em fluxo laminar é máxima na região central do tubo (Fonte: Heneine, 2000).	29
Figura 5: Efeito explicado pela equação da continuidade (Fonte: FRUMENTO, 2005).	31
Figura 6: Efeito da viscosidade na velocidade do escoamento do fluido, o que provoca uma queda de pressão no sentido do escoamento (Fonte: PALHETA, 2007).	32
Figura 7: Representa-se na figura (a), uma queda de pressão ao longo do fluido. Na figura (b) esta queda é acentuada em virtude do aumento na resistência que se consegue graças à diminuição do raio do tubo (Fonte: PALHETA, 2007).....	33
Figura 8: Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica (Fonte: BORTOLO; SAFAR, 2006).	36
Figura 9: Esquema representativo da estrutura de uma artéria (Fonte: DUARTE et al., 2004).	38
Figura 10: Representação das artérias e veias do corpo humano (Fonte: IBRAHIM, 2006)...	39
Figura 11: Divisões da artéria aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).....	40
Figura 12: Representação do processo de simulação através do método de elementos finitos (Fonte: BATHE, K-J, 1996).	43
Figura 13: Elemento SOLID185 utilizado pelo software ANSYS (Fonte: ANSYS).....	44
Figura 14: Elemento FLUID142 utilizado pelo software ANSYS (Fonte: ANSYS).....	44
Figura 15: Modelo de malhas gerado pelo software ANSYS (vista frontal), para divisões D10, D40, D70 e D100.....	46
Figura 16: Modelo de malhas gerado pelo software ANSYS (vista de perfil), para divisões D10, D40, D70 e D100.....	46
Figura 17: Convergência da malhas utilizadas na análise do problema.	47
Figura 18: Restrições do modelo representando a estrutura.....	49
Figura 19: Modelo criado representando o fluido.	50

Figura 20: Interface entre o fluido e a estrutura selecionada.....	51
Figura 21: Comando FSIN visualizado na interface entre o fluido e a estrutura.	51
Figura 22: Comparação numérica entre os valores obtidos experimentalmente para PE1.	53
Figura 23: Comparação numérica entre os valores obtidos experimentalmente para PE1.	54
Figura 24: Pressão na entrada do modelo no instante de tempo=0	55
Figura 25: Pressões distribuídas ao longo do modelo	55
Figura 26: Modelo com 160 divisões no comprimento.....	58
Figura 27: Localização dos pontos para análise de deslocamento e os nós equivalentes no modelo gerado pelo software ANSYS.....	59
Figura 28: Gráfico representando os deslocamentos da interface entre fluido e estrutura.....	60
Figura 29: Análise do incremento de tempo das simulações.....	61
Figura 30: Velocidade do fluido para PE1.	62
Figura 31: Velocidade do fluido para PE2.	62
Figura 32: Curva de comparação entre as vazões numérica e experimental para PE1.	64
Figura 33: Imagem aproximada da aproximação entre os valores numérico e experimental da vazão do fluido para PE1.....	65
Figura 34: Curva de comparação entre as vazões numérica e experimental para PE2.	66
Figura 35: Imagem aproximada da aproximação entre os valores numérico e experimental da vazão do fluido para PE2.....	66
Figura 36: Comparativo de deslocamento para os valores experimentais e numéricos para PE1.	67
Figura 37: Modelo gerado pelo software ANSYS para o deslocamento para direção Y, PE1.	68
Figura 38: Modelo gerado pelo software ANSYS com a resultante vetorial para o deslocamento da parede do tubo, PE1.	68
Figura 39: Comparativo de deslocamento para os valores experimentais e numéricos para PE2.	69
Figura 40: Modelo gerado pelo software ANSYS para o deslocamento para direção Y, PE2.	69
Figura 41: Modelo gerado pelo software ANSYS com a resultante vetorial para o deslocamento da parede do tubo, PE2.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores referentes à vazão do fluido para PE1 (Fonte: MACHADO, 2010).63

Tabela 2: Valores referentes à vazão do fluido para PE2 (Fonte: MACHADO, 2010).65

LISTA DE SÍMBOLOS

V_c = Velocidade crítica do fluido.

R_e = Número de Reynolds.

ρ = Densidade do fluido.

η = Viscosidade.

D = Diâmetro do tubo condutor.

E_c = Energia Cinética.

r = Raio do tubo condutor.

F = Força.

A = Área.

V = Volume do fluido.

d = Distância.

Φ = Fluxo do fluido.

ΔV = Variação do volume do fluido.

Δt = Variação do tempo.

v = Velocidade.

P = Pressão.

Δp = Variação de pressão.

R = Resistência ao fluxo.

ΔX = Comprimento do tubo.

\bar{v} = Velocidade média.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	14
1.1	Objetivos.....	15
1.2	Justificativa.....	16
1.3	Revisão bibliográfica.....	17
2	INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA: CONCEITOS.....	21
2.1	Interação fluido-estrutura	21
2.2	Métodos para análise da interação fluido-estrutura.....	22
2.3	A dinâmica dos fluidos computacional	24
2.4	Características do fluido a ser estudado	25
2.4.1	O sistema cardiovascular	25
2.4.2	Características físicas do sangue	27
2.5	Equação da continuidade	31
2.6	Equação de Poiseuille.....	32
2.7	Pressão Sanguínea	35
2.8	Pressão Periférica	35
2.9	Características da estrutura a ser estudada	36
2.9.1	Artéria Aorta.....	38
3	SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO.....	41
3.1	Método de elementos finitos	42
3.2	Elementos finitos utilizados	43
3.3	Modelagem do problema	45
3.3.1	Propriedades das malhas.....	47
3.3.2	Condições de contorno	48
3.3.3	Condições de carregamento.....	52
3.3.4	Propriedades dos materiais	56
3.3.5	Propriedades geométricas	56
4	RESULTADOS NUMÉRICOS.....	57
4.1	Resultado do acoplamento (FSIN)	59
4.2	Incremento de tempo	60
4.3	Velocidade do fluido	61

4.4	Vazão do fluido	63
4.5	Deslocamento externo da parede.....	67
5	CONCLUSÃO.....	71
	REFERÊNCIAS	72

1 INTRODUÇÃO

O presente trabalho está focado na modelagem e resolução de um caso ligado ao problema de interação fluido-estrutura entre um tubo elástico e o escoamento interno de um fluido. Esse problema está presente em diversas áreas da engenharia. Podemos, inclusive, observar esse caso na construção civil, na aeronáutica, na mecânica, na biomecânica, dentre outras.

Verifica-se, por exemplo, que uma ponte pode sofrer ação de forças externas como o vento, ou então, devido às marés quando entram em contato com seus pilares parcialmente submersos, nas hélices de um avião, na aerodinâmica de um carro, e ainda na implantação de *stents* para correção do fluxo sanguíneo em uma artéria. Portanto, as estruturas expostas em contato com qualquer tipo de fluido constituem um dos problemas mais comuns e estudados.

As obras civis, normalmente, são projetadas considerando-se o efeito do vento sobre a estrutura como um carregamento estático, porém as estruturas estão sujeitas às vibrações devido ao escoamento do fluido, as quais podem levar a estrutura à ruptura. Um dos casos mais conhecidos ocorreu na ponte Tacoma Narrows, de aproximadamente 1600 m de comprimento, construída nos Estados Unidos, em Puget Sound, Washington na década de 30, que, por sua vez, entrou em ressonância alguns meses após sua inauguração, em 7 de Novembro de 1940. A Ponte de Tacoma sempre balançava, porém, neste dia, ventava a uma velocidade aproximada de 65 km/h, fazendo com que suas frequências naturais fossem igualadas às frequências de excitação do vento, conseqüentemente, entrando em ressonância e vindo a despencar.

Situações como essa, motivaram estudos de aerodinâmica, aeroelasticidade e dinâmica dos sólidos, se tornando mais frequentes a partir da década de 1970, quando, devido à complexidade e número elevado de operações de cálculo envolvidos em problemas destas áreas, técnicas computacionais para resolvê-los passaram a ser frequentemente utilizadas.

Assim, atualmente, as publicações nessas áreas concentram-se no desenvolvimento de

ferramentas computacionais baseadas em métodos numéricos para análise da interação fluido-estrutura, desencadeando inúmeras possibilidades de estudos e aplicações nos mais diversos campos do conhecimento (SANCHES, 2006).

Dessa forma, no âmbito da biomecânica, há o estudo direcionado para as relações entre tecidos e estrutura do corpo humano, mais especificamente, entre vasos sanguíneos e sangue durante a circulação, caracterizando também um problema de fluido-estrutura.

1.1 Objetivos

Este trabalho tem por objetivo modelar, simular, analisar, e comparar os valores numéricos com os resultados obtidos experimentalmente em um dispositivo came-seguidor que simula um escoamento pulsátil em artérias. Dispositivo este, que será construído totalmente em laboratório próprio por outro grupo de pesquisadores. Para tanto, deveremos compreender a interação fluido-estrutura entre fluido (água) e o tubo elástico (látex), com propriedades equivalentes à artéria aorta abdominal, por meio de simulações numéricas e utilizando-se do método dos elementos finitos, buscando alguns resultados análogos às propriedades mecânicas na estrutura da mesma.

Os objetivos específicos incluem:

- Modelar um sistema com propriedades físicas e mecânicas relacionadas aos materiais usados experimentalmente para simular ciclos pulsáteis com um comportamento semelhante ao do corpo humano;
- Definir o problema através do estudo da circulação sanguínea considerando-se um problema de interação fluido-estrutura;
- Definir a geometria do problema através de dados obtidos experimentalmente na literatura;
- Definir as condições de contorno abordadas no experimento, de acordo com o estabelecido experimentalmente, e pesquisados na literatura;
- Apresentar os resultados obtidos numericamente com o programa comercial ANSYS, utilizando parâmetros obtidos experimentalmente, encontrados na literatura.

1.2 Justificativa

Problemas relacionados à interação fluido-estrutura detêm importância singular no que diz respeito ao estudo voltado para a biomecânica, visto que se trata de um tema atual e de suma relevância para melhorias em diversas áreas da saúde.

As várias particularidades do sistema circulatório e os inúmeros problemas de saúde que o envolvem exigem um estudo detalhado e aprofundado para conhecer de modo particular o comportamento da passagem do sangue nos vasos sanguíneos para melhor obtenção de tratamentos, bem como orientações de prevenção de problemas cardiovasculares.

Alguns distúrbios podem ocorrer na aorta em decorrência de locais fragilizados, permitindo a formação de aneurismas, rupturas externas, hemorragias e dissecções. Qualquer uma dessas lesões pode levar a pessoa à morte, mesmo transcorrendo-se anos para a maioria delas se desenvolver.

Derivando-se de um enfraquecimento das paredes ou de um carregamento anormal sobre um segmento destas paredes, os aneurismas são como uma dilatação localizada e permanente da parede arterial, com tamanho maior que 50% do seu diâmetro normal. Cabe ressaltar que os aneurismas da aorta ocorrem com mais frequência em homens (proporção de 4:1) e verifica-se, inclusive, em mais de 50% dos casos, a presença da hipertensão arterial.

A incidência do aneurisma na aorta abdominal é de 30 a 66 casos por 1000 habitantes (BORGES, 2007), no entanto, variam de 6% para os homens com mais de 60 anos de idade, e para mulheres na faixa de 1% com a mesma idade. Pesquisas realizadas na Universidade de Yale mostram que a maioria dos aneurismas cresce cerca de 1,2 mm ao ano. Por apresentar um crescimento muito lento, esse aneurisma pode ter começado a se formar ainda na juventude do paciente. (IBRAHIM, 2006).

Este trabalho apresenta uma alternativa de compreensão da mecânica da circulação sanguínea na aorta abdominal e suas variações, que podem vir a se configurar como indícios de formação de aneurismas desta porção da aorta.

Com base nisto, o presente trabalho se justifica.

1.3 Revisão bibliográfica

Petry (1993) apresenta o resultado da experiência em que foi empregado o método de elementos finitos na discretização espacial do fluido e o emprego das diferenças finitas na discretização temporal, por meio do qual compreende a interação fluido-estrutura. O problema estudado aborda a análise do escoamento de fluidos viscosos e incompressíveis em torno de um corpo rígido elasticamente vinculado. Apresenta um cilindro oscilante, sujeito à ação de um escoamento, representando o problema de análise das vibrações auto-induzidas. Seu trabalho contribuiu na presente proposta para auxiliar na compreensão da interação fluido-estrutura, no entanto, o modelo de análise que aqui se propõe é o oposto, isto é, um cilindro com fluidos viscosos e incompressíveis escoando em seu interior.

Souli, Ouahsne, Lewi (2000) atentaram para a importância da utilização de métodos computacionais em aplicações mecânicas no campo da Engenharia para resolução de problemas onde pequenas distorções provocam grandes deformações. Apresentaram idéias de possibilidades para controlar tais distorções e os resultados são indicados para utilização tanto na academia quanto na indústria. Quando se trata da utilização final dos produtos, sendo no presente trabalho a medicina cardiovascular, visto que distorções ocorrem, conforme atestou Moraes (2005), com muita frequência nos vasos sanguíneos e nas válvulas, a importância da utilização de métodos computacionais em aplicações mecânicas e engenharia se confirmam crucialmente.

Čanić, Mikelic, Tambaca (2001) estudaram o fluxo de sangue em artérias, informando que um modelo de simulação da interação fluido-estrutura entre o fluxo de sangue e as paredes das artérias foi estudado por vários autores, porém cálculos em tempo real de grandes seções do sistema vascular ainda não estão disponíveis, razão pela qual, modelos simplificados precisam ser usados sempre que possível. No trabalho apresentado, foram utilizados, em duas seções de eixos simétricos, modelos unidimensionais de sistemas vasculares para acelerar a simulação. As equações resultantes são bidimensionais, porém a forma simplificada delas permite uma decomposição em uma aproximação unidimensional. Os autores apresentaram a derivação das equações efetivas, um método numérico para a simulação delas e a validação experimental executada. Os resultados contribuíram para o presente trabalho, no entanto, este trata de uma análise tridimensional do problema de escoamento de sangue no interior de vasos sanguíneos.

Li, Xy, Z.B. (2001) afirmam que a pressão sanguínea tem significantes efeitos no comportamento mecânico do sistema sanguíneo e suas falhas, por isso, para a complexa

natureza do sistema sanguíneo enfrentam-se desafios contínuos. Devido a isso, desenvolveram um trabalho visando à determinar das variações de tensões do aparelho cardiovascular. Utilizando o método dos elementos finitos, numa abordagem computacional, descreveram, com boa aproximação, a função da pressão sanguínea no escoamento do sangue nos vasos sanguíneos. Tal estudo ofereceu subsídios para este trabalho, pois, para analisar tridimensionalmente o comportamento do sangue nos vasos sanguíneos, há que se considerar as variantes de pressão.

Cunha (2003) publicou um trabalho que consiste no estudo do comportamento do fluxo sanguíneo na artéria braquial, através de sinais sonoros captados por um microfone acoplado a um estetoscópio, onde são transformados em sinais elétricos, analisados computacionalmente, para diversas variações de pressão, que, por sua vez, são medidas em um esfignomanômetro. Seu trabalho teve como objetivo traçar parâmetros para a calibragem de esfignomanômetros por meio de curvas comparativas de sinais sonoros convertidos em elétricos. Este trabalho se mostrou importante para esta dissertação, já que as características do fluido estudado são as mesmas, e algumas propriedades da estrutura também são semelhantes.

Wang, Parker (2003) apresentaram um trabalho que consiste no estudo das principais artérias do corpo humano, levando em consideração o trabalho realizado pelo ventrículo esquerdo do coração, analisando, dessa forma, a velocidade e pressão do sangue em 55 principais artérias denominadas e mostradas por ele em um esquema. Essa análise consiste na observação da propagação de ondas pelos mesmos principais vasos. Nesse estudo encontra-se uma tabela onde são organizados valores anatômicos e fisiológicos dos vasos (comprimento da artéria, seu diâmetro, espessura de sua parede e módulo de elasticidade). Esses dados foram retirados tendo por base uma associação entre a velocidade do sangue e a velocidade da onda que caminha pela mesma, obtendo, dessa forma, uma resposta para o sistema em unidade de pulso por meio de uma função de transferência.

Čanić (2004) apresentou em seu trabalho as equações que podem ser otimizadas no estudo das deformações de vasos sanguíneos para auxiliar na produção de próteses utilizadas no tratamento de várias doenças cardiovasculares tendo, como pressuposto, o fato de a introdução de próteses mudar as propriedades das paredes do vaso sanguíneo na região em que são colocadas, dentre algumas mudanças, a diminuição da elasticidade. O artigo focou as equações e, além disso, a sua utilização no estudo das rápidas alterações da elasticidade e comportamento do sangue nesses locais. A produção de tal estudo comprovou o quão

necessários são estudos específicos para as muitas particularidades da circulação sanguínea, com a finalidade de prevenir ou corrigir problemas cardiovasculares.

Moraes (2005) iniciou o trabalho apresentando dados sobre a frequência de substituição de válvulas cardíacas em razão de doenças como estenoses (anomalia na abertura da válvula) danificadas em decorrência da sua grande solitação mecânica. Com o objetivo de garantir projetos adequados às próteses que devem ser construídas para substituição dessas válvulas, a autora realizou a simulação numérica, por meio do Método dos Elementos Finitos do folheto da válvula aórtica, buscando a distribuição de suas tensões. Concluiu, após a realização da análise, que a distribuição de tensões resultante esteve de acordo com as distribuições encontradas na literatura, mostrando coerência no modelo matemático e nas escolhas dos parâmetros de simulação. Entendeu também que as hipóteses simplificadoras utilizadas foram de grande importância para o aprendizado da simulação numérica de um sistema complexo com o aparelho circulatório e, mais especificamente, as válvulas, que são a motivação do trabalho. Foi uma produção importante para o presente trabalho, pois o fluido estudado é o mesmo e a estrutura conserva as mesmas propriedades. Além disso, o método de discretização utilizado é o mesmo e ainda utiliza-se do mesmo pacote computacional, o software ANSYS.

Ibrahim (2006) desenvolveu para seu trabalho de mestrado uma simulação experimental em Laboratório de Membranas e Biomembranas da formação de aneurismas na aorta abdominal humana, utilizando-se de tubos de látex, respeitando as dimensões originais da artéria aorta abdominal e investigando a pressão crítica necessária para formação dos aneurismas.

Paschoalini, Bazani (2006) desenvolveram uma solução analítica para calcular os campos de pressão e velocidade do fluido e o campo de deslocamento do cilindro. A interação fluido-estrutura foi estudada em um modelo numérico bidimensional do escoamento no interior de um cilindro elástico. Consideraram o fluido como sendo incompressível e Newtoniano, governado pelas equações de Navier-Stokes, e as paredes do cilindro foram modeladas a partir da Lei de Hooke, entendendo a condição quase-estática. Decorreu em um sistema de equações que foram resolvidas utilizando os métodos Dormand-Prince e de Runge-Kutta para quarta/quinta ordem. Esse equacionamento ofereceu resultados aparentemente compatíveis com as condições do problema construído. Por fim, esse trabalho deu origem ao grupo de pesquisa de simulações numéricas e experimentais que visa tentar entender a mecânica da formação de aneurismas.

Feijó (2007) utilizou-se de resultados experimentais encontrados na literatura para construir um modelo numérico tridimensional do escoamento sanguíneo no interior da artéria aorta abdominal humana. Fez-se uso de dados obtidos e cedidos pelo Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor) obteve resultados compatíveis com um caso real de pressão arterial normal de 120 mmHg por 80 mmHg (12 por 8). Esse estudo é considerado o primeiro tridimensional modelando um problema de interação fluido-estrutura do grupo citado anteriormente.

Machado (2010) através de dados e modelos encontrados na literatura projetou e construiu um arranjo experimental que simula um escoamento pulsátil semelhante ao fluxo sanguíneo em artérias, utilizando um sistema *came-seguidor* produziu uma variação de pressão aproximando-se de uma frequência cardíaca humana produzindo uma vazão e um deslocamento na parede de um tubo de látex (artéria). Seus dados de pressões, vazões, características do tubo e do fluido (água), foram utilizados como base para o presente trabalho, uma vez que o intuito é comparar tais resultados com um modelo numérico gerado com o software comercial ANSYS.

CAPÍTULO 2

2 INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA: CONCEITOS

A proposta em questão versa sobre a realização de uma análise numérica e comparações de resultados com valores obtidos experimentalmente na literatura. Para tanto, é explorado um problema de interação fluido-estrutura. Problema este que depende de um estudo entre a mecânica dos sólidos e também a mecânica de fluidos, baseando-se nos mesmos princípios.

Faz-se necessário abranger separadamente o estudo computacional entre a mecânica dos fluidos e a mecânica dos sólidos, em decorrência da existência de particularidades entre ambas, apesar disso, é inegável a presença de propriedades comuns entre elas, por exemplo, tensões e deslocamentos.

2.1 Interação fluido-estrutura

Tipicamente, nos problemas de interação fluido-estrutura, as fronteiras naturais dos escoamentos apresentam um movimento dependente deste. Isto é, a análise da interação fluido-estrutura consiste no estudo da ação do fluido em movimento sobre a estrutura e da resposta da estrutura e suas consequências sobre o fluido como mostra a Figura 1, abaixo:

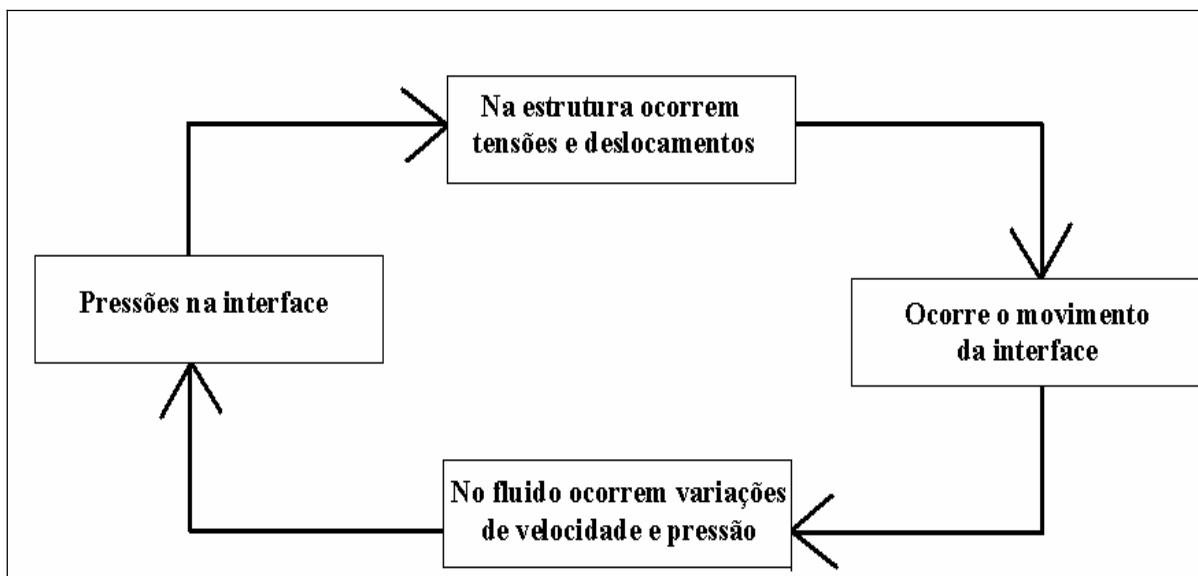


Figura 1: Gráfico representativo das simultâneas interações fluido-estrutura (Fonte: PETRY, 1993).

Assim, na resolução do problema de escoamento, as condições de fronteira não podem ser conhecidas antecipadamente. Por estas razões, os problemas de interação fluido-estrutura são normalmente tão complexos que a via numérica se torna um método de solução largamente utilizado.

2.2 Métodos para análise da interação fluido-estrutura

Existem diversas maneiras de se estudar problemas de interação fluido-estrutura. Nos anos mais recentes, foram notados importantes progressos na solução de problemas complexos. Os métodos para simulação de tais problemas são divididos em dois grupos, métodos particionados e métodos monolíticos.

Os métodos particionados consistem em considerar separadamente as forças produzidas pelo fluido e realizar posteriormente a análise dinâmica da estrutura, onde as equações governantes do fluido e da estrutura são integradas no tempo separadamente. Este método encontra grande aplicabilidade, como por exemplo, para avaliar as forças do vento atuando sobre grandes prédios ou pontes (PETRY, 1993).

Quando os efeitos do escoamento sobre a estrutura constituem um ponto crítico do projeto, uma das formas mais seguras de avaliar este fator é a utilização de estudos experimentais. Nestes casos, normalmente é construído um modelo reduzido da estrutura, baseado em relações de similaridade dinâmica, submetido a uma simulação das condições de

trabalho em túneis de vento ou túneis aerodinâmicos, dependendo do caso. Durante a simulação são feitas medições das informações desejadas, como reações da estrutura e pressões na superfície.

A análise numérica consiste na simulação da interação por meio da implementação de um modelo matemático que represente o escoamento do fluido, a resposta da estrutura e o acoplamento das partes, baseado em métodos numéricos. Vários pesquisadores vêm estudando o assunto por meio desse método, acoplando algoritmos para Dinâmica dos Fluidos a algoritmos para Dinâmica dos Sólidos. Nestes métodos monolíticos, os domínios sólido e fluido são tratados como uma única entidade, sendo integrados simultaneamente no tempo.

As simulações computacionais têm auxiliado a melhoria de projetos de estruturas submetidas à ação de fluidos, permitindo a realização de análises dos projetos e a verificação de efeitos de alterações de formas, modelos e técnicas empregadas na realização de projetos.

Equipamentos modernos, aliados aos softwares específicos de engenharia e matemática aplicada, possibilitam maior precisão e ganho de tempo na simulação de problemas físicos, possibilitando o estudo de um número muito maior de problemas. Isto diminui as restrições feitas nos modelos, que caminham para aproximações cada vez mais próximas à realidade.

Dentre as características do problema encontradas na literatura, é importante observar que como a maioria dos problemas físicos de Engenharia, a mecânica dos fluidos e sólidos se constitui em três princípios fundamentais: a conservação de massa, a validade das três Leis de Newton e a conservação de Energia.

A análise computacional da interação fluido-estrutura exige o desenvolvimento de algoritmos para simular: o escoamento de fluidos, o comportamento dinâmico da estrutura e o acoplamento entre ambos.

Para modelar matematicamente tais problemas, primeiramente deve ser escolhido um referencial inerte, e então se aplicam os três princípios básicos ao problema, podendo ser feito o uso de:

- a) Um sistema isolado, que pode ser definido por um elemento ou conjunto de elementos interessantes ao estudo, isolado do meio por uma fronteira impermeável à massa, de forma que tal sistema terá sempre a mesma massa, permitindo apenas o transporte de calor e trabalho através da fronteira do mesmo.
- b) Um volume de controle, definido por uma região do espaço interessante para o estudo, cuja fronteira é chamada de superfície de controle e é permeável à massa, ou seja, permite transporte de matéria para dentro ou para fora do volume de

controle. Assim, geralmente, por facilitar a solução, o volume de controle possui o volume fixo e a massa variável.

O uso de sistemas isolados é muito interessante quando a matéria do problema físico a ser estudado não se desloca excessivamente em relação ao referencial, são exemplos desses problemas: os problemas de compressão ou descompressão de gases, problemas de hidrostática e problemas da mecânica dos sólidos.

Por outro lado, o uso de Volumes de Controle torna-se muito interessante quando se tratam de problemas que envolvam fluxo de massa, tal como escoamento de fluido, conforme explica Fox, Mc Donald (2001).

Dessa forma, em se tratando de problemas de interação fluido-estrutura, existe a necessidade em tratar-se forma diferente o fluido em relação ao sólido, e reformular as equações Eulerianas (fluido) de forma que possam ser acopladas às equações Lagrangeanas (sólido). Isso pode ser feito, gerando-se uma formulação Lagrangeana Euleriana Arbitrária (ALE) (PETRY, 1993).

Pode-se, portanto, acoplá-los, impondo as corretas condições de contorno em suas fronteiras.

2.3 A dinâmica dos fluidos computacional

As equações de Navier Stokes, tradicionalmente utilizadas no estudo de fluidos, não têm solução analítica, exceto em casos de problemas unidimensionais, bidimensionais e permanentes. Para obter uma solução numérica, é usado, computacionalmente, um método de discretização que aproxima as equações diferenciais por um sistema de equações algébricas. Este sistema é, então, resolvido por processadores. As aproximações são aplicadas a pequenos domínios no tempo e espaço tal que a solução numérica fornece resultados em posições discretas.

Assim, como em todos os campos em que são aplicados métodos computacionais, a Dinâmica dos Fluidos Computacional (CFD) teve seu crescimento acelerado com o aumento da potência dos computadores (TEIXEIRA, 1996). E continua crescendo e ganhando popularidade (SANCHES, 2006).

CFD é uma técnica de análise sofisticada que, além de prever o comportamento do fluido, permite também estimar a transferência de calor, massa, mudança de fase (fusão, ebulição, solidificação), reação química (combustão) e movimento mecânico no fenômeno,

com certo grau de previsibilidade e eficiência. Por meio da CFD conseguimos estabelecer correlações com fenômenos físicos, tais como: fator de atrito em função do número de Reynolds, número de Nusselt como função de Reynolds e Prandtl, nas equações integrais, que derivam das equações de movimento e resultam em equações diferenciais ordinárias, e nas equações diferenciais em medidas no tempo ou espaço.

Isso se torna possível quando são aplicados os princípios físicos que descrevem o transporte de propriedades a este protótipo virtual, permitindo visualizar a predição do escoamento e extrair a quantidade de interesse (deslocamentos, tensões, velocidade do fluido, taxas de transferência de calor, variação de pressão, coeficientes convectivos).

2.4 Características do fluido a ser estudado

2.4.1 O sistema cardiovascular

Segundo Feijó e Zouain (2002), o sistema vascular é formado pelo coração, órgão propulsor de sangue e uma rede vascular de distribuição.

A aorta é a maior artéria do corpo humano (seu diâmetro pode variar de 1,9 a 2,5cm) e também é considerada a raiz do sistema arterial. Ela recebe sangue diretamente do ventrículo esquerdo do coração através da válvula aórtica (também pode ser chamada de valva aórtica), daí sua importância. Devido a sua dimensão/extensão, se ramifica em outras artérias, e essas, por sua vez, também se ramificam, e, assim, vão se reduzindo sucessivamente, até virarem arteríolas.

As arteríolas têm a função de suprir os capilares, apesar de não serem consideradas artérias verdadeiras, são nelas que ocorrem as ações mais importantes do nosso corpo: as trocas de gases e nutrientes, por exemplo. Depois se transformam em vênulas, tipo pequeno de vaso sanguíneo que faz o sangue pobre em oxigênio retornar dos capilares para as veias.

Um esquema de veias e artérias do corpo humano é mostrado na Figura 2.

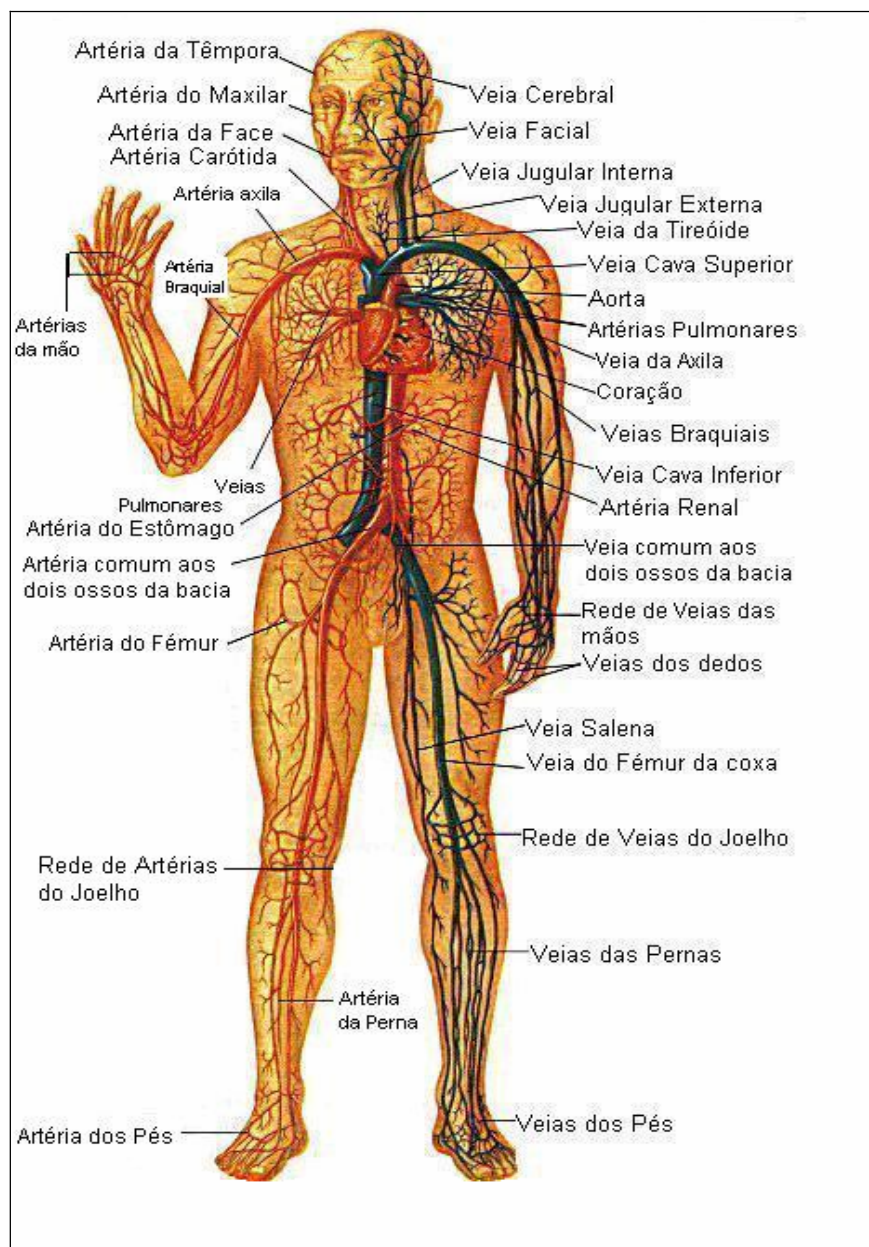


Figura 2: O sistema cardiovascular e o percurso do sangue no corpo humano (Fonte: LEMBO; MOISÉS; SANTOS, 1994).

Na Figura 3, pode-se visualizar em corte do coração as quatro cavidades cardíacas, assim como, suas válvulas.

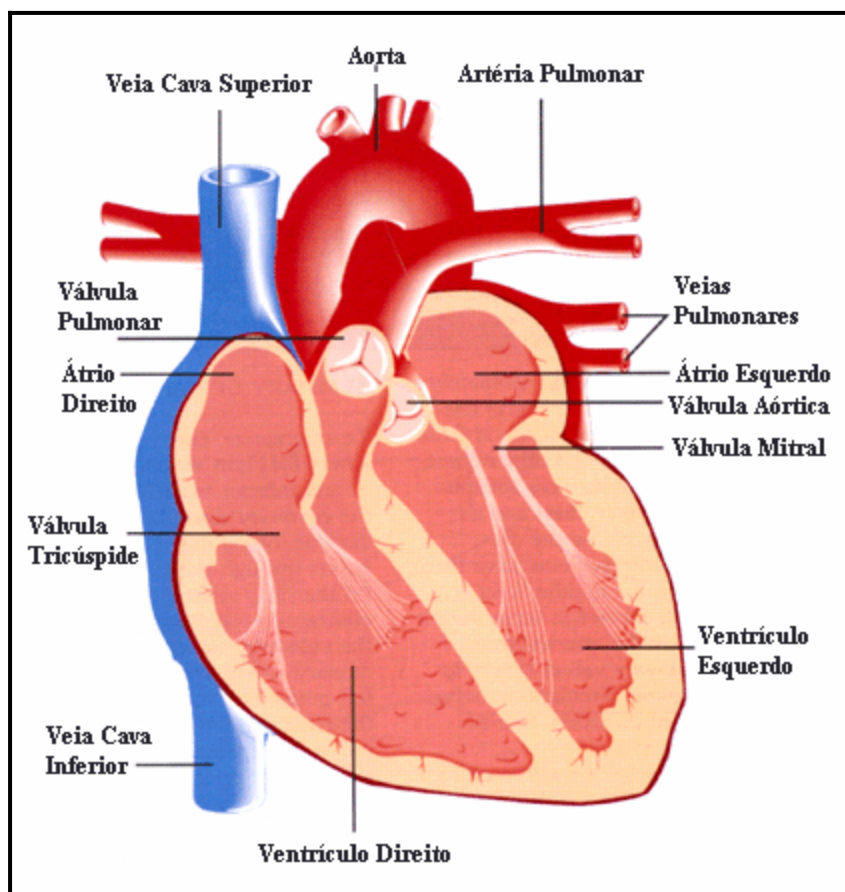


Figura 3: Diagrama do Coração Humano (Fonte: CHUNG; RICH, 1990).

2.4.2 Características físicas do sangue

O sangue é classificado como sendo um fluido newtoniano, incompressível, laminar, rotacional e viscoso, pois conserva propriedades físicas particulares.

Uma característica do sangue é a de se deformar de maneira contínua quando submetido à ação de uma tensão cisalhante. Esta característica, própria dos fluidos, permite realizar uma primeira classificação no comportamento destes materiais. É possível estabelecer uma relação entre a tensão cisalhante e a taxa de deformação do fluido. Quando a relação entre estas duas variáveis é linear, o fluido é denominado *newtoniano*.

Segundo Feijóo e Zouain (1988), nos fluidos newtonianos o coeficiente de proporcionalidade η é uma constante que caracteriza o material e é chamado viscosidade, no SI, a unidade da viscosidade é $\text{Ns/m}^2 = \text{Pa}$.

Um fluido é compressível quando é possível mudar sua densidade, isto é, quando sob pressão tem seu volume reduzido. O sangue é constituído de plasma, glóbulos vermelhos e glóbulos brancos, isto é, um líquido com células que, em certas situações, num escoamento, podem se encontrar mais comprimido que o normal. Neste caso, o sangue teria sua densidade aumentada. Porém, em condições normais do sistema circulatório e a 37°C, o sangue não apresenta variação de densidade, apresentando um valor aproximado de $1.05 \times 10^3 \text{Kg/m}^3$.

Uma variação na pressão sanguínea não produz deformação por compressão no fluido, mas provoca uma deformação da artéria. Isso se deve à resistência a uma deformação volumétrica no sangue, caracterizada pelo fato de o módulo de elasticidade volumétrica ser de aproximadamente 10^9N/m^2 , bastante similar ao da água. Não acontece o mesmo com a resistência à variação do volume contido pela artéria, pois sua resistência à mudança de volume é da ordem de 10^5N/m^2 . Portanto, a variação da densidade do sangue que pode acontecer devido a uma variação da pressão no sistema circulatório é desprezível frente à variação no volume da artéria por deformação de suas paredes. Como consequência disto, o sangue pode ser modelado como um fluido incompressível.

A reologia, ciência que estuda os fluxos e suas deformações distingue dois regimes de escoamento: o fluxo laminar e o fluxo turbulento. Pode-se passar de um regime a outro, simplesmente variando a velocidade de escoamento. A velocidade limite é chamada de velocidade crítica (V_c), dada pela equação 2.1, onde ρ é a densidade do fluido, D o diâmetro do condutor, Re é o número de Reynolds, e η é a viscosidade do fluido.

$$V_c = Re \frac{\eta}{\rho \cdot D} \quad (2.1)$$

Segundo Heneine (2002), no fluxo laminar a Entropia é adequada ao processo, não havendo desperdício de energia cinética (E_c), e o fluxo é proporcional à velocidade linear do sangue. Em um fluxo turbulento, a Entropia é exagerada, porque parte da E_c é gasta para vencer um atrito interno maior, causado pelo choque de fluidos em movimento turbulento, e a velocidade linear do fluido é menor.

O número de Reynolds é um valor adimensional que indica o limite entre o fluxo laminar e turbulento. Para o caso de um fluxo de água num tubo cilíndrico, admitem-se os valores de 2000 e 2400 como limites. Desta forma, para valores menores que 2000 o fluxo será laminar, e para valores acima de 2400 o fluxo será turbulento. Entre estes dois valores o fluxo é considerado transitório. O número de Reynolds (Re) constitui a base do

comportamento de sistemas reais, pelo uso de modelos físicos reduzidos e é dado pela relação mostrada na equação 2.2.

$$R_e = \frac{V_c \cdot \rho \cdot r}{\eta} \quad (2.2)$$

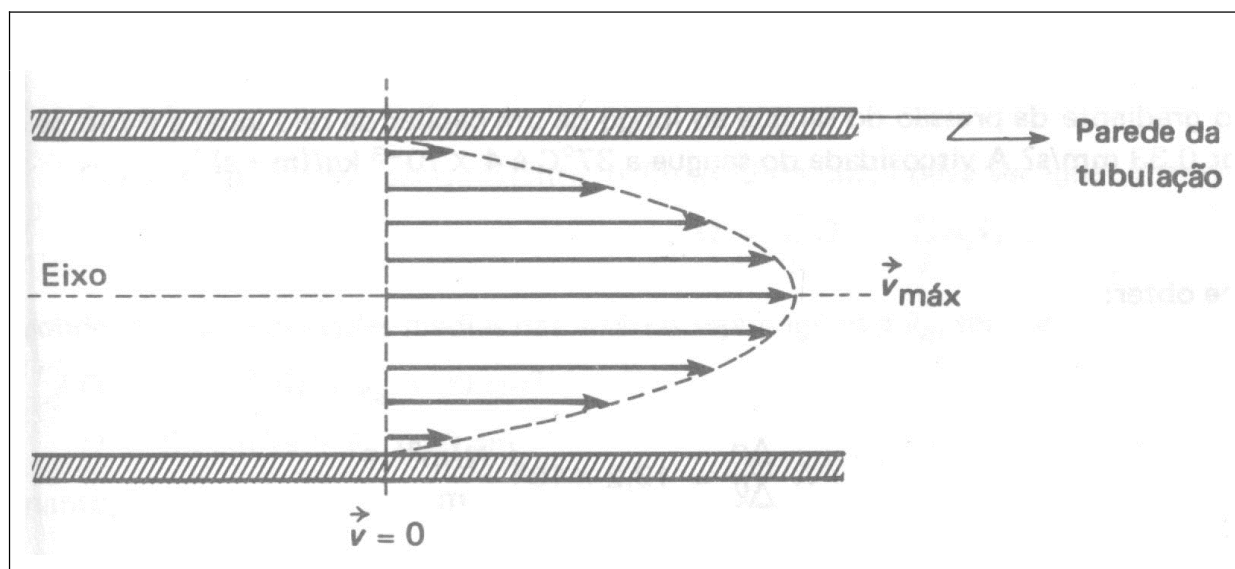


Figura 4: A velocidade do fluido em fluxo laminar é máxima na região central do tubo (Fonte: Heneine, 2000).

Na Figura 4, podemos observar que a velocidade do fluido, em fluxo laminar, é maior nas camadas localizadas no centro do tubo e diminui gradualmente ao se aproximar da periferia. Esse fato é importante na coleta de amostras de sangue em vasos com maior diâmetro interno. A amostra colhida pode não ser representativa da composição média do sangue: é que, nas partes próximas à parede dos vasos, onde a velocidade é mais lenta, há maior acúmulo de elementos figurados do sangue (hemácias, leucócito e plaquetas).

O escoamento de um fluido é rotacional quando uma partícula no interior do fluido gira em torno de seu centro de massa. Sob certas condições, as células do sangue giram em torno do seu centro de massa. O fato de estas partículas, no caso do sangue, as células, terem um movimento de rotação implica que parte da energia de movimento do sangue estará na forma de energia cinética de rotação, o que contribui, como veremos adiante, para uma queda de pressão ao longo do percurso do sangue.

A viscosidade de um fluido é basicamente uma medida de quanto ele gruda. A água é um fluido com pequena viscosidade. Fluidos como xampus ou xaropes possuem viscosidades maiores. A viscosidade também depende da temperatura. O óleo de um motor, por exemplo, é

muito menos viscoso a temperaturas mais altas do que quando o motor está frio. Para fluidos que se movem através de tubos, a viscosidade leva a uma força resistiva, e durante o escoamento, o fluido em um tubo, sofre forças de atrito. Existe atrito com as paredes do tubo, e com o próprio fluido, convertendo parte da energia cinética em calor. As forças de atrito que impedem as diferentes camadas do fluido de escorregarem entre si são chamadas de viscosidade, exercendo assim, a viscosidade na mecânica dos fluidos, o mesmo papel que exerce o atrito na mecânica dos sólidos, resultando, como consequência, uma queda de pressão no sentido do escoamento, decorrente da resistência de arraste pela aderência do fluido ao tubo, tornando a velocidade do escoamento decrescente, do centro à borda do tubo, como mostra a Figura 4.

Sendo o sangue uma suspensão, sua viscosidade dependerá, entre outros elementos, da viscosidade do plasma e da concentração dos elementos em suspensão. Em particular, como predominam os eritrócitos, a viscosidade dependerá fundamentalmente de sua concentração chamada hematócrito, que mede o quociente entre o volume ocupado pelas células vermelhas e o volume do plasma.

Como relata Palheta (2007), pode-se determinar o coeficiente de viscosidade de um fluido colocando-o entre duas chapas paralelas de área A , separadas por uma distância d . Neste caso, a chapa superior será puxada com velocidade constante v , por uma força F , enquanto a chapa inferior permanece em repouso. Esta força é necessária, pois o fluido adjacente à chapa exerce uma força de arraste e esta camada está sob a força de arraste da camada mais próxima. A velocidade diminui de v , próximo a chapa superior, até zero, nas vizinhanças da chapa inferior, onde η é o coeficiente de viscosidade. Experimentalmente temos:

$$\eta = \frac{F}{\frac{A}{d}v} \quad (2.3)$$

Quando um fluido é mais viscoso, significa que ele adere melhor a uma superfície. Por exemplo, o óleo de máquina leve tem uma viscosidade cerca de cem vezes maior que o da água para temperaturas abaixo de 400°C. Isto explica por que é mais difícil remover óleo do que remover água de uma superfície.

2.5 Equação da continuidade

Os fluidos ideais obedecem à equação da continuidade, e o fluido que mantém constante a densidade, apesar das variações na pressão e na temperatura, um fluido incompressível, entrando no tubo será igual àquele que está saindo do tubo e o fluxo medido num ponto ao longo do tubo será igual ao fluxo num outro ponto ao longo do tubo, apesar da área da seção transversal do tubo em cada ponto ser diferente.

A equação da continuidade é uma ilustração da conservação da massa aplicada à mecânica dos fluidos. Define-se o fluxo ou vazão de um fluido como a variação de volume na unidade de tempo, ou seja:

$$\Phi = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (2.4)$$

No SI a unidade para o fluxo é m^3/s . Para fluidos ideais o fluxo volumétrico deve ser constante assim como sua densidade. Neste caso, a equação da continuidade se expressa como:

$$\Phi = A_1 \cdot v_1 = A_2 \cdot v_2 = \dots = A_n \cdot v_n \quad (2.5)$$

Através desta equação pode-se concluir, por exemplo, que se a área de um tubo por onde escoar um fluido diminuir, a velocidade deverá aumentar a fim de manter o fluxo constante. A Figura 5 mostra que a velocidade em A_1 é menor que em A_5 . Isto porque a área em A_1 é maior que em A_5 . (PALHETA, 2006).

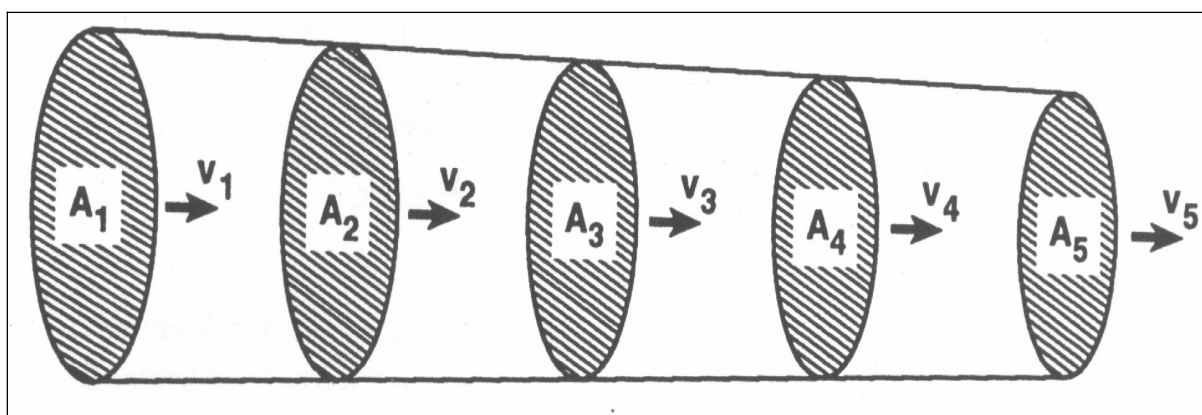


Figura 5: Efeito explicado pela equação da continuidade (Fonte: FRUMENTO, 2005).

2.6 Equação de Poiseuille

O escoamento de um fluido dentro de um tubo é regido pela equação de Poiseuille, levando em consideração a viscosidade, embora ela realmente só seja válida para escoamento não-turbulento (escoamento laminar).

Num fluido real, a queda de pressão é proporcional ao fluxo. Considere o tubo da Figura 6 em que a pressão é P_1 no ponto 1 e P_2 no ponto 2. Assim,

$$\Delta p = P_1 - P_2 \quad (2.6)$$

é proporcional ao fluxo. Esta constante de proporcionalidade é chamada de resistência, R , de modo que a queda de pressão é dada por:

$$\Delta p = P_1 - P_2 = \Phi \cdot R \quad (2.7)$$

Experimentalmente, observa-se que a resistência ao escoamento, R , é diretamente proporcional à viscosidade do fluido, ao comprimento do tubo, e inversamente proporcional ao raio elevado a uma potência (PALHETA, 2007).

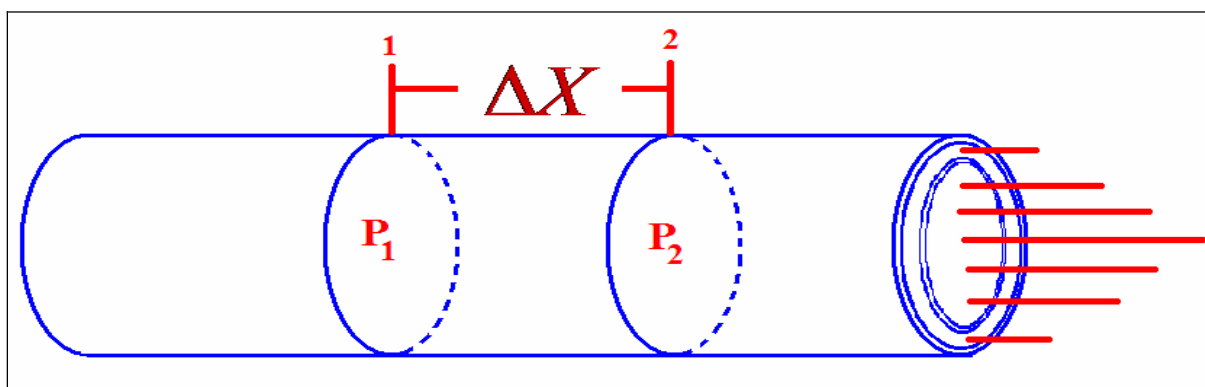


Figura 6: Efeito da viscosidade na velocidade do escoamento do fluido, o que provoca uma queda de pressão no sentido do escoamento (Fonte: PALHETA, 2007).

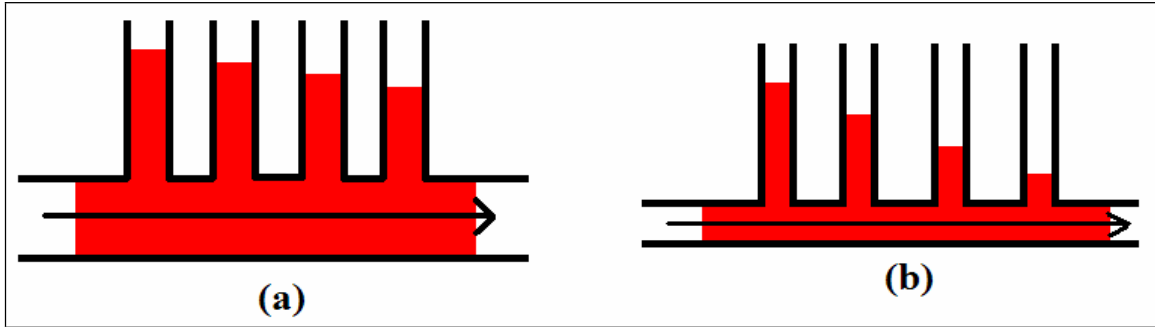


Figura 7: Representa-se na figura (a), uma queda de pressão ao longo do fluido. Na figura (b) esta queda é acentuada em virtude do aumento na resistência que se consegue graças à diminuição do raio do tubo (Fonte: PALHETA, 2007).

Num tubo de seção transversal circular, a resistência representada na Figura 7, é dada por:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot \Delta X}{\pi \cdot r^4} \quad (2.8)$$

A Lei de Poiseuille toma a seguinte forma:

$$\Phi = \frac{\pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot \Delta X} \cdot \Delta P \quad (2.9)$$

onde Φ representa a vazão do fluido, ΔP é a diferença de pressão entre os extremos do tubo, Δx é o comprimento do tubo, r é o raio do tubo, e η é o coeficiente de viscosidade, que para o sangue é de cerca de 4×10^{-3} .

Num tubo, para um fluido, a velocidade não é constante ao longo do diâmetro, mas podemos ter uma velocidade média que é obtida por:

$$\begin{aligned} \bar{v} &= \frac{\Phi}{A} = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x} \cdot \frac{1}{\pi \cdot r^2} \\ \bar{v} &= \frac{r^2 \cdot \Delta P}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x} \end{aligned} \quad (2.10)$$

onde a velocidade média é proporcional ao raio ao quadrado e ao gradiente de pressão:

$$\frac{\Delta P}{\Delta x} \quad (2.11)$$

e inversamente proporcional a viscosidade. Apesar de o sangue ser um fluido real, a equação da continuidade permanece válida, desde que se utilizem valores de velocidade média. Assim,

$$\Phi = A_1 \cdot \bar{v}_1 = A_2 \cdot \bar{v}_2 \quad (2.12)$$

Então, para um tubo obtemos:

$$r_1^2 \cdot \bar{v}_1 = r_2^2 \cdot \bar{v}_2 \quad (2.13)$$

O raio dos capilares é cerca de 2 a 5 μm (GUYTON, 2006), de modo que a velocidade nos capilares pode ser muito baixa, mas não é nula. Devemos observar que a taxa de escoamento é fortemente dependente no raio do tubo: r^4 . Logo, um decréscimo relativamente pequeno no raio do tubo significa uma drástica diminuição na taxa de escoamento. Diminuindo-se o raio por um fator 2, diminui-se o escoamento por um fator 16. Uma pequena mudança no raio das artérias pode significar um enorme esforço para o coração conseguir bombear a mesma quantidade de sangue pelo corpo. Sob todas as circunstâncias em que se pode checar experimentalmente, a velocidade de um fluido real diminui para zero próximo da superfície de um objeto sólido. Uma pequena camada de fluido próximo às paredes de um tubo possui velocidade zero. A velocidade do fluido aumenta com a distância às paredes do tubo. Se a viscosidade de um fluido for pequena, ou o tubo possuir um grande diâmetro, uma grande região central irá fluir com velocidade uniforme. Para um fluido de alta viscosidade a transição acontece ao longo de uma grande distância e em um tubo de pequeno diâmetro a velocidade pode variar através do tubo.

2.7 Pressão Sanguínea

A pressão sanguínea é a força exercida pelo sangue contra a parede de um vaso, e depende do volume de sangue contido no vaso, e da capacidade de distensão das paredes do mesmo.

Durante a sístole, um determinado volume de sangue entra nas artérias vindo do ventrículo enquanto apenas 1/3 da mesma quantidade sai para as arteríolas.

Durante a diástole, não entra sangue nas artérias, enquanto existir sangue que continua saindo, estimulado pela contração das paredes elásticas arteriais.

Uma das unidades de medida de pressão que se usa é o milímetro de mercúrio (mmHg).

A pressão máxima exercida nas artérias quando o sangue é expelido na sístole, é em média 120 mmHg. A pressão mínima nas artérias quando o sangue é escoado proveniente da diástole é, em média 80 mmHg.

Na verdade, a pressão do sangue significa a força exercida por ele contra qualquer área unitária da parede vascular. Quando se diz que a pressão em um vaso é de 120 mmHg, isso quer dizer que a força exercida é suficiente para elevar a coluna de mercúrio até o nível de 120 mm de altura, e quando é de 80 mmHg, a pressão eleva a coluna até os 80 mm.

No fluxo sanguíneo, haverá variações de pressão ao longo do corpo, e, grande parte, por efeito da viscosidade. A pressão do arterial (sangue rico em oxigênio) é maior que a do sangue venoso (sangue rico em gás carbônico), em razão de o sangue arterial ter o auxílio do coração para ser bombeado para o resto do corpo, o que não ocorre com o sangue venoso.

2.8 Pressão Periférica

A pressão gerada nos ventrículos durante suas contrações vai se reduzindo gradativamente ao longo do sistema vascular, até os correspondentes átrios; a maior queda de pressão arterial ocorre ao nível das arteríolas e meta-arteríolas, em consequência da grande resistência oferecida por esses vasos ao fluxo de sangue, determinada pelo estado de tonicidade da musculatura lisa das suas paredes, o que se denomina tono vascular.

Essas diferenças de pressão são diretamente proporcionais aos volumes sanguíneo arterial e venoso, e às respectivas resistências vasculares arteriais e venosas oferecidas ao fluxo sanguíneo, as quais são referidas conjuntamente como resistência vascular periférica. Essa resistência, particularmente existente na periferia da circulação, é que mantém a pressão

no interior do sistema vascular arterial da grande circulação, pressão essa referida genericamente como pressão arterial sistêmica (JUNQUEIRA Jr., 2007).

A queda de pressão no circuito sistêmico (referente ao circuito formado pelas artérias) é de aproximadamente 100torr. Essa variação de pressão se deve à resistência oferecida pelos tubos que conduzem o sangue ao longo do corpo, a qual no ventrículo esquerdo varia entre aproximadamente zero (pressão atmosférica) (diástole) e 120 mmHg o maior (sístole). A pressão na aorta é elevada, mas sua variação é bem menor (120 mmHg na sístole e 80 mmHg na diástole).

Devido à grande elasticidade da Aorta e de outras grandes artérias, tem-se a pressão arterial suficientemente grande mesmo durante a diástole. Dessa forma, o sangue flui constantemente para a periferia do corpo, diminuindo progressivamente a pressão arterial para cerca de zero ao chegar ao fim das veias cavas no átrio direito do coração. Pode-se notar pela Figura 8 a variação de pressão nos diversos vasos sanguíneos:

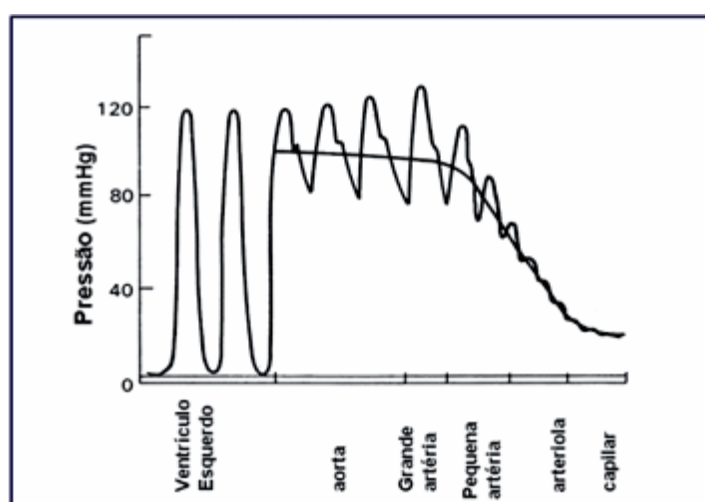


Figura 8: Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica (Fonte: BORTOLO; SAFAR, 2006).

2.9 Características da estrutura a ser estudada

O sangue, após sair do coração, penetra no sistema vascular constituído por vasos sanguíneos que têm como função conduzir o sangue pelo corpo, permitindo a realização do metabolismo. As artérias têm como função transportar o sangue sob alta pressão até os tecidos. Por essa razão, as artérias são tubos cilíndricos, elásticos, têm fortes paredes vasculares e o sangue flui rapidamente por elas.

Devido à elasticidade do seu tecido, as artérias respondem de forma passiva à pressão do sangue nelas contido.

As artérias estão divididas, em relação à espessura, como sendo de grande, médio, ou pequeno calibre, e se dividem em:

- Artérias elásticas, que são as artérias próximas ao coração, se distendem durante a sístole e retomam sua forma normal durante a diástole devido à grande quantidade de colágeno em sua composição, mantêm o fluxo sanguíneo durante a diástole.
- Artérias musculares, que contém grossas camadas de músculo liso e de grande capacidade vasoconstritora, são, por sua vez, responsáveis pela resistência ao fluxo sanguíneo.
- As arteríolas são vasos de pequeno calibre. É nelas que ocorre a troca de sangue com os capilares, nos órgãos, e também são responsáveis pela regulação do fluxo sanguíneo e, conseqüentemente, pela regulação da pressão arterial média, pois oferecem grande resistência ao fluxo de sangue devido a sua grande capacidade de vasoconstrição (IBRAHIM, 2006).

Durante a sístole, a elasticidade das artérias permite que elas se dilatem para temporariamente reter o excesso de sangue ejetado. Quando ocorre a diástole ventricular, a parede da artéria se contrai, transformando a energia potencial em energia cinética, proporcionando o fluxo do sangue.

As artérias são formadas por três camadas distintas, sendo a camada mais externa conhecida como túnica externa, a qual é formada por tecido conjuntivo. A camada interna à túnica externa é a túnica média, que é composta de células musculares lisas e tecido elástico. A camada mais interna, que está em contato direto com o fluxo sanguíneo, formada por células endoteliais, é denominada túnica íntima. A Figura 9 representa a estrutura da artéria e suas camadas.

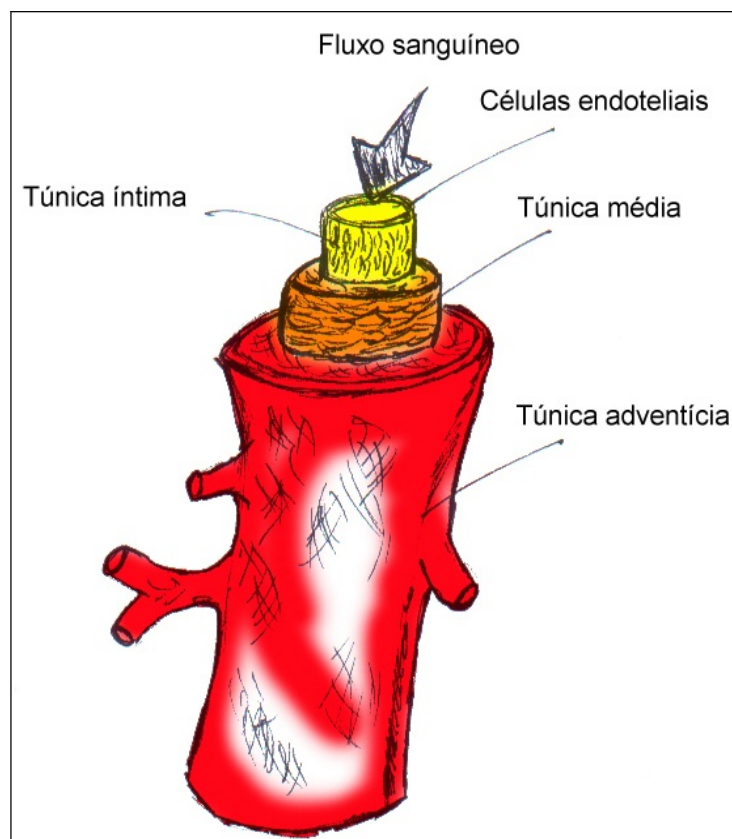


Figura 9: Esquema representativo da estrutura de uma artéria (Fonte: DUARTE et al., 2004).

2.9.1 Artéria Aorta

Existem vários tipos de artérias: pulmonares, braquiais, carótidas, reniasas sistêmicas e arteríolas, e, dentre elas, está a artéria aorta, a maior artéria do corpo humano, já que se inicia no coração, na base do ventrículo esquerdo, e termina à altura da quarta vértebra lombar, onde se divide nas artérias ilíacas comuns. Ela leva sangue oxigenado para todas as partes do corpo através da circulação sistêmica.

Na Figura 10, é feita uma representação das artérias (vermelho) e veias (azul) do corpo humano.

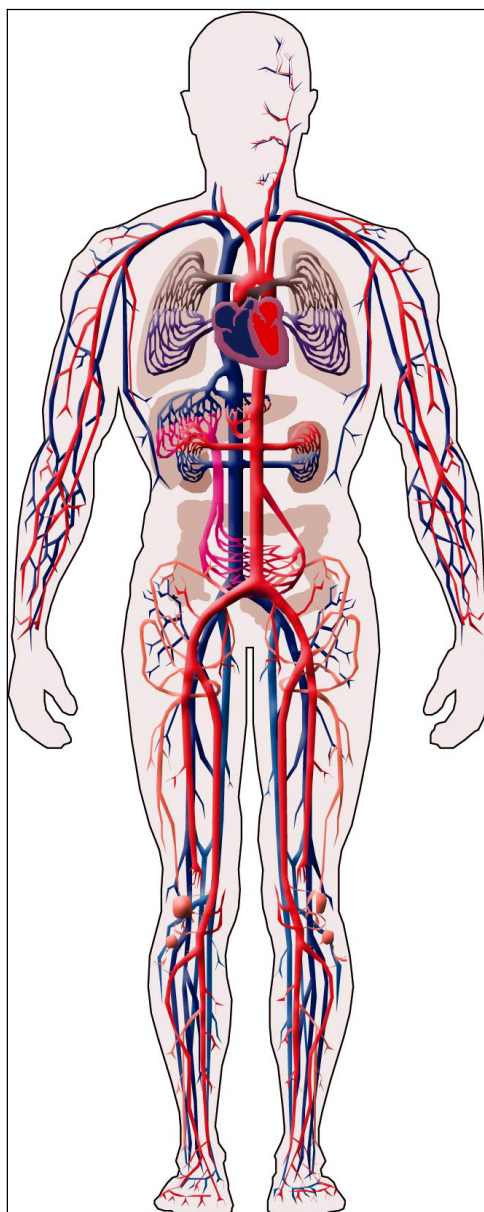


Figura 10: Representação das artérias e veias do corpo humano (Fonte: IBRAHIM, 2006).

A aorta, para facilitar os estudos sobre ela, é dividida em cinco partes. A Figura 11 representa as subdivisões da aorta. A parte inicial, saindo diretamente do coração, representada pelo número 1, recebe o nome de aorta ascendente; já a parte curvada da aorta, representada pelo número 2, é denominada arco aórtico. Ainda no tórax, após o arco aórtico, representado pelo número 3, está a aorta descendente. Essas três partes da aorta, por estarem dentro do tórax, são denominadas aorta torácica.

A partir do ponto em que ela atravessa o diafragma e, portanto, entra no abdome, passa a ser chamada de aorta abdominal. Da aorta abdominal ramificam-se duas outras artérias, uma de cada lado, ligando a aorta com os rins, sendo, então, denominadas artérias renais. A aorta abdominal é subdividida em três regiões: a aorta supra-renal, acima das artérias renais,

representada pelo número 4; a justa-renal, no nível da saída e abaixo dessa saída; e representada pelo número 5, a porção infra-renal da aorta abdominal (IBRAHIM, 2006).

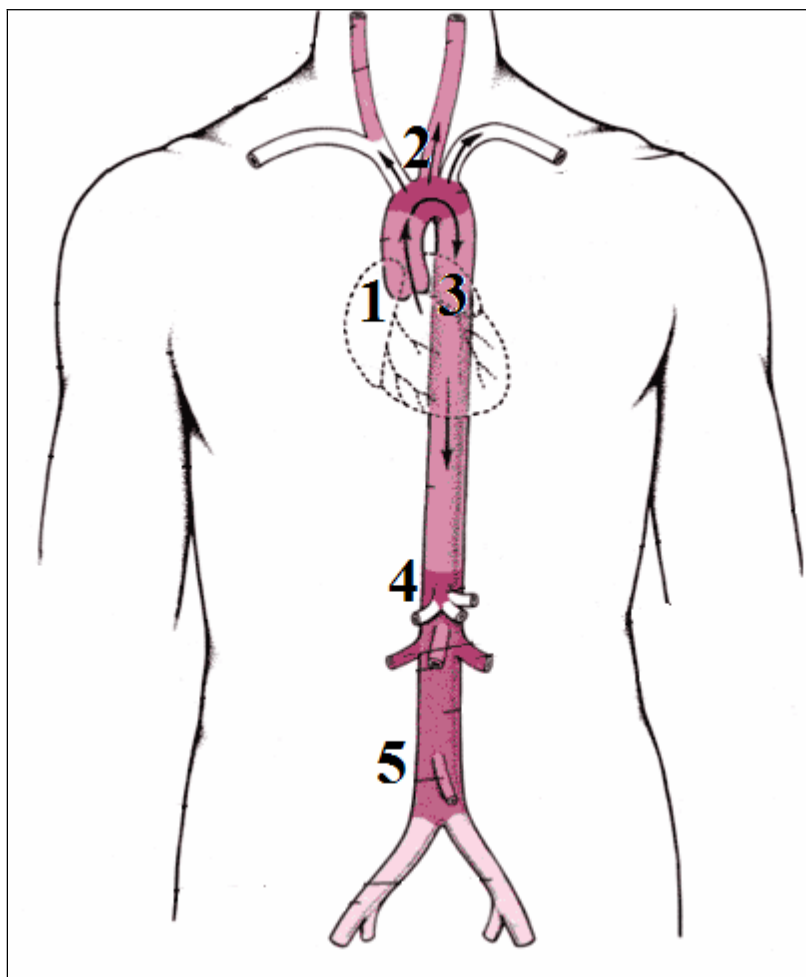


Figura 11: Divisões da atéria aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).

As características e propriedades físicas dos vasos sanguíneos variam conforme muda-se a espessura do vaso ou modifica-se sua composição, alterando, desta forma, seus parâmetros característicos.

3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO

Os métodos numéricos são eficazes para a modelagem de escoamento sanguíneo e vêm contribuindo significativamente para a análise de distribuições de tensão oriundas da pressão nas paredes dos vasos sanguíneos, norteados projetos de otimização de produtos utilizados diretamente em vias e artérias, como por exemplo, stents e clamps cirúrgicos.

O sangue é modelado como um fluido newtoniano e viscoso. A pressão, um pulso periódico, é causada pelas contrações e relaxamentos dos músculos do coração, por sua vez esta governa o escoamento de sangue, que interage com a pulsação das artérias.

Modelagens, considerando a interação fluido-estrutura entre o escoamento sanguíneo e a parede dos vasos, têm sido estudadas por muitos autores, contudo, cálculos em tempo real para grandes seções do sistema vascular são pouco estudados. Desse modo, deve-se considerar um modelo tridimensional para melhor representar a própria artéria, já que modelos unidimensionais e bidimensionais, apesar de trazerem uma resposta rápida, não representam resultados próximos ao real.

Esta etapa do trabalho apresenta um modelo tridimensional de análise da interação fluido-estrutura em um escoamento de fluido no interior de um cilindro elástico para calcular as propriedades mecânicas da estrutura e deslocamentos da mesma, modelados computacionalmente e resolvidos analiticamente através do método dos elementos finitos pelo software comercial ANSYS. Este método permite a análise de contornos com maior facilidade e foi escolhido considerando-se ainda o objetivo de acoplamento entre o fluido e a estrutura.

3.1 Método de elementos finitos

O método de elementos finitos (MEF) é utilizado nas mais diferentes áreas da engenharia, desde análise de estruturas à transferência de calor e escoamento de fluidos. Busca soluções numéricas, por meio computacional, para um conjunto de equações relacionadas a um problema físico, equações estas que representam as particularidades do problema real a ser estudado.

De acordo com Moraes (2005) a solução numérica poderá obter valores mais próximos do ideal quanto maiores forem os números de refinamento da malha de elementos e da correta formulação dos dados físicos do problema, visando a precisão da solução.

É importante para a análise a escolha apropriada do modelo matemático que deve ser selecionado com base no que se quer simular e, ainda mais importante, deve ser selecionado de forma que seja efetivo e confiável na predição das características que se deseja como resposta (BATHE, K-J, 1996).

Segundo Assan (1999), o método dos elementos finitos (MEF) não está associado à pessoa ou grupo de pessoas da mesma época. No início do século passado McHenry e Hrennikoff substituíram um elemento estrutural contínuo (no caso, uma placa) por uma estrutura formada por barras, seguindo a geometria, as condições de vinculação e as cargas do modelo original. Mas a formulação do MEF se tornou conhecida como é hoje, depois da publicação de Turner, Clough, Martin e Topp, em 1956 (ANDOLFATO, 2006).

O MEF prevê a divisão do domínio de integração (o contínuo) em um número finito de regiões denominadas elementos finitos. O conjunto desses elementos é denominado malha de elementos finitos, e são nas malhas que as peculiaridades do problema são programadas.

Os pontos nodais, ou nós, são pontos típicos dos elementos como os vértices; os pontos médios dos lados, os pontos médios do elemento, entre outros. A representação da solução é fortemente vinculada à representação geométrica do domínio e da escolha dos elementos (CAMPOS, 2005).

De acordo com Andolfato (2006), existem três classes de elementos que são classificados considerando-se as dimensões do problema físico, dividindo-se em elementos lineares, elementos de superfície e elementos tridimensionais.

A Figura 12 representa os passos de uma análise pelo método de elementos finitos de modo computacional. O domínio a ser estudado é dividido em uma malha de elementos. As equações governantes são transformadas em uma aproximação algébrica, é feita uma análise numérica de cada equação aproximada, para cada elemento da malha, e são unidas com base

na conectividade dos elementos da malha. São impostas às condições de contorno, tornando cada caso único. Resolve-se o sistema de equações e o pós-processamento fornece as soluções (MORAES, 2005).

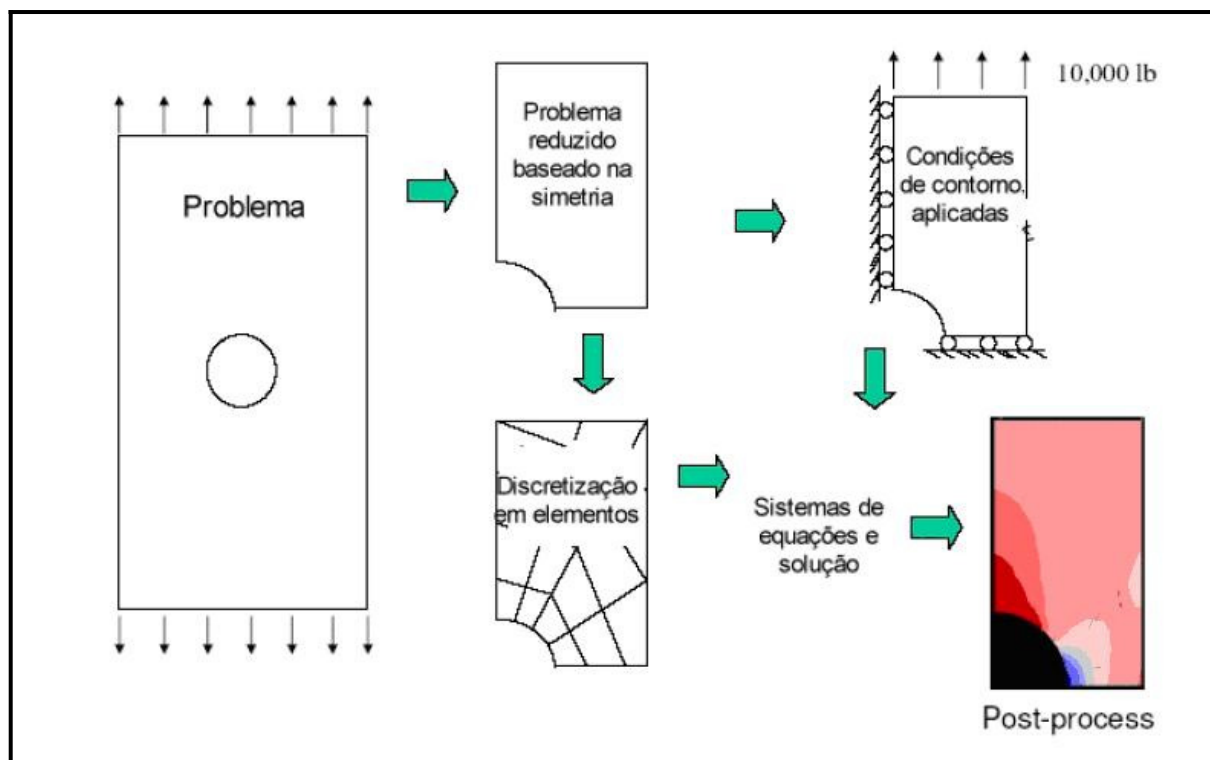


Figura 12: Representação do processo de simulação através do método de elementos finitos (Fonte: BATHE, K-J, 1996).

O método de elementos finitos tornou-se importante para realizar análise de deformações nas mais diversas áreas de atuação da ciência. Na área biomédica, ajuda a diminuir danos desnecessários à saúde e reduz o número de ensaios in vivo (MORAES, 2005).

3.2 Elementos finitos utilizados

Foi considerada a estrutura (artéria) sendo não-linear e isotrópica, utilizando, assim, o elemento SOLID185 (mostrado na Figura 13), é apropriado para estruturas finas, aplicações de pressão na superfície ou propriedades viscoelásticas. É um elemento com 8 nós e 3 graus de liberdade para cada nó, com translações e rotações nas coordenadas X, Y e Z.

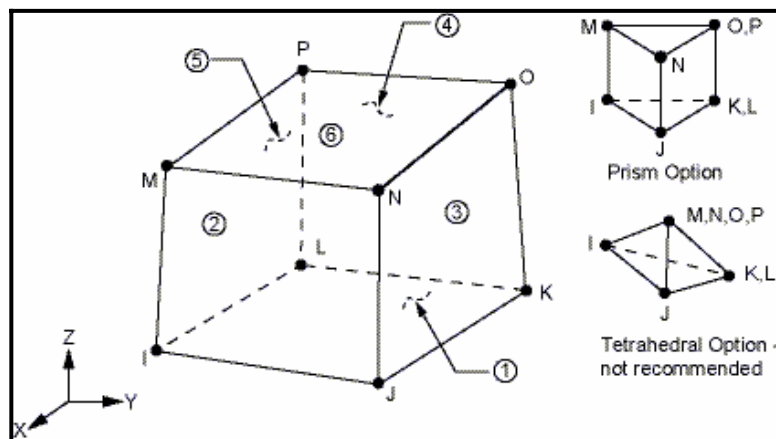


Figura 13: Elemento SOLID185 utilizado pelo software ANSYS (Fonte: ANSYS).

O fluido (sangue) foi modelado utilizando o elemento FLUID142, visualizado na Figura 14 é o único disponível para estudo desse tipo de escoamento em 3D. Este elemento possui 8 nós e 7 graus de liberdade, sendo utilizado para fluidos com escoamento em regime transiente, fluidos incompressíveis e rotacionais. Seus graus de liberdade são: temperatura, pressão, deslocamentos e velocidades nas coordenadas X, Y e Z.

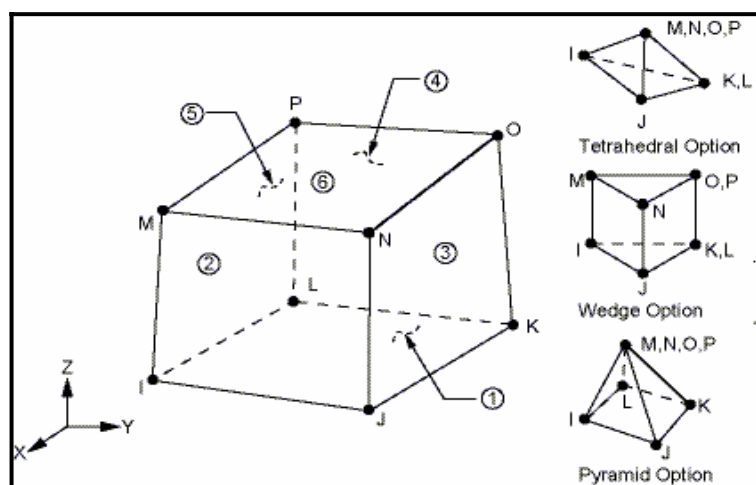


Figura 14: Elemento FLUID142 utilizado pelo software ANSYS (Fonte: ANSYS).

Esses dois elementos possuem em suas propriedades a característica de trabalhar em regime de acoplamento, cumprindo assim nossa exigência para o estudo do problema fluido-estrutura.

3.3 Modelagem do problema

A modelagem é uma metodologia que permite reproduzir com alto grau de confiança o problema que se quer estudar, desde que sejam utilizados os elementos finitos adequados, a malha de elementos finitos seja suficiente para aproximar o modelo contínuo do modelo discreto, as condições de contorno e iniciais sejam as mais próximas do caso real, bem como reproduzir com exatidão as propriedades físicas dos materiais e as propriedades geométricas. Além disso, é muito importante a comparação dos resultados numéricos com resultados obtidos experimentalmente para se ter certeza de que a modelagem aplicada é realmente satisfatória.

A estrutura e o fluido foram modelados separadamente, mas com uma malha de elementos finitos proporcionais para que os dois modelos apresentassem resultados satisfatórios.

Para se estudar a convergência da malha foi analisado cinco casos. Depois de inserir as propriedades geométricas e ter definido os elementos finitos o ANSYS gera a malha automaticamente. Nesse trabalho escolheu-se o parâmetro de número de divisões mínimo da malha para a construção da malha de elementos finitos tomando como referência o comprimento total ao longo do eixo Z (Figuras 15 e 16). Portanto ao longo do comprimento foram definidas divisões, que aqui chamaremos de D10 (10 divisões), D40 (40 divisões), e assim, sucessivamente. Por exemplo, 10 divisões ao longo do comprimento significa que o tamanho do elemento do fluido e da estrutura variavam em torno de 1/10 do comprimento (Figuras 15 e 16).

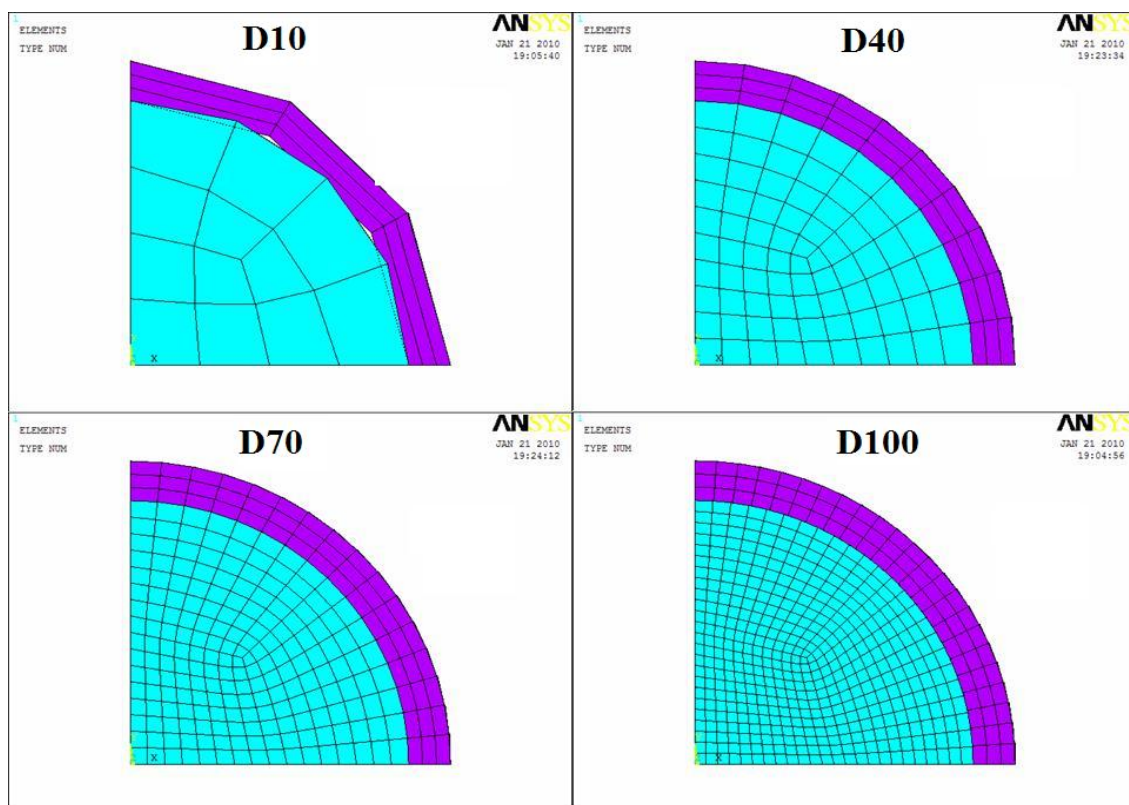


Figura 15: Modelo de malhas gerado pelo software ANSYS (vista frontal), para divisões D10, D40, D70 e D100.

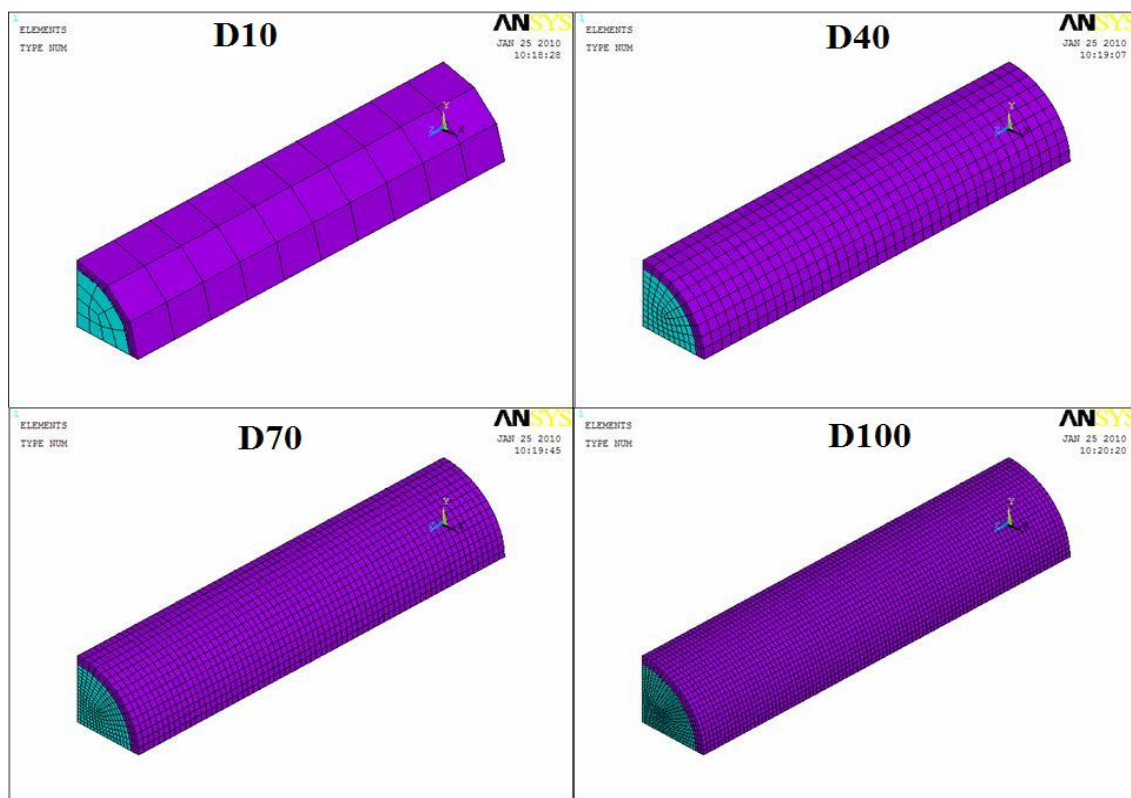


Figura 16: Modelo de malhas gerado pelo software ANSYS (vista de perfil), para divisões D10, D40, D70 e D100.

Na Figura 17 observa-se os resultados referentes aos deslocamentos dos nós localizados na parede externa do tubo para coordenada Y. Estes valores são apresentados apenas para demonstração da convergência de valores na utilização de diferentes divisões ao longo do comprimento do modelo.

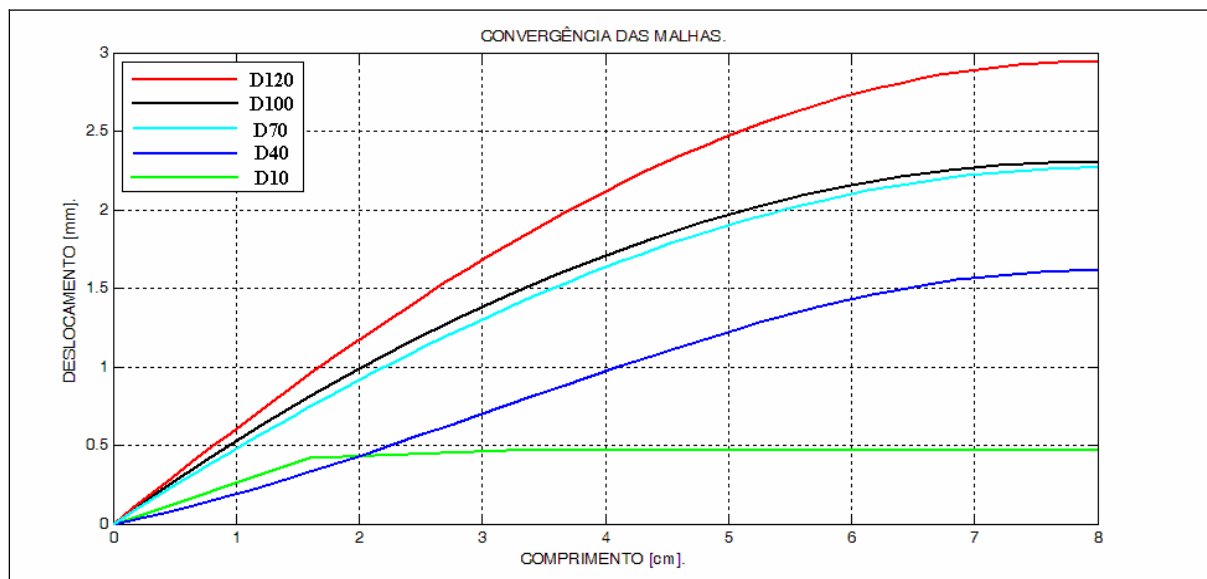


Figura 17: Convergência da malhas utilizadas na análise do problema.

3.3.1 Propriedades das malhas

- Quantidade de divisões do modelo: 10
- Quantidade de nós: 300
- Quantidade de elementos: 60

- Quantidade de divisões do modelo: 40
- Quantidade de nós: 3120
- Quantidade de elementos: 960

- Quantidade de divisões do modelo: 70
- Quantidade de nós: 13020
- Quantidade de elementos: 4830

- Quantidade de divisões do modelo: 100
- Quantidade de nós: 27000

- Quantidade de elementos: 10500
- Quantidade de divisões do modelo: 120
- Quantidade de nós: 36720
- Quantidade de elementos: 14400

3.3.2 Condições de contorno

3.3.2.1 Condições de contorno na estrutura (artéria)

As condições de contorno na estrutura (artéria) são:

- Simetria em X;
- Simetria em Y;
- Restrições em seus graus de liberdade nos nós das faces de entrada e saída.

Na Figura 18 são representados com pontos vermelhos os locais de aplicação das restrições nas faces do modelo.

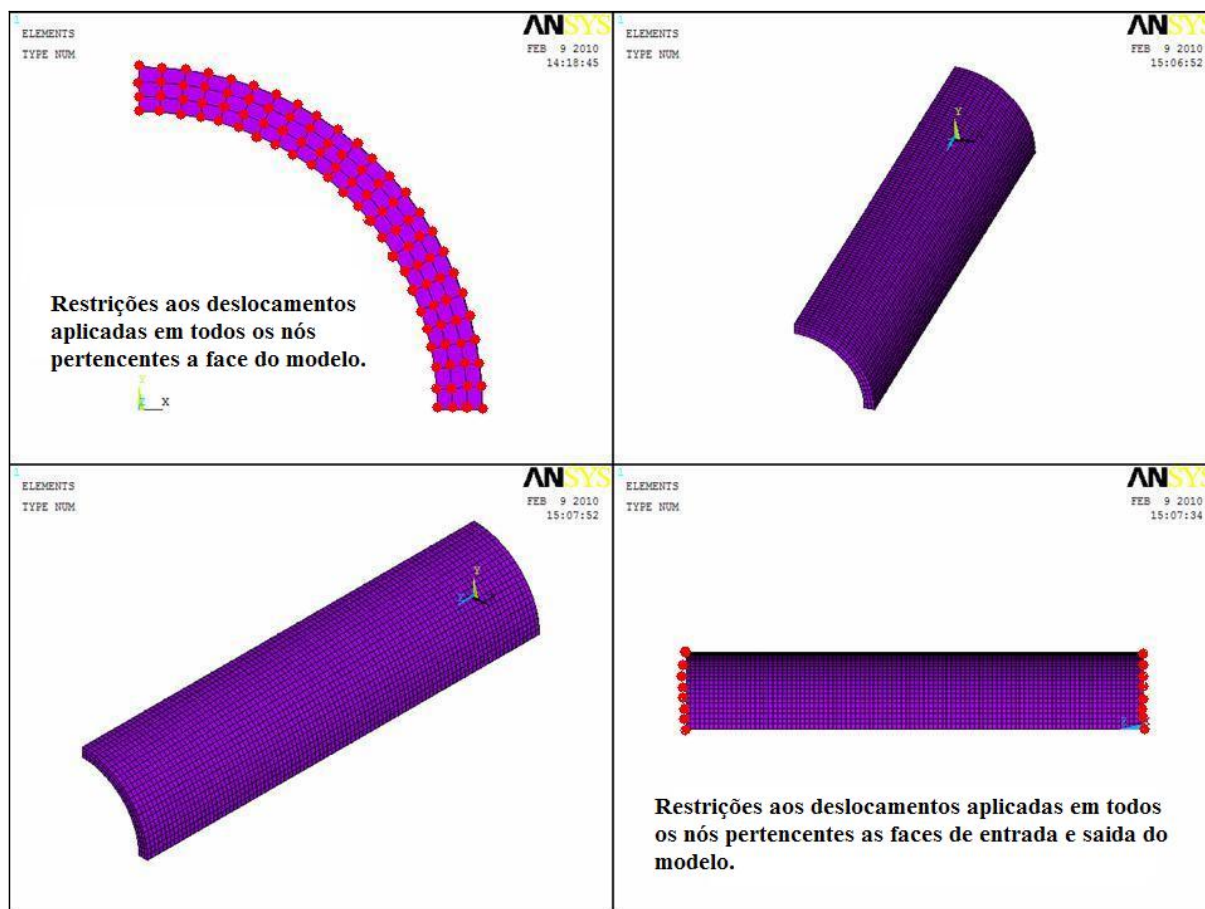


Figura 18: Restrições do modelo representando a estrutura.

3.3.2.2 Condições de contorno FLUID 142 (fluido)

As condições de contorno do FLUID 142 (fluido) são:

- Simetria em X;
- Simetria em Y;
- Aceleração gravitacional;
- Velocidade longitudinal na parede nula (condição de não-escorregamento).

Na Figura 19 verifica-se a geometria referente ao fluido gerado pelo software com uma visão frontal (a), sendo rotacionado (b) e (c) para ser mostrado todo seu comprimento (d).

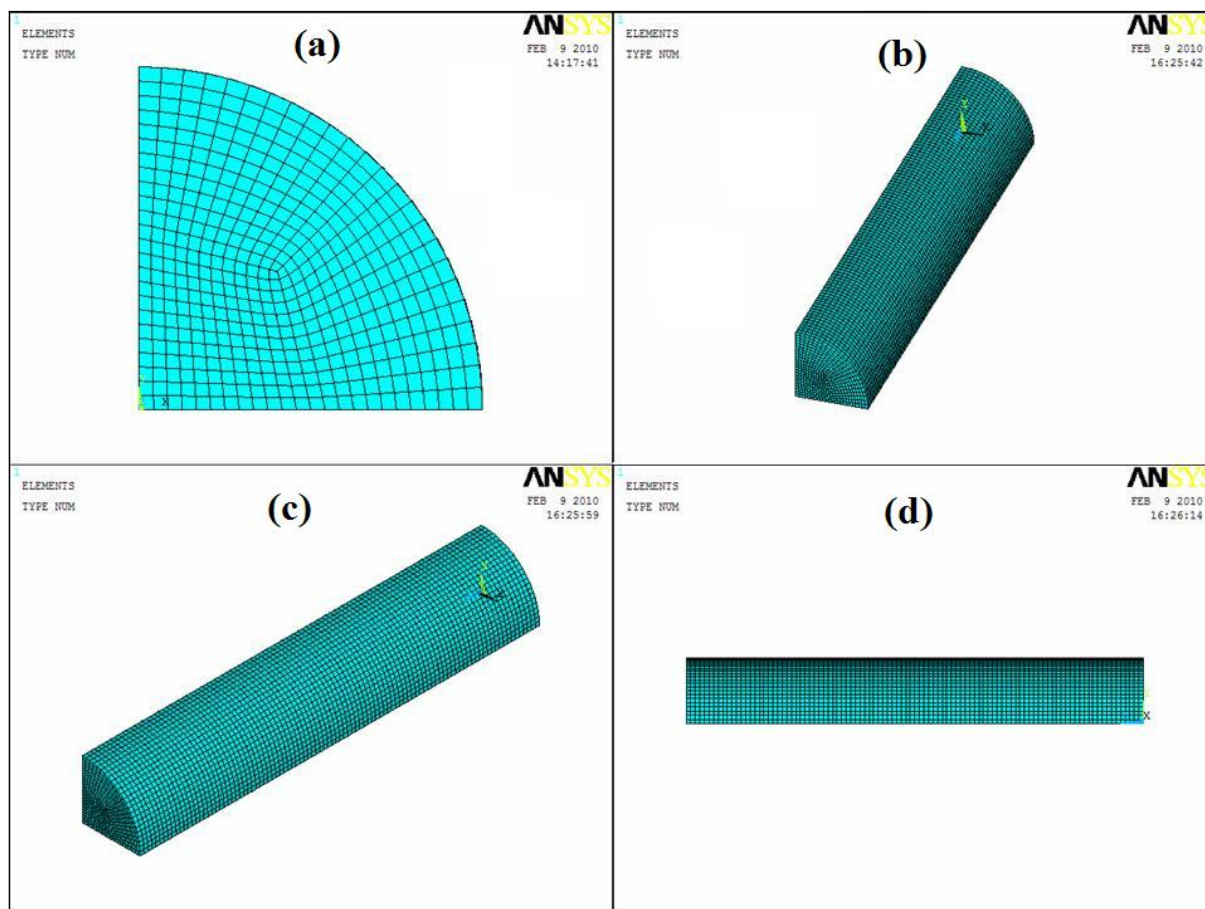


Figura 19: Modelo criado representando o fluido.

3.3.2.3 Condições de acoplamento (FSI)

É aplicada após a construção das geometrias correspondentes à estrutura e ao fluido. Uma coordenada de contato entre os dois domínios (fluido e estrutura) deverá ser selecionada de maneira eficiente de modo que possa garantir acoplamento.

Para isso serão selecionados todos os elementos que pertencem a esta interface, construindo assim uma área de contato como o que é mostrada na Figura 20:

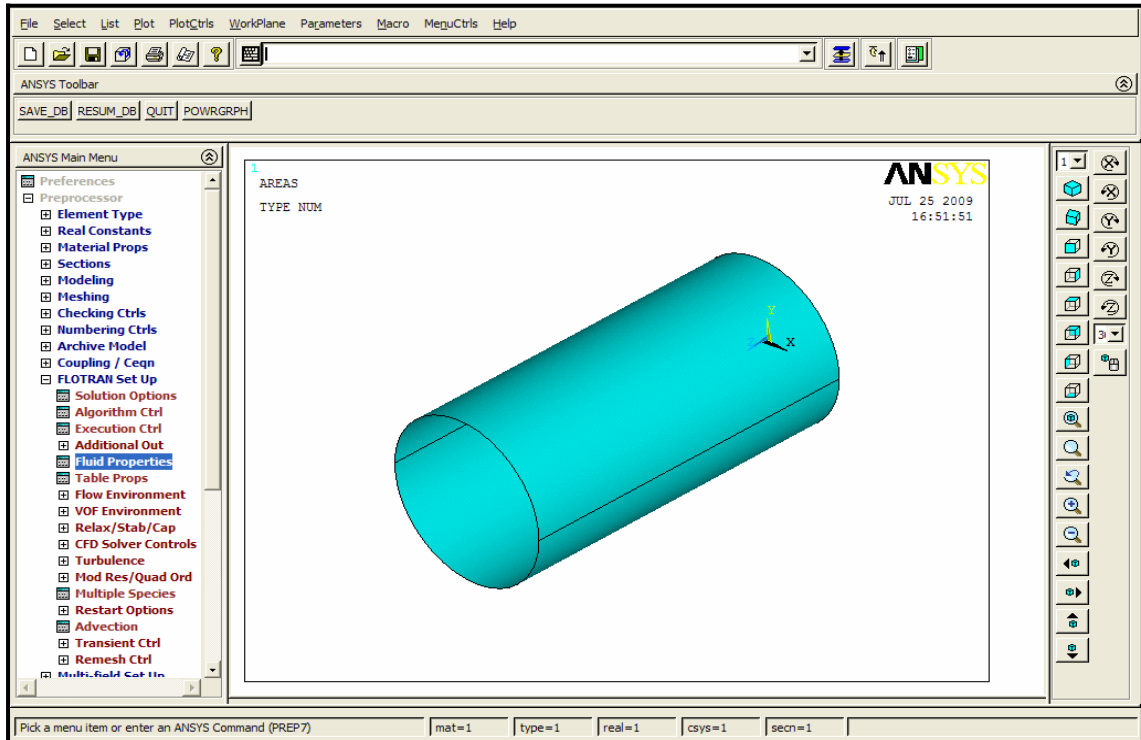


Figura 20: Interface entre o fluido e a estrutura selecionada.

Essa área selecionada é composta pelos nós presentes no contorno de limite entre a interface de ambos os domínios, sendo esse o local para aplicação do comando FSIN (interação fluido-estrutura), indicado na Figura 21.

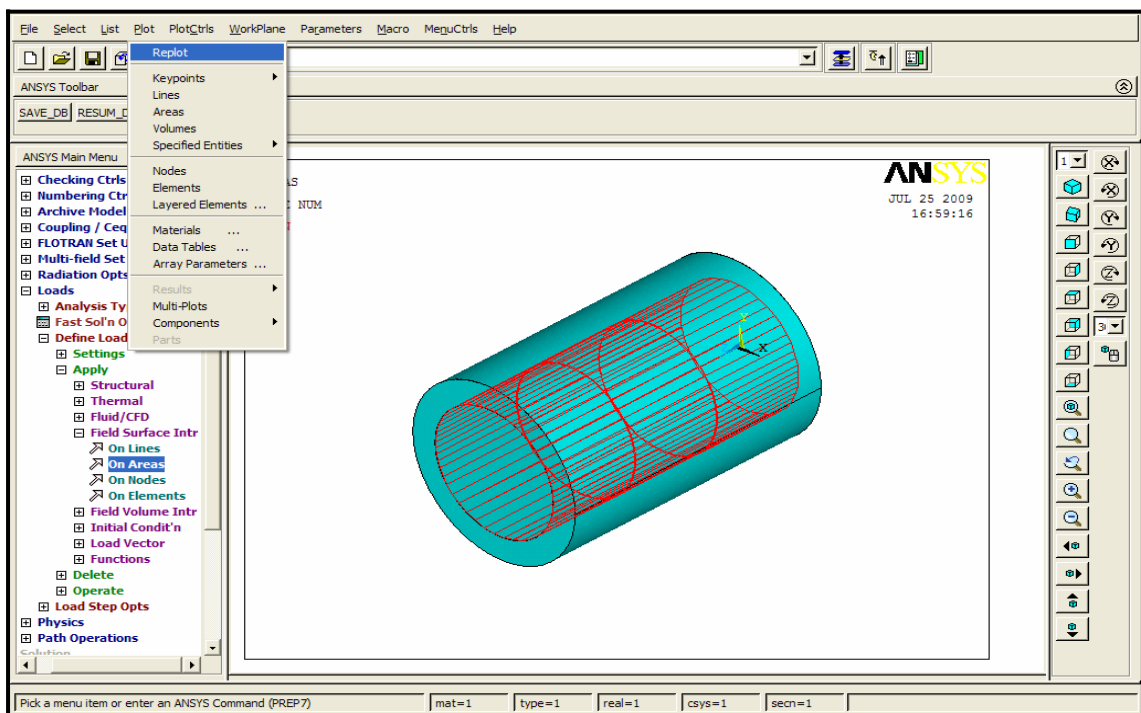


Figura 21: Comando FSIN visualizado na interface entre o fluido e a estrutura.

3.3.3 Condições de carregamento

O fluido foi submetido a duas diferenças de pressões calculadas experimentalmente, provocando assim um escoamento a favor da gravidade. Esses valores serão classificados a partir deste momento como:

PE1 (Pressão experimental 1):

- Pressão de entrada: 6.114,43 Pa (45,86 mmHg)
- Pressão de saída: 2.850,33 Pa (21,38 mmHg)

PE2 (Pressão experimental 2):

- Pressão de entrada: 5.421,76 Pa (40,67 mmHg)
- Pressão de saída: 2.421,21 Pa (18,16 mmHg)

Nas figuras 22 e 23 visualiza-se a comparação numérica entre os valores de pressão do experimento. É considerado como pressão imposta, o valor correspondente à construção da *came* e pressão medida, sendo o valor registrado nos manômetros, àquele fixado na saída do tubo do látex.

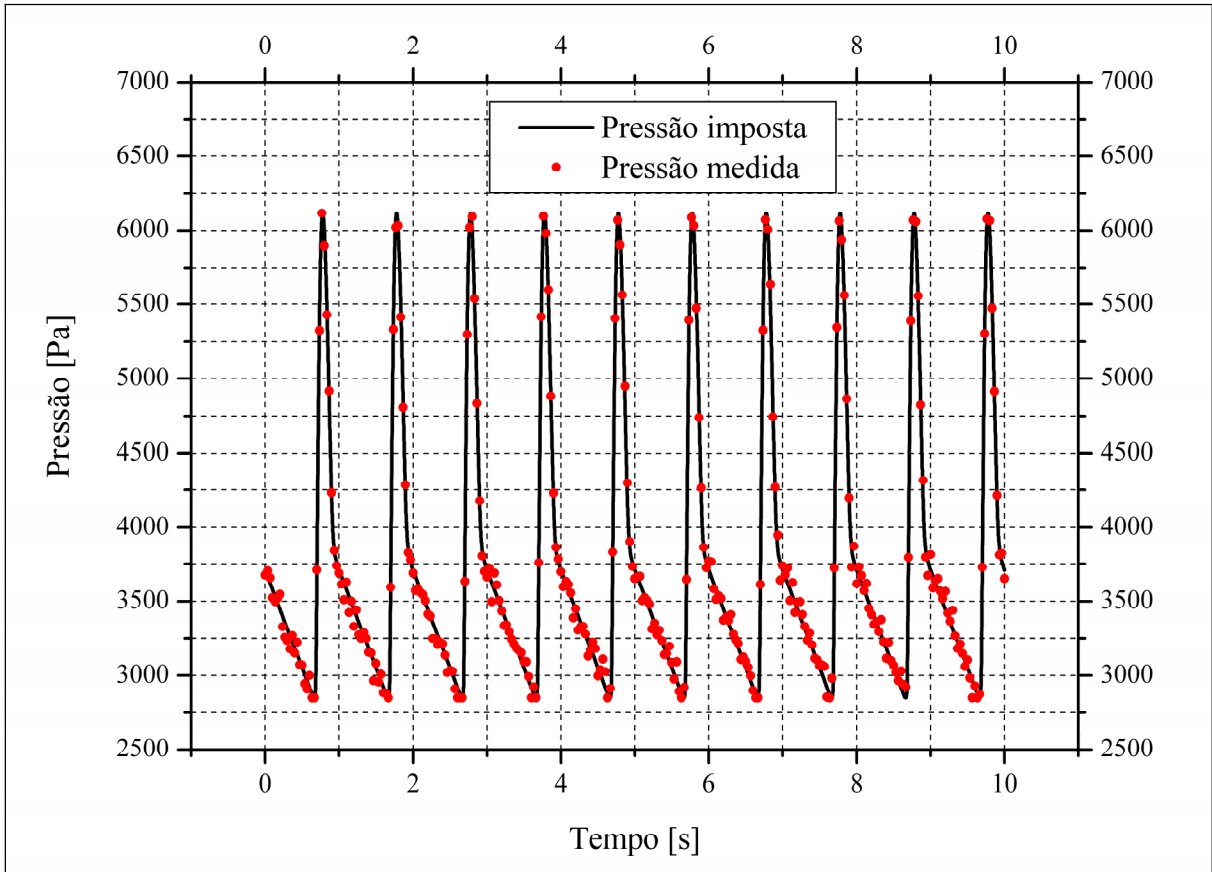


Figura 22: Comparação numérica entre os valores obtidos experimentalmente para PE1 (MACHADO, 2010).

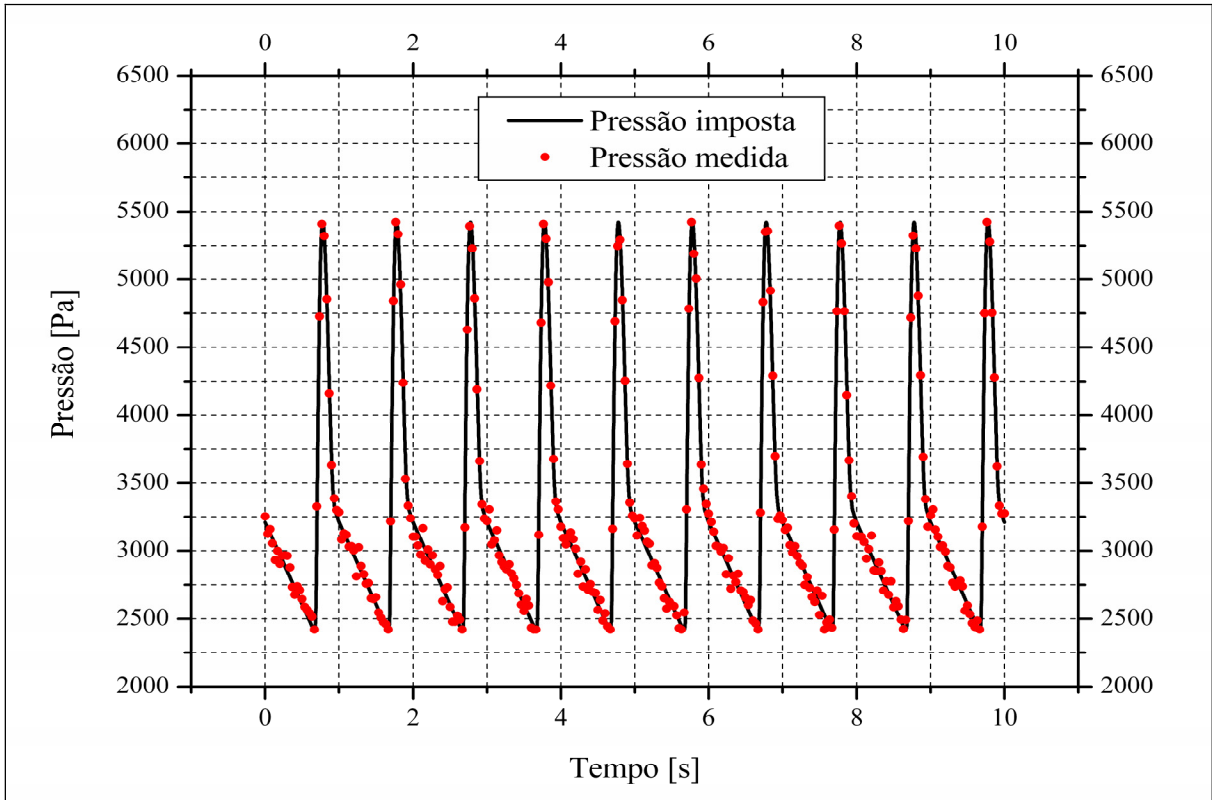


Figura 23: Comparação numérica entre os valores obtidos experimentalmente para PE1 (MACHADO, 2010).

Com as pressões PE1 e PE2 aplicadas na entrada e na saída do modelo, foi obtida a distribuição da pressão proporcionalmente ao longo de seu comprimento como pode ser visualizado nas Figuras 24 e 25.

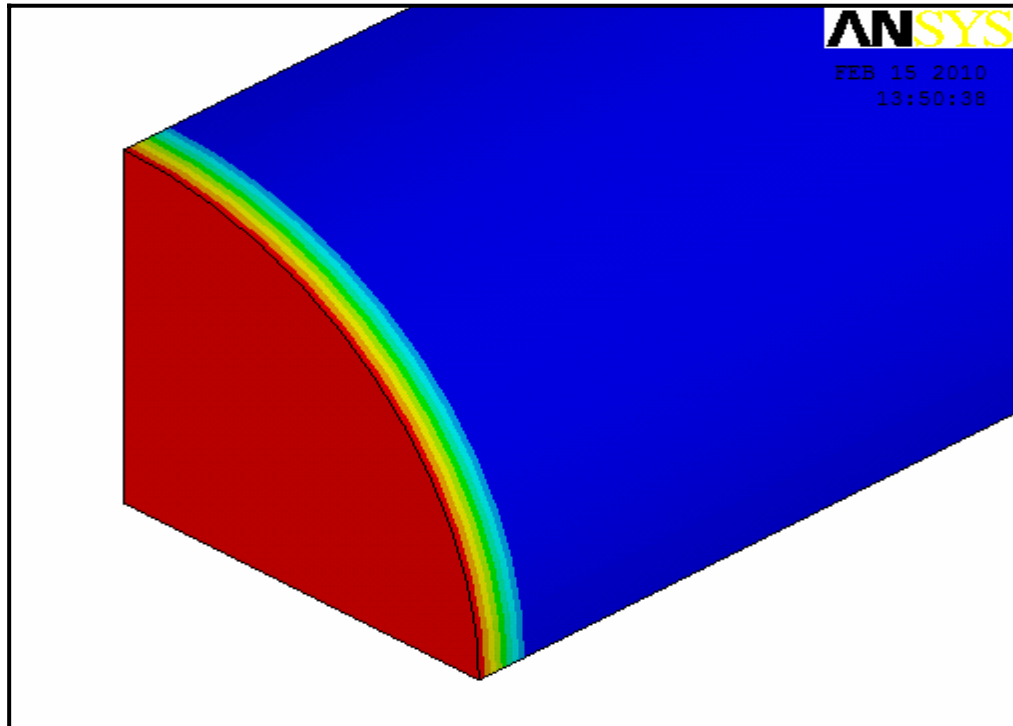


Figura 24: Pressão na entrada do modelo no instante de tempo=0

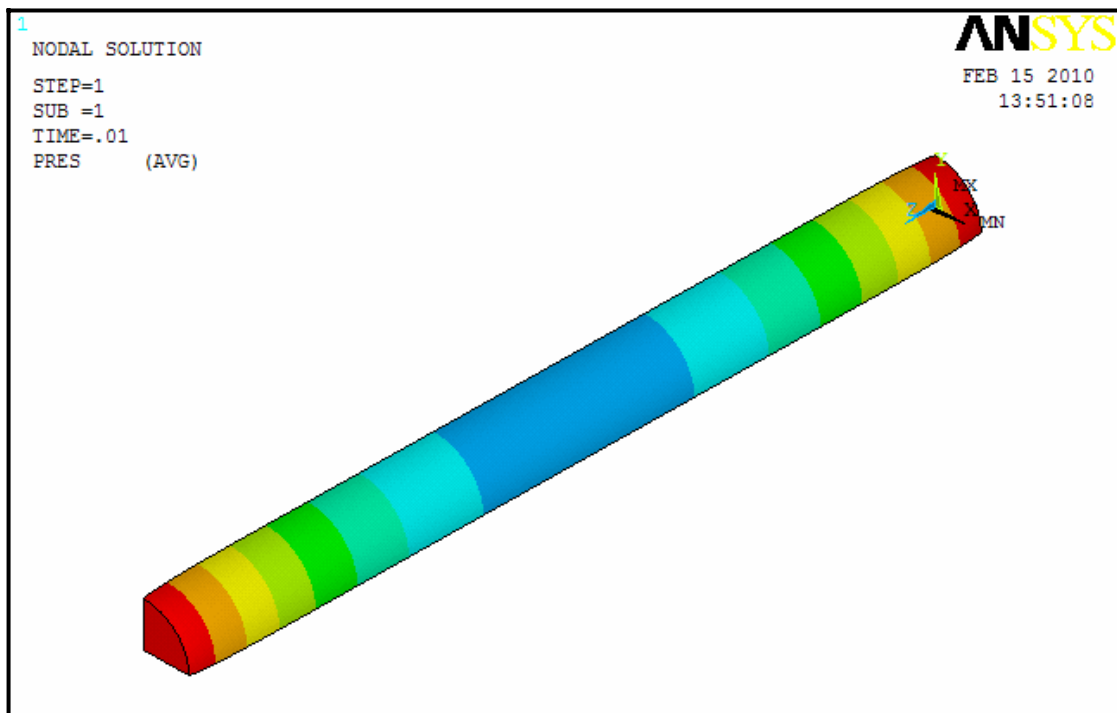


Figura 25: Pressões distribuídas ao longo do modelo

3.3.4 Propriedades dos materiais

3.3.4.1 Estrutura – Tubo de látex

- Módulo de elasticidade: 1,5 MPa (MACHADO, 2010).
- Coeficiente de Poisson: 0,49 (IBRAHIM, 2006).
- Densidade: 957 Kg/m³ (MACHADO, 2010).

3.3.4.2 Fluido – Água

- Densidade: 1005 Kg/m³ (INCROPERA, 2007).
- Viscosidade: 0,00959 Ns/m² (INCROPERA, 2007).

3.3.5 Propriedades geométricas

- Raio interno: 10,09 mm (MACHADO, 2010).
- Raio externo: 10,5 mm (MACHADO, 2010).
- Espessura da parede: 0,41 mm (MACHADO, 2010).
- Comprimento: 160 mm (MACHADO, 2010).

4 RESULTADOS NUMÉRICOS

Neste capítulo serão apresentados os resultados numéricos da simulação referentes à velocidade e a vazão do fluido, comparando com os valores obtidos experimentalmente, assim como, o resultado do acoplamento e de incremento do tempo da simulação. O deslocamento da estrutura será analisado a partir do estudo de nós que pertencem à superfície do tubo localizados a partir do centro, com outros dois pontos localizados a 10 mm de distância para cima e para baixo do ponto médio do comprimento. O modelo foi gerado apenas com um quarto de sua dimensão real (condição de simetria) e seu comprimento foi dividido em 160 partes (quantidade de nós: 80320 - quantidade de elementos: 33280), garantindo assim uma qualidade nos resultados finais.

A análise foi feita em um intervalo de tempo igual a 60 segundos. Em seguida, na Figura 26, é mostrado o modelo gerado para simular o experimento.

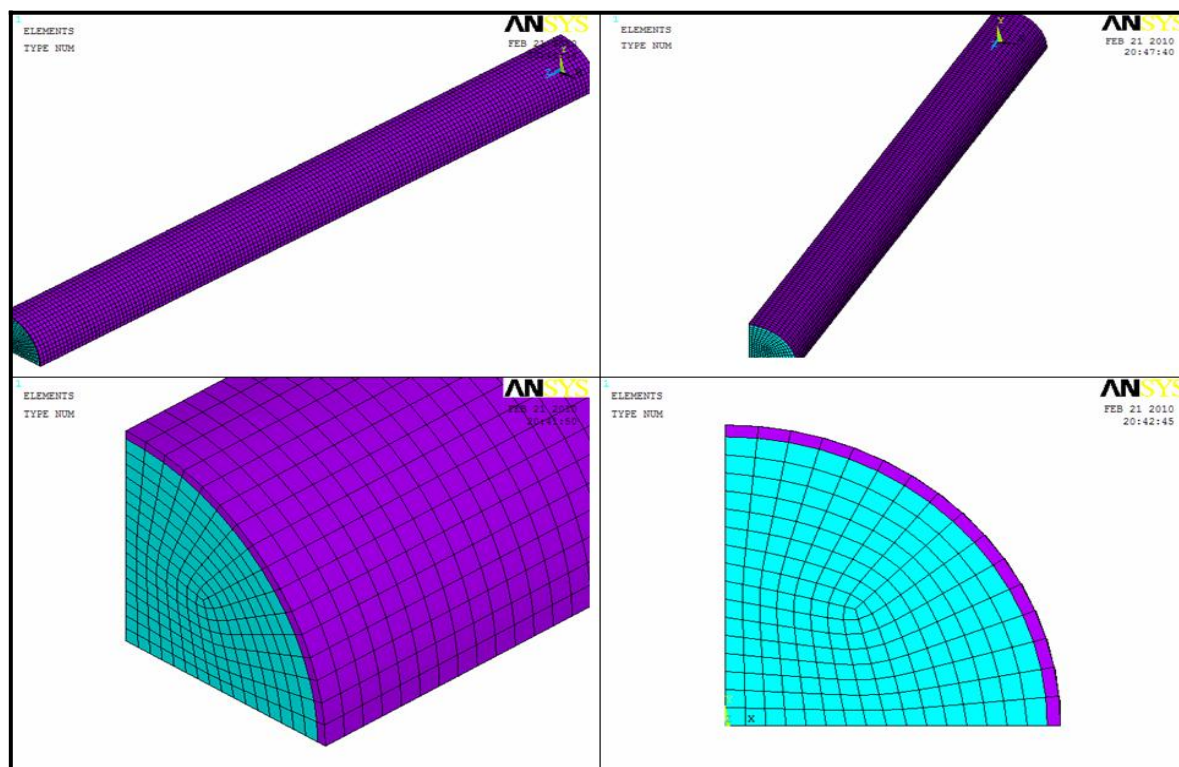


Figura 26: Modelo com 160 divisões no comprimento.

Na Figura 27 visualiza-se o experimento montado (Figura 27a), os pontos para análise de deslocamentos (Figura 27b) e ao lado a porção equivalente ao centro do modelo gerado pelo software ANSYS (Figura 27c), os pontos vermelhos indicam os nós e seus respectivos números para estudo do deslocamento.

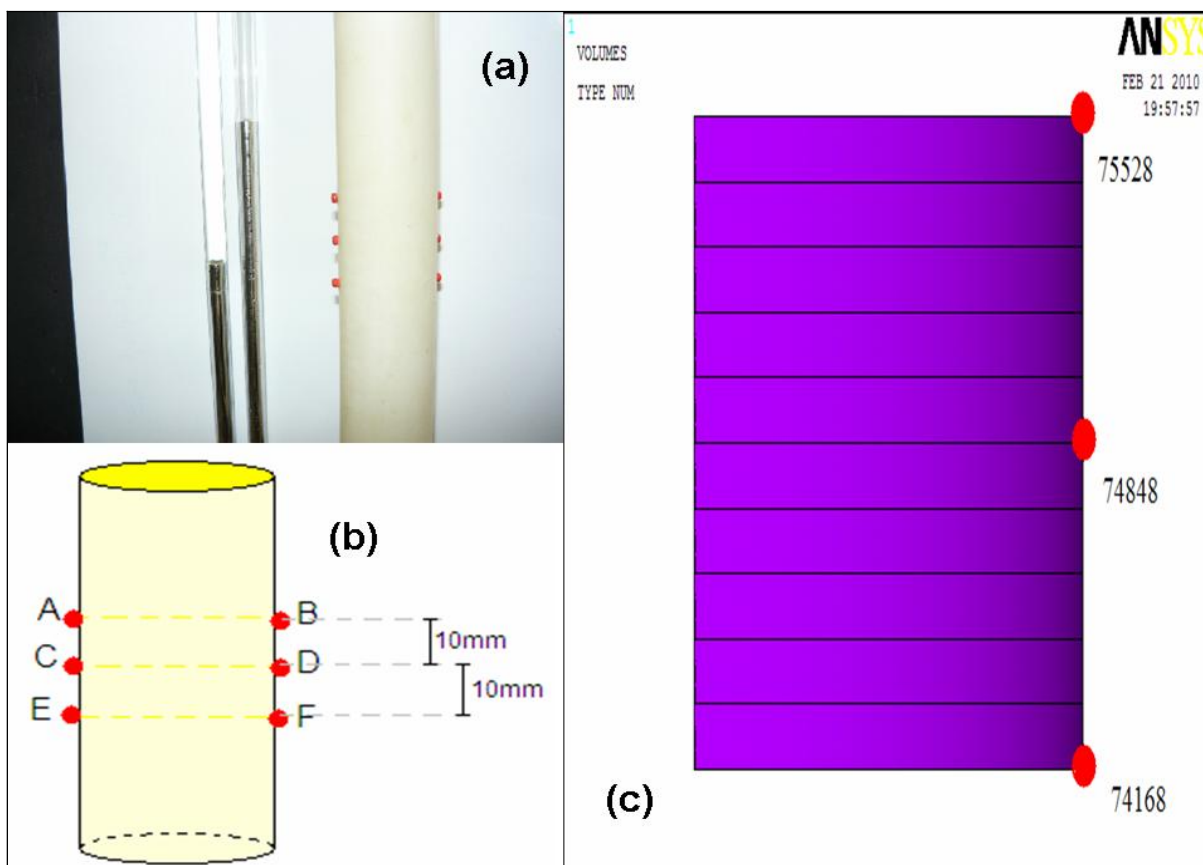


Figura 27: Localização dos pontos para análise de deslocamento e os nós equivalentes no modelo gerado pelo software ANSYS.

4.1 Resultado do acoplamento (FSIN)

Em seguida, a Figura 28 apresenta os resultados da análise feita da interface entre os domínios do fluido e da estrutura. Utilizando o software ANSYS obtiveram-se valores referentes aos deslocamentos ao longo do tempo para um período de 2 s no intervalo entre 48 s e 50 s para os dois domínios, intervalo de tempo este escolhido apenas para a demonstração de resultado do acoplamento. Foram selecionados os nós localizados no limite desta interface, valores estes que são mostrados com a ajuda do software MatLab.

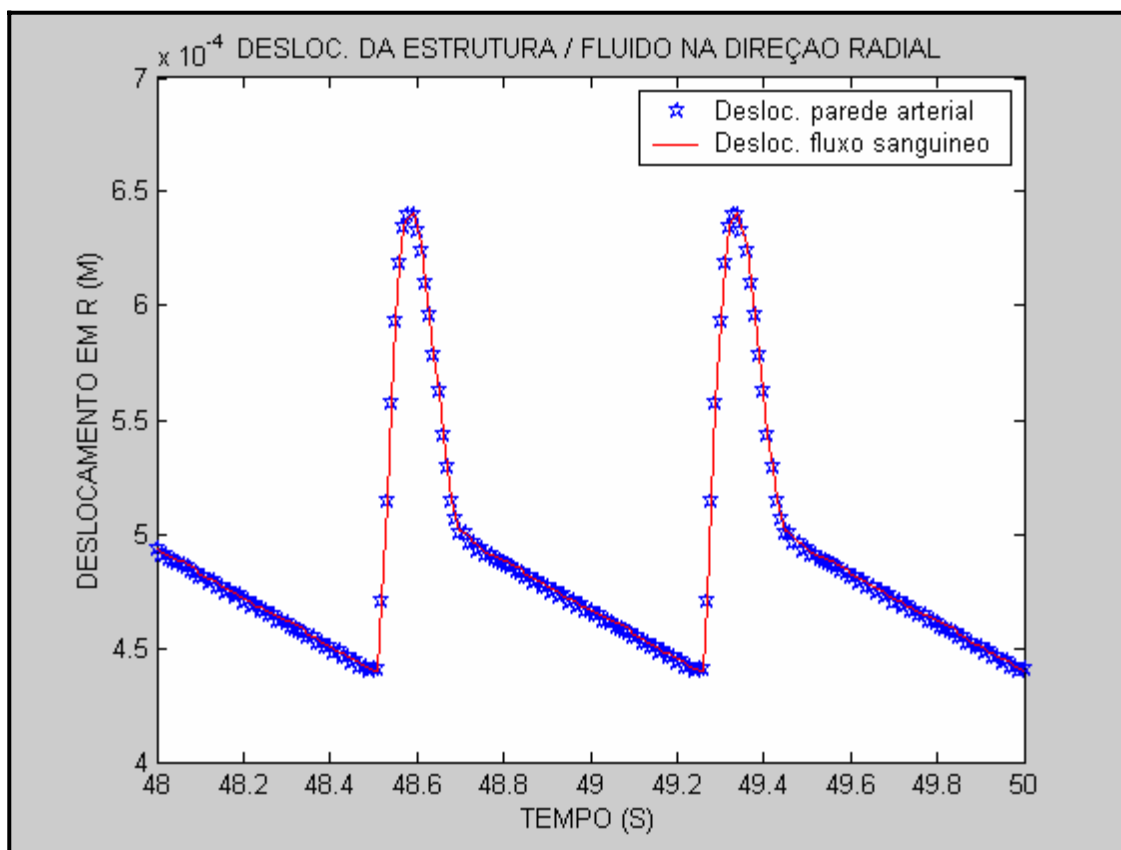


Figura 28: Gráfico representando os deslocamentos da interface entre fluido e estrutura.

Como pode-se comprovar; os deslocamentos referentes à região de interface entre os domínios são os mesmos, concluindo-se assim, que mesmo pertencendo a domínios distintos, o acoplamento ocorreu com perfeição. Essa etapa é de relevante importância, pois esse trabalho visa analisar um problema de interação fluido-estrutura.

4.2 Incremento de tempo

Para que os resultados apresentem uma precisão válida, o uso correto de um determinado incremento de tempo interfere diretamente nestes valores, para isso foram analisados os incrementos de tempo iguais a 0.05 e 0.01 segundos, verificando-se assim o melhor resultado para análise. Em seguida na Figura 29 são mostrados a comparação entre os gráficos construídos com ajuda do software MatLab, para o mesmo intervalo de tempo feito no resultado de acoplamento, as comparações foram feitas com dados referentes aos valores de pressões geradas no ANSYS:

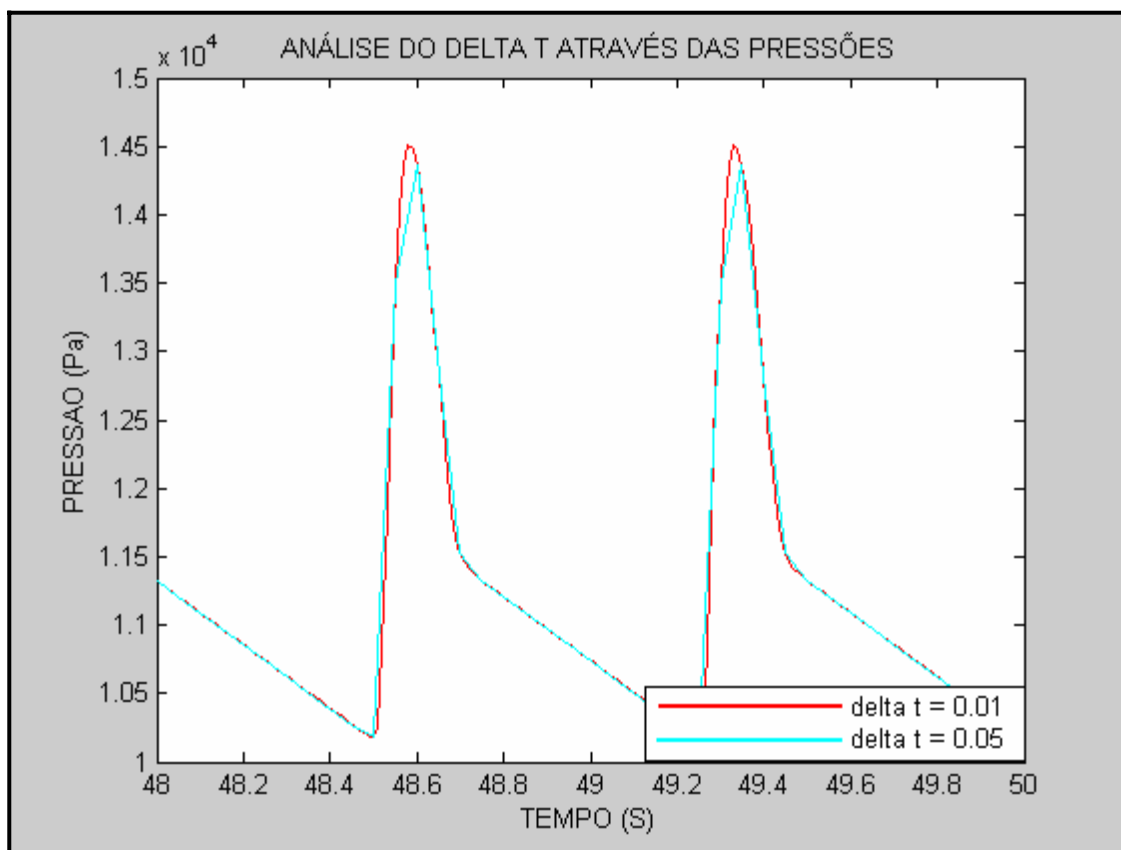


Figura 29: Análise do incremento de tempo das simulações.

A análise do gráfico mostra que para incrementos de tempos maiores, este gráfico desloca-se do valor máximo, demonstrando assim um erro nesses pontos, daí a necessidade de incrementos menores, realizando assim uma quantidade maior de cálculos, diminuindo assim os erros. Desta forma optou-se por utilizar incremento menor, que para esse caso foi igual a 0,01 s.

4.3 Velocidade do fluido

As Figuras 30 e 31 mostram o perfil de velocidade do fluido em todo interior do tubo, nota-se que a maior velocidade obtida está localizada no centro do fluido de acordo com a hipótese do regime laminar do fluido (propriedade esta citada anteriormente no presente trabalho). Para os valores apresentados são considerados as PE1 e PE2:

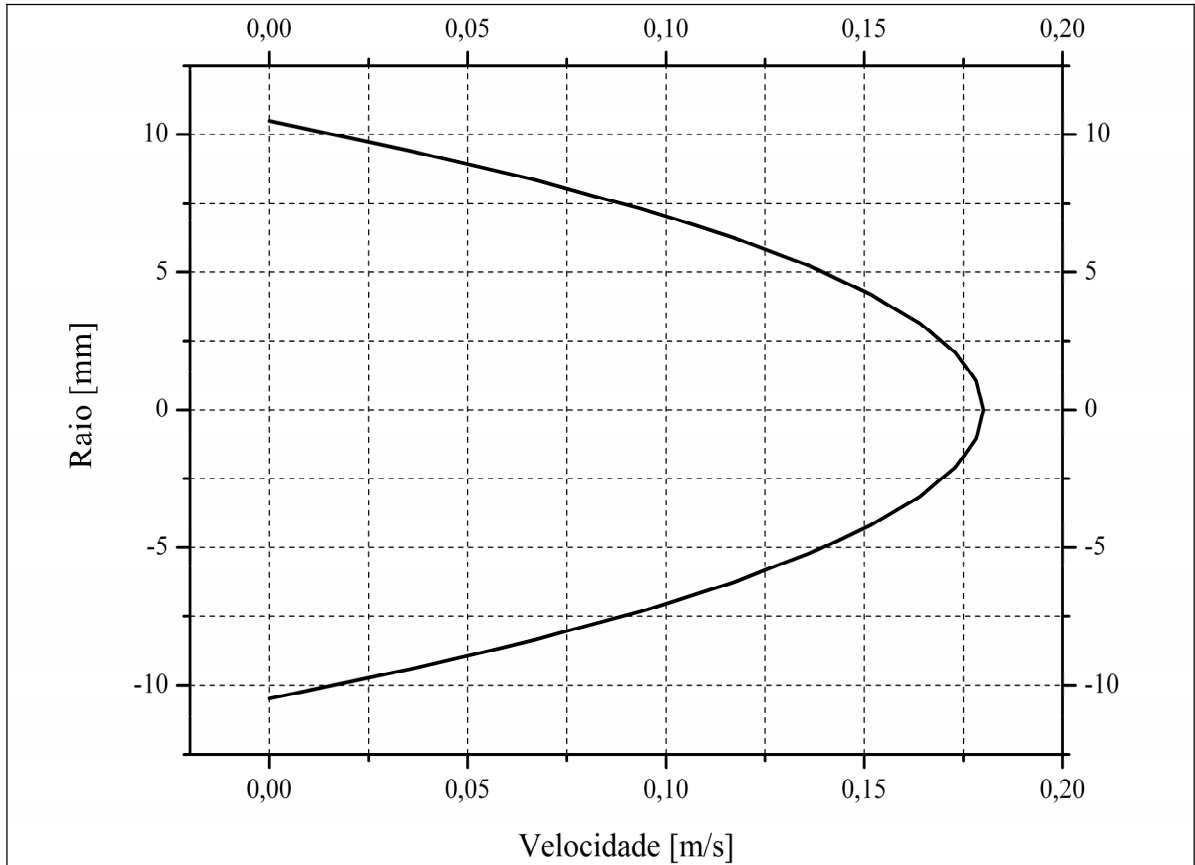


Figura 30: Velocidade do fluido para PE1.

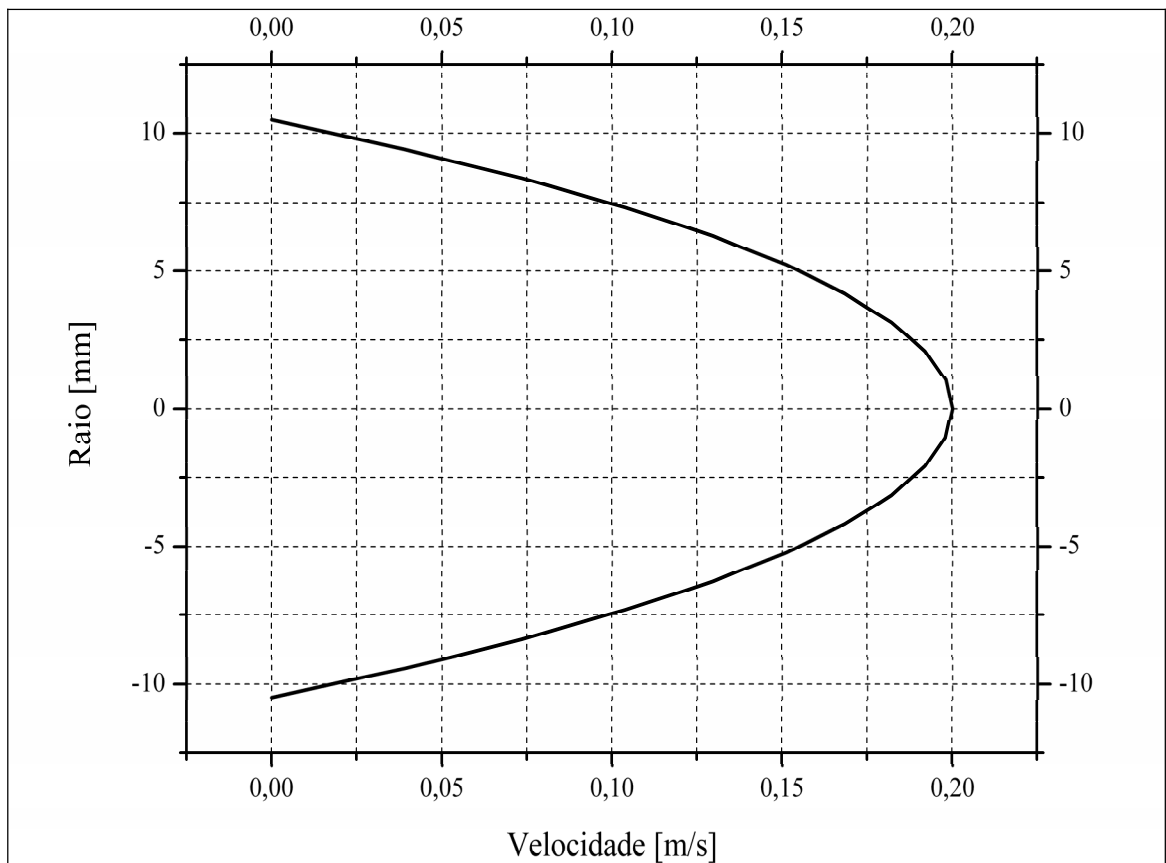


Figura 31: Velocidade do fluido para PE2.

Analisando as curvas apresentadas nota-se que as velocidades máximas para PE1 e PE2 são respectivamente 0,18 e 0,20 m/s.

4.4 Vazão do fluido

Neste capítulo será mostrada a comparação entre os resultados referentes à vazão do fluido na malha D160 e suas respectivas pressões geradas no experimento.

A Tabela 1 mostra os resultados da vazão obtidos experimentalmente para PE1, e logo em seguida nas Figuras 32 e 33, são apresentados os resultados numéricos de comparação:

Tabela 1: Valores referentes à vazão do fluido para PE1 (Fonte: MACHADO, 2010).

Medida	Tempo [s]	Volume [L]	Vazão [L/min]
01	21,5	1,090	3,042
02	23,2	1,172	3,030
03	24,7	1,230	2,989
04	21,8	1,092	3,007
05	22,1	1,113	3,022
MÉDIA			3,016

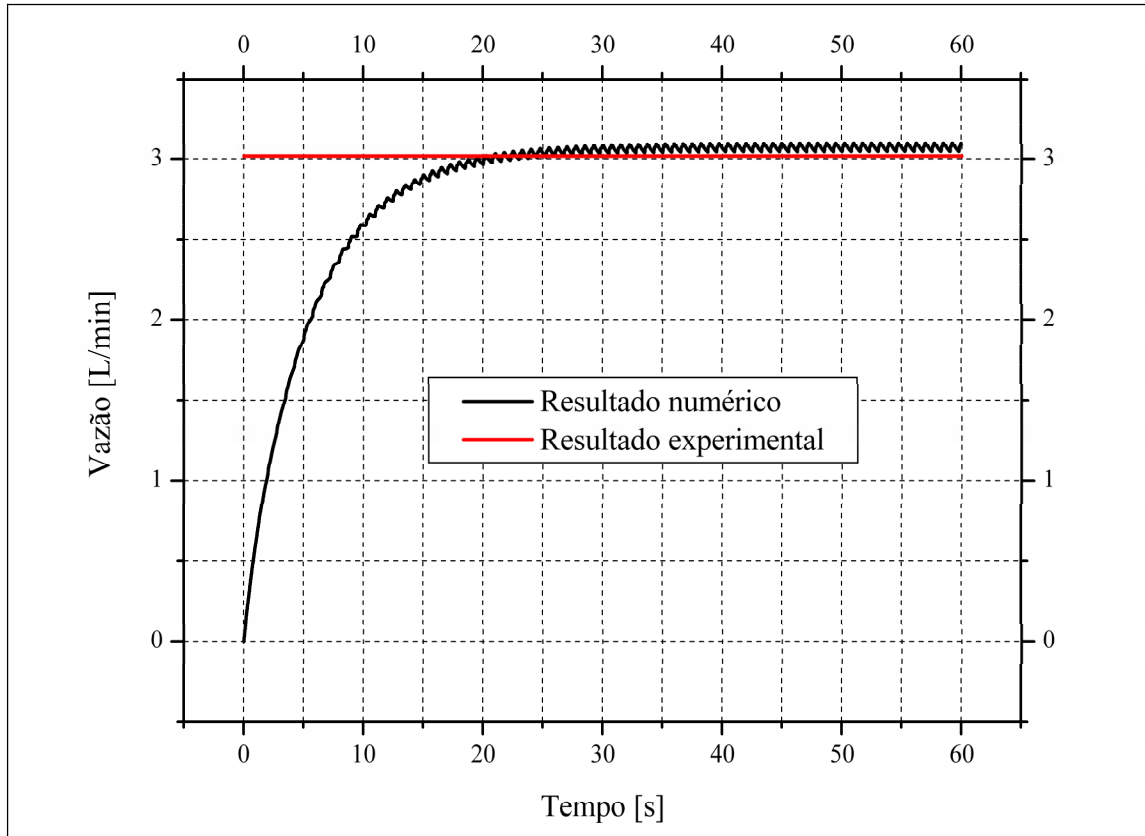


Figura 32: Curva de comparação entre as vazões numérica e experimental para PE1.

A Figura 32 mostra que a vazão do fluido para o resultado numérico se aproxima do valor experimental próximo de 20s, estabilizando-se logo em seguida.

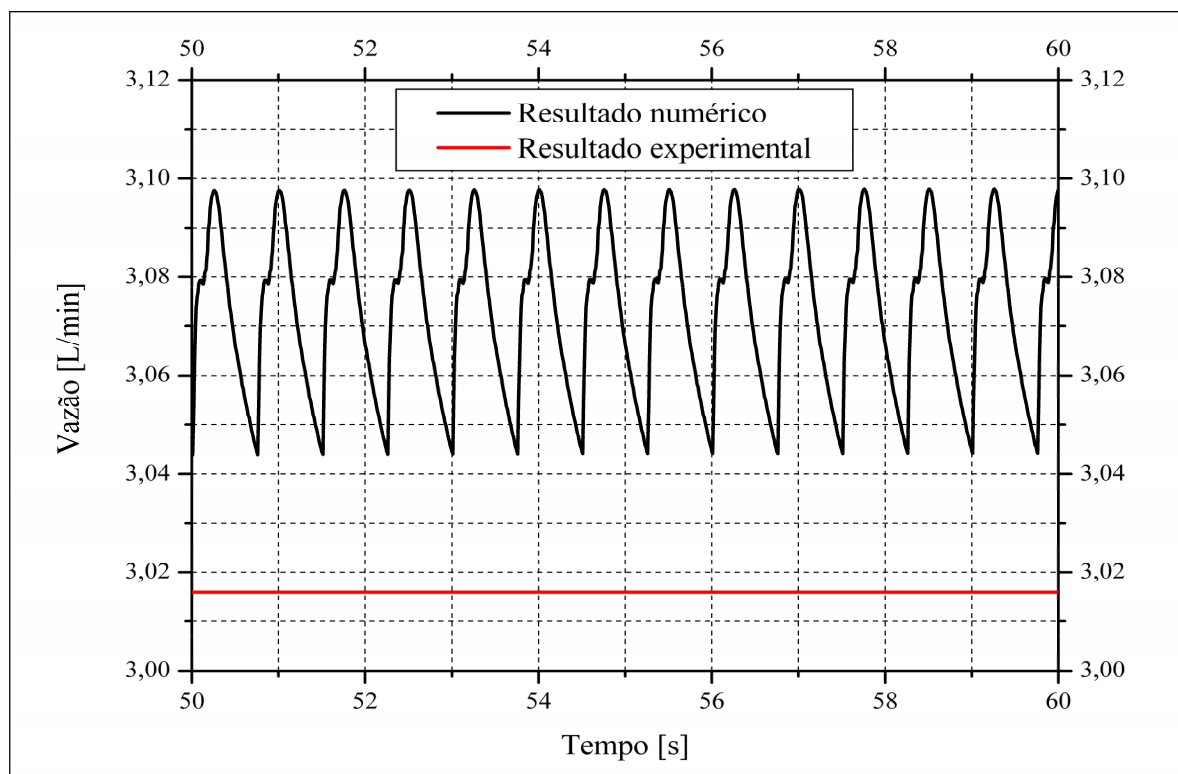


Figura 33: Imagem aproximada da aproximação entre os valores numérico e experimental da vazão do fluido para PE1.

Pode-se verificar na Figura 33 que os valores para pressão obtidos pela análise numérica são próximos dos obtidos experimentalmente, desta forma a vazão também possui valores compatíveis, mostrando uma diferença de aproximadamente em média de 50ml/min na vazão.

A Tabela 2 mostra os valores para PE2, e em seguida são feitas as comparações de pressão e vazão, como mostram as Figuras 34 e 35.

Tabela 2: Valores referentes à vazão do fluido para PE2 (Fonte: MACHADO, 2010).

Medida	Tempo [s]	Volume [L]	Vazão [L/min]
01	21,7	1,058	2,926
02	21,2	1,025	2,901
03	21,7	1,050	2,905
04	24,1	1,178	2,934
05	22,7	1,097	2,901
MÉDIA			2,913

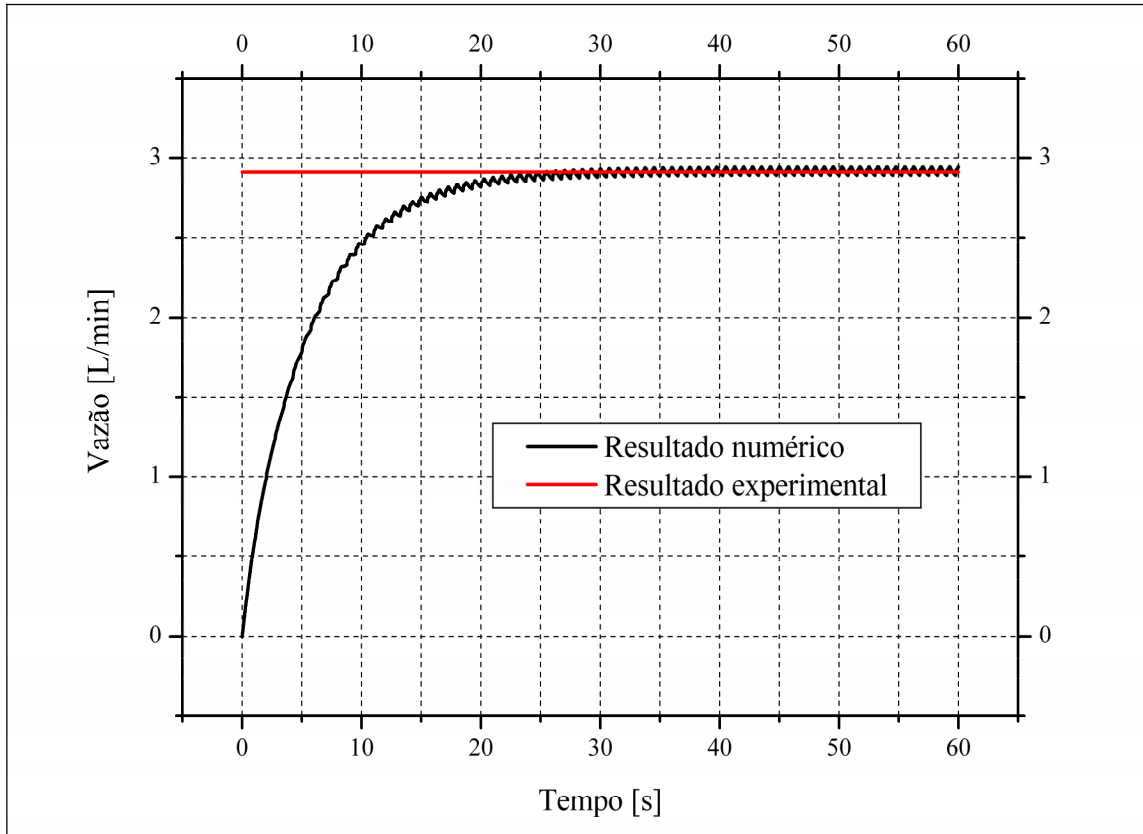


Figura 34: Curva de comparação entre as vazões numérica e experimental para PE2.

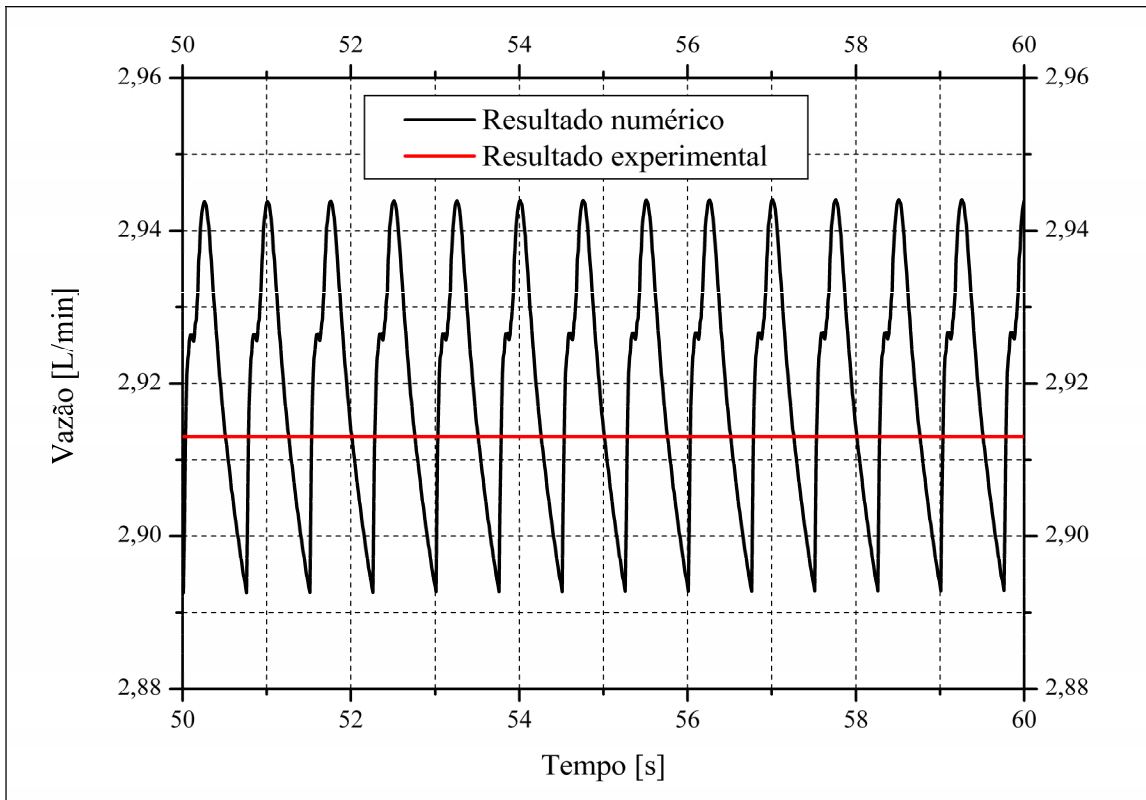


Figura 35: Imagem aproximada da aproximação entre os valores numérico e experimental da vazão do fluido para PE2.

Verifica-se que para PE2 as comparações entre os valores numérico e experimental para vazão e pressão se mostraram próximos, demonstrando assim um resultado satisfatório.

4.5 Deslocamento externo da parede

As Figuras 36 e 39 mostram o comportamento experimental e numérico da parede externa do tubo sob pressões de PE1 e PE2. Um comparativo dos deslocamentos na superfície do sólido (tubo) é mostrado nas Figuras 37, 38, 40 e 41 para um deslocamento de seu raio na coordenadas Y, com 160 divisões em seu comprimento, a análise foi feita para um intervalo de tempo igual a 10s.

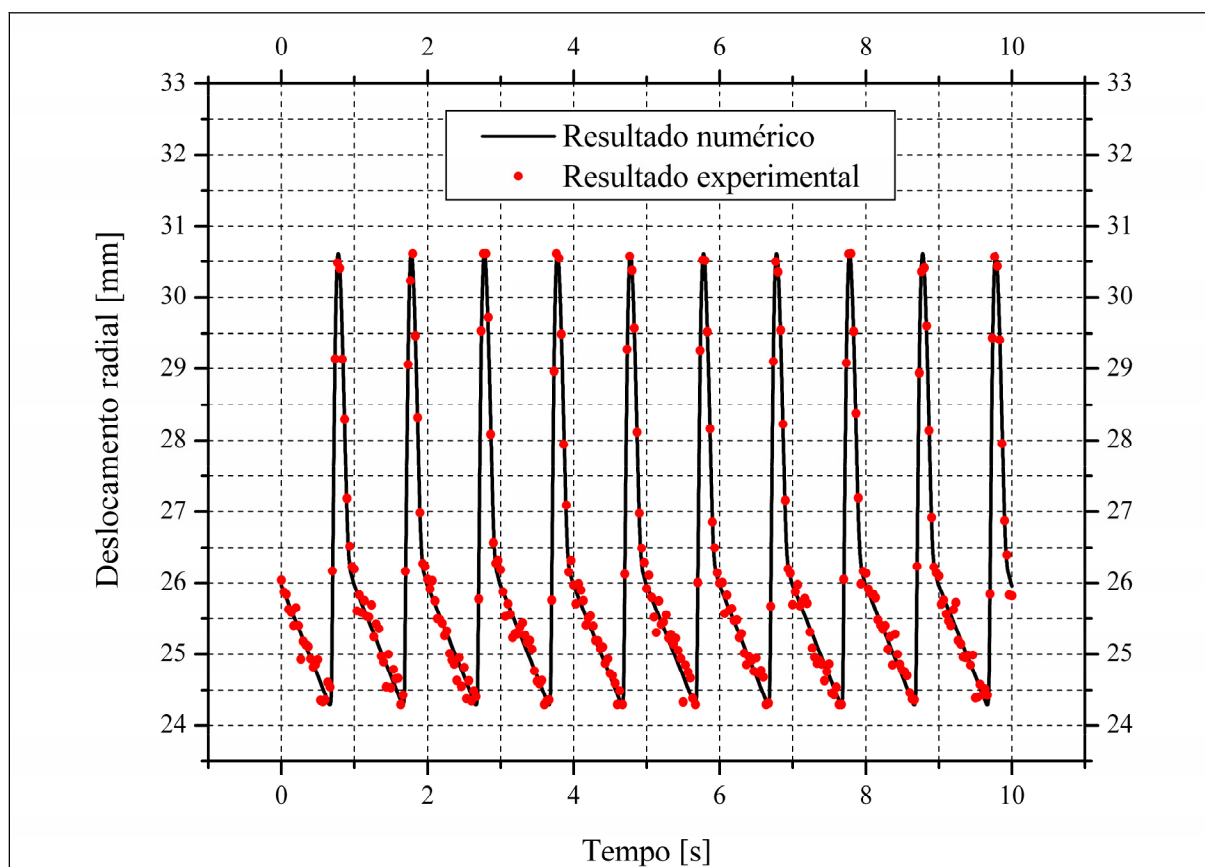


Figura 36: Comparativo de deslocamento para os valores experimentais e numéricos para PE1.

Nas Figura 38 e 39 são mostrados resultados sobre o deslocamento da parede do tubo gerado pelo software ANSYS, para D160, para o tempo igual a 0,06s e 0,09s, para PE1.

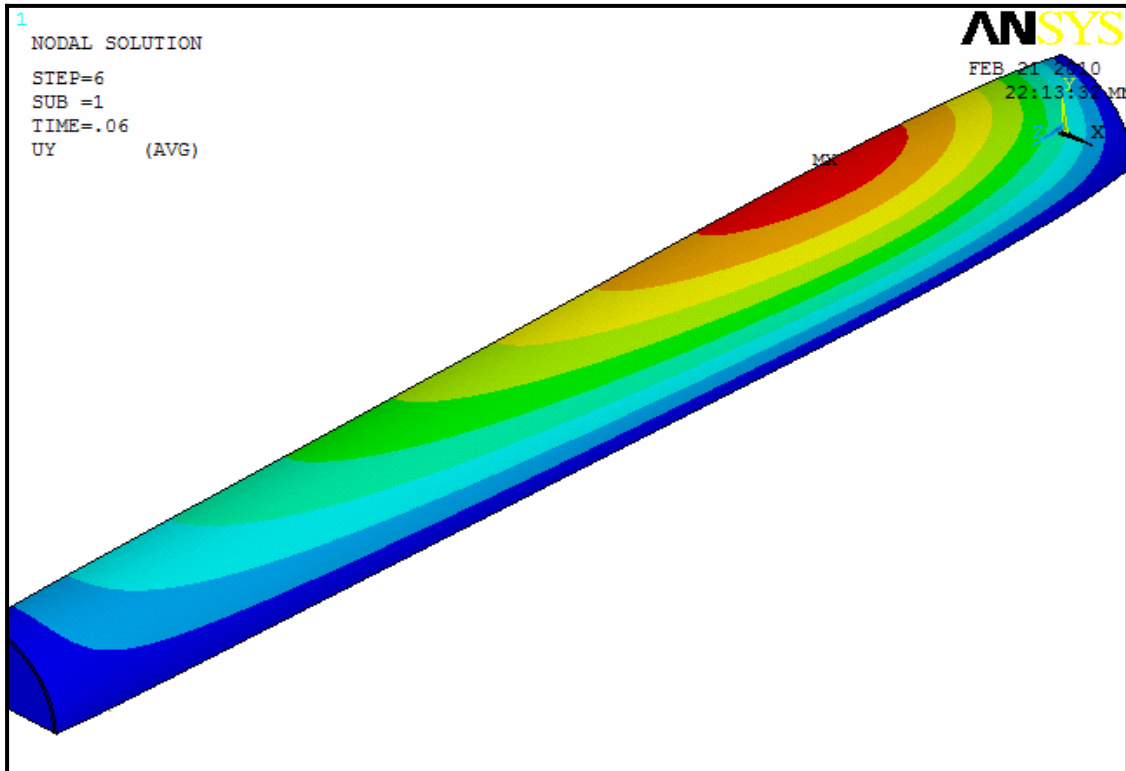


Figura 37: Modelo gerado pelo software ANSYS para o deslocamento para direção Y, PE1.

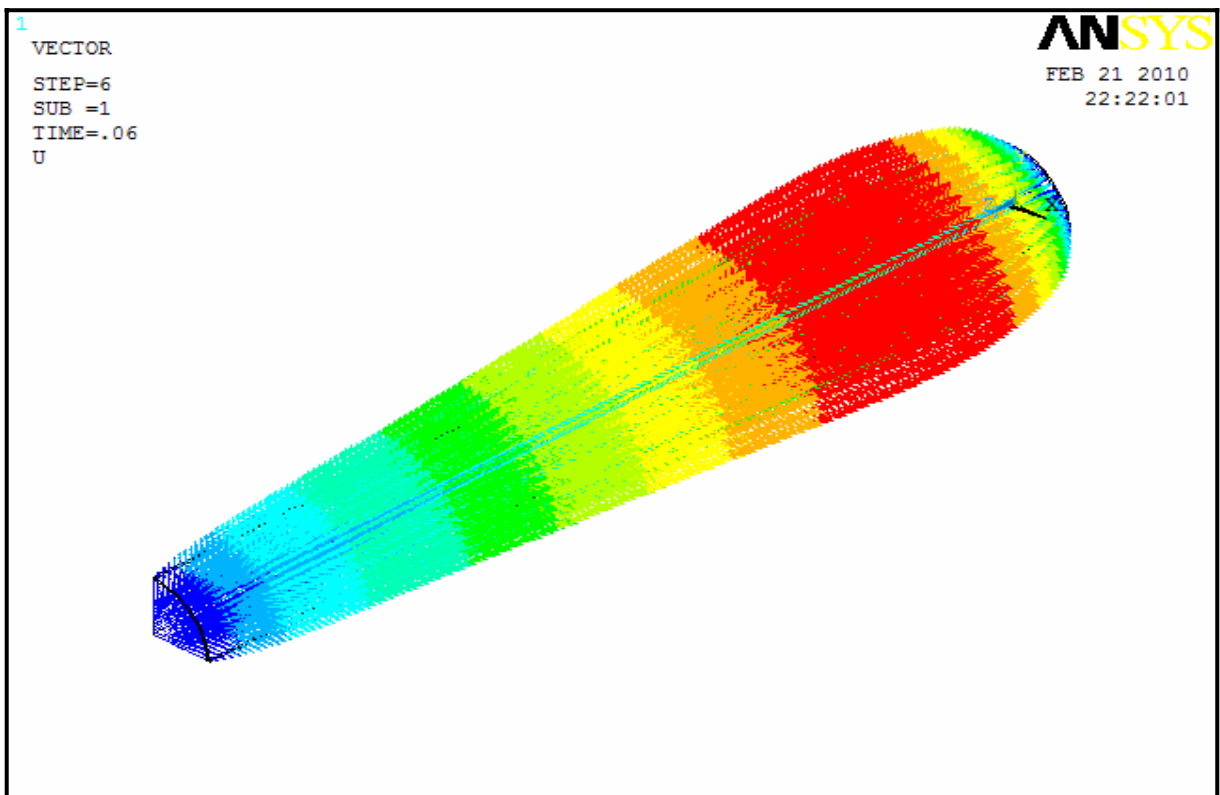


Figura 38: Modelo gerado pelo software ANSYS com a resultante vetorial para o deslocamento da parede do tubo, PE1.

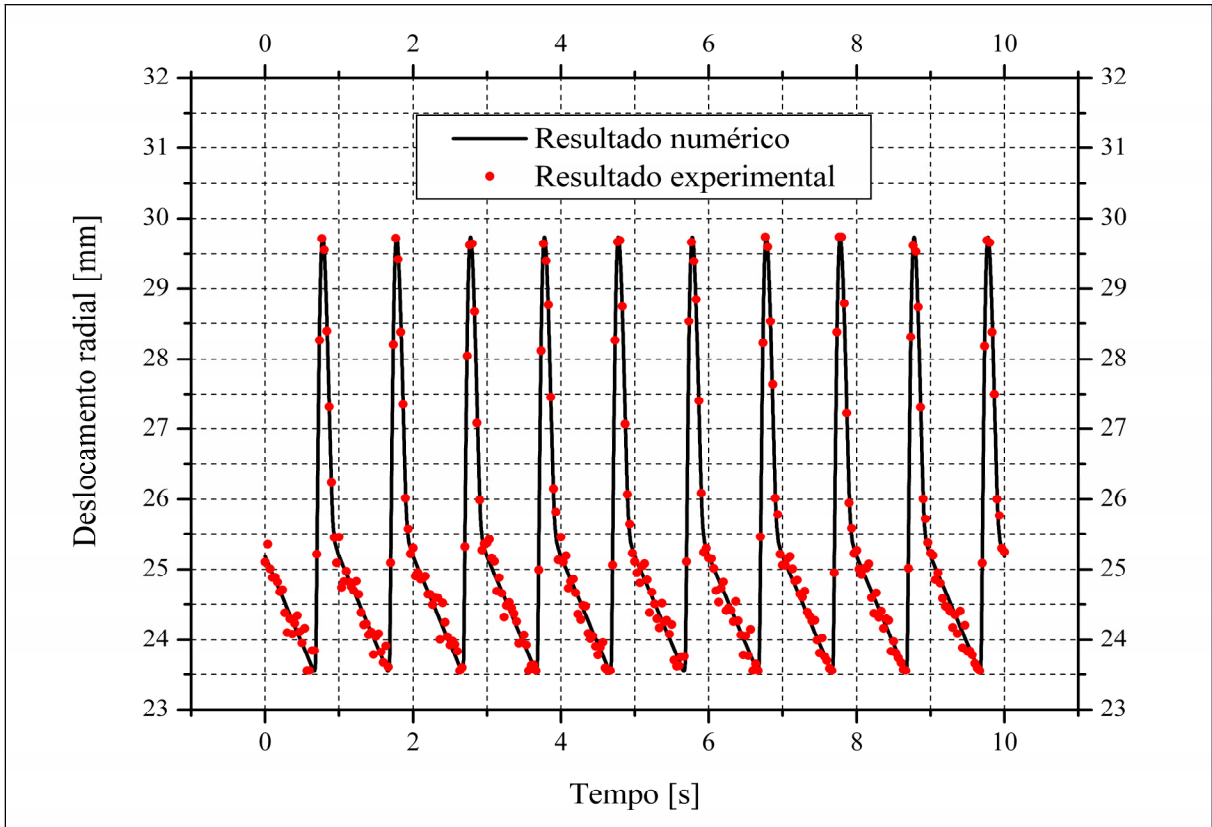


Figura 39: Comparativo de deslocamento para os valores experimentais e numéricos para PE2.

Nas Figura 38 e 39 são mostrados resultados sobre o deslocamento da parede do tubo gerado pelo software ANSYS, para D160, para o tempo igual a 0,06s e 0,09s, para PE1.

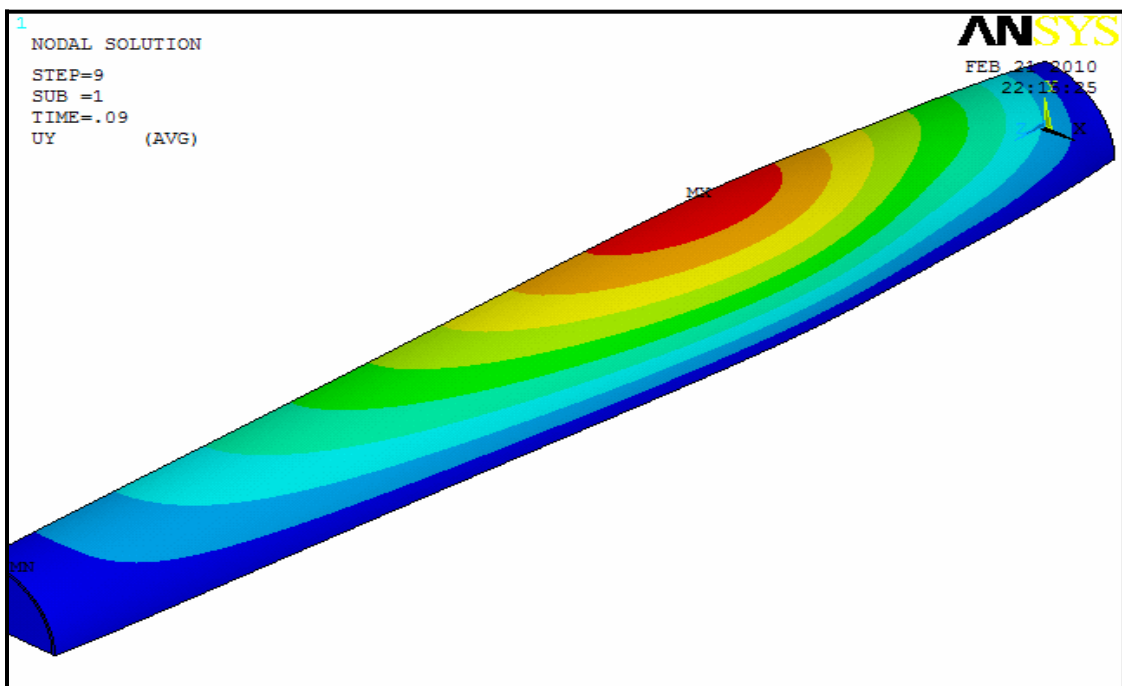


Figura 40: Modelo gerado pelo software ANSYS para o deslocamento para direção Y, PE2.

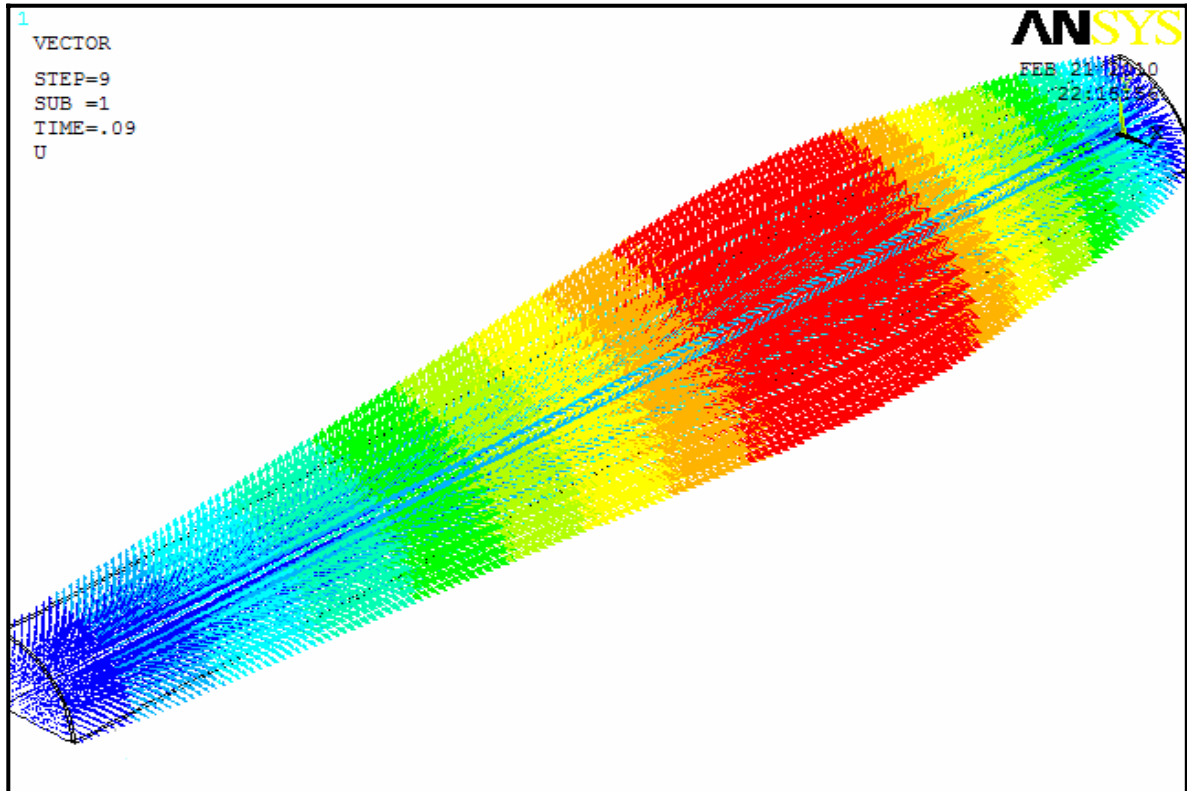


Figura 41: Modelo gerado pelo software ANSYS com a resultante vetorial para o deslocamento da parede do tubo, PE2.

Pode-se concluir que a análise de deslocamento da parede do tubo para PE1 e PE2, foi satisfatória, mostrando uma aproximação entre o experimento e o modelo construído.

5 CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi modelar, simular, analisar, e comparar os valores numéricos com os resultados obtidos experimentalmente em um dispositivo *came-seguidor* que simula um escoamento pulsátil em artérias. Utilizando-se de suas propriedades físicas e mecânicas foi criado um modelo através do software comercial ANSYS.

Por meio do estudo realizado, foi possível verificar que a condição de contorno aplicada no sólido (tubo de látex) apresentou eficácia garantida já que os resultados mostraram que as faces de entrada e saída (Figuras 38 e 41) permaneceram restritas aos deslocamentos, simulando desta forma as abraçadeiras do experimento.

As condições de carregamento (Figuras 24 e 25) e acoplamento (Figura 28) foram aplicadas corretamente ao modelo numérico apresentando, desta forma, resultados referentes ao deslocamento e vazão. Estes, por sua vez, se mostraram compatíveis com o experimental.

Pôde-se verificar também uma convergência entre os valores experimentais e numéricos, convergência esta, possivelmente relacionada com o número de divisões atribuídas ao longo do comprimento da geometria criada (D160), uma vez que cada divisão foi considerada como sendo 1 mm do comprimento real. Além do mais, a escolha dos elementos SOLID185 e FLUID142 para discretização do modelo favoreceram nos resultados de acoplamento, visto que o trabalho em questão visou um problema de interação fluido-estrutura.

Por fim, conclui-se que, de acordo com o trabalho, os objetivos foram alcançados, pois demonstraram através das comparações dos resultados uma satisfatória convergência nos valores numérico e experimental.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ANDOLFATO, R. P. **Estudo teórico e experimental da interação de paredes em edifícios de alvenaria estrutural**. 2005. 203 f. Tese (Doutorado) - Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2005.

ANSYS, **Ansys/Multiphysics Product (Program and Program Documentation)**. Houston: ANSYS INC, 2007. (Release 11.0).

ASSAN, A. E. **Método dos elementos finitos primeiros passos**. São Paulo: Ed. da Unicamp, 1999. p. 57- 58.

BATHE, K.J. **Finite elements procedures**. New Jersey: Prentice Hall, 1996. 1037 p.

BORGES, L. C. **Aneurisma da aorta abdominal: Doenças**. 2007. Cordis – Natal Hospital Center. 2007.

BORTOLOTO, L. A.; SAFAR, M. E. **Perfil da pressão arterial ao longo da árvore arterial e genética da hipertensão**. 2006. Instituto do Coração do Hospital das Clínicas – FMUSP – São Paulo, SP e Diagnosis Center, Hotel-Dieu Hospital – Paris, France, 2006.

CAMPOS, M. D. **Simulação numérica de escoamento de fluidos pelo método de elementos finitos baseados em volumes de controle com a técnica de passo fracionado**. 2005. 97 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.

ČANIĆ, S. **Blood flow through compliant vessels after endovascular repair: wall deformations induced by wall properties.** Houston: University of Houston, 2004. (Mimeogr.).

ČANIĆ, S.; MIKELIC, A.; TAMBACA, J. **A two-dimensional effective model describing fluid-structure interaction in blood flow: analysis, simulation and experimental validation.** Houston: University of Houston, 2001. (Mimeogr.).

CARVALHO, A. P.; COSTA, A. F. **Circulação e respiração: fundamentos de biofísica e fisiologia.** Rio de Janeiro: FENAME, 1976. (Série Cadernos Didáticos).

CICIGLIANO, E. C. S. **Tutorial para Construção de um Modelo de Interação Fluido-Estrutura Utilizando o Software ANSYS.** 2009. 103 f. Estudos Especiais (PPGEM - Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2009.

COELHO, T.; OLIVEIRA, S.; MOREIRA, A. **Regulagem do tono vascular.** Porto: Faculdade de Medicina do Porto, 2002.

CUNHA, M. **Análise do fluxo sanguíneo na artéria braquial em diferentes pressões no manguito do esfigmomanometro.** 2003. Dissertação (Mestrado Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2003.

CHUNG, M. K., RICH, M. W. **Introduction to the cardiovascular system: Diagram of the heart.** Alcohol Health and Research World 14(4):269–276, 1990.

DUARTE, A.; FOITO, A.; MARTINS, J.; FONSECA, J.; RAMOS, M.N. **Fisiologia dos vãos sanguíneos e pressão arterial.** São Paulo: UNL, 2004.

FEIJÓ, V. **Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando interação fluido-estrutura.** 2007. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2007.

FEIJÓO, R.A.; ZOUAIN, N. **Formulations in rates and increments for elastic-plastic analysis**. International Journal Numerical Methods Engineering, Chichester, v.26, p. 2031-2048, 1988.

FOX, R. W.; McDONALD, A. T. **Introdução à mecânica dos fluidos**. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 2001.

FRUMENTO, A. S. **Biofísica**. 3.ed. Madri: Mosby, 1995.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11^a ed. Rio de Janeiro, Elsevier Ed., 2006. p. 194

HALLIDAY, D.; RESNICK, R. **Fundamentos de física**. Rio de Janeiro: LTC, 1991. v.2.

HENEINE, I.F. **Biofísica básica**. São Paulo: Atheneu, 2002. p. 254.

IBRAHIM, L. B. **Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha**. 95 f. Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, PUC, 2006.

INCROPERA, F. P.; DEWITT, D. P.; BERGMAN, T. L.; et al. **Fundamentos de transferência de calor e de massa**. 6. ed. Rio de Janeiro: LTC, 2007. p. 949.

JUNQUEIRA Jr., L.F. **Considerações básicas sobre a organização estrutural e a fisiologia do aparelho cardiovascular**. 2007. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Medicina, Universidade de Brasília, Brasília, 2007.

LEÃO, M.A.C. **Princípios de biofísica**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982.

LEMBO, A.; MOISÉS, H.; SANTOS, T. **Ciência: o corpo humano**. São Paulo: Moderna, 1992.

LI, A.; XY, LUOB; Z.B. KUANGC. **A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves**. Journal of Biomechanics, New York, v.34, p. 1279–1289, 2001.

MACHADO, M. R. et al. **Análises acústicas, reológicas e térmica de um fluido artificial mimetizador do sangue humano.** 2008. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 21, 2008, Salvador. Anais... Salvador, 2008. p. 1093 – 1097.

MACHADO, D. A. **Construção de um dispositivo de simulação de escoamento pulsátil em artérias.** 2010. 84f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2010.

MORAES, G.C. **Abordagem numérico-computacional do folheto da válvula aórtica através do método dos elementos finitos.** 2005. 63 f. Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica, Curitiba, 2005.

OKUNO, E. OKUNO, E.; CAPELLETTI, R.. **High - Temperature Range Phenomena In The Solution Process Of Impurity-Vacancy Dipoles In Alkali Halides.** In: MEETING OF THE ELECTROCHEMICAL SOCIETY, 148, 1975, Dallas. Program and abstrats. Dallas: S.n., 1975.

PALHETA, F. C. **Biofísica do sangue.** 2006. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) - Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2006.

Paschoalini, A. T., Bazani, M. A., **Análise Numérica Bidimensional do Escoamento no Interior de Cilindros Elásticos.** 2006. CILAMCE, Belém, Brasil, 2006.

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

SANCHES, R.A.K. **Análise bidimensional da interação fluido-estrutura: Desenvolvendo um código computacional.** 2006. 106 f. Dissertação (Mestrado) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2006

SOULI, M.; OUAHSNE, A.; LEWIN, L.; **ALE Formulation for fluid-structure interaction problems.** Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Amsterdam, v.190, p.659-675, 2000.

TEIXEIRA, P.R.F. **Simulação numérica de escoamentos tridimensionais de fluidos compressíveis aplicados ao método dos elementos finitos.** 1996. Dissertação (Mestrado em Estruturas) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 1996.

WANG, J.J.; PARKER, K.H. **Wave Propagation in a Model of the Arterial Circulation.** 2003. London: Department of Bioengineering, Imperial College of Science, Technology and Medicine, London SW7 2AZ, UK. 2003. (Physiological Flow Studies Group).

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)