



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

MODELAGEM DO FLUXO SANGUÍNEO NA AORTA ABDOMINAL UTILIZANDO INTERAÇÃO FLUIDO-ESTRUTURA

Vagner Feijó

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de **Mestre em Engenharia Mecânica**

Orientador: PROF. DR. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

FICHA CATALOGRÁFICA

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

F297m Feijó, Vagner.
Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando interação fluido-estrutura / Vagner Feijó. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2007.
75 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, 2007

Orientador: Amarildo Tabone Paschoalini
Bibliografia: p. 72-75

1. Modelagem de fluxo. 2. Fluxo laminar. 3. Interação fluido-estrutura.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

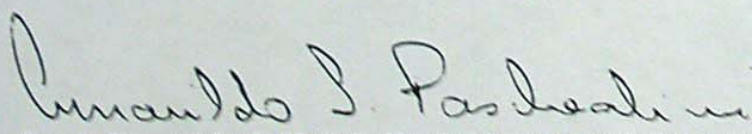
**TÍTULO: Modelagem do Fluxo Sanguíneo na Aorta Abdominal Utilizando Interação
Fluido-Estrutura**

AUTOR: VAGNER FEIJÓ

ORIENTADOR: Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

DATA DA REALIZAÇÃO: 12 DE DEZEMBRO DE 2007

Aprovada com parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em
ENGENHARIA MECÂNICA pela Comissão Examinadora:



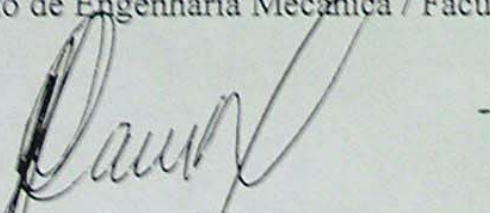
Prof. Dr. AMARILDO TABONE PASCHOALINI

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. VICENTE LOPES JÚNIOR

Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira



Prof. Dr. HERALDO NÉLIO CAMBRAIA

Departamento de Engenharia Mecânica / Universidade Federal do Paraná

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Amarildo Tabone Paschoalini, pela orientação, paciência e confiança em mim e neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Marcio Antônio Bazani, pelas dicas e orientações.

À Prof. Dra. Eunice Ladeia Guimarães Lima, pela amizade, incentivo e paciência na revisão gramatical deste trabalho.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica e a Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira da Universidade Estadual Paulista, por sempre me fornecer condições favoráveis à realização deste trabalho.

Ao Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor), por gentilmente fornecer dados experimentais que foram de grande relevância a este trabalho.

A todos os meus familiares, que torceram por mim ao longo deste curso.

A todos os meus companheiros de trabalho, pelo incentivo e amizade.

Aos meus grandes amigos, Gilnete Santos, Alexandre Pacheco, Michele Calezulato, Silvio Lopes e Luis Gazeta, colegas de curso e de tantas horas de amizade e dedicação.

À minha esposa Lílian, meus filhos Pedro e Vinícius, pela compreensão da ausência em muitos momentos e pelo constante apoio.

A meus pais, Mauro Feijó e Maria Aparecida dos Feijó, meus primeiros mestres, pelo incentivo incondicional.

**Creio que o principal objetivo da educação
deve ser encorajar os jovens a duvidarem de
tudo aquilo que se considera estabelecido.
O importante é a independência do espírito.**

Bertrand Russel

FEIJÓ, V. 2007. **Modelagem do Fluxo Sanguíneo na Aorta Abdominal Utilizando Interação Fluido-Estrutura**. Dissertação de mestrado (Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira.

RESUMO

Neste trabalho considera-se a interação fluido-estrutura em um modelo numérico tridimensional do escoamento sanguíneo no interior da artéria aorta abdominal humana. O sangue é considerado um fluido incompressível e Newtoniano e é governado pelas equações de Navier-Stokes. As paredes da aorta são modeladas a partir da Lei de Hooke, considerando a condição quase-estática. Uma solução numérica é desenvolvida para calcular os campos de pressão e velocidade do fluido e o campo de deslocamento da artéria. Exemplos experimentais foram utilizados como parâmetros validadores do modelo numérico através do método dos elementos finitos.

Palavras chave: Interação fluido-estrutura, Escoamento no interior de cilindro elástico.

FEIJÓ, V. 2007. **Modelling of the blood flow in the Abdominal Aorta Using the Interaction Fluid-Structures**. Master of Science in Mechanical Engineering - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, Brazil.

ABSTRACT

In this work we are considered the interaction fluid-structure in a tri-dimensional numeric model of the blood flow inside the artery human abdominal aorta. The blood is considered an incompressible fluid and Newtonian and it is governed by the equations of Navier-Stokes. The walls of the aorta are modeled starting from the Law of Hooke, considering the condition quasi-static. A numeric solution is developed to calculate the pressure fields and speed of the fluid and the field of displacement of the artery. Experimental examples were used as parameters for validates of the model numeric through the method of the finite elements.

Keywords: Interaction fluid - structures, flow in elastic cylinder.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 – Gráfico representativo das simultâneas interações fluido-estrutura.....	21
Figura 2.2 – O sistema cardiovascular e o percurso do sangue no corpo humano.....	25
Figura 2.3 – A velocidade do fluido em fluxo laminar é maior na região central do tubo.....	28
Figura 2.4 – Devido ao efeito da viscosidade, as lâminas de um fluido se movimentam em velocidades diferentes, quando se aplica uma força (F) tangente à área. A lâmina superior tem velocidade maior que as demais.....	30
Figura 2.5 – Efeito explicado pela equação da continuidade.....	32
Figura 2.6 - Efeito da viscosidade na velocidade do escoamento do fluido, o que provoca uma queda de pressão no sentido do escoamento.....	33
Figura 2.7 - 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 a diminuição do raio do tubo.....	34
Figura 2.8 - Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica. As linhas tracejadas denotam pressão média.....	38
Figura 2.9 – Esquema representativo de uma artéria.....	40
Figura 2.10 – Representação da aorta.....	41
Figura 2.11 – Divisões da artéria aorta.....	42
Figura 3.1 – Representa o processo de simulação através do método dos elementos finitos.....	47
Figura 3.2 - :Representa o cilindro gerado com as dimensões da aorta abdominal.....	48
Figura 3.3 - Representa a porção simétrica do problema físico gerada no ANSYS (vista frontal).....	49
Figura 3.4 - Geometria estudada, visão 3D com a malha estruturada.....	50
Figura 3.5 - Geometria rotacionada, ampliando a visão dos elementos e nós.....	51
Figura 3.6 – Representa o comportamento do fluido, somente o sangue.....	52
Figura 3.7 - Representa o domínio da estrutura, somente a artéria.....	52
Figura 3.8 –Elemento SOLID187 do ANSYS mostrando a geometria tetraédrica e a localização dos nós.....	53

Figura 3.9 -Elemento FLUID142 do ANSYS,mostrando a geometria, localizando os nós e o sistema de coordenadas.....	54
Figura 4.1 - Os pontos em vermelho representam os locais dos nós a serem estudados na interface. Da esquerda para a direita: início, meio, saída.....	55
Figura 4.2 – (a) Coração artificial, (b) máquina de fluxo.....	56
Figura 4.3: Perfil de velocidade do escoamento do sangue.....	57
Figura 4.4: Número de Reynolds observado nas simulações.....	58
Figura 4.5: Vazão sanguínea em D40.....	59
Figura 4.6: Vazão sanguínea em D50.....	59
Figura 4.7: Vazão sanguínea em D60.....	60
Figura 4.8: Comparativo entre a vazão numérica (azul) e vazão experimental (vermelha).....	61
Figura 4.9: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.050$, comparadas com resultados experimentais.....	62
Figura 4.10: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.050$	62
Figura 4.11: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.010$, comparadas com resultados experimentais.....	62
Figura 4.12: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.010$	
Figura 4.13: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.005$, comparadas com resultados experimentais.....	62
Figura 4.14: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.005$	62
Figura 4.15: Deslocamentos da estrutura para D40 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$	65
Figura 4.16: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D40.....	66
Figura 4.17: Deslocamentos da estrutura para D50 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$	66
Figura 4.18: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D50.....	67
Figura 4.19: Deslocamentos da estrutura para D60 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$	67
Figura 4.20: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D60.....	68
Figura 4.21: Deslocamentos da estrutura para D40, D50 e	

D60 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$	68
Figura 4.22: Pressão aplicada na parede interna da artéria, nas simulações para D40, D50 e D60 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$	69
Figura 4.23: Perfil de deslocamentos na aorta abdominal.....	69
Figura 4.24: Perfil de velocidades na aorta abdominal.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Viscosidade de alguns fluidos.....	31
Tabela 2.2 - Valores de parâmetros de vasos sanguíneos.....	43

LISTA DE SÍMBOLOS

V_c	Velocidade crítica do fluido.
ρ	Densidade do fluido.
D	Diâmetro do tubo condutor.
R_e	Número de Reynolds.
η	Viscosidade .
r	Raio do tubo condutor.
F	Força.
d	Distância.
A	Área.
v	Velocidade.
Φ	Fluxo do fluido.
ΔV	Variação do volume do fluido.
Δt	Variação do tempo.
P	Pressão.
R	Resistência ao fluxo.
\bar{v}	Velocidade média.

SUMÁRIO

1. –INTRODUÇÃO.....	13
1.1 – Objetivos.....	14
1.2 – Justificativa.....	14
1.3 - Revisão da Literatura.....	15
1.4- Organização do trabalho.....	18
2 – INTRODUÇÃO TÉCNICA.....	19
2.1 – A dinâmica dos fluidos computacional.....	19
2.2 - A dinâmica das estruturas computacional	20
2.3 – Interação fluido-estrutura.....	20
2.4 – O problema estudado.....	21
2.5 – Métodos para a análise de interação fluido-estrutura.....	22
2.6 – Métodos numéricos na análise na interação fluido-estrutura.....	23
2.7 – Características do fluido a ser estudado.....	24
2.7.1 – O sistema cardiovascular.....	24
2.7.2 – Características físicas do sangue.....	26
2.7.2.1- Newtoniano.....	26
2.7.2.2- Incompressível.....	26
2.7.2.3- Laminar.....	27
2.7.2.4- Rotacional.....	28
2.7.2.5- Viscoso.....	29
2.7.2.6-Coeficiente de viscosidade	30
2.8 - Equação da continuidade.....	31
2.9 - Equação de Poiseuille.....	33
2.10-Pressão sanguínea.....	35
2.10.1- Pressão periférica.....	36
2.11-Características da estrutura a ser estudada.....	38
2.11.1 - Artéria aorta.....	40
3 – SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO ESCOAMENTO SANGUINEO NA AORTA ABDOMINAL	42
3.1-Método de Elementos Finitos.....	44
3.2-O Problema Físico.....	47
3.2.1- Modelo Geométrico	48

3.2.2- Condições de Contorno e Elementos Utilizados.....	53
4- RESULTADOS NUMÉRICOS	55
4.1- Análise Numérica.....	55
4.2 -Vazão sanguínea nas simulações.....	58
5- CONCLUSÕES.....	71
BIBLIOGRAFIA.....	72

1. INTRODUÇÃO GERAL

As mais diversas áreas da engenharia civil, mecânica, aeronáutica, naval, biomecânica e outras mais apresentam em comum, entre outras coisas, os problemas relacionados à interação fluido-estrutura.

O estudo de estruturas submetidas à ação resultante do escoamento de fluidos está envolvido em inúmeros projetos de engenharia, tais como, edificações sujeitas às forças do vento, construções imersas total ou parcialmente em rios, lagos ou oceanos, tubulações industriais, trocadores de calor, pás de turbinas, aeronaves e reservatórios de fluidos. Em muitos casos, o escoamento provoca vibrações da estrutura (SANCHES, 2006).

A ação do vento sobre as estruturas expostas à atmosfera constitui-se um dos problemas mais comuns de interação entre fluido e estrutura, pois as obras civis mais comuns 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.

Tacoma Narrows, uma estrutura suspensa construída nos Estados Unidos, em Puget Sound, Washington, na década de 1940, entrou em ressonância em 1948. Esse é um clássico exemplo de ruptura devido à não consideração, durante o projeto de construção, do efeito dinâmico provocado pelo escoamento de ar.

Situações como essa, motivaram estudos de aerodinâmica, aeroelasticidade e dinâmica dos sólidos, os quais se tornaram mais freqüentes 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 freqüentemente 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).

Dentre as diversas áreas da engenharia, a biomecânica, por se ocupar de estudar as relações entre tecidos e estruturas do corpo humano, onde uma das mais importantes é o estudo entre vasos sangüíneos e sangue durante a circulação, vem também, de maneira mais aprofundada, produzindo estudos sobre a interação fluido-estrutura.

Diante das várias pesquisas já produzidas, como Petry, 1993 e Sanches, 2006, constata-se a necessidade de estudos mais específicos para casos particulares de determinadas áreas, visto serem necessárias formas alternativas para situações específicas de aplicação.

1.1 Objetivos

Este trabalho tem por objetivo compreender a interação fluido-estrutura entre sangue e a porção da artéria aorta denominada aorta abdominal por meio de simulações numéricas e utilizando-se do método dos elementos finitos, buscando-se as distribuições de tensões na mesma.

Os objetivos específicos incluem:

- 1 Determinação das propriedades físicas e mecânicas relacionadas ao material da aorta abdominal;
- 2 Definição do problema através do estudo da circulação sanguínea considerando-se a interação fluido-estrutura.
- 3 Definição da geometria do problema através de dados clínicos e experimentais obtidos na literatura.
- 4 Definição das condições de contorno que se aproximam da melhor forma possível da situação real a ser estudada.

1.2 Justificativa

Como a utilização de métodos numéricos para mecânica estrutural e dos fluidos é um tema bastante atual, todo estudo, ou avanço, na referida área assume importância relevante.

As várias particularidades do sistema circulatório e os inúmeros problemas de saúde que o envolvem exigem um estudo minucioso 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.

Os aneurismas são definidos como uma dilatação da parede arterial maior do que 50% do seu diâmetro normal. É uma doença grave, pois na maior parte dos casos não apresenta sintomas.

A mortalidade cirúrgica é em torno de 50 % dos pacientes que chegam vivos ao hospital, decorrentes de sua ruptura. O aneurisma da aorta abdominal é a 13^o causa de morte nos EUA e a 10^o no Canadá. No Brasil, figura entre as 20 principais causas de morte entre homens acima de 65 anos. Os aneurismas da aorta abdominal são mais freqüentes em homens e se observa que em mais de 50% dos pacientes a hipertensão arterial está presente.

A incidência do aneurisma da aorta abdominal é de 30 a 66 casos por 1000 habitantes (BORGES, 2007), no entanto, pesquisas realizadas na Universidade de Yale mostram que a maioria dos aneurismas cresce cerca de 0,12 cm ao ano, apresentando um crescimento muito lento, podendo, então, esse aneurisma, ter começado a se formar 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 da literatura

Petry (1993) apresenta o resultado de experiência do uso do método de elementos finitos na discretização espacial do fluido e do emprego das diferenças finitas na discretização temporal, por meio da qual compreende a interação fluido-estrutura. O problema estudado foi a análise do escoamento de fluidos viscosos e incompressíveis em torno de um corpo rígido elasticamente vinculado. Apresentou 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 a 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.

Čanić, et al (2001), estudou o fluxo de sangue em artérias. Demonstrou que um modelo de simulação da interação de 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 estavam disponíveis, razão pela quais 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, porém trata-se de uma análise tridimensional do problema de escoamento de sangue no interior de vasos sanguíneos.

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 sollicitação 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. Concluiu 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 produção importante para o presente trabalho, pois, o fluido estudado é o mesmo, a estrutura conserva as mesmas propriedades, o método de discretização utilizado é o mesmo e ainda utiliza-se do mesmo pacote computacional, o software Ansys.

Souli et al. (2000) atentaram para a importância da utilização de métodos computacionais em aplicações mecânicas em engenharia na resolução de problemas onde pequenas distorções em estruturas provocam grandes deformações nas mesmas. Apresentaram possibilidades de controlar tais distorções e os resultados são indicados para utilização tanto na academia quanto na indústria. No presente trabalho, a engenharia cardiovascular, observa-se que distorções ocorrem, conforme mostra 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 et al. (2002) apresentaram, 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 que a introdução de próteses altera as propriedades das paredes do vaso sanguíneo na região em que ela é colocada, dentre as mudanças, diminuição da elasticidade. O artigo apresentou as equações e sua utilização

no estudo das rápidas alterações da elasticidade e o comportamento do sangue no interior de artérias e grandes veias. A produção de tal estudo comprovou o quanto há necessidade de estudos específicos para as muitas particularidades da circulação sanguínea, para prevenir ou corrigir problemas cardiovasculares.

Li et al. (2001) mostram 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. Para isso, desenvolveu um trabalho, visando a determinação das variações de tensões do aparelho cardiovascular. Utilizando o método dos elementos finitos, numa abordagem computacional, descreveu, com boa aproximação, a função da pressão sanguínea no escoamento do sangue nos vasos sanguíneos. Tal estudo ofereceu subsídios para o presente trabalho, pois, para analisar o comportamento tridimensionalmente do sangue nos vasos sanguíneos, há que se considerar as variantes de pressão.

Ibrahim (2006) desenvolveu em seu trabalho de mestrado uma simulação em laboratório da formação de aneurismas na aorta abdominal humana, utilizando-se de tubos de látex, respeitando as dimensões originais da artéria aorta abdominal. Esse trabalho ofereceu subsídios para esta pesquisa, pois se trata da mesma aorta, com os mesmos parâmetros, e a parte realizada em laboratório vem margear este trabalho, servindo como referencial didático e para se buscar aproximações satisfatórias.

Cunha (2003) apresentou 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 e transformados em sinais elétricos analisados computacionalmente para diversas variações de pressão, medidas em um esfigmomanômetro. Seu trabalho teve como objetivo traçar parâmetros para a calibragem de esfigmomanômetros por meio de curvas comparativas de sinais sonoros convertidos em elétricos. Este trabalho se mostrou importante para esta dissertação, pois as características do fluido estudado são as mesmas e algumas propriedades da estrutura também são semelhantes.

Espinosa et al. (2002) comparou a eficácia das tomografias computadorizadas e das angiografias para se obter melhor diagnóstico em casos de aneurisma da aorta abdominal, visando à análise da necessidade de implantação de próteses de aorta. Este trabalho foi de significativa importância para a pesquisa que aqui se propõe, pois a estrutura em estudo é a mesma desta dissertação, também aborda aspectos relevantes sobre a patologia mais freqüente na aorta abdominal, o aneurisma.

1.4 Organização do trabalho

Este trabalho está organizado em cinco capítulos.

O primeiro capítulo apresenta uma introdução à análise de interação fluido-estrutura, o objetivo deste trabalho, e a revisão da literatura. O segundo capítulo destina-se a apresentar uma classificação do fluido e da estrutura a serem estudados, bem como suas propriedades e dimensionamentos. O terceiro capítulo destina-se a compreender a geometria do problema estudado e ainda, sua simulação no software ANSYS. O quarto capítulo destina-se a mostrar resultados numéricos das interações geradas em ANSYS comparados com resultados experimentais. No quinto capítulo são abordadas as conclusões e comentários sobre o trabalho.

2. INTRODUÇÃO TÉCNICA

São exploradas, no presente trabalho, duas áreas da mecânica: a mecânica dos sólidos e a mecânica dos fluidos. Os materiais aos quais seus estudos são dirigidos possuem muitas coisas em comum: tanto no meio fluido como no meio sólido ocorrem tensões e deslocamentos, porém também existem particularidades que separam estas duas áreas, obrigando a realização de estudos prévios tanto da mecânica dos fluidos computacionais, como da mecânica dos sólidos computacionais.

2.1 A dinâmica dos fluidos computacional

As equações de Navier Stokes, tradicionalmente utilizadas no estudo de fluidos, não têm solução analítica, exceto em casos especiais. Assim, para obter uma solução numérica, é usado, computacionalmente, um método de discretização que aproxima as equações diferenciais por um sistema de equações algébricas. 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 (taxas de transferência de calor, quedas de pressão, coeficientes convectivos).

2.2 A dinâmica das estruturas computacional

A utilização de métodos computacionais na análise estrutural é uma atividade que remonta os anos 1960 e que, assim como a análise da dinâmica dos fluidos computacional, teve seu aprimoramento com o advento de sistemas computacionais mais atuais que permitem um grau maior de confiabilidade nas simulações e análises de estruturas. Semelhantemente à CFD, para obter uma solução numérica, é usado um método de discretização que aproxima as equações diferenciais por um sistema de equações algébricas. As aproximações são aplicadas a pequenos domínios no tempo e espaço tal que a solução numérica fornece resultados em posições discretas.

2.3 Interação fluido – estrutura

Tipicamente, nos problemas de interação fluido-estrutura, as fronteiras naturais dos escoamentos apresentam um movimento dependente da própria estrutura. 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 conseqüências sobre o fluido como mostra o digrama abaixo:

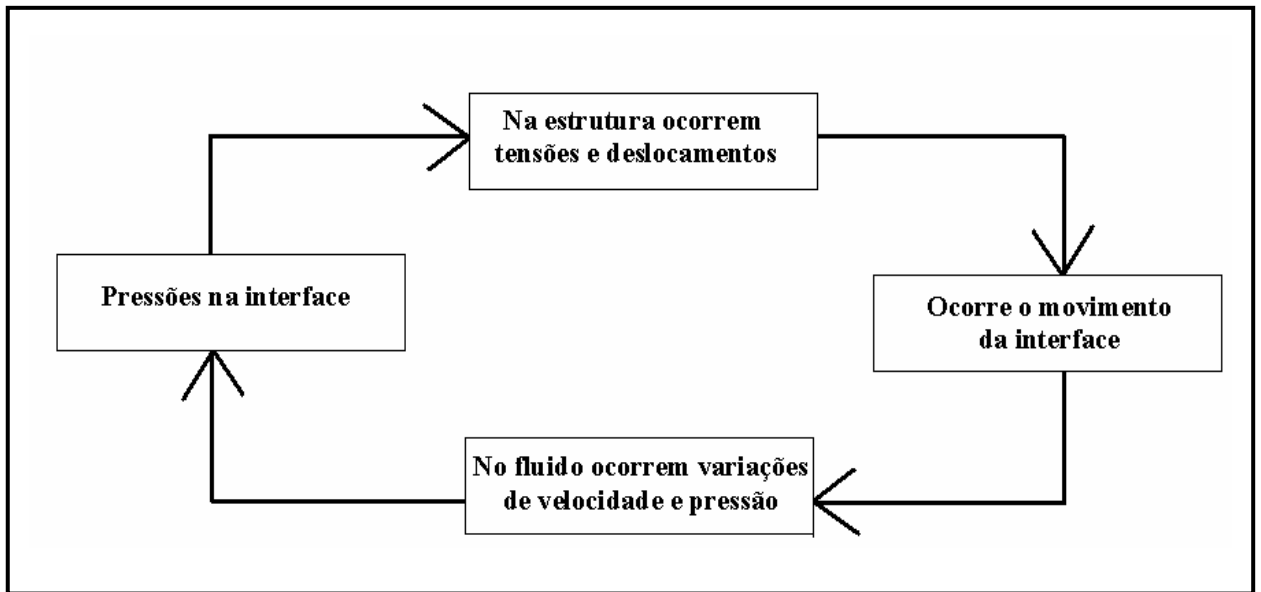


Figura 2.1 – Gráfico representativo das simultâneas interações fluido-estrutura. (Fonte: PETRY, 1993)

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.

2.4 O problema estudado

Este trabalho apresenta um modelo tridimensional de análise da interação fluido-estrutura em um escoamento de fluido no interior de um cilindro elástico, para calcular os campos de pressão e velocidade do fluido e o campo de deslocamento do cilindro, modelados computacionalmente e resolvidas analiticamente através do método dos elementos finitos pelo software comercial ANSYS.

2.5 Métodos para análise da interação fluido-estrutura

Existem diversas maneiras se de 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, que são o grupo dos métodos particionados e o grupo dos 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 da interação fluido-estrutura 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 a softwares específicos à 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.

2.6 Métodos numéricos na análise da interação fluido-estrutura

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 dos sólidos se constituem de três princípios fundamentais, que são a conservação da massa, a validade das três Leis de Newton e a conservação da Energia.

A análise computacional da interação fluido-estrutura exige um desenvolvimento matemático para descrever: (a) - o escoamento de fluidos; (b) - o comportamento dinâmico da estrutura; (c) - o acoplamento entre ambos.

Para modelar matematicamente tais problemas, primeiramente escolhe-se um referencial preferencialmente inercial, 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 um 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 apresenta Fox (2001).

Neste trabalho, emprega-se o uso do método de elementos finitos na análise do escoamento. Será empregado o software ANSYS na simulação numérica. Este método permite a análise de contornos com maior facilidade e foi escolhido considerando-se ainda o objetivo de acoplamento com a estrutura.

Assim, é ideal que uma formulação para uma análise de mecânica dos sólidos seja obtida por meio de um sistema isolado, gerando eficientemente uma descrição Lagrangeana do problema, enquanto é ideal que uma formulação para análise de um escoamento de fluido seja obtida por meio do emprego de Volume de Controle com fronteira permeável à massa, numa descrição Euleriana.

Desta forma, em se tratando de problemas de interação fluido-estrutura, existe a necessidade de tratar de forma diferente o domínio fluido em relação ao domínio sólido, e reformular as equações Eulerianas do fluido de forma que possam ser acopladas às equações Lagrangeanas do 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. Assim, a versatilidade das técnicas explícitas leva a uma simplificação muito importante que é a possibilidade de se aplicar as condições de contato de forma explícita, ou seja, aceitando a pressão e a tensão (força de superfície) calculada no fluido em um passo de tempo anterior como carregamento constante no passo presente do sólido, que, de forma implícita, atingirá o equilíbrio e uma nova configuração que servirá de posição de referência para o fluido no seu próximo passo de tempo.

2.7 Características do fluido a ser estudado

2.7.1 O sistema cardiovascular

Segundo Feijóo (2002), o sistema vascular é formado pelo coração, um órgão propulsor de sangue, e uma rede vascular de distribuição. Excitados periodicamente, os músculos do coração se contraem impulsionando o sangue através dos vasos a todas as partes do corpo. O sangue encontra certa resistência ao fluxo, proporcionada em grande parte pelo próprio atrito das

moléculas e células sanguíneas contra as paredes dos vasos sanguíneos. Os vasos condutores do sangue para fora do coração são as *artérias*, ramificando-se e tornando-se progressivamente de menor calibre, terminando em diminutos vasos denominados *arteríolas*. A partir destes vasos, o sangue é capaz de realizar suas funções de nutrição e absorção, atravessando uma rede de vasos denominados *capilares* de paredes muito finas e permeáveis à troca de substâncias entre o sangue e os tecidos.

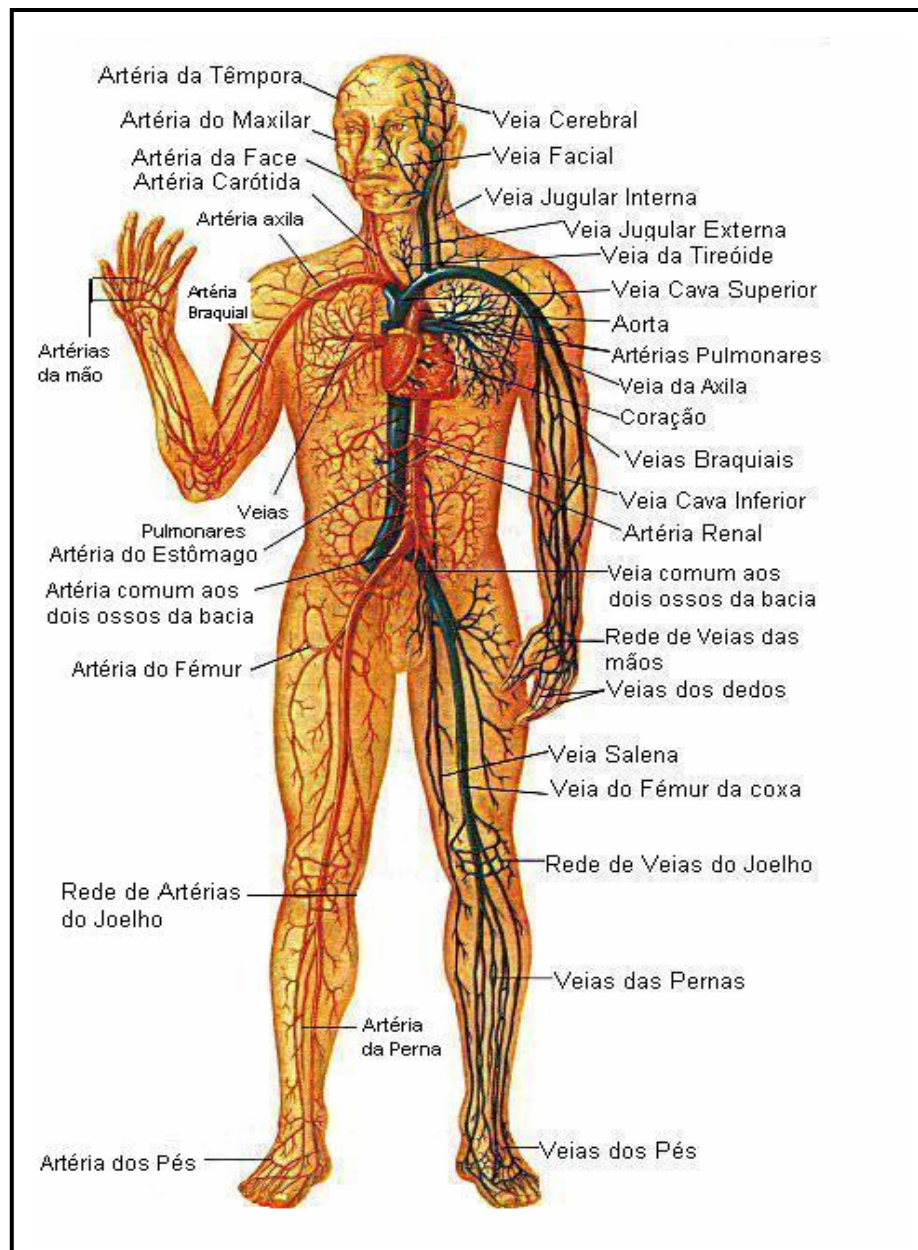


Figura 2.2: O sistema cardiovascular e o percurso do sangue no corpo humano (Fonte: Lembo et al, 1994).

2.7.2 Características físicas do sangue

O sangue conserva propriedades físicas particulares que possibilitam classificá-lo como sendo um fluido newtoniano, incompressível, laminar, rotacional e viscoso, como se detalha a seguir.

2.7.2.1 Newtoniano

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* Feijóo (2002).

2.7.2.2 Incompressível

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 $1.05 \times 10^3 \text{Kg m}^{-3}$ · Feijóo (2002),

Uma variação na pressão sangüínea 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 volumétrico 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*.

2.7.2.3 Laminar

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. Abaixo dessa velocidade, o fluxo é laminar; acima é turbilhonar. 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, R_e é o número de Reynolds, e η é a viscosidade do fluido.

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

Segundo Heneine (2000), 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. No fluxo turbilhonar, a Entropia é exagerada, porque parte da Energia 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 fluxo, portanto, não cresce proporcionalmente, com o aumento da E_c . O número de Reynolds é um valor adimensional que indica o limite entre o fluxo laminar e turbilhonar. Esse número, em condutores retilíneos, é cerca de 2.000 no Sistema Internacional (SI) e aproximadamente 1.000 no Sistema centímetro-grama-segundo (CGS), para vários fluidos, inclusive o sangue. O número de Reynolds (R_e) é dado pela relação mostrada na equação 2.2, onde V_c é a velocidade crítica, ρ é a densidade do fluido, r o raio do condutor, e η é a viscosidade do meio. Essa relação permite calcular a velocidade crítica V_c , abaixo da qual o fluxo é laminar, e acima, é turbulento.

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

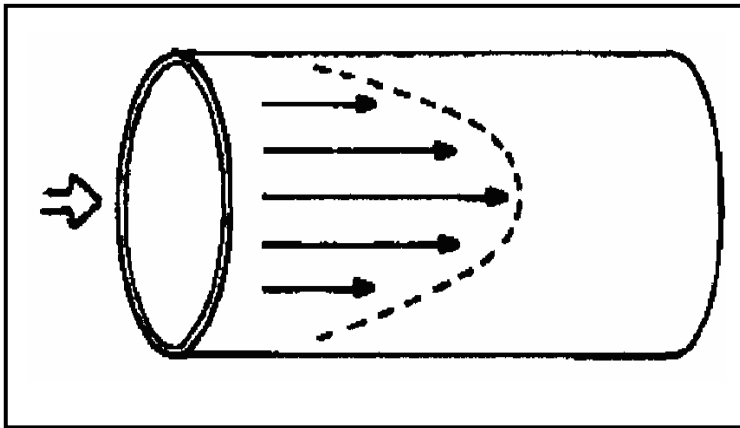


Figura 2.3: A velocidade do fluido em fluxo laminar é maior na região central do tubo (Heneine, 2000).

Na figura 2.3, 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 mais calibrosos. 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).

2.7.2.4 Rotacional

O escoamento de um fluido é rotacional quando uma partícula no interior do fluido gira em torno de seu centro de massa. 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. (PALHETA, 2007)

2.7.2.5 Viscoso

Fluidos reais, como o ar, água, óleo, sangue, xampu, não obedecem perfeitamente à equação de Bernoulli. Situações reais, como o efeito da tensão superficial, e da viscosidade, não podem ser descritos com a equação de Bernoulli. 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 conseqüência, 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 2.3.

Segundo Feijóo (2002), nos fluidos newtonianos o coeficiente de proporcionalidade entre as tensões cisalhantes e as deformações, η , é uma constante que caracteriza o material e é chamado viscosidade, no SI, a unidade da viscosidade é $Ns/m^2 = Pas$.

Sendo o sangue uma suspensão, sua viscosidade dependerá, 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.

2.7.2.6 Coeficiente de viscosidade

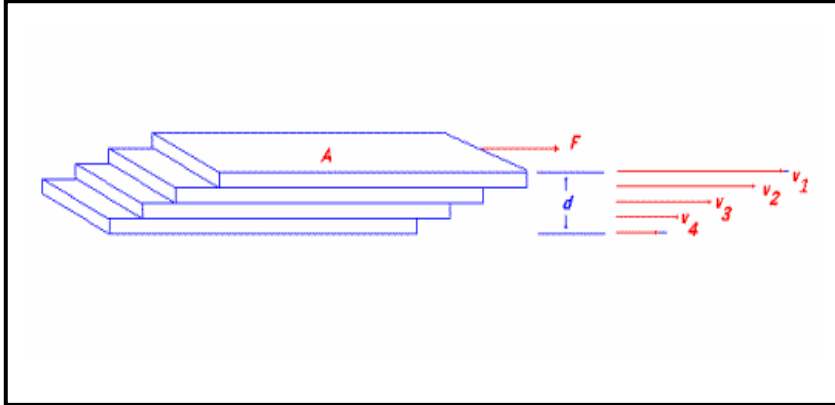


Figura 2.4: Devido ao efeito da viscosidade, as lâminas de um fluido se movimentam em velocidades diferentes, quando se aplica uma força (F) tangente à área. A lâmina superior tem velocidade maior que as demais (Fonte: Frumento, 1995).

Segundo 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:

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

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 porque é mais difícil remover óleo do que remover água de uma superfície. Na tabela 2.1, estão os valores da viscosidade de algumas substâncias para certas temperaturas.

Tabela 2.1. Viscosidade de alguns fluidos (OKUNO et al. 1982).		
Fluido	Temperatura (°C)	η (N.S/m ²)
Sangue	37	4×10^{-3}
Acetona	25	$3,16 \times 10^{-3}$
Óleo de máquina leve	16	0,113
	38	$3,4 \times 10^{-2}$
Água	0	$1,79 \times 10^{-3}$
	20	$1,00 \times 10^{-3}$
	37	$6,91 \times 10^{-4}$
	100	$2,82 \times 10^{-5}$
Ar	0	$1,71 \times 10^{-5}$
	18	$1,83 \times 10^{-5}$
	40	$1,90 \times 10^{-5}$

2.8 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. A quantidade de um fluido incompressível que entra em um 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, onde Φ é a vazão do fluido, ΔV é a variação da vazão e Δt é a variação do 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:

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

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 Fig. 2.5, mostra que a velocidade em **a** é menor que em **b**. Isto porque a área em **b** é devida à soma das áreas de todos os tubos menores, tornando, assim, a área em **b** muito menor que em **a** (PALHETA, 2007).

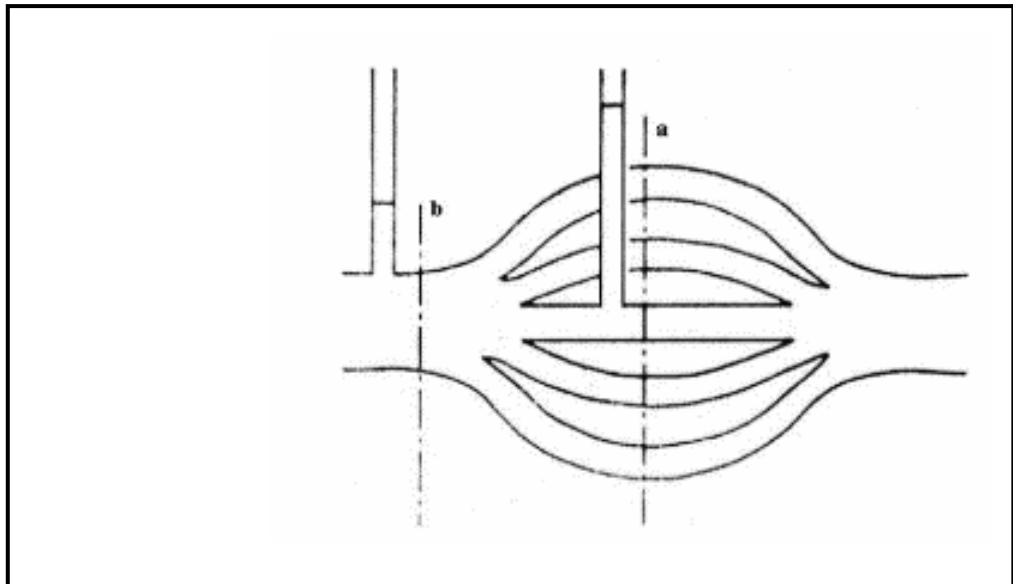


Figura 2.5: Efeito explicativo da equação da continuidade (Fonte: FRUMENTO, 1995).

2.9 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).

Em um fluido real, a queda de pressão é proporcional ao fluxo. Considere o tubo da Fig. 2.5 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:

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

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).

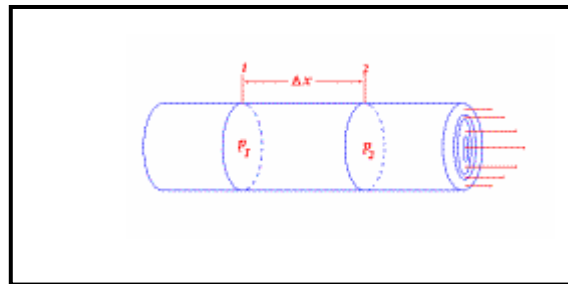


Figura 2.6: Efeito da viscosidade na velocidade do escoamento do fluido, o que provoca uma queda de pressão no sentido do escoamento (PALHETA, 2007).

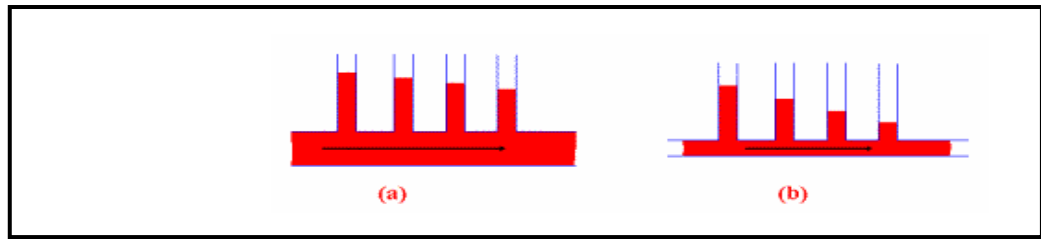


Figura 2.7 – Representa-se na figura (a), uma queda de pressão ao longo do fluido. Na figura (b) esta queda é acentuada em virtude do aumento na resistência que se consegue graças a diminuição do raio do tubo (PALHETA, 2007).

Num tubo de seção transversal circular, a resistência representada na figura 2.7, 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 é 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} Pa s.

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

$$\bar{v} = \frac{\Phi}{A} = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x} \cdot \frac{1}{\pi \cdot r^2} \quad (2.11)$$

$$\bar{v} = \frac{r^2 \cdot \Delta P}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x}$$

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

$$\frac{\Delta P}{\Delta x} \quad (2.12)$$

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

$$\Phi = A_1 \bar{v}_1 = A_2 \bar{v}_2 \quad (2.13)$$

Então, para um tubo obtemos:

$$r_1^2 \bar{v}_1 = r_2^2 \bar{v}_2 \quad (2.14)$$

O raio dos capilares é cerca de 10.000 vezes menor que o da artéria aorta, 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 (BERTULANI, 2006).

2.10 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 sístole¹, um determinado volume de sangue entra nas artérias vindo do ventrículo enquanto apenas 1/3 da mesma quantidade sai para as arteríolas.

Durante a diástole², 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.

No corpo humano, a pressão do sangue se deve ao estado de equilíbrio entre as pressões estática, dinâmica e mecânica. Em virtude do próprio peso do sangue, as artérias e veias estão sob a pressão estática. A pressão dinâmica ocorre devido à variação de velocidade do sangue no corpo. A pressão mecânica se deve ao fato de o coração bombear o sangue para o corpo e assim exercer-lhe certa pressão.

No fluxo sangüíneo, 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.

2.10.1 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 conseqüência da grande

¹ Sístole é o período de contração muscular das câmaras cardíacas que alterna com o período de repouso, diástole. A cada batimento cardíaco, as aurículas contraem-se primeiro, impulsionando o sangue para os ventrículos, o que corresponde à sístole auricular. Os ventrículos contraem-se ulteriormente, bombeando o sangue para fora do coração, para as artérias, o que corresponde à sístole ventricular – pt.wikipédia.org

² Diástole é um período de relaxamento muscular ou recuperação do músculo cardíaco; alterna com o período de contração muscular (sístole). Correponde à onda T do eletrocardiograma (ECG).

resistência oferecida por estes 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 esta 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 100 torr . 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 mmHg ao chegar ao fim das veias cavas no átrio direito do coração. Pode-se notar pela figura 2.8 a variação de pressão nos diversos vasos sanguíneos:

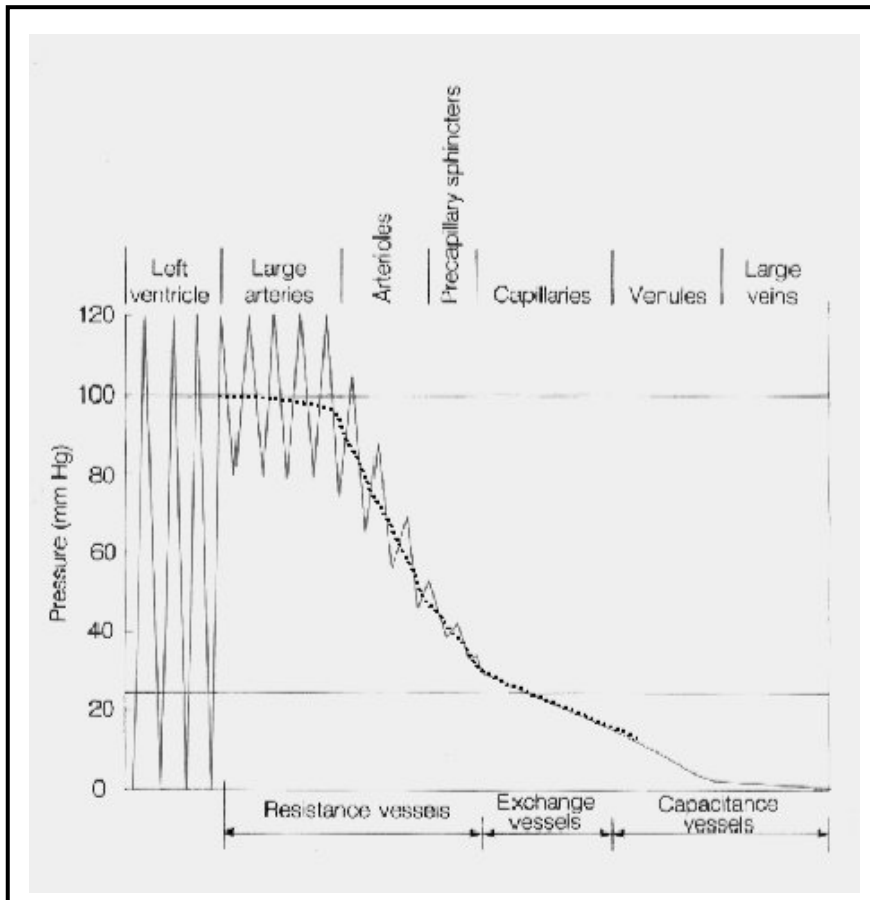


Figura 2.8: Distribuição esquemática da pressão na circulação sistêmica. As linhas tracejadas denotam pressão média (Fonte: \hemod. 2\Características gerais do sistema cardiovascular.htm).

2.11 Características da estrutura a ser estudada

O sangue, após sair do coração, penetra no sistema vascular constituído por vasos sanguíneos que tem como função conduzir o sangue pelo corpo, permitindo a realização do metabolismo. As artérias são vasos centrífugos que a partir do coração, transportam sangue arterial, são tubos cilíndricos, elásticos e que resistem a grandes pressões internas. As paredes das artérias, ao contrário das paredes das veias, por possuírem resistência, fazem com que, mesmo quando não contiverem sangue, elas mantenham a sua forma tubular.

Devido à elasticidade do seu tecido, as artérias respondem de forma passiva à pressão do sangue nelas contido (FLEURY, J., 2006).

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 2.9 representa a estrutura da artéria e suas camadas.

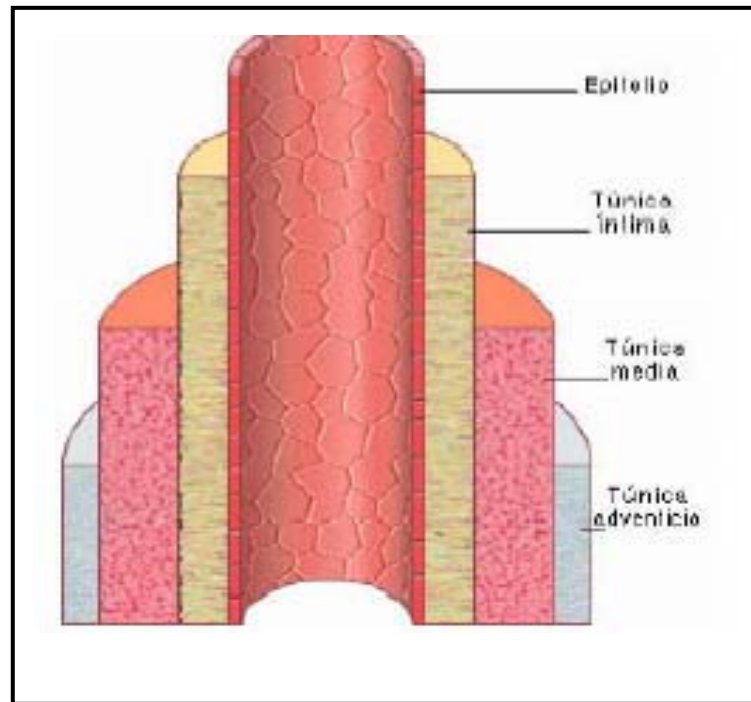


Figura 2.9: Esquema representativo da estrutura de uma artéria. (Fonte: DUARTE et al, 2004)

2.11.1 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.

A aorta recebe sangue diretamente do coração, é também a mais calibrosa de todo o sistema circulatório. Ela se ramifica em várias outras artérias menos calibrosas, subdividindo-se até se tornarem arteríolas e completarem a troca de nutrientes com os tecidos do corpo humano. Na figura 2.10 em tom mais escuro é apresentada a artéria aorta e suas ramificações pelo corpo humano.

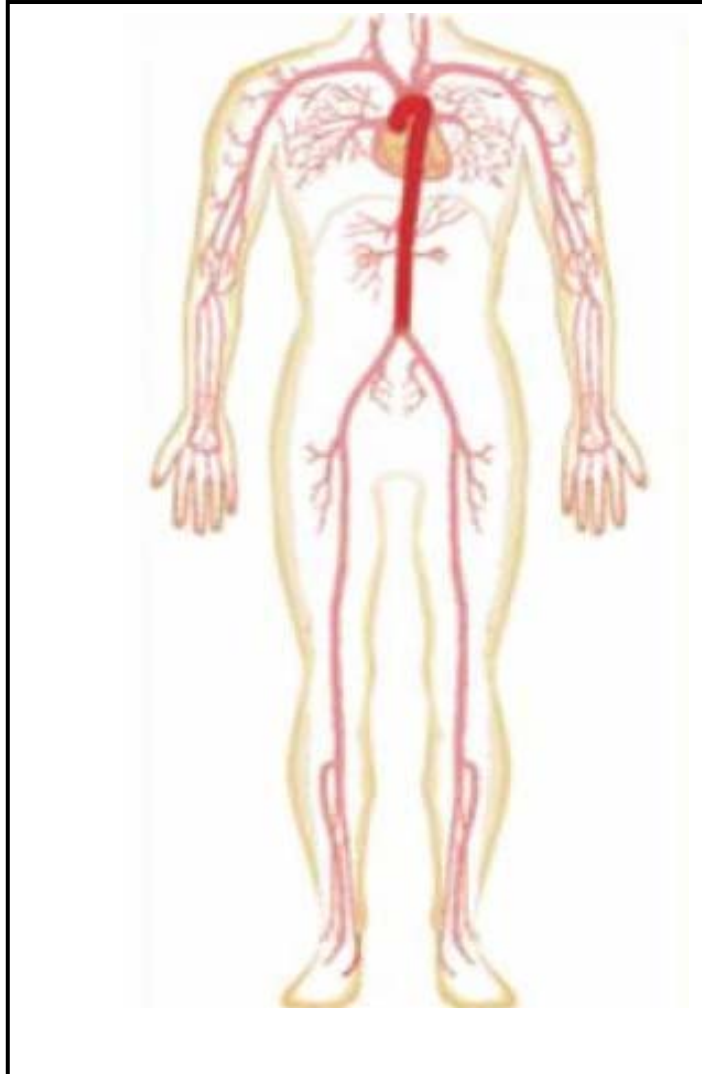


Figura 2.10 – Representação da Aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).

A aorta, para facilitar os estudos sobre ela, é dividida em cinco partes. A figura 2.11 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 curva da aorta, representada pelo número 2, é denominada arco aórtico. Ainda no tórax, após o arco aórtico, e representado pelo número 3, a aorta é denominada aorta descendente. Essas três partes da aorta, por estarem dentro do tórax é denominada 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 da aorta abdominal, 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).

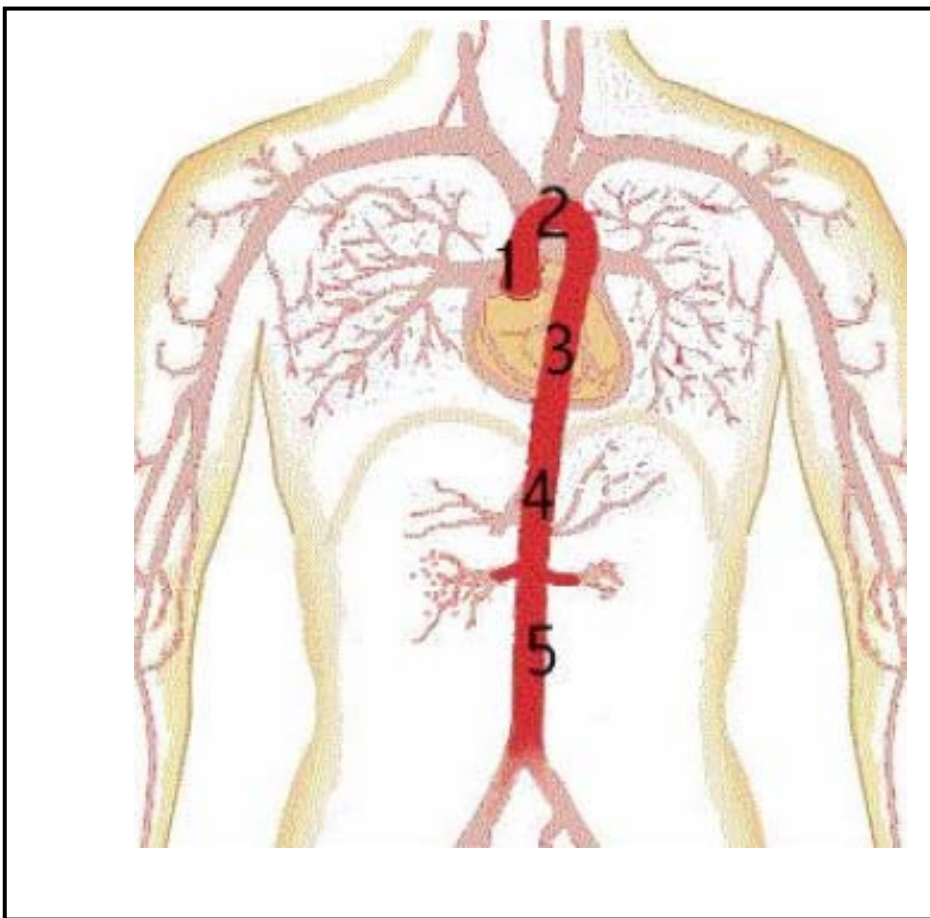


Figura 2.11: Divisões da atéria aorta (Fonte: IBRAHIM, 2006).

As características e propriedades físicas dos vasos sanguíneos variam, conforme varia a espessura do vaso ou modificando sua composição, alterando, desta forma, seus parâmetros característicos. Esses parâmetros foram estudados por ČANÍČ e os resultados são apresentados na tabela 2.2.

Tabela 2.2: Valores de parâmetros de vasos sanguíneos (ČANÍČ et Al. 2004)		
Parâmetros	Aorta/Iíaca	Vasos de Látex (colágeno)
Raio (m)	0.006 - 0.012	0.011
Comprimento (m)	0.065 - 0.2	0.34
Viscosidade Dinâmica μ (Kg/m.s)	3.5×10^{-3}	3.5×10^{-3}
Módulo de Elasticidade (Pa)	$10^5 - 10^6$	1.0587×10^6
Espessura da parede (m)	$1 - 2 \times 10^{-3}$	0.0009
Densidade da parede (Kg/m ²)	1.1	1.1
Densidade do fluido (Kg/m ³)	1050	1000
Coefficiente de Viscosidade da parede (Pa .s)	$10^3 - 8 \times 10^3$	0

3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA AORTA ABDOMINAL

As simulações numéricas de escoamento sanguíneo têm trazido significativas contribuições na análise de distribuições de tensão, oriundas da pressão, nas paredes dos vasos sanguíneos e também norteiam projetos de otimização de produtos utilizados diretamente em vias e artérias, como por exemplo, *stents* e *clamps*³ 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, dentre estes ČANIĆ,2004, contudo cálculos em tempo real para grandes seções do sistema vascular são pouco estudadas. Em sessões axialmente simétricas do sistema vascular, modelos unidimensionais e bidimensionais têm sido usados em simulações rápidas, porém apresentam alguns problemas como assumir um sistema não fechado e situações de contorno limitadas, não próximas do real, distorcem as características do escoamento e da geometria da estrutura.

Deste modo uma análise tri-dimensional se aproxima de modo mais eficaz da geometria e condições de contorno a serem estudados.

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. Este método busca soluções numéricas, para um conjunto de equações relacionadas a um problema físico, equações estas que representam as particularidades do problema real a ser estudado.

O problema real envolve uma estrutura ou um componente estrutural submetidos à ação de determinadas tensões, que serão representados em um modelo matemático em que as condições do problema físico sejam representadas, o quanto melhor possível, por meio de

³ Stents são tubos (geralmente de metal) perfurados que são inseridos no corpo para prevenir ou impedir a constrição do fluxo em vasos sanguíneos, causada por entupimento das artérias.

Clamps são prendedores, geralmente de metal, tem a função de interromper o fluxo sanguíneo em vasos que sofreram ruptura.

equações diferenciais para, posteriormente, serem solucionadas numericamente pelo método de elementos finitos. A solução numérica poderá obter valores mais próximos do ideal quanto maior forem os números de refinamento da malha de elementos e da correta formulação dos dados físicos do problema, visando a precisão da solução (MORAES, 2005).

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 é na malha que são programadas as propriedades do material e da estrutura a ser estudada, baseada nas características do problema real. Assim, o meio contínuo se transforma em meio discreto, onde cada elemento finito carrega as características do problema a ser estudado.

Geralmente os elementos têm uma forma triangular ou quadrilateral, podendo ser retilíneos ou curvados. A malha em si não necessita ser estruturada, o que faz com que muitas geometrias complexas possam ser tratadas sem maiores dificuldades.

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).

A quantidade de nós de uma região varia de acordo com a concentração de tensões que a região está sujeita. Quanto mais tensões a serem determinadas, mais nós.

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.

Os elementos lineares são apropriados para descrição do comportamento das estruturas reticuladas, onde as barras têm uma dimensão se sobrepondo às demais.

Os elementos de superfície podem se acoplar com os elementos onde duas de suas dimensões prevalecem sobre uma terceira.

Os elementos tridimensionais são apropriados para realizar a discretização espacial de um problema físico. No caso do estudo em questão, usa-se um elemento tridimensional na forma de tetraedros ou hexaedros regulares.

A figura 3.1 representa os passos de uma análise pelo método de elementos finitos. 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 onde são impostas as condições de contorno, resolve-se o sistema de equações e o pós-processamento fornece as soluções (MORAES, 2005).

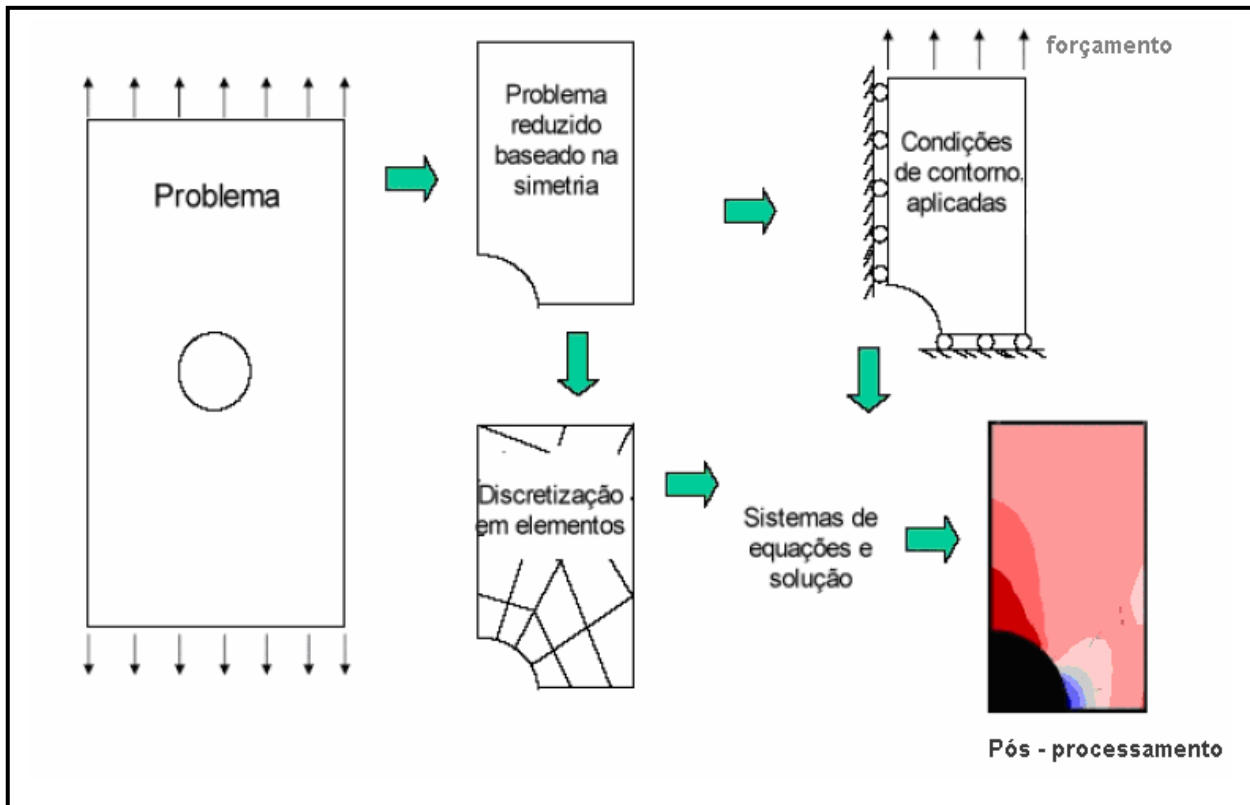


Figura 3.1 Representação do processo de simulação através do método de elementos finitos (BATHE, K-J, 1996).

Os softwares que utilizam o MEF, como ANSYS, ABAQUS, COSMOS, NASTRAN, SAP, entre outros, possuem uma biblioteca com elementos de vários tipos como: placas, cascas, sólidos, viscosos e outros mais. Estes softwares realizam a análise de diferentes situações físicas, como as estruturais, de fadiga, vibracionais e outras mais.

O método de elementos finitos tornou-se importante para realizar análise de tensões 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 O Problema Físico

O problema físico será modelado pelo software comercial ANSYS, realizando uma simulação deste problema, e fornecendo solução analítica do mesmo por meio do método de elementos finitos.

3.2.1 Modelo Geométrico

A partir das dimensões naturais da artéria foi construído um modelo geométrico da aorta abdominal pelo software ANSYS. O software gerou um cilindro com espessura de 1.5 mm, raio externo de 23 mm e de comprimento 0.069 mm. A figura 3.2 representa a parede da aorta gerada em ANSYS.

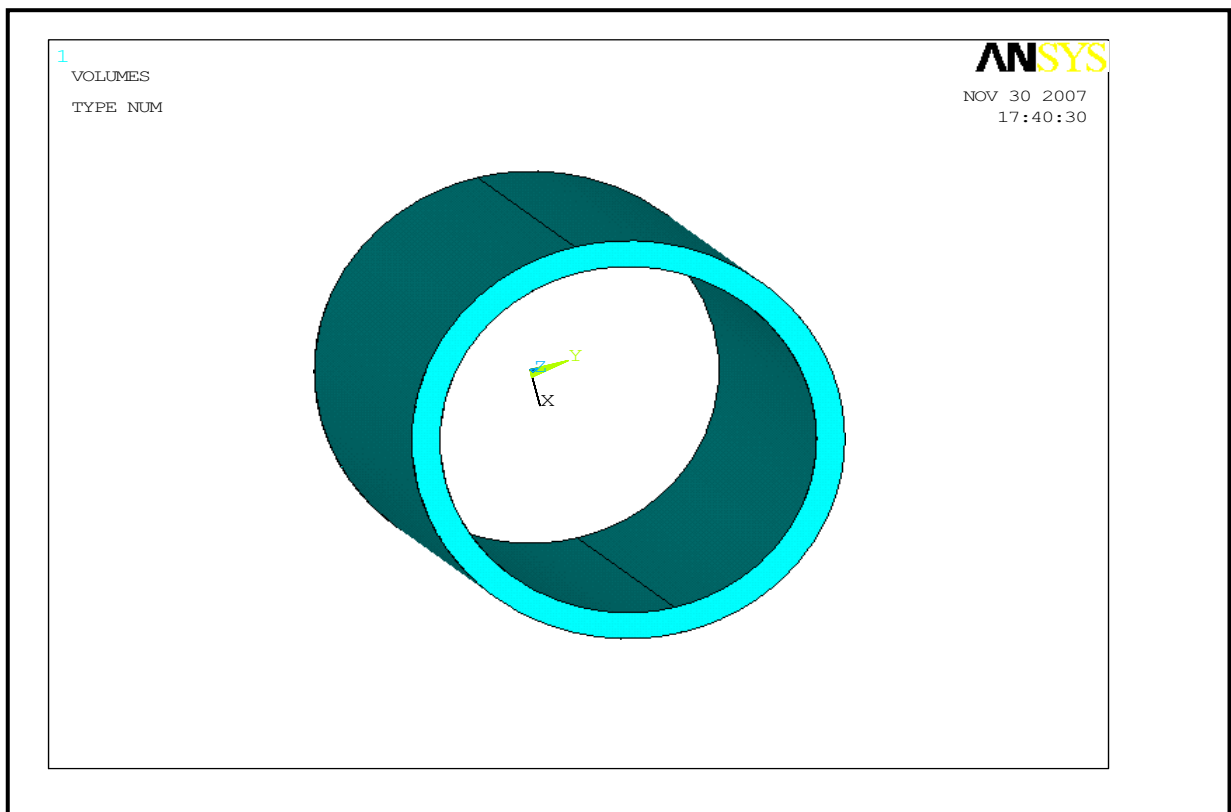


Figura 3.2: Representa o cilindro gerado com as dimensões da aorta abdominal.

Considerando-se a geometria simétrica do problema e buscando-se a redução de esforço computacional, a geometria adotada para análise foi de um quarto do cilindro vista na figura 3.3, onde é mostrada a malha de elementos. A área mais refinada da malha representa o domínio do sólido, a artéria. Já a malha menos refinada representa o domínio do fluido, o sangue.

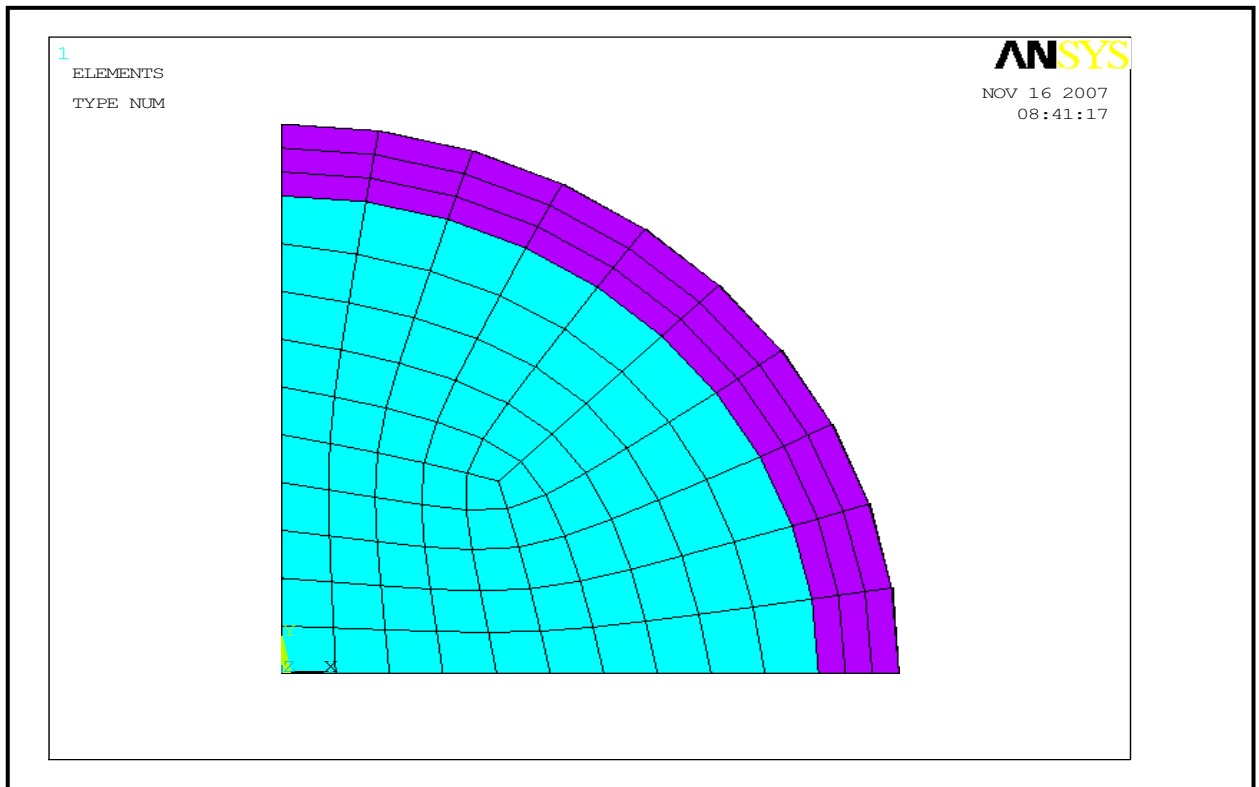


Figura 3.3: Representa a porção simétrica do problema físico gerada no ANSYS (vista frontal).

A figura 3.4 mostra uma representação da geometria do problema em 3D, facilitando a visualização dos elementos da malha ao longo da geometria. Já a figura 3.5 mostra uma rotação da geometria, permitindo a análise nas três dimensões do problema com boa visualização dos nós e elementos.

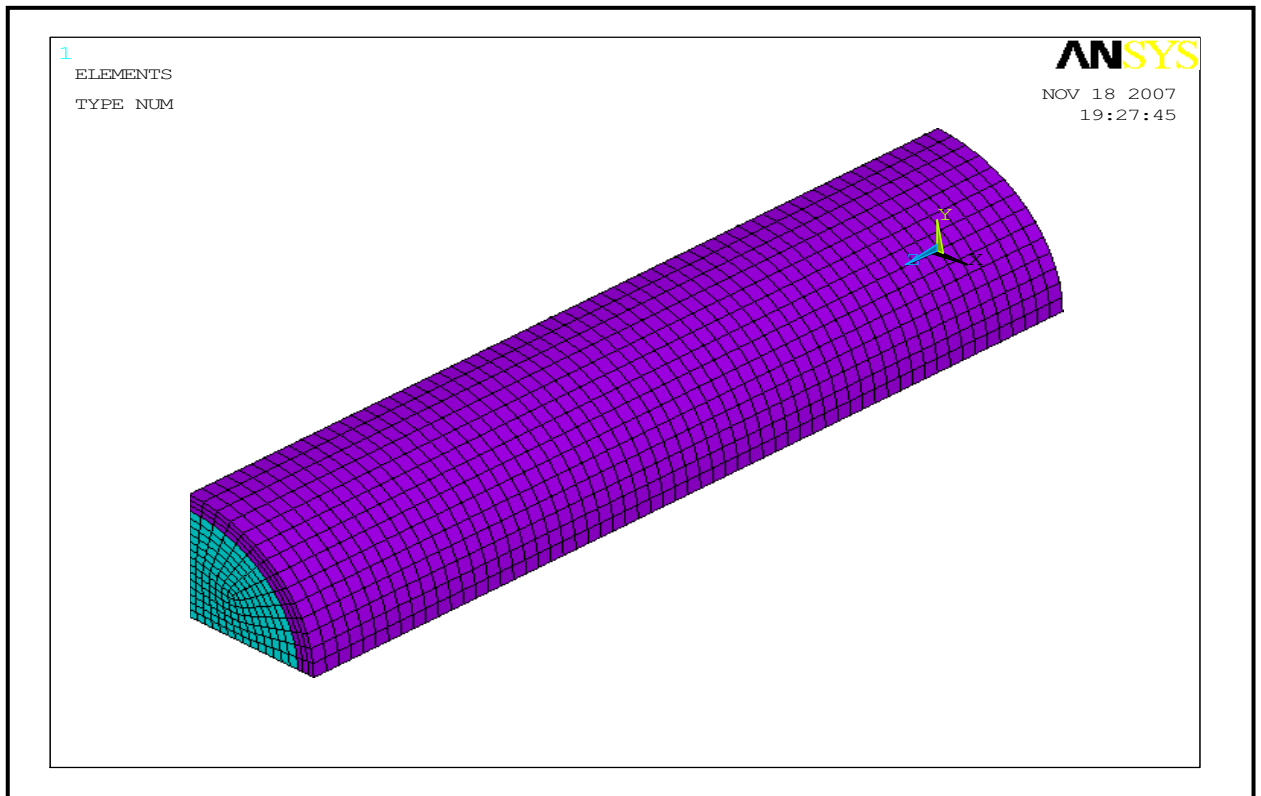


Figura 3.4: Geometria estudada, visão 3D com a malha estruturada.

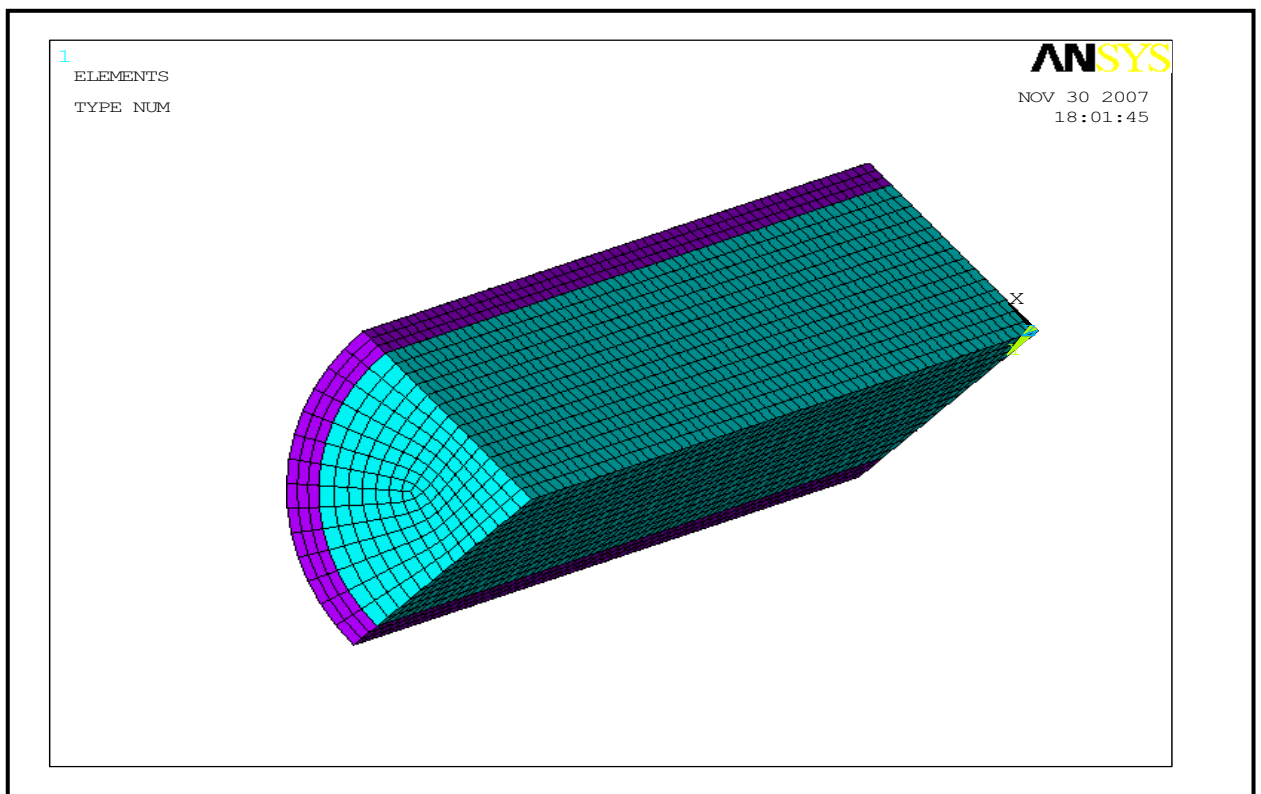


Figura 3.5: Geometria rotacionada, ampliando a visão dos elementos e nós.

No software ANSYS, as análises dos domínios do fluido e da estrutura são feitas separadamente, embora a escolha dos elementos se dê de modo a privilegiar o acoplamento fluido-estrutura. As figuras 3.6 e 3.7 representam os domínios vistos separadamente no pós-processamento da análise.

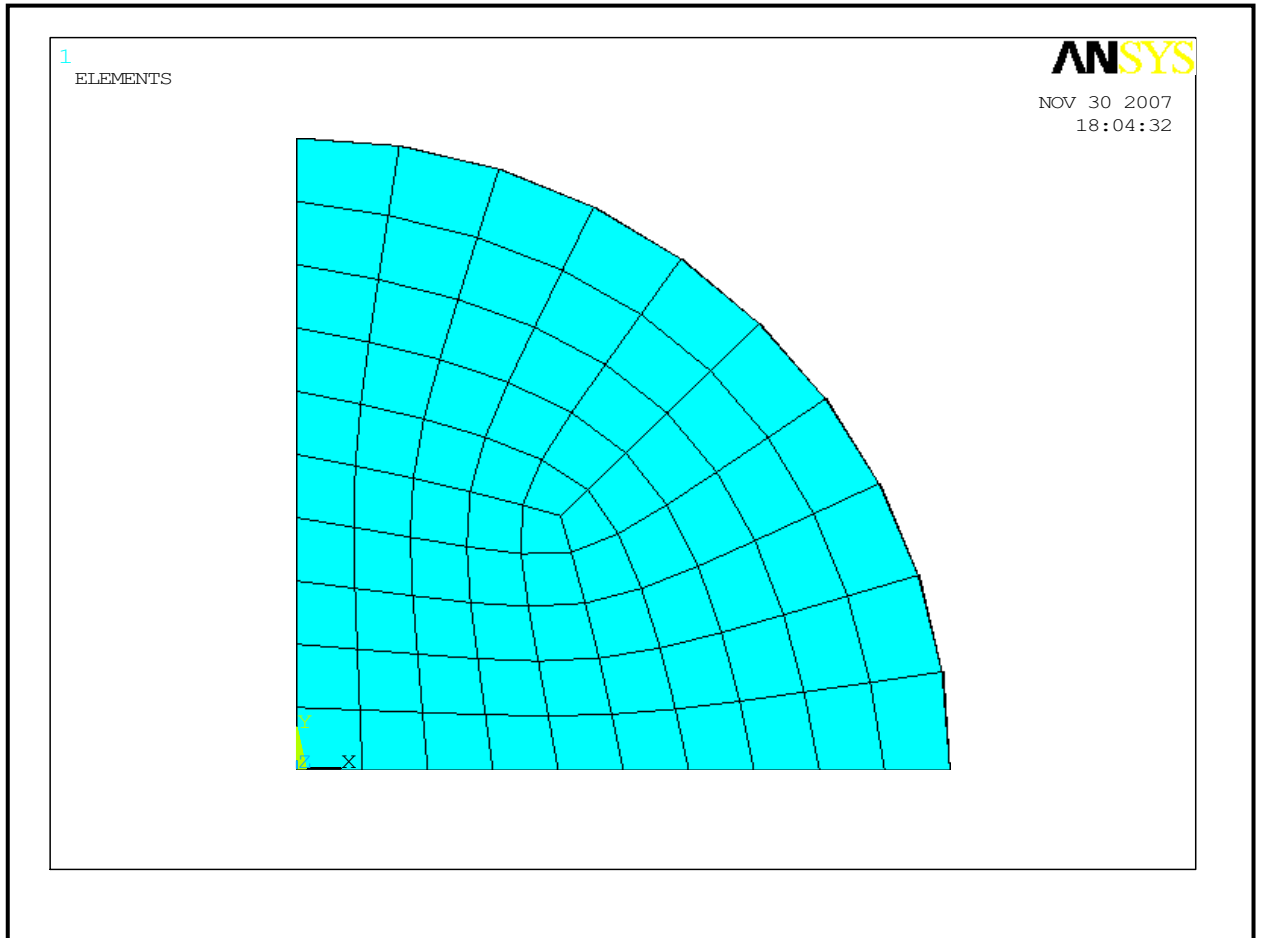


Figura 3.6: Representa o domínio do fluido, somente o sangue.

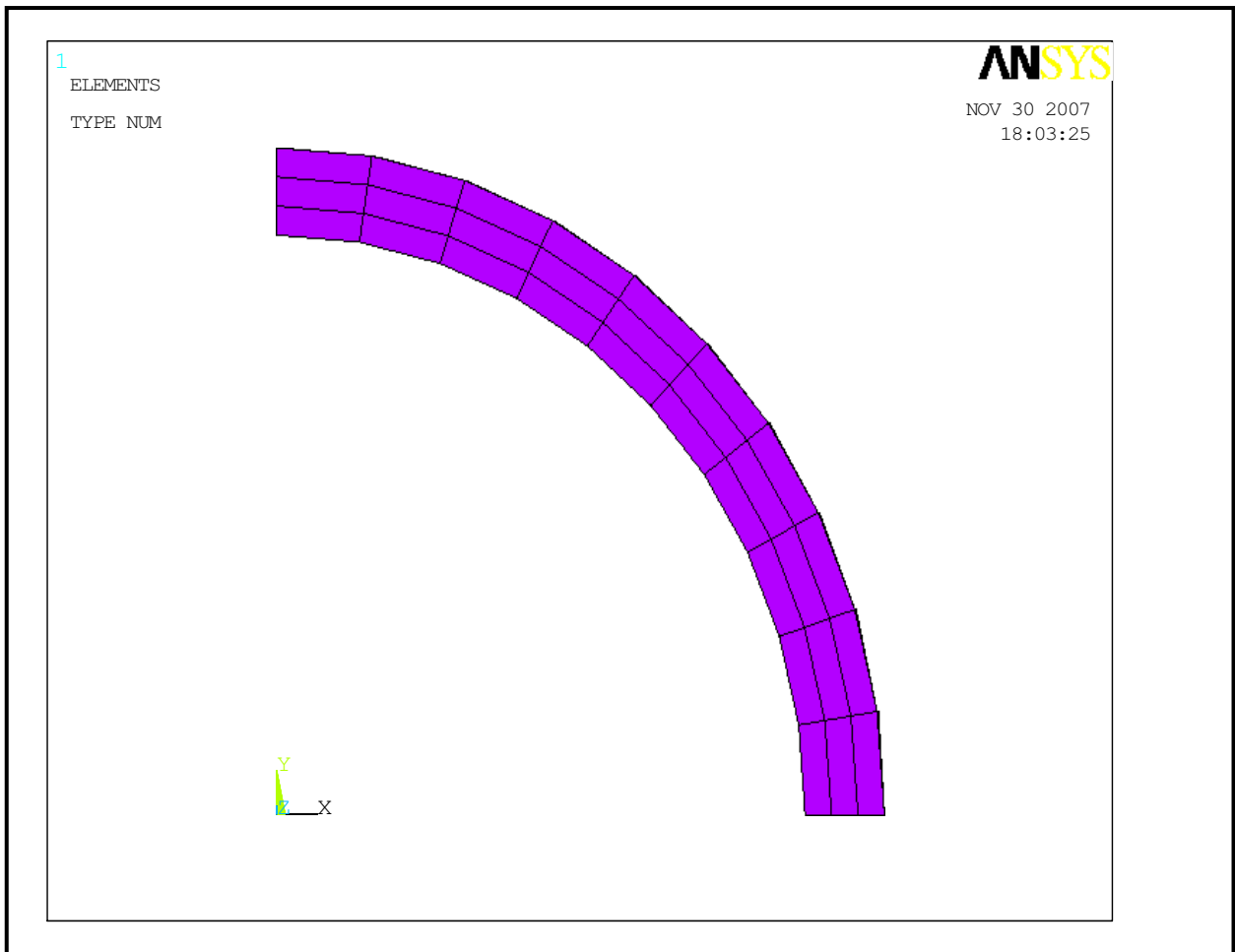


Figura 3.7: Representa o domínio da estrutura, somente a artéria.

3.2.2 Condições de Contorno e Elementos Utilizados

As considerações utilizadas para a modelagem da parede da artéria foram:

- Estrutura não-linear e isotrópica;
- Elemento utilizado, solid187, mostrado na figura 3.8. É apropriado para análises finas de estruturas. É um elemento com 10 nós e 6 graus de liberdade em cada nó, translações e rotações nos eixos x, y e z.

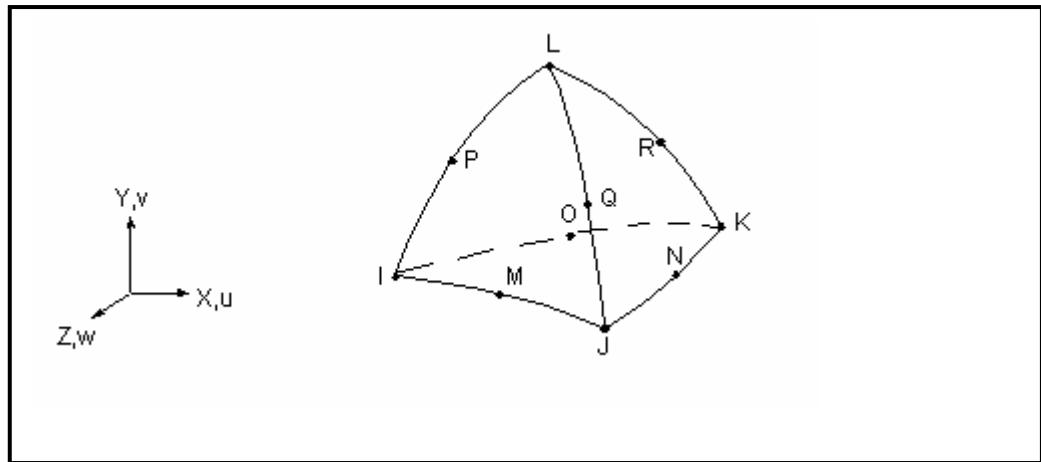


Figura 3.8: Elemento SOLID187 do ANSYS mostrando a geometria tetraédrica e a localização dos nós.

A aorta abdominal apresenta as seguintes características físicas:

- Diâmetro externo (ČANIĆ et Al. 2004): 24 mm;
- Espessura da parede da aorta (ČANIĆ et Al. 2004): 1,5mm;
- Comprimento da aorta abdominal (IBRAHIM, 2006): 25 cm;
- Módulo de Elasticidade da parede (ČANIĆ et Al. 2004): 10^5 Pa;
- Viscosidade Dinâmica μ (ČANIĆ et Al. 2004): 3.5×10^{-3} Kg/m.s;
- Densidade da parede (ČANIĆ et Al. 2004): 1.1 Kg/m^2 ;
- Coeficiente de Poisson da parede (IBRAHIM, 2006): 0.5;
- Coeficiente de Viscosidade da parede (ČANIĆ et Al. 2004): 10^3 Pa.s.

As condições utilizadas para a estrutura foram:

- O fluido é considerado isotérmico;
- O elemento utilizado para o fluido foi o FLUID142 do ANSYS, representado na figura 3.9. Este elemento possui 8 nós e 7 graus de liberdade. É utilizado para fluidos com escoamento em regime transiente, fluidos incompressíveis e rotacionais. As equações de conservação são para um escoamento de fluidos viscosos, são utilizadas em análises considerando as interações fluido-estrutura, seus graus de liberdade são temperatura, pressão, deslocamentos e velocidades nos eixos x, y e z.

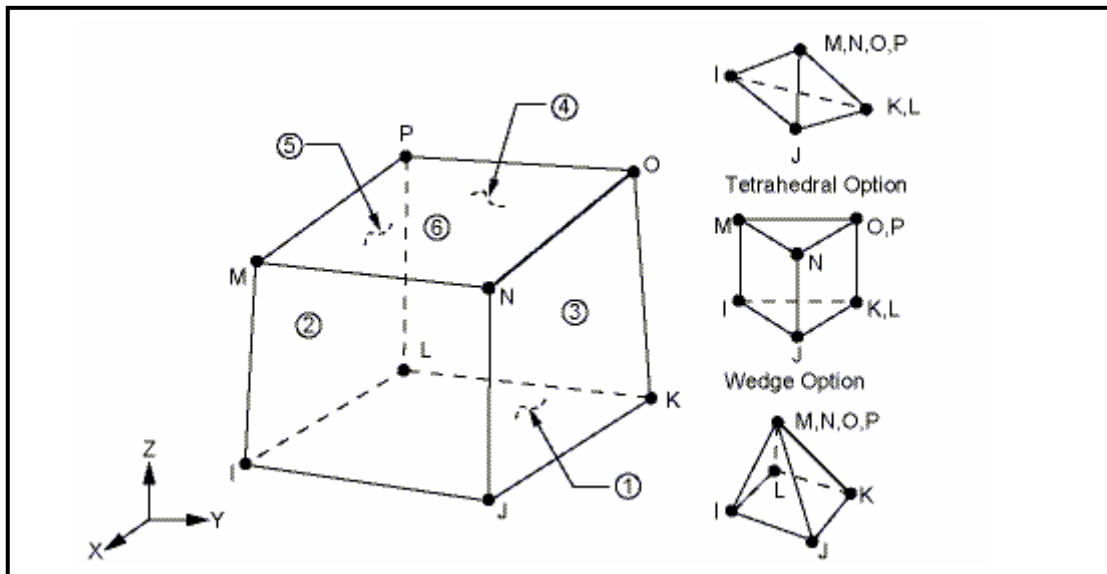


Figura 3.9: Elemento FLUID142 do ANSYS, mostrando a geometria, localização dos nós e o sistema de coordenadas.

O sangue apresenta as seguintes características:

- Densidade μ (ČANÍČ et Al. 2004): 1050 Kg m^{-3} ;
- Módulo de Elasticidade (FEIJOO, 2002): 10^9 Pa ;
- Viscosidade Dinâmica μ (OKUNO et al, 1982): $4 \times 10^{-3} \text{ Kg/m.s}$;
- Número de Reynolds (HENEINE, 2000): 2000;

4 RESULTADOS NUMÉRICOS

Neste capítulo são apresentados os resultados numéricos de simulações do escoamento sanguíneo no interior da aorta abdominal humana. Alguns parâmetros são variados, como as divisões no raio do cilindro, divisões no ângulo da quarta parte da circunferência (90°) e divisões no comprimento da porção da aorta. A variação destes parâmetros influencia diretamente no refinamento da malha, e busca-se, com estas variações, uma convergência entre o número de elementos e a qualidade dos resultados obtidos.

A pressão sanguínea é considerada cíclica com variações de 80 mmHg a 120 mmHg, considera normal para seres humanos adultos.

A simulação é feita em um intervalo de tempo de zero a 63 segundos, sendo que a análise é feita em um intervalo de tempo variando de 60 a 63 segundos, visto que a velocidade de escoamento do sangue e a vazão sanguínea se estabilizam após aproximados 45 segundos de simulação. O intervalo de 60 a 63 segundos é equivalente a quatro batimentos cardíacos, pois foi considerado um ciclo cardíaco de 80 batimentos por minuto.

Os resultados numéricos são obtidos pela análise dos elementos ao longo da estrutura, coletando-se dados de deslocamentos da parede da artéria em todos os pontos nodais da parte mais exterior da estrutura. A figura 4.1 representa em vermelho os pontos a serem analisados na estrutura.

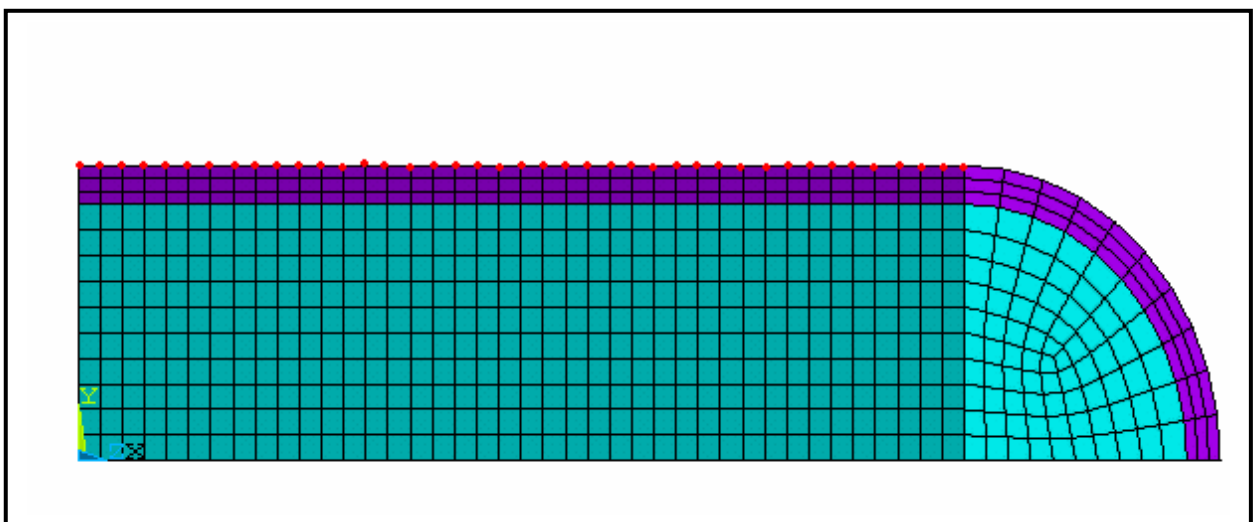


Figura 4.1: Os pontos em vermelho representam os locais dos nós a serem estudados.

4.1 Análise Numérica:

Foram feitas análises da variação de deslocamento da estrutura e de variação de velocidade do fluido, utilizando-se malhas de elementos com diferentes divisões ao longo do comprimento da estrutura. Foram utilizadas malhas com 40 divisões, 50 divisões e 60 divisões no comprimento da artéria, que chamaremos de D40, D50 e D60. Foram realizadas simulações por um tempo variando de zero a 63 segundos, completando um ciclo de aproximadamente 80 pulsações por minuto. Também se variou o incremento de tempo em cada análise, sendo que para cada análise foram obtidos resultados em intervalos de tempo de 0.05 segundos, 0.01 segundos e 0.005 segundos, a que representaremos por $\Delta t = 0.050$ segundos, $\Delta t = 0.010$ segundos e $\Delta t = 0.005$ segundos.

Os resultados obtidos foram comparados com resultados experimentais obtidos pelo laboratório de simulações hemodinâmicas do Instituto do Coração de São Paulo, o InCOR. A figura 4.2 (a) mostra o coração artificial extra-corpóreo utilizado pelo InCOR nas simulações de escoamento sanguíneo interligado a um sistema de distribuição de fluido representando os órgãos do corpo humano, considerando-se nas reentrâncias as complacências e perdas de cargas, a figura 4.2 (b) mostra a máquina de fluxo acoplada ao coração artificial que tem por função injetar ar na tubulação do sistema do coração artificial de forma cíclica simulando a pulsação sanguínea, as variações de vazão e deslocamentos nas paredes dos vasos sanguíneos.



Figura 4.2: (a) Coração artificial, (b) máquina de fluxo.

A figura 4.3 mostra o perfil de velocidade do escoamento sanguíneo analisado no ponto médio da profundidade da estrutura na direção radial. Pode-se observar que as velocidades entram em regime depois de decorridos aproximadamente 40 segundos de análise.

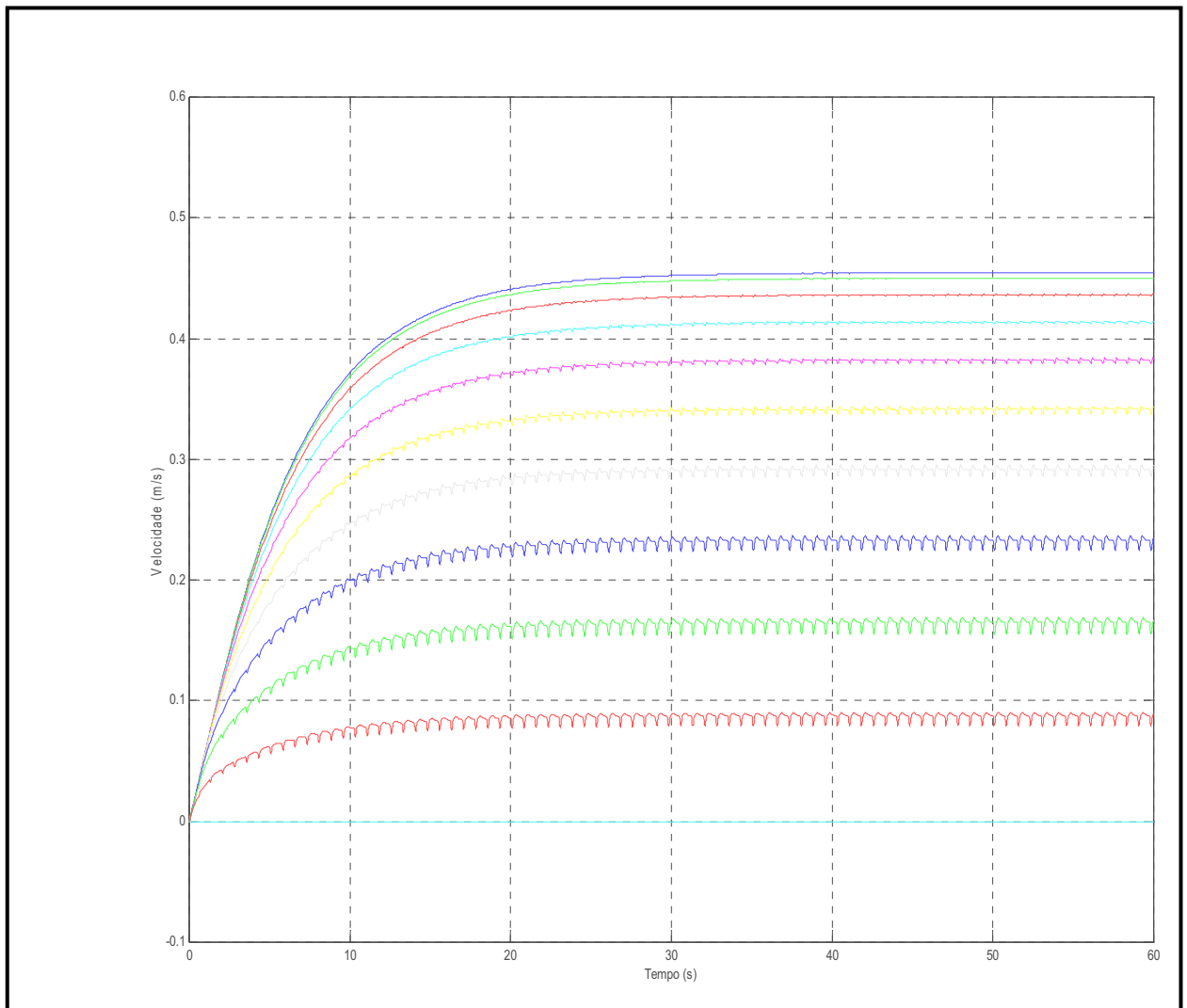


Figura 4.3: Perfil de velocidades de escoamento do sangue na direção radial no ponto médio da profundidade da aorta.

O escoamento sanguíneo no interior da aorta abdominal humana pode ser classificado como um escoamento em regime laminar. A figura 4.4 mostra o número de Reynolds observados nas análises, verificou-se que o número de Reynolds não ultrapassou 1260, ficando abaixo de 2000, valor indicado na literatura como valor máximo de Reynolds para um escoamento laminar.

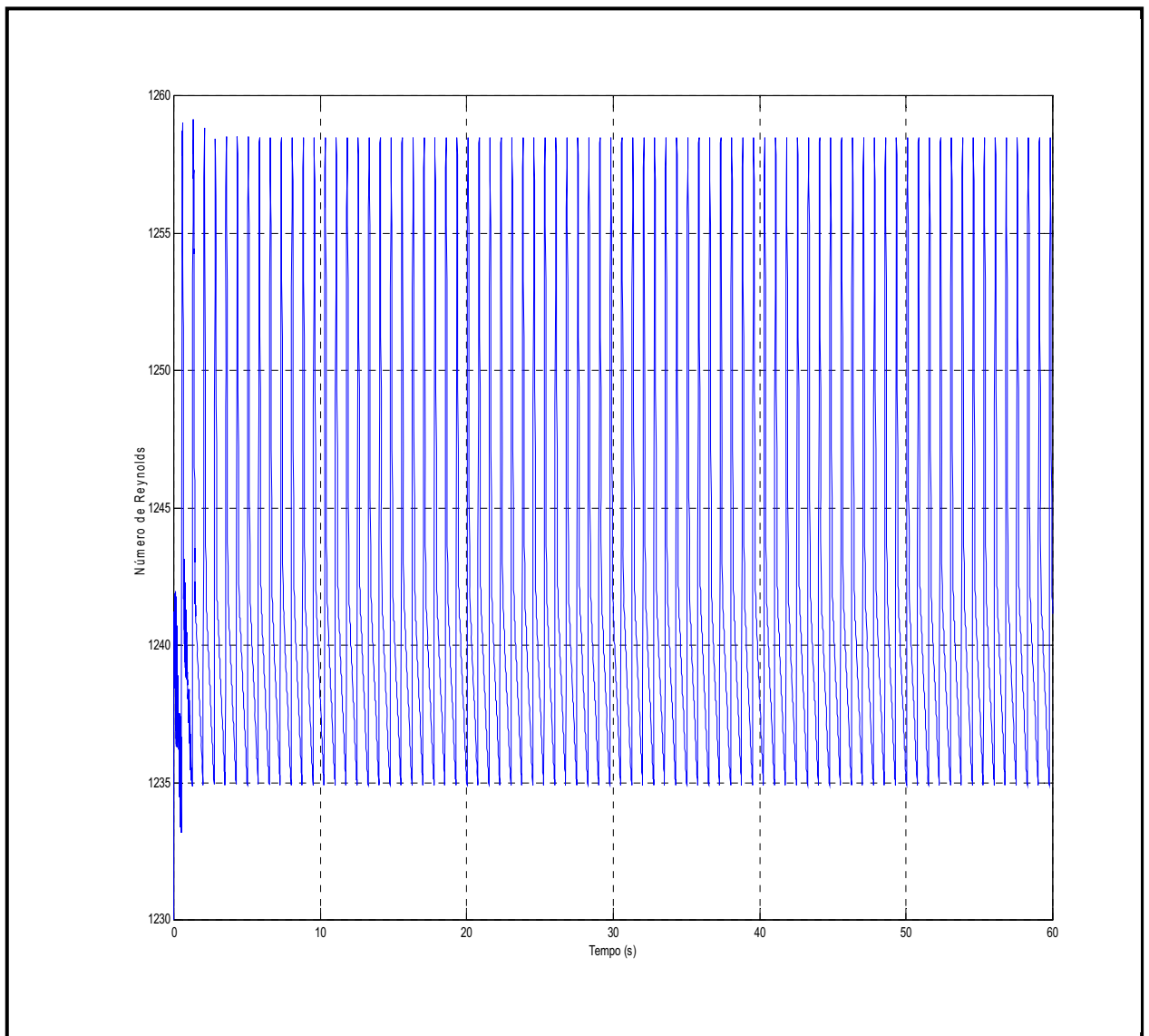


Figura 4.4: Número de Reynolds observado nas simulações.

4.2 Vazão sanguínea nas simulações

As figuras 4.5, 4.6 e 4.7 mostram os gráficos da vazão sanguínea utilizando-se geometrias com 40, 50 e 60 divisões no comprimento e os respectivos gráficos de pressão utilizados nas simulações. Pode-se observar que a velocidade de escoamento sanguíneo é bastante uniforme nas simulações. Pode-se observar que a velocidade de escoamento sanguíneo é bastante uniforme nas simulações com os três tipos de malha, ficando em torno de 0.45 m/s. Também a vazão sanguínea apresentou resultados muito próximos entre as simulações numéricas, obtendo-se para D40 vazão

de 4,7526 l/min, pra D50 vazão de 4,6712 l/min e para D60 vazão de 4,7235 l/min, valores próximos ao das simulações experimentais realizadas no InCor.

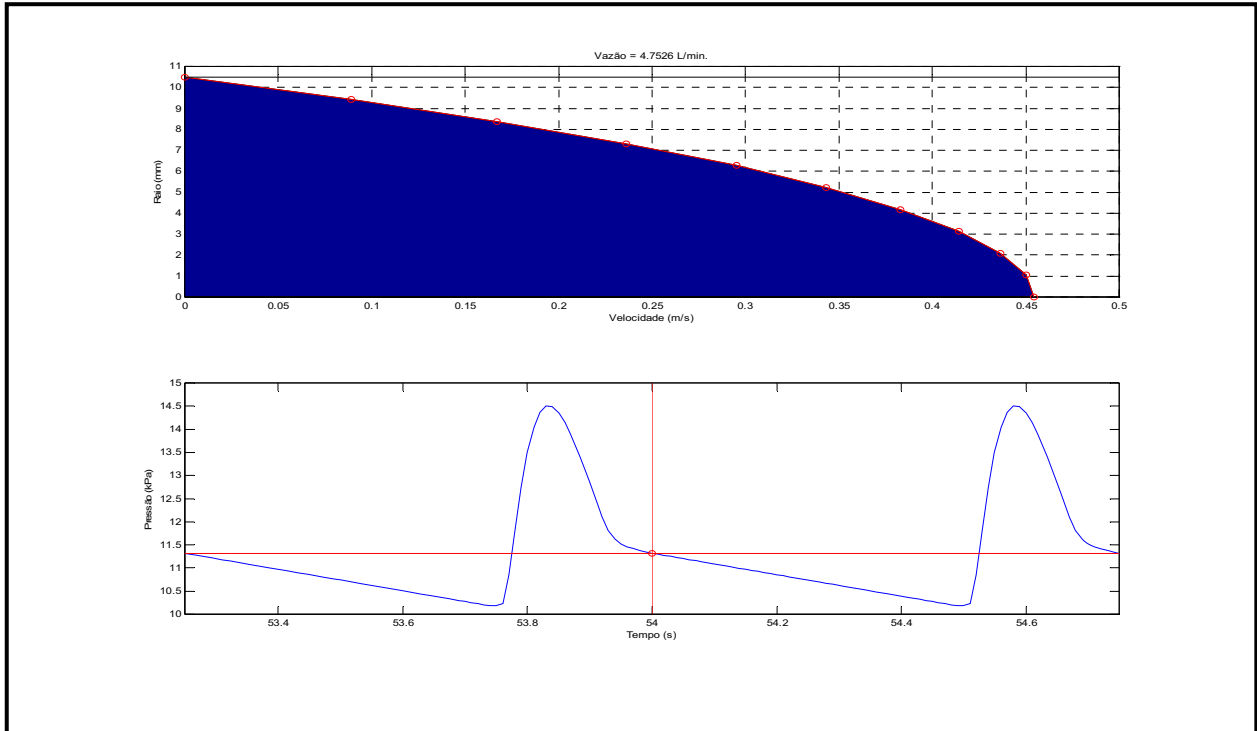


Figura 4.5: Vazão sanguínea em D40.

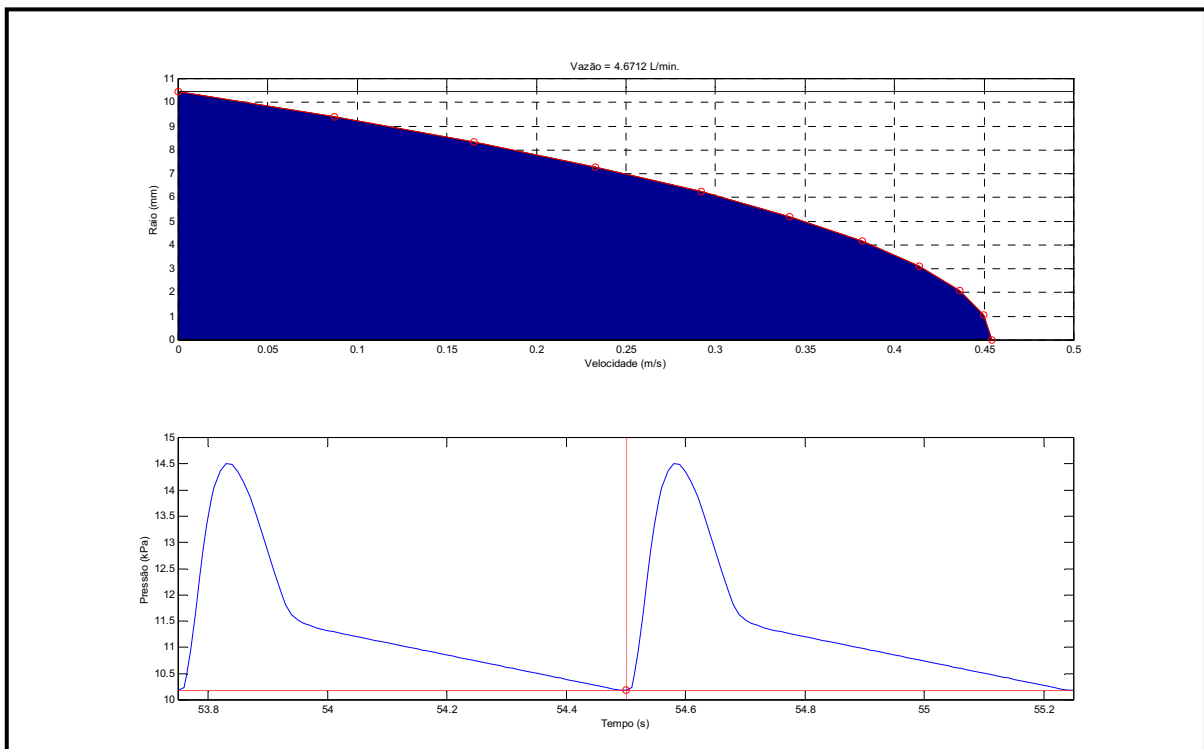


Figura 4.6: Vazão sanguínea em D50.

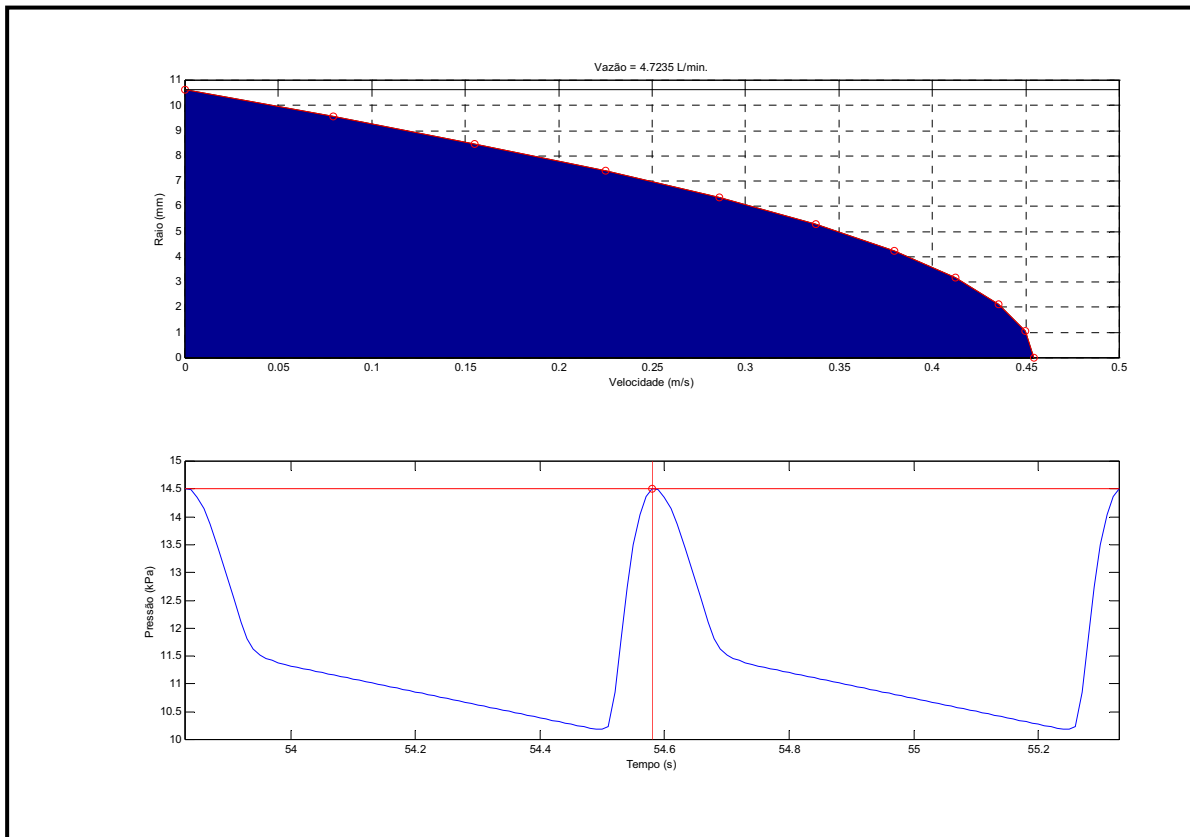


Figura 4.7: Vazão sanguínea em D60.

A figura 4.8 mostra o comparativo entre a vazão obtida em resultados experimentais pela equipe de pesquisa do Instituto do Coração de São Paulo/INCOR com a vazão simulada pra D60 e $\Delta t = 0.005$ gerada no Ansys. Observou-se que a vazão numérica se equipara a vazão experimental depois de decorridos 40 segundos de simulação, sendo este um dos motivos para a análise numérica ter sido feita pra o tempo entre 60 e 63 segundos.

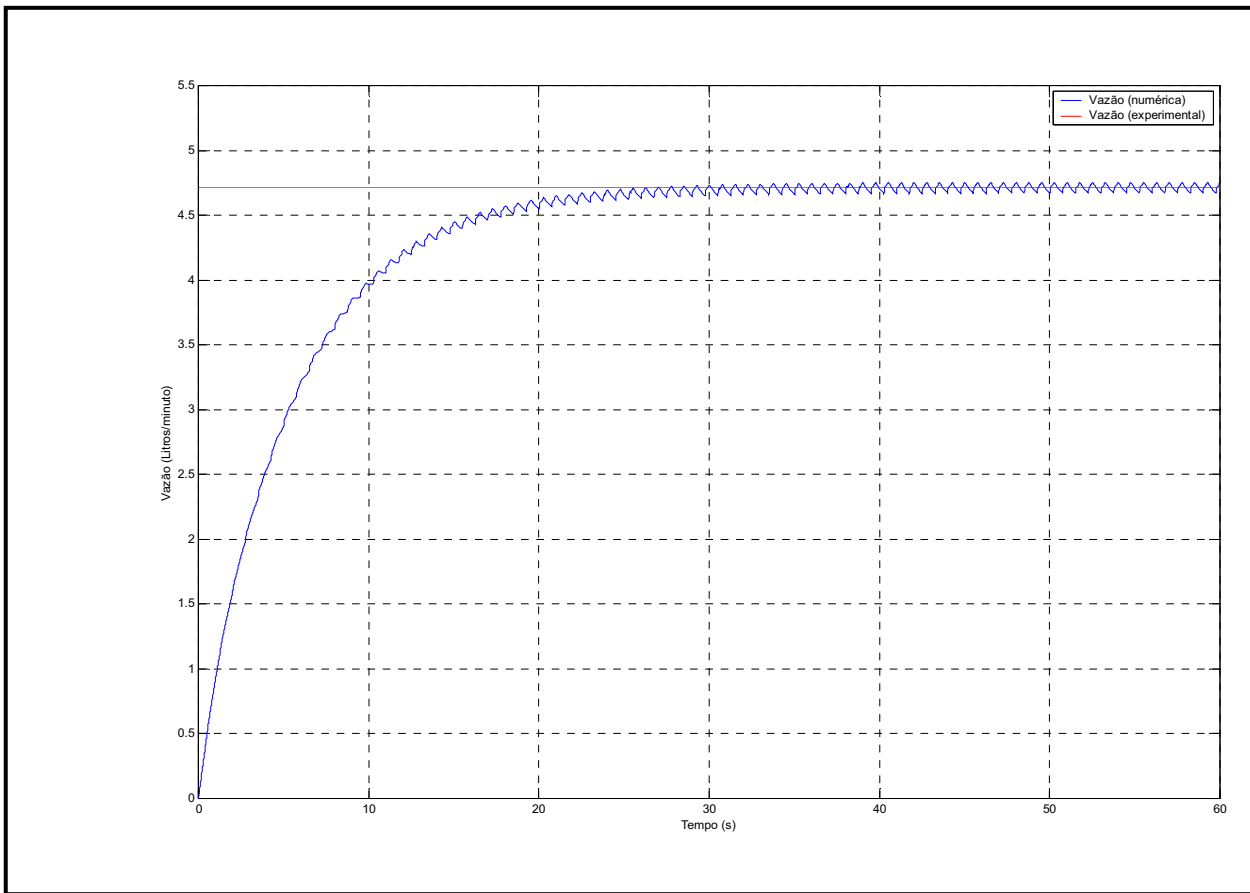


Figura 4.8: Comparativo entre a vazão numérica (azul) e vazão experimental (vermelho).

Os deslocamentos da parede externa da aorta em $L/2$ utilizando as malhas D40, D50 e D60 com incremento de tempo constante $\Delta t = 0.050$ são comparados com o resultado experimental, na figura 4.9, e a pressão aplicada na parede interna nesta simulação, figura 4.10. Observou-se que as variações nas simulações numéricas estão pouco próximas das variações na simulação experimental.

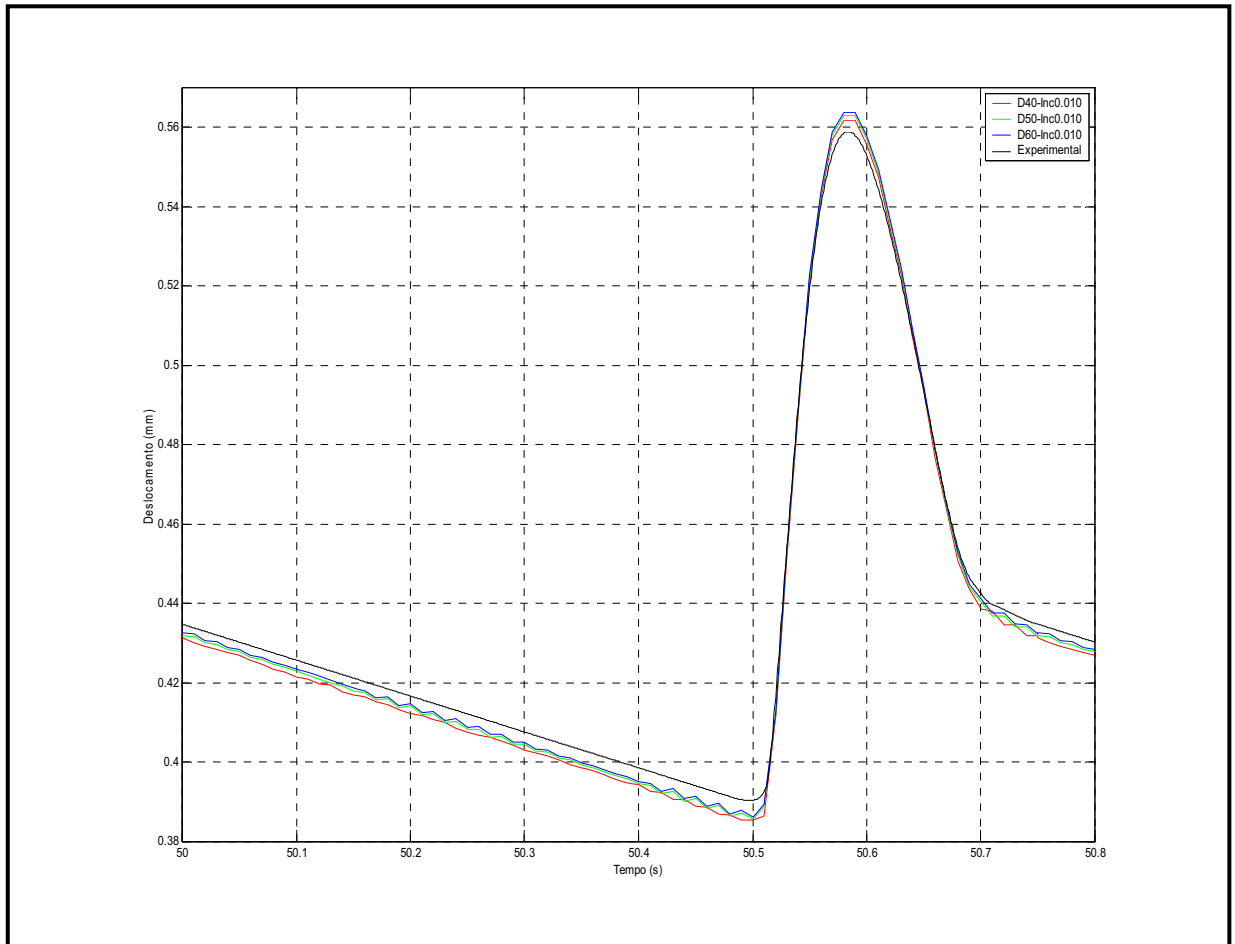


Figura 4.9: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.050$, comparadas com resultados experimentais.

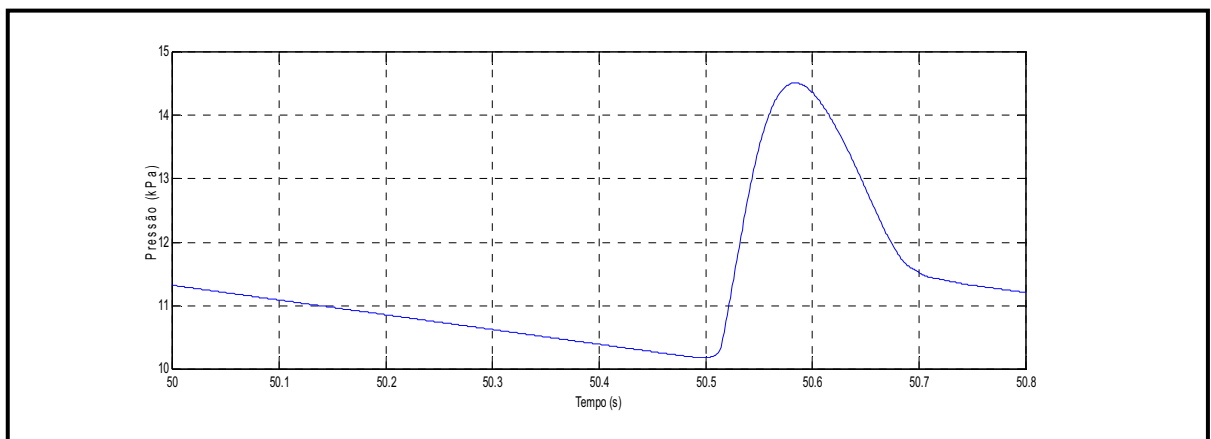


Figura 4.10: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.050$.

Os deslocamentos da parede externa da aorta em $L/2$ utilizando as malhas D40, D50 e D60 com incremento de tempo constante $\Delta t = 0.010$ são comparados com o resultado experimental, na figura 4.11, e a pressão aplicada na parede interna nesta simulação, figura 4.12. Observou-se que as variações nas simulações numéricas estão próximas das variações na simulação experimental. Os pontos críticos na curva numérica apresentam-se em maior simetria com os pontos na análise experimental.

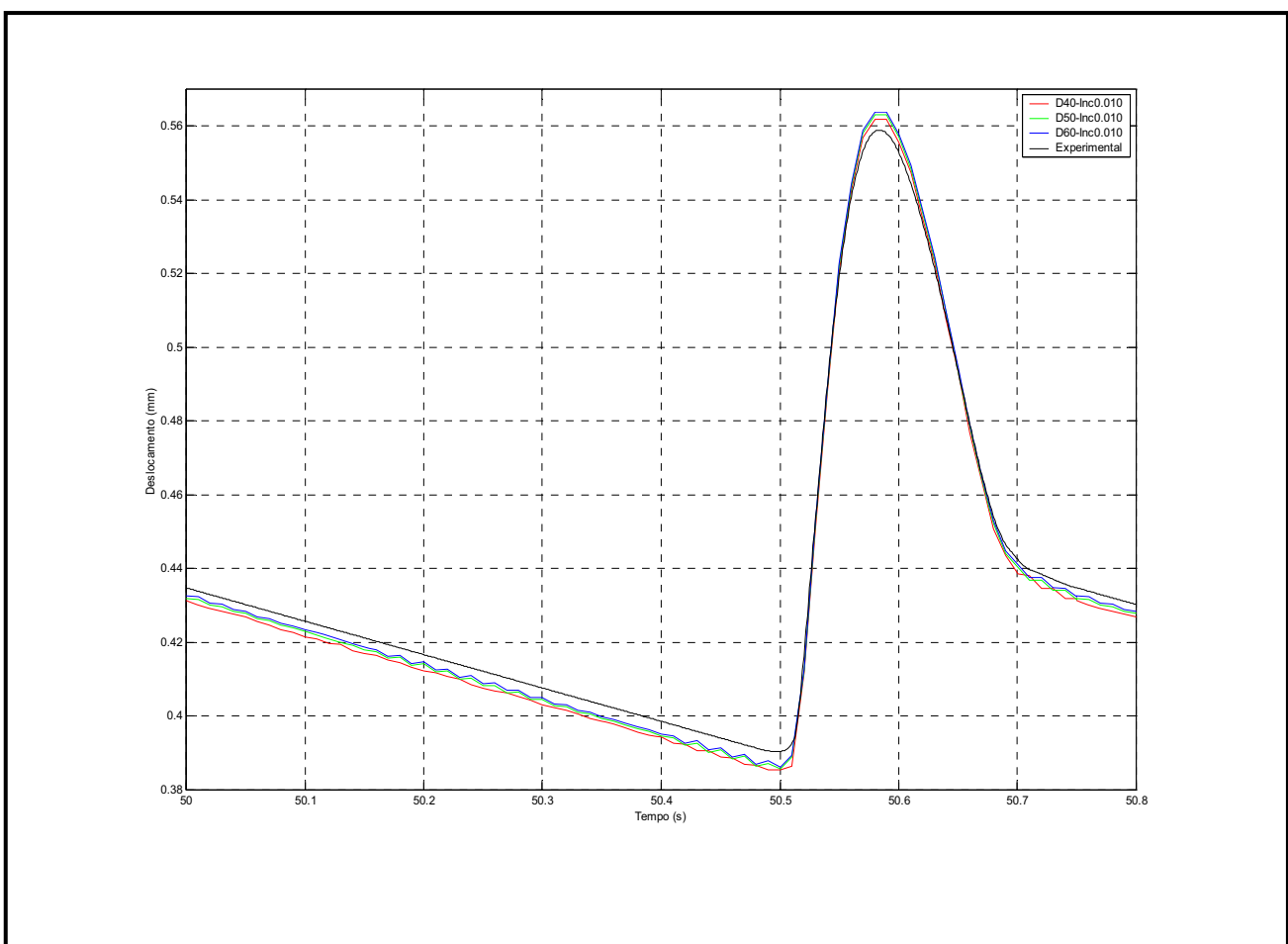


Figura 4.11: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.010$, comparadas com resultados experimentais.

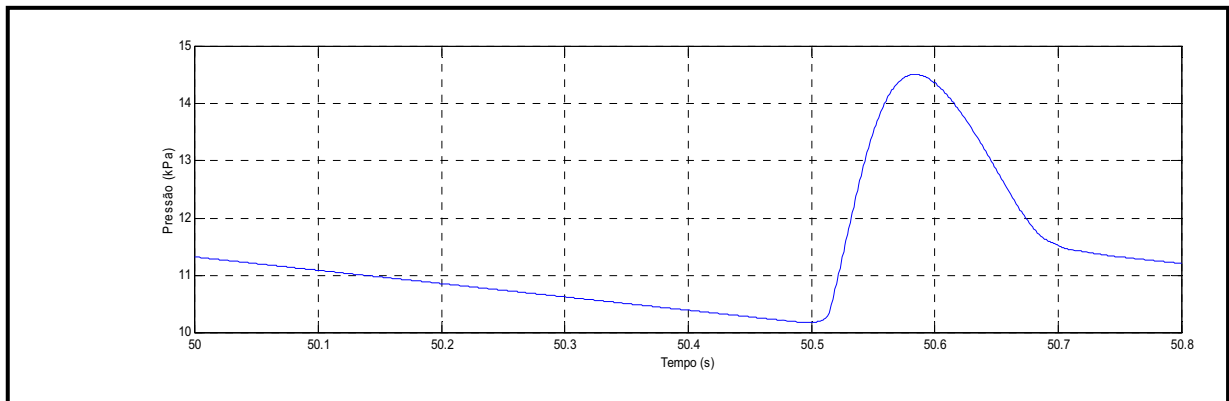


Figura 4.12: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.010$.

Os deslocamentos da parede externa da aorta em L/2 utilizando as malhas D40, D50 e D60 com incremento de tempo constante $\Delta t = 0.005$ são comparados com o resultado experimental, na figura 4.13, e a pressão aplicada na parede interna nesta simulação, figura 4.14. Observou-se que as variações nas simulações numéricas estão muito próximas das variações na simulação experimental. Os pontos críticos na curva numérica apresentam-se em simetria com os pontos na análise experimental.

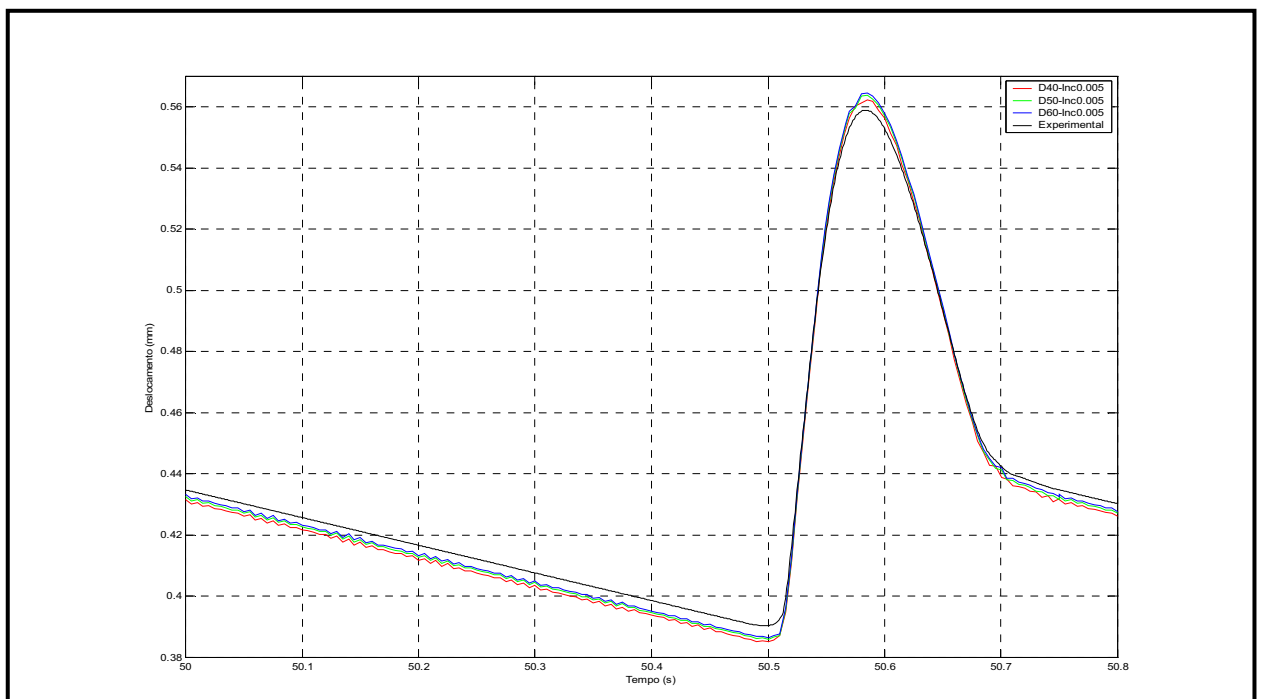


Figura 4.13: Deslocamentos da parede da aorta com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.005$ comparadas com resultados experimentais.

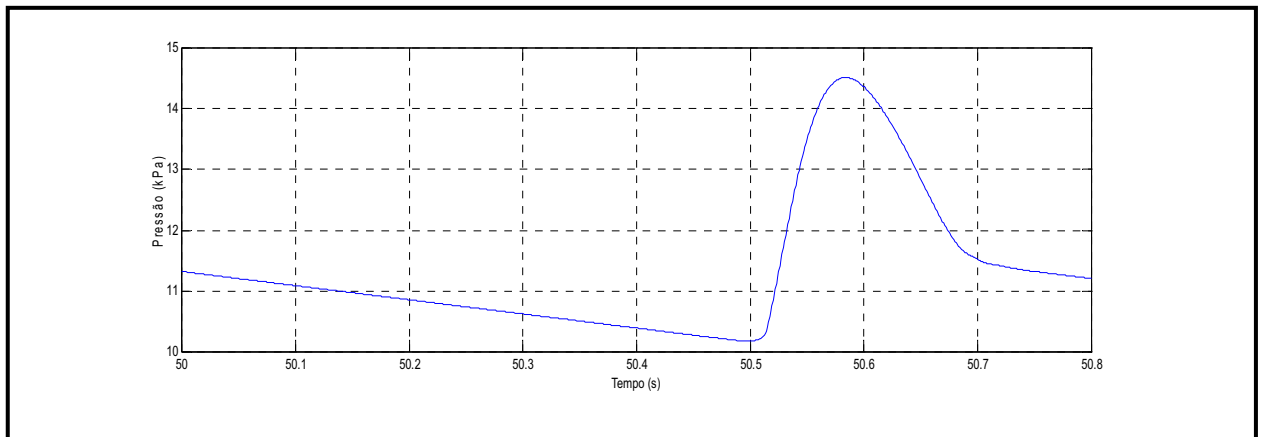


Figura 4.14: Pressão aplicada na parede para deslocamentos com as malhas D40, D50 e D60, $\Delta t = 0.005$.

A figura 4.15 apresenta os deslocamentos da parede externa da aorta em $L/2$ utilizando a malha D40 com incrementos de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$, comparados com o resultado experimental, e a figura 4.16 apresenta o respectivo gráfico de pressão aplicada na parede interna da artéria.

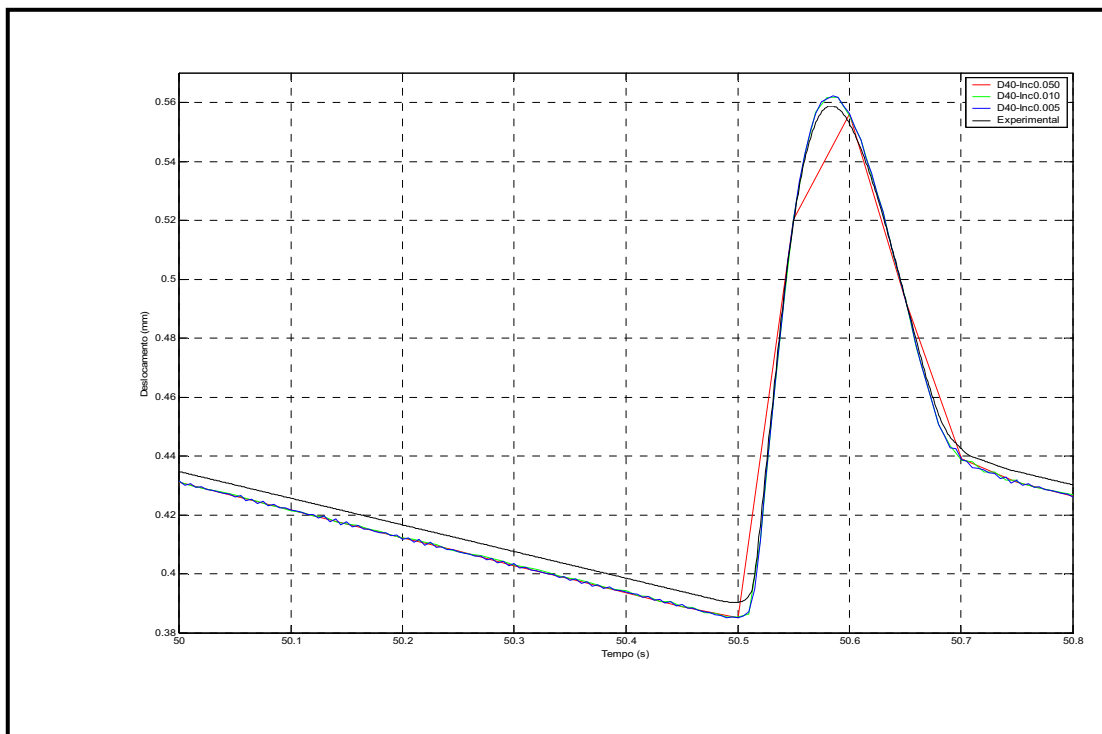


Figura 4.15: Deslocamentos da estrutura para D40 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$.

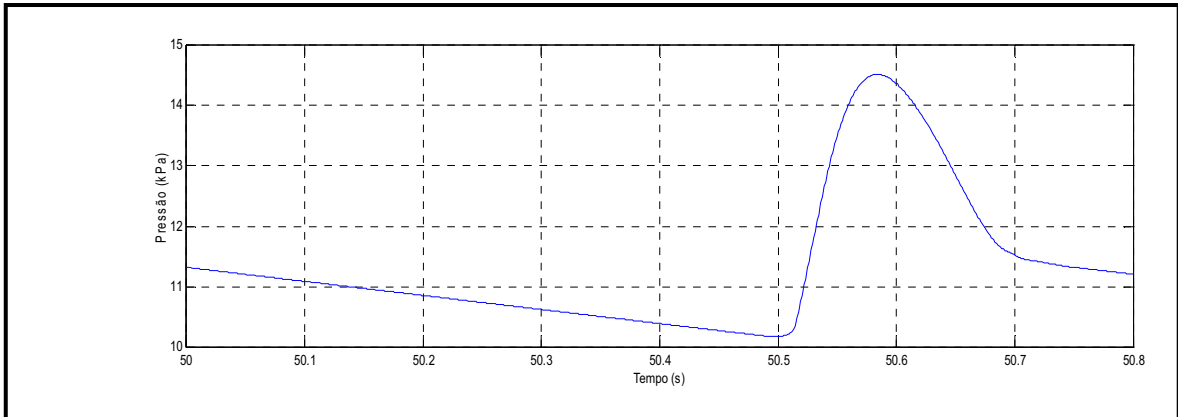


Figura 4.16: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D40.

A figura 4.17 apresenta os deslocamentos da parede externa da aorta em $L/2$ utilizando a malha D50 com incrementos de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$, comparados com o resultado experimental, e a figura 4.18 apresenta o respectivo gráfico de pressão aplicada na parede interna da artéria.

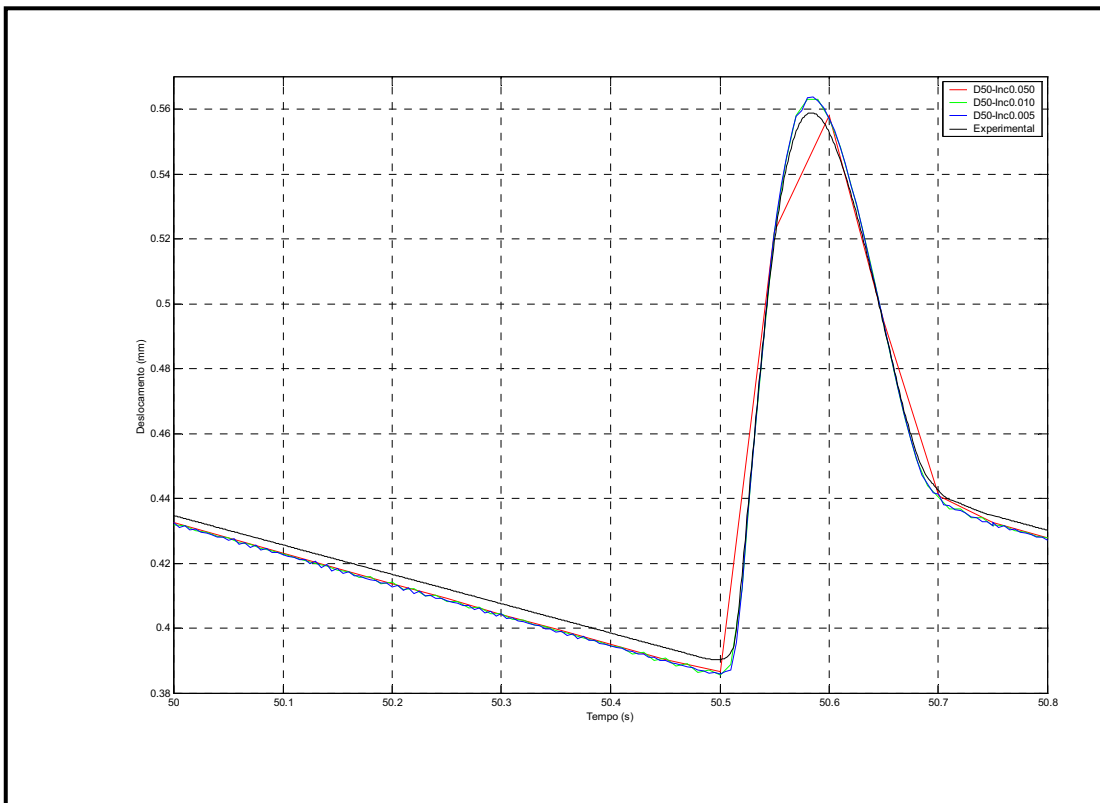


Figura 4.17: Deslocamentos da estrutura para D50 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$.

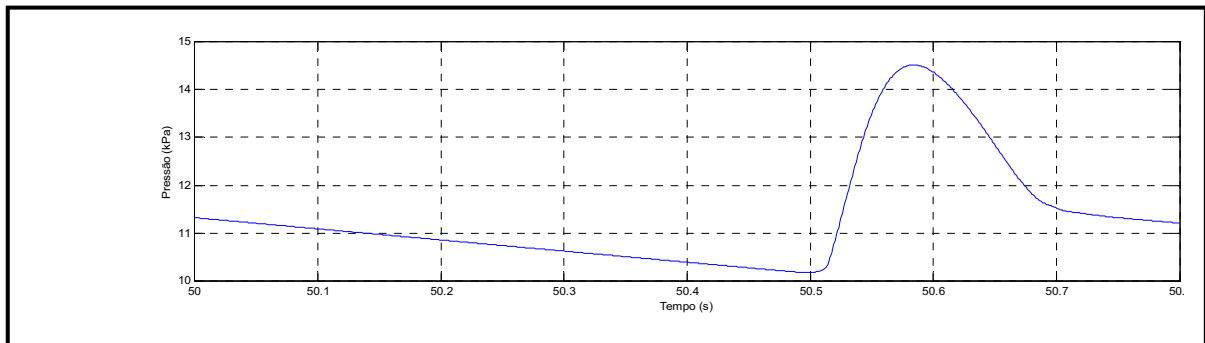


Figura 4.18: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D50.

A figura 4.19 apresenta os deslocamentos da parede externa da aorta em L/2 utilizando a malha D60 com incrementos de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$, comparados com o resultado experimental, e a figura 4.20 apresenta o respectivo gráfico de pressão aplicada na parede interna da artéria.

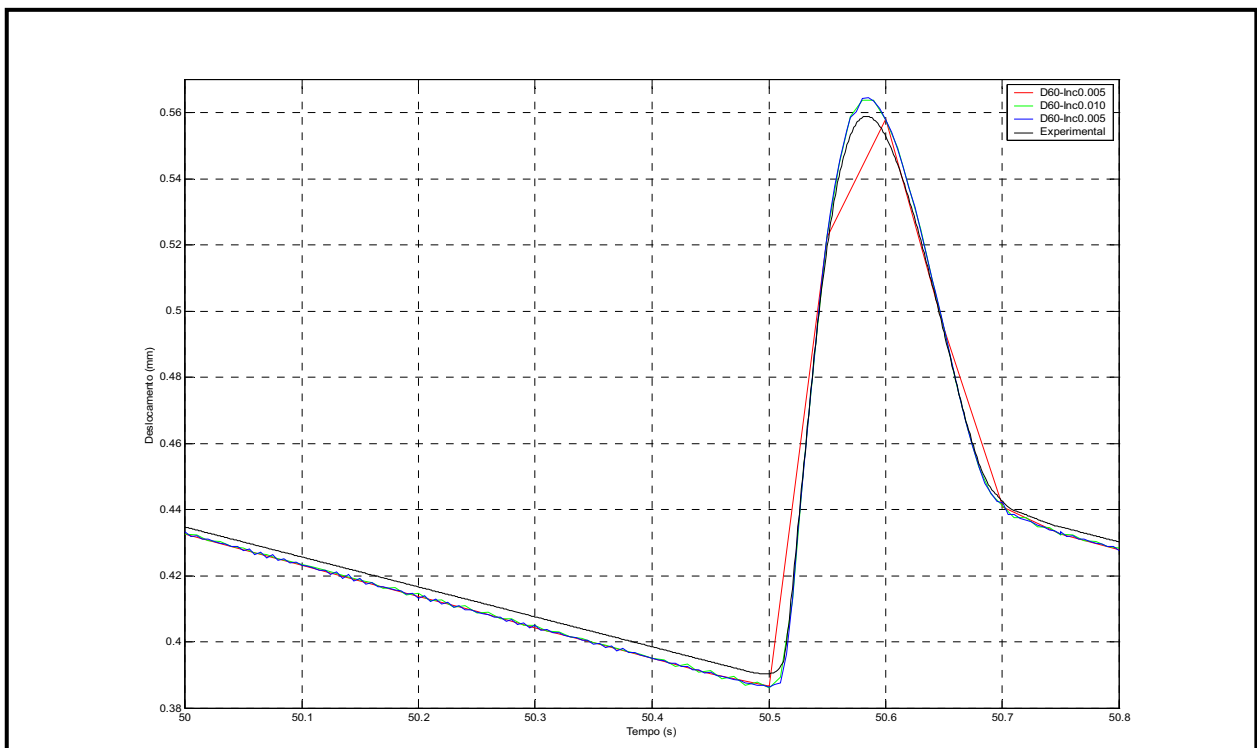


Figura 4.19: Deslocamentos da estrutura para D60 e variação de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$.

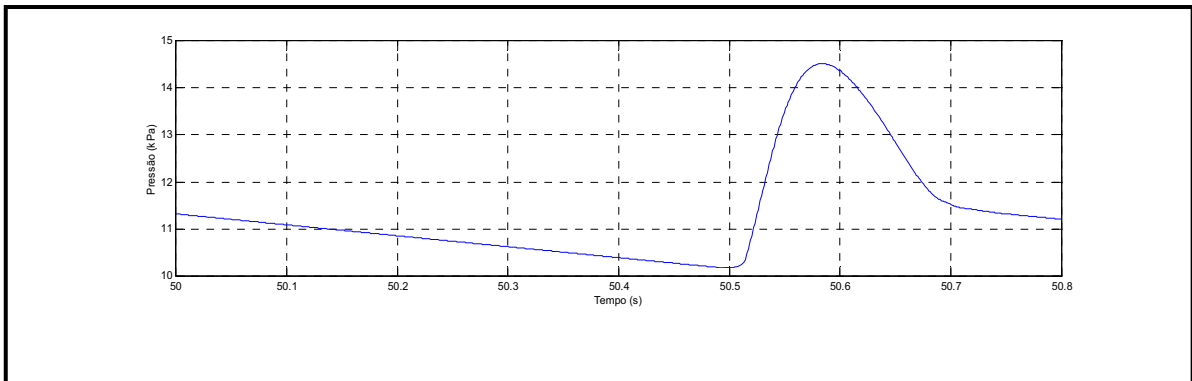


Figura 4.20: Pressão aplicada na parede da aorta para a malha D60.

São apresentados na figura 4.21 os deslocamentos da parede externa da aorta em $L/2$ utilizando as malhas D40, D50 e D60 com incrementos de tempo $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$, comparados com o resultado experimental e na figura 4.22 a pressão aplicada na parede interna.

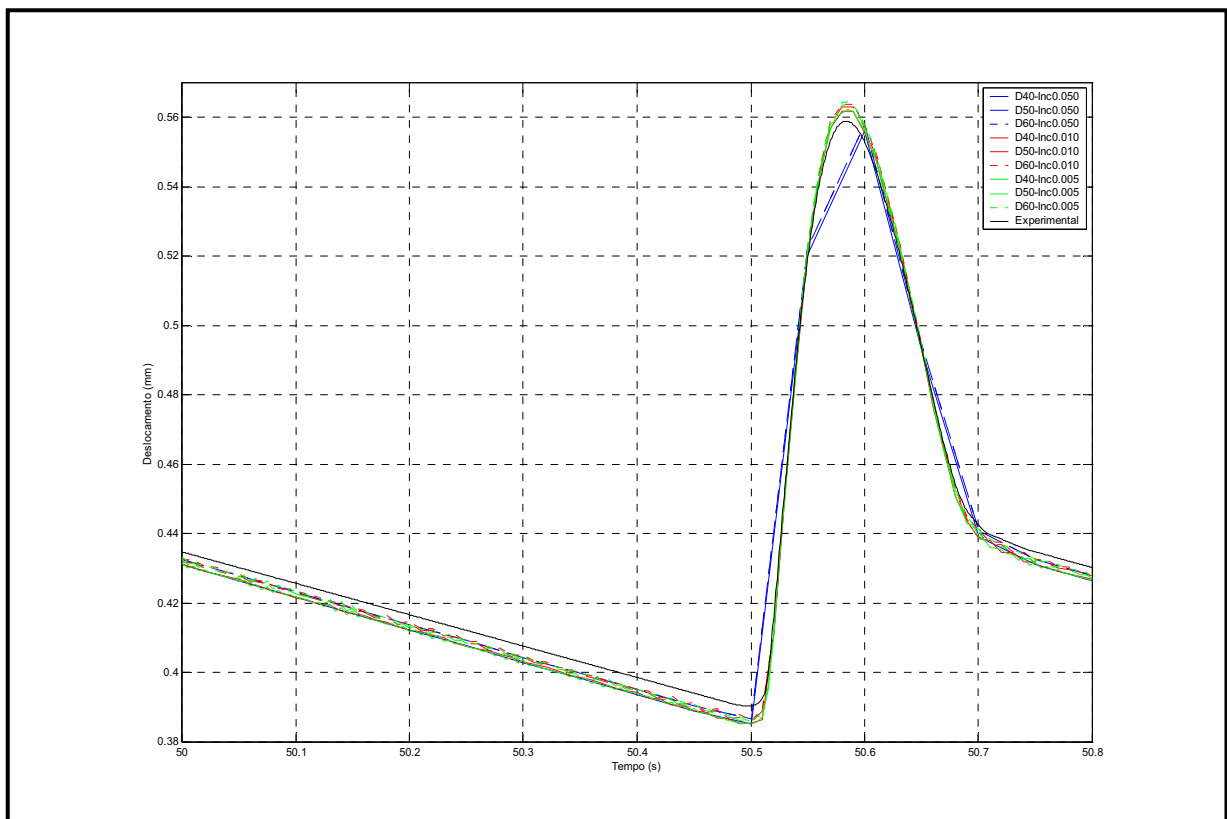


Figura 4.21: Deslocamentos da parede externa da aorta usando as malhas D40, D50 e D60 e $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$.

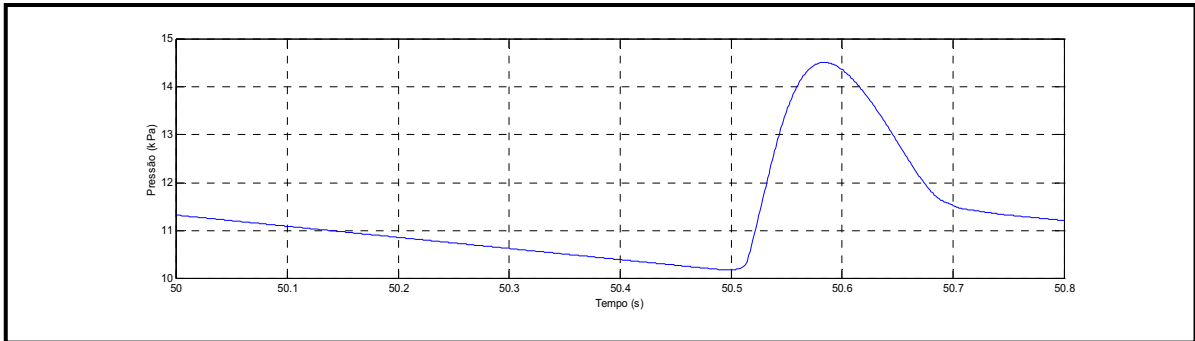


Figura 4.22: Pressão aplicada na parede interna da artéria, na simulação para D40, D50 e D60 e $\Delta t = 0.050$, $\Delta t = 0.010$ e $\Delta t = 0.005$.

Por fim, são apresentados nas figuras 4.23 e 4.24 o perfil de deslocamento da artéria aorta abdominal e o perfil de velocidade do sangue no interior desta mesma porção da artéria.

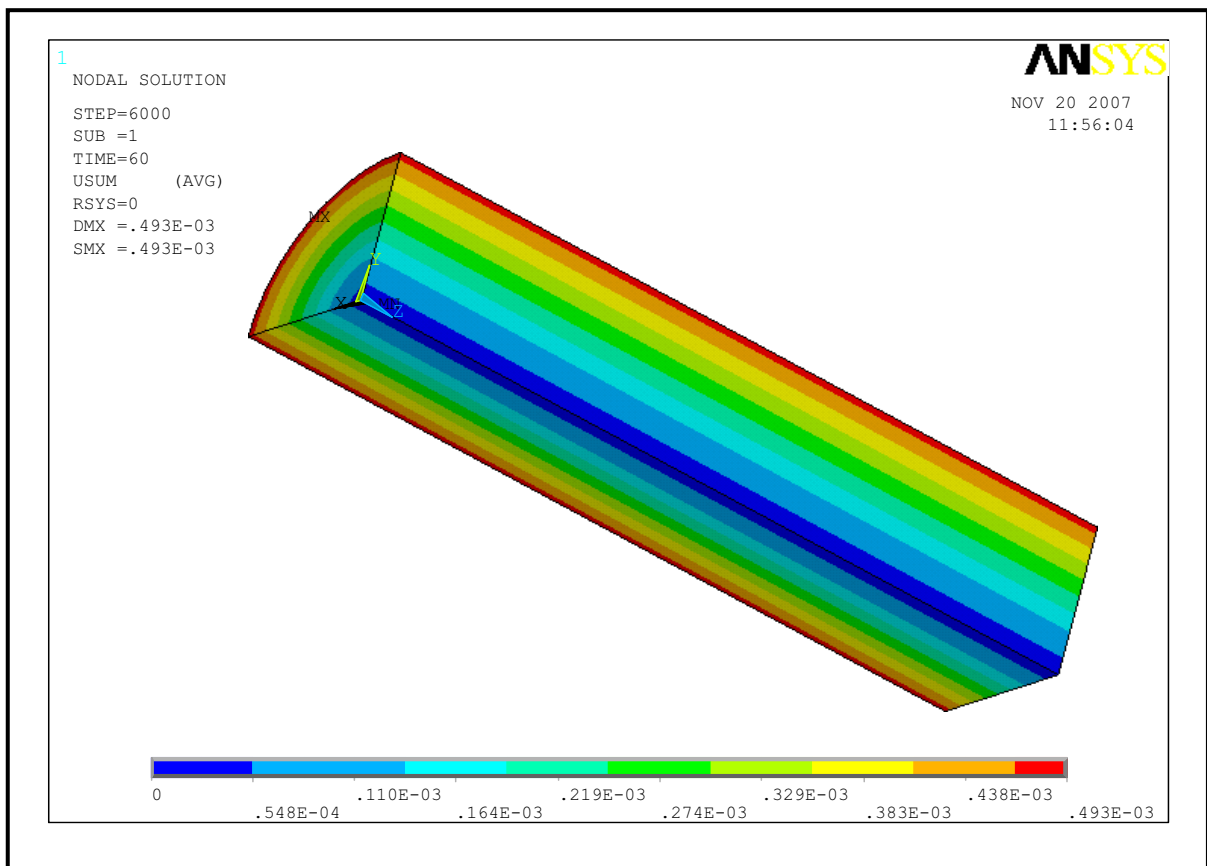


Figura 4.23: Perfil de deslocamentos na aorta abdominal.

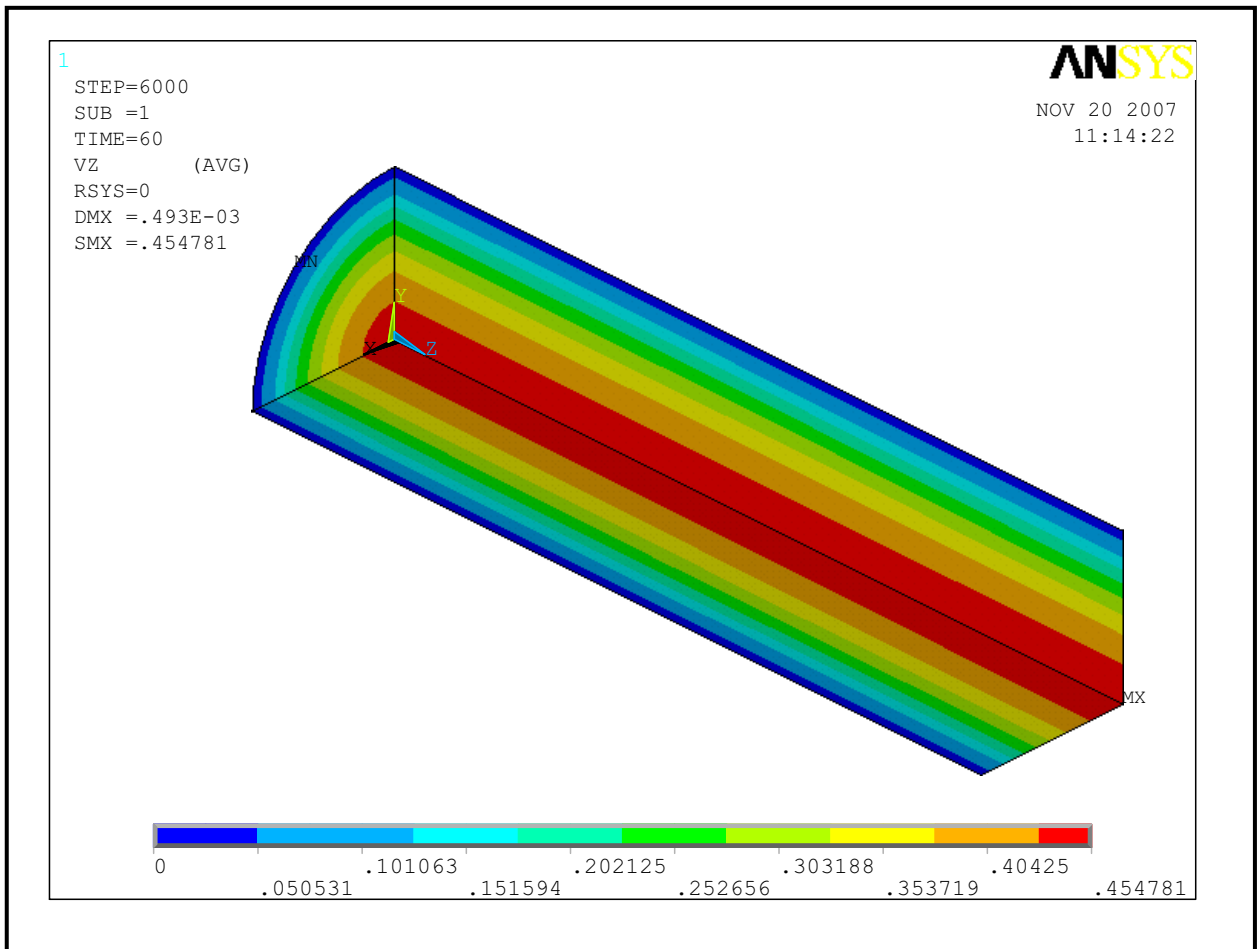


Figura 4.24: Perfil de velocidade do sangue no interior da aorta abdominal humana.

Pode-se observar que os maiores deslocamentos na estrutura ocorrem na parte mais externa da parede da artéria, já as maiores velocidades do sangue ocorrem nas regiões próximas do centro da artéria, característica de escoamento em regime laminar.

5 CONCLUSÕES

Através dos resultados, obtidos pode-se concluir o seguinte:

- O objetivo foi atingido, pois através do software Ansys, utilizando método dos elementos finitos, foi possível criar um modelo computacional da artéria aorta abdominal humana respeitando-se as características físicas da artéria e do sangue pesquisadas na literatura.
- As variações de vazão do sangue nas simulações numéricas se assemelham às simulações realizadas pelo grupo de pesquisa do Instituto do Coração de São Paulo/INCOR, como mostra a figura 4.8. Observou-se que a vazão numérica se equipara a vazão experimental depois de decorridos 40 segundos de simulação, sendo este um dos motivos para a análise numérica ter sido feita pra o tempo entre 60 e 63 segundos.
- As distribuições de deslocamentos da artéria se assemelham ao modelo experimental utilizado pelo grupo de pesquisa do Instituto do Coração de São Paulo/INCOR, como mostram as figuras 4.9 ,4.11 e 4.13.
- As condições de contorno escolhidas foram adequadas à modelagem adequada do problema proposto, sendo que no problema proposto o fluido foi tratado como sendo isotérmico, e a estrutura como sendo não linear e isotrópica.
- Ficam como propostas de trabalhos futuros a continuidade das simulações numéricas , no entanto variando-se a pressão e a temperatura sanguínea.
- Nas várias simulações realizadas pode-se observar também que a malha de elementos D60 é a que melhor se adequou ao modelo experimental, no entanto o custo computacional e de tempo não refletem grandes ganhos em relação a resultados quando comparados com a malha D50, também se pode observar que o incremento de tempo $\Delta t = 0.005$ é o que fornece melhores resultados, no entanto as malhas geradas com incrementos de tempo $\Delta t = 0.010$ apresenta resultados amplamente satisfatórios. Sendo que fica proposto para realizações de trabalhos futuros o uso de malhas de elementos D50 e incrementos de tempo $\Delta t = 0.010$, proporcionando resultados satisfatórios e custo computacional reduzido.

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, 2006. (Release 9.0).
- ASSAN, Aloísio Ernesto. **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. Viva Bem / Doenças <http://www.ameseucoracao.com.br/doencas/aneurismadaaortaabdominal/10/>. Acesso em 20 de junho de 2007.
- 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-dimentional 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).

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.

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

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.

FLEURY, J. Sistema circulatório. Disponível em: <cesupa.br/Professores/fleury/PDFs/Circulatorio.pdf>. Acesso em: 20 set. 2007.

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.

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

HENEINE, I.F. **Biofísica básica**. São Paulo: Atheneu, 2000.

IBRAHIM, L. B. **Investigações numéricas e experimentais da mecânica dos aneurismas em tubos isotrópicos de borracha**. Rio de Janeiro: PUC, 2006.

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. Disponível em: <<http://unb.br/fc/clm/labcor/staff.htm>>. Acesso em: 20 jul. 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.

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. <http://www.ufpa.br/ccen/fisica/biofisica/capitulo1.html>. Biofísica do sangue. rabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) - Universidade Federal da Paraíba, Paraíba, 2006. acesso em 20 de julho de 2007 as 16:42h.

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 de Rio Grande do Sul, Porto Alegre,1996.