

**Pontifícia Universidade Católica do Paraná**

Gezelda Christiane Moraes

**ABORDAGEM NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DO  
FOLHETO DA VÁLVULA AÓRTICA ATRAVÉS DO  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA  
Agosto/2005

**Pontifícia Universidade Católica do Paraná**

Gezelda Christiane Moraes

**ABORDAGEM NUMÉRICO-COMPUTACIONAL DO  
FOLHETO DA VÁLVULA AÓRTICA ATRAVÉS DO  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Departamento de Ciências Exatas e de Tecnologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Beatriz Luci Fernandes

CURITIBA  
Agosto /2005

# TERMO DE APROVAÇÃO

**Gezelda Christiane Moraes**

**“Abordagem numérico-computacional do folheto da válvula  
aórtica através do método dos elementos finitos”**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre no Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Presidente: **Profª Drª Beatriz Luci Fernandes (Orientadora)**  
Curso de Engenharia Mecânica (PUCPR)

**Prof. Dr. Emilton Lima Júnior**  
Curso de Medicina (PUCPR)

**Prof. Dr. João Elias Abdala Filho**  
Curso de Engenharia Mecânica (PUCPR)

**Profª Drª Elisangela Manffra**  
Curso de Engenharia Mecânica (PUCPR)

Curitiba, 31 de agosto de 2005

# Resumo

Milhares de válvulas cardíacas naturais são substituídas anualmente em todo o mundo. As substituições são, geralmente, necessárias devido às doenças comuns como a estenose (anomalia na abertura da válvula) e a insuficiência (anomalia no fechamento da válvula). Devido à sua importância na circulação sanguínea corporal e à sua grande solitação mecânica, as válvulas aórticas são as mais danificadas e as mais frequentemente substituídas. Próteses mecânicas e biopróteses podem ser usadas. Dentre as biopróteses, as confeccionadas em pericárdio bovino são as mais aceitas pela maior facilidade de implantação e pelos bons resultados clínicos, hidrodinâmicos e de durabilidade. Para garantir um projeto adequado, as próteses devem, dentre os requisitos hidrodinâmicos, apresentar a menor resistência possível ao fluxo sanguíneo, introduzir o mínimo possível de tensões cisalhantes, impedir o refluxo do sangue e formação de pontos de estagnação de fluido e possuir um fluxo central minimamente dividido. Neste trabalho, o Método dos Elementos Finitos (MEF) foi usado como ferramenta para fornecer uma contribuição à análise de tensões e deformações às quais os folhetos das válvulas estão sujeitos durante a abertura e fechamento da válvula aórtica. Hipóteses simplificadoras foram aplicadas para a simulação, utilizando parâmetros da válvula aórtica natural, a fim de validar a simulação para inserção de dados referentes às biopróteses. O modelo será aplicado, dando continuação ao trabalho, na otimização do projeto de biopróteses através da análise das conseqüências no desempenho cardíaco, longevidade e eficiência da prótese, mediante alterações nos parâmetros hidrodinâmicos ocasionados por diferentes projetos de suportes e folhetos.

Palavras – Chaves

Folhetos de válvula cardíaca, simulação numérica, válvula aórtica, biopróteses

À minha mãe, pelas orações e dedicação, ao meu amor,  
Marcelo pela paciência, compreensão e apoio.

# Agradecimentos

Agradeço a Deus pelo dom da vida.

Aos meus familiares, pelo apoio, pelas horas de descontração, pela colaboração e por acreditarem na minha conquista. Em especial a meu irmão mais velho, Pedro, por insistir que eu iniciasse esta pesquisa.

Aos meus lindos sobrinhos e sobrinhas que aguçados pela curiosidade, sempre me apoiaram do seu jeito carinhoso e angelical.

Ao Marcelo pelos dias perdidos ao meu lado, tentando ajudar de alguma forma, às vezes tentando resolver coisas que ele nem sabia por onde começar, mas ele nem se dava conta que só a sua presença já era suficiente para resolver os meus problemas, porém às vezes ele me surpreendia encontrando soluções inesperadas, a geometria então, que cena, ele até aprendeu um pouco de matemática para brincarmos no workbench.

À **professora Beatriz**, pela paciência de me orientar e de me fazer acreditar com seu jeito doce e pretensioso de que eu iríamos conseguir.

Ao **José Augusto Borgert**, o Zé, pelas aulas de mecânica, workbench e tudo mais o que era preciso o Zé estava lá na sala de estudos sempre disposto a ajudar e dividir seus conhecimentos, e que conhecimentos, meu muito obrigado.

A todos os professores, Manoel Justino, Roberto Dalledone Machado, João Elias, Carlos Almeida pela colaboração, talvez sem o apoio e conhecimento de vocês este trabalho não se concretizasse.

Ao meu amigo conquistado pela Internet Valmir Fleischmann da ESSS , pela colaboração com relação ao Ansys.

São tantas pessoas a agradecer, a Jane, secretaria dedicada e mãezona, de

todos, meus amigos da sala de estudos, Ivan, Fábio, Stefan e outros que não lembro o nome, mas sempre trocávamos informações, e também amigos que não são do mestrado, mas sempre me apoiaram, a Claudia Buzato, a Eliana Pantaleão, Dani e outros que acompanharam ativamente o decorrer deste trabalho.

À Capes pela bolsa concedida, e a PUCPR pelas ótimas instalações e condições de pesquisa.

# Sumário

<b>Aprovação</b> .....	<b>i</b>
<b>Resumo</b> .....	<b>ii</b>
<b>Sumário</b> .....	<b>vi</b>
<b>Lista de Figuras</b> .....	<b>viii</b>
<b>Capítulo 1</b>	
<b>Introdução</b> .....	<b>11</b>
<b>Capítulo 2</b>	
<b>Objetivo</b> .....	<b>13</b>
<b>Capítulo 3</b>	
<b>Revisão da Literatura</b> .....	<b>14</b>
3.1 Coração e Ciclo Cardíaco .....	14
3.2 Válvulas Cardíacas Naturais .....	15
3.2.1 Válvulas Atrioventriculares .....	18
3.2.2 Válvulas semilunares .....	18
3.2.3 O complexo mitral e tricúspide.....	19
3.3 Válvula Aórtica .....	22
3.3.1 Válvula Aórtica Natural .....	22
3.3.2 Doenças da Válvula Aórtica.....	26
3.3.3 Válvulas Cardíacas Artificiais.....	27
3.4 Simulação Numérica da Válvula Aórtica através do Método de Elementos Finitos .....	35
3.4.1 Método dos elementos finitos .....	35



**Capítulo 4**

<b>Metodologia.....</b>	<b>41</b>
4.1 Problema Físico .....	41
4.2 Modelo Geométrico .....	43
4.3 Condições de Contorno e Modelamento matemático .....	49

**Capítulo 5**

<b>Resultados e Discussão .....</b>	<b>53</b>
-------------------------------------	-----------

**Capítulo 6**

<b>Conclusões.....</b>	<b>57</b>
------------------------	-----------

**Capítulo 7**

<b>Sugestões para Trabalhos Futuros.....</b>	<b>58</b>
--	-----------

<b>Referências Bibliográficas .....</b>	<b>59</b>
---	-----------

<b>Índice Remissivo .....</b>	<b>63</b>
-------------------------------	-----------

## Lista de Figuras

Figura 3.1	Ilustração do fluxo sanguíneo dentro do coração. (XUE, LI, 2004).....	15
Figura 3.2	Ilustração da seção transversal de uma cúspide aórtica. GAG's são compostos heteropolissacarídeos lineares de alto peso molecular (SCOTT,M.,1998).....	16
Figura 3.3	Fotografia em MEV(microscópio eletrônico por varredura) de tecido de formação das cúspides de válvulas cardíacas.(MARTIJN, A. J. COX, 2000).....	16
Figura 3.4	Fotografia de uma válvula aórtica humana, mostrando os folhetos e o anel fibroso.(BOUGHNER, DEREK, 1997).....	17
Figura 3.5	As quatro válvulas cardíacas, como vistas da base do coração. Os folhetos se sobrepõem nas válvulas fechadas. (BERNE, R M, 2000).....	17
Figura 3.6	Fotografia de um folheto (cúspide) de válvula cardíaca. ....	18
Figura 3.7	Ilustração mostrando as depressões dos vasos na região de inserção das válvulas cardíacas. (THUBRIKAR, M, 1990).....	19
Figura 3.8	Ilustração mostrando o complexo mitral e tricúspide em diástole. [WebMDhealth, 2005] .....	20
Figura 3.9	Ilustração mostrando o complexo aórtica e pulmonária em sístole. [WebMDhealth, 2005] .....	21
Figura 3.10	Localização e visualização da válvula aórtica aberta e fechada. (WebMDhealth, 2005) .....	23
Figura 3.11	Ilustração da válvula aórtica aberta, mostrando os componentes discutidos. (WebMDhealth, 2005).....	23

Figura 3.12 Válvula aórtica natural. Notar a curvatura dos folhetos. (Heart Valves, 2005).....	24
Figura 3.13 Representação esquemática da válvula aórtica e a vista de lado de um folheto. (THUBRIKAR, M, 1990).....	25
Figura 3.14 Ilustração mostrando as anormalidades comuns em válvula aórtica. (NISHIMURA, R A, 2005).....	26
Figura 3.15 Válvula artificial de Hufnagel usada para aliviar problemas de fluxo inadequado se sangue em 1952. (BIOINTERACTIVE, 2004) .....	28
Figura 3.16 Válvula mitral artificial (Braunwald- Morrow) implantada em 1960. (BIOINTERACTIVE, 2004).....	29
Figura 3.17 Válvula de de Van der Spuy. (BIOINTERACTIVE, 2004) .....	29
Figura 3.18 Válvula de Starr-Eduards, introduzida em 1961. (BIOINTERACTIVE, 2004).....	30
Figura 3.19 Válvula de disco Bjork-Shiley. (BIOINTERACTIVE, 2004).....	30
Figura 3.20 Válvula de folheto duplo St. Judes, introduzida em 1977 e ainda em uso. (BIOINTERACTIVE, 2004).....	30
Figura 3.21 Válvula porcina, montada em um suporte, introduzida em 1976. (HEART VALVES, 2005) .....	31
Figura 3.22 Válvula de pericárdio bovino. (HEART VALVES, 2005) .....	31
Figura 3.23 Biopróteses: alterações degenerativas (BRAUNWALD, EUGENE, 1998).....	32
Figura 3.24 Perfuração numa válvula biológica (BRAUNWALD, EUGENE, 1998).....	32
Figura 3.25 Válvula biológica: endocardite (BRAUNWALD, EUGENE, 1998). .....	33
Figura 3.26 Ilustração das etapas envolvidas na simulação através do Método de Elementos Finitos. (BATHE, K-J, 1996) .....	37
Figura 3.27 Ilustração da malha de elementos finitos (ASSAN, ALOÍSIO ERNESTO).....	38
Figura 4.1 Dissecção do coração para retirada de dados. ....	42
Figura 4.2 Dissecção mostrando a vista superior da parede da válvula aórtica. ..	42
Figura 4.3 Dissecção mostrando a degeneração dos folhetos da válvula aórtica. ....	43

Figura 4.4	Esquema da parede da válvula com base nas dimensões da válvula natural.....	44
Figura 4.5	Esquema da parede da válvula após aplicação de uma rotação de 360° com espessura de 0,424 mm.....	44
Figura 4.6	Circunferência de apoio para a construção do folheto (R1 = 14 mm)....	45
Figura 4.7	Ilustração da reta referente à inclinação do folheto na válvula natural (22°).....	46
Figura 4.8	Posicionamento da reta de construção do folheto, dentro da parede da válvula.....	46
Figura 4.9	Metade de um folheto.....	47
Figura 4.10	Duplicação da metade do folheto mostrado na Figura 4.8.....	47
Figura 4.11	Vista superior dos três folhetos.....	48
Figura 4.12	Os três folhetos posicionados dentro da parede da válvula.....	49
Figura 4.13	Elemento Shell 181 do ANSYS mostrando a geometria, localização dos nós e sistema de coordenadas.O elemento é definido por 4 nós (I,J,K,L) e sua formulação é baseada em medidas de deformação logarítmicas e tensões verdadeiras.....	50
Figura 4.14	Metade do folheto renderizado, mostrando a borda engastada.....	51
Figura 4.15	Metade do folheto renderizado, mostrando o eixo de simetria com restrição de movimento na direção X.....	52
Figura 4.16	Metade do folheto renderizado, mostrando a superfície de aplicação da pressão variável.....	52
Figura 5.1	Vista superior do folheto, mostrando a distribuição de tensões (Von Mises). A seta indica o eixo de simetria do folheto.....	55
Figura 5.2	Vista superior do folheto, mostrando a distribuição de tensões (Von Mises). (J. Li,2001).....	55

# Capítulo 1

## Introdução

Milhares de válvulas cardíacas naturais são substituídas anualmente. As substituições são, geralmente, necessárias devido às doenças comuns como a estenose (anomalia na abertura da válvula) e a insuficiência (anomalia no fechamento da válvula).

Devido à sua importância na circulação sanguínea corporal e à sua grande solitação mecânica, as válvulas aórticas são as mais danificadas e mais frequentemente substituídas.

Para a substituição das válvulas naturais danificadas, próteses mecânicas e próteses de tecidos naturais (Biopróteses) podem ser usadas. Dentre as Biopróteses as confeccionadas em pericárdio bovino são as mais aceitas pela maior facilidade de implantação e pelos bons resultados clínicos, hidrodinâmicos e durabilidade.

Para garantir um projeto adequado, as próteses devem, dentre os requisitos hidrodinâmicos, apresentar a menor resistência possível ao fluxo sanguíneo, introduzir o mínimo possível de tensões cisalhantes, impedir o refluxo do sangue e a formação de pontos de estagnação de fluido e possuir um fluxo central minimamente dividido.

Portanto, a escolha adequada do material de fabricação, o gradiente de pressão transvalvular, a quantidade de fluxo sanguíneo permitido e o mapeamento das tensões nos folhetos são parâmetros fundamentais para o projeto de uma prótese

de válvula cardíaca.

Neste trabalho, utilizou-se o Método dos Elementos Finitos (MEF) como ferramenta para fornecer uma contribuição para a análise das tensões e deformações às quais os folhetos estão sujeitos durante a abertura e fechamento da válvula aórtica.

Hipóteses simplificadoras foram utilizadas para a simulação utilizando-se dados da válvula aórtica natural a fim de desenvolver a simulação para dados de biopróteses.

O modelo será aplicado, dando continuação ao trabalho, na validação e otimização do projeto de biopróteses através de comparações da análise clínicas das conseqüências no desempenho cardíaco, longevidade e eficiência da prótese, mediante alterações nos parâmetros hidrodinâmicos ocasionados por diferentes projetos de suportes e folhetos.

## Capítulo 2

### Objetivo

Este trabalho teve como objetivo geral a simulação numérica através do Método dos Elementos Finitos do folheto da válvula aórtica, buscando a distribuição de tensões no mesmo.

Os objetivos específicos foram:

1. Coleta das propriedades físicas e mecânicas relacionadas ao material da válvula aórtica natural;
2. Definição do problema através de estudos do comportamento valvular nos movimentos de abertura e fechamento da válvula sem considerar a interação sólido-fluído;
3. Definição da geometria através de dados de imagens clínicas e medições de folhetos considerados simétricos;
4. Definição das condições de contorno que se aproximassem, o máximo possível, da situação real.

## Capítulo 3

# Revisão da Literatura

### 3.1 Coração e Ciclo Cardíaco

O coração consiste de duas bombas em série: uma bomba propulsiona o sangue através dos pulmões para as trocas de oxigênio e dióxido de carbono (a circulação pulmonar), e a outra propulsiona o sangue para outros tecidos do corpo (a circulação sistêmica). O fluxo do sangue através do coração ocorre em uma só direção (unidirecional) e é conseguido pelo funcionamento alternado das válvulas cardíacas formadas por folhetos. O fluxo sanguíneo contínuo para os tecidos corporais (periferia) ocorre pela distensão da artéria aorta e das suas ramificações durante a contração ventricular chamada de sístole e pela retração elástica das paredes das grandes artérias, durante o relaxamento ventricular, chamado de diástole. (BERNE, R M, 2000)

O fluxo do sangue dentro do coração é ilustrado na Figura 3.1. O sangue venoso proveniente da periferia entra no coração através do átrio direito e chega ao ventrículo direito após a abertura da válvula tricúspide. Através da contração do ventrículo direito, o sangue atravessa a válvula pulmonária e é bombeado até os pulmões, através do sistema arterial pulmonar. O sangue, então, passa através dos capilares pulmonares, onde o dióxido de carbono é eliminado e o oxigênio é captado. O sangue rico em oxigênio retorna pelas veias pulmonares para o átrio esquerdo,



atravessa a válvula mitral e atinge o ventrículo esquerdo de onde, atravessando a válvula aórtica, é bombeado para a periferia, oxigenando os tecidos e completando o ciclo.

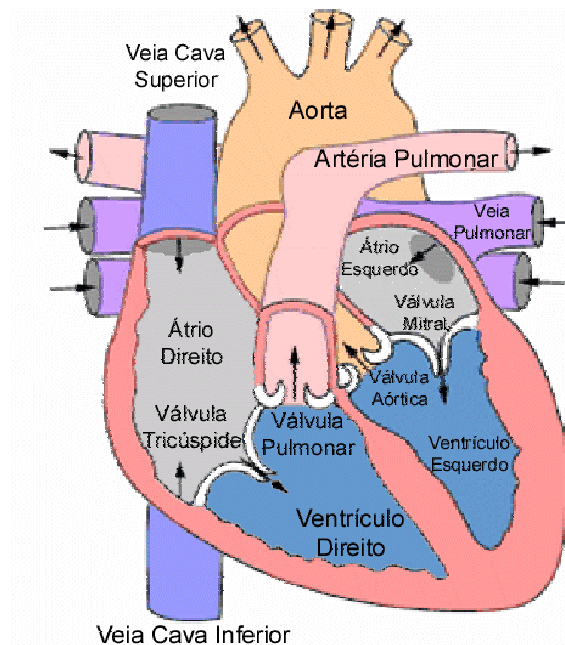


Figura 3.1 Ilustração do fluxo sanguíneo dentro do coração. (XUE, LI, 2004)

Na circulação normal intacta, o volume total de sangue é constante e um aumento no volume de sangue em uma região deve ser acompanhado por uma redução em outra. No entanto, a distribuição o sangue circulante para as diferentes regiões do corpo é determinada pelo débito do ventrículo esquerdo e pelo estado contrário dos vasos de resistência (arteríolas) destas regiões. (BERNE, R M, 2000).

## 3.2 Válvulas Cardíacas Naturais

As válvulas cardíacas são compostas por folhetos. Os folhetos são constituídos de tecido fibroso, flexível, coberto por endotélio, como pode ser visto nas Figuras 3.2 e 3.3. Os folhetos estão firmemente fixados à base dos anéis valvulares fibrosos, como mostra a Figura 3.4. Os movimentos dos folhetos valvulares são essencialmente passivos, e a orientação das válvulas cardíacas é responsável pelo

fluxo unidirecional do sangue através do coração. (BERNE, R M, 2000)

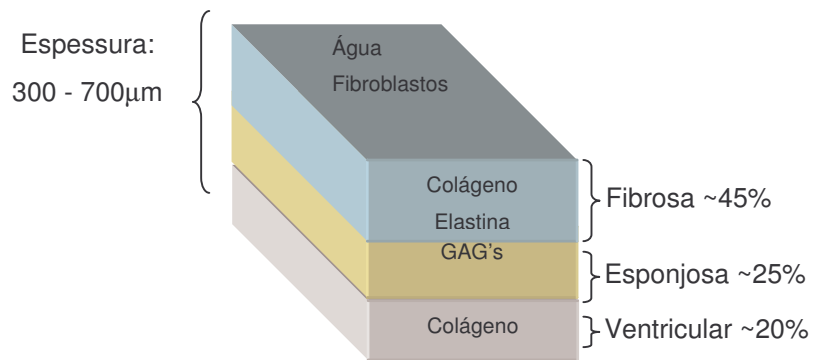


Figura 3.2 Ilustração da seção transversal de uma cúspide aórtica. GAG's são compostos heteropolissacarídeos lineares de alto peso molecular (SCOTT,M.,1998)

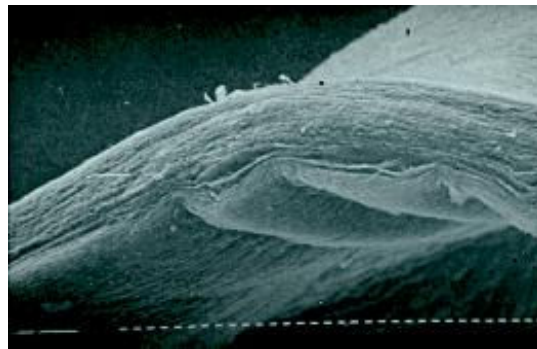


Figura 3.3 Fotografia em MEV(microscópio eletrônico por varredura) de tecido de formação das cúspides de válvulas cardíacas.(MARTIJN, A. J. COX, 2000)

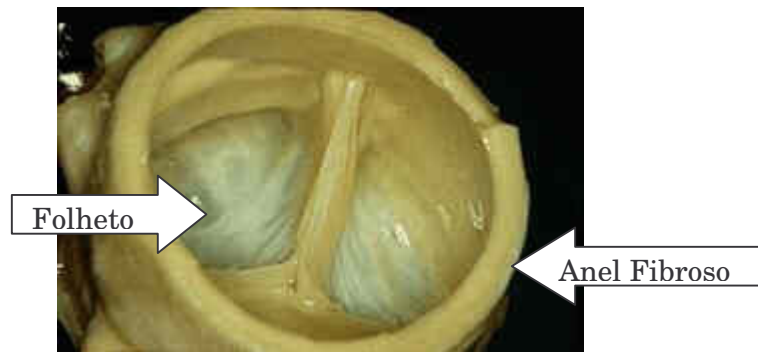


Figura 3.4 Fotografia de uma válvula aórtica humana, mostrando os folhetos e o anel fibroso.(BOUGHNER, DEREK, 1997)

Existem dois tipos de válvulas cardíacas: as válvulas atrioventriculares e as semilunares, ilustradas na Figura 3.5.

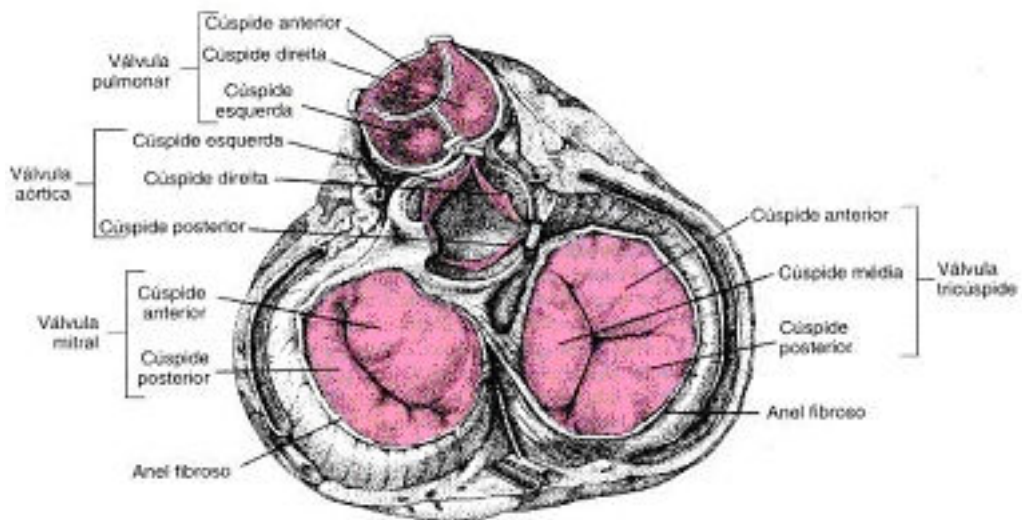


Figura 3.5 As quatro válvulas cardíacas, como vistas da base do coração. Os folhetos se sobrepõem nas válvulas fechadas. (BERNE, R M, 2000)

### 3.2.1 Válvulas Atrioventriculares

A válvula AV (atrioventricular), localizada entre o átrio e o ventrículo direitos, é formada por três cúspides (válvula tricúspide) e a localizada entre o átrio e o ventrículo esquerdos é a válvula mitral formada por duas cúspides.

A área total das cúspides de cada válvula AV é aproximadamente igual a área do respectivo orifício AV, de modo que ocorre considerável sobreposição dos folhetos quando a válvula está fechada.

Existem ligamentos finos e fortes presos às extremidades livres dessas válvulas. Esses ligamentos são chamados de cordas tendíneas e se originam dos potentes músculos capilares dos respectivos ventrículos, evitando a inversão das válvulas durante a sístole. (BERNE, R M, 2000)

### 3.2.2 Válvulas semilunares

As válvulas semilunares, localizadas entre o ventrículo direito e a artéria pulmonar e entre o ventrículo esquerdo e a aorta, consistem de três cúspides presas aos anéis valvulares. A Figura 3.6 mostra o formato de uma cúspide.

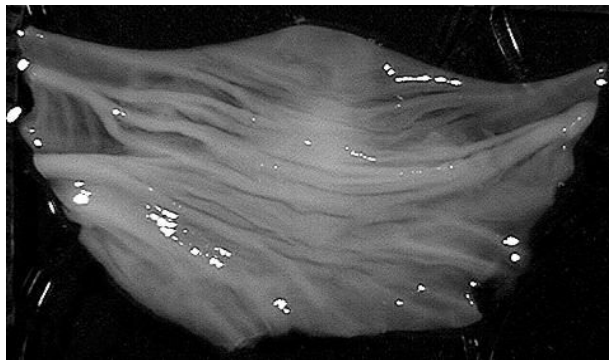


Figura 3.6 Fotografia de um folheto (cúspide) de válvula cardíaca.

Ao final da fase de sístole ventricular, o fluxo sanguíneo inverte-se brevemente na direção dos ventrículos. Essa inversão do fluxo sanguíneo força a

aproximação abrupta das cúspides impedindo a regurgitação do sangue para o interior dos ventrículos.

Durante a sístole, as cúspides não ficam justapostas às paredes da artéria pulmonar e da aorta, mas flutuam na corrente sangüínea em um ponto intermediário entre as paredes vasculares e a sua posição fechada.

Atrás das válvulas semilunares existem pequenas depressões nas paredes da artéria pulmonar e da aorta, chamadas de seios de Valsalva e ilustrados na Figura 3.7, onde o desenvolvimento de vórtices tende a manter as cúspides das válvulas afastadas das paredes dos vasos. (THUBRIKAR, M, 1990)

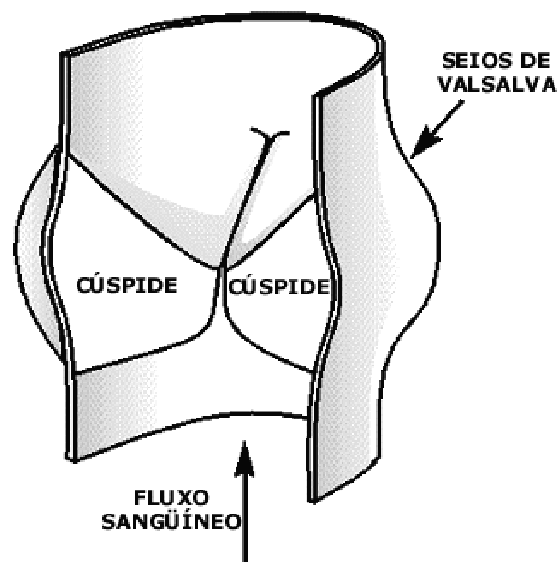


Figura 3.7 Ilustração mostrando as depressões dos vasos na região de inserção das válvulas cardíacas. (THUBRIKAR, M, 1990)

A geometria das cúspides e a forte sustentação de tecido fibroso proporcionam aproximações excelentes dos folhetos e evitam a regurgitação do sangue (THUBRIKAR, M, 1990)

### 3.2.3 O complexo mitral e tricúspide

O fluxo do sangue através do orifício mitral e tricúspide é regulado por uma interação complexa entre o átrio, o anel fibroso, o tecido valvular, as cordas tendíneas, os músculos papilares e a parede ventricular. Estes seis componentes, que constituem o "complexo" mitral e tricúspide, estão ilustrados na Figura 3.8. Uma falha de qualquer um dos componentes pode produzir graves conseqüências hemodinâmicas. (HURST, JW, 1981)

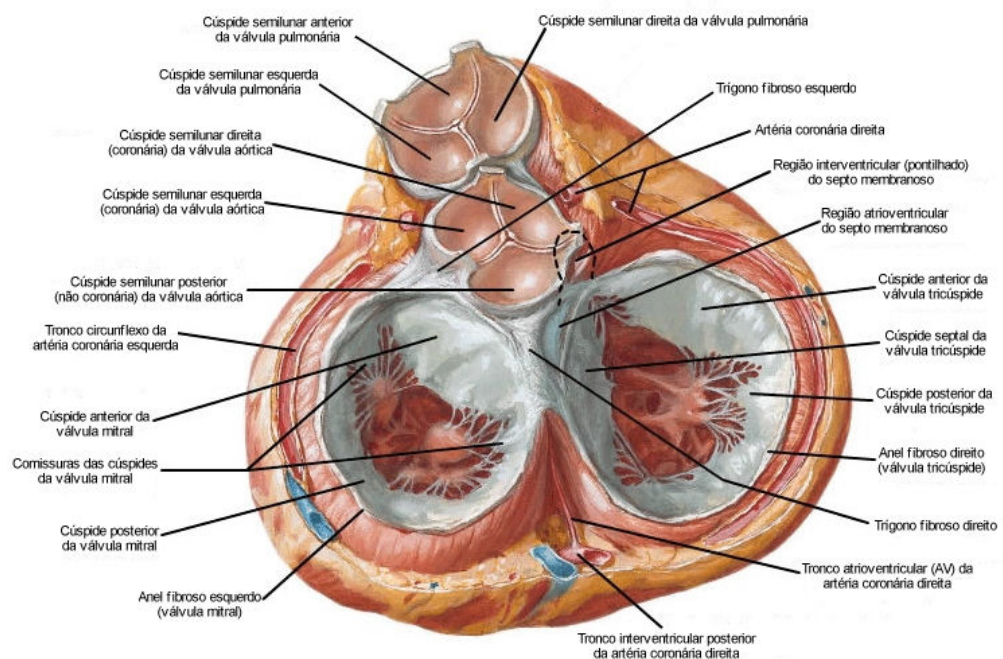


Figura 3.8 Ilustração mostrando o complexo mitral e tricúspide em diástole. [WebMDhealth, 2005]

Na válvula mitral, apesar de os dois folhetos serem muito diferentes quanto a mobilidade, ambos contribuem de modo significativo para o fechamento valvular de forma eficaz. Os pontos anatômicos de união entre as cúspides são chamados de comissuras. (HURST, JW, 1981)

O orifício da válvula tricúspide é maior do que o orifício da mitral. Os folhetos tricúspides diferem dos folhetos mitrais por serem mais delgados, mais transparentes e com formas mais bem definidas. Em geral, os três folhetos possuem

tamanho desigual. O maior deles é o folheto anterior. O folheto septal liga-se às porções membranosa e muscular do septo interventricular. O folheto posterior que, geralmente é o menor, liga-se ao anel tricúspide ao longo de sua borda pósteroinferior. (HURST, JW, 1981)

O complexo da aórtica pulmonária pode ser visto na Figura 3.9. As válvulas pulmonária e a aórtica estão posicionadas entre um ventrículo e a artéria aorta. São formadas por três folhetos semilunares. (LAGE, SG, 2001)

A válvula aórtica é constituída por três folhetos, a coronária direita, coronária esquerda e não coronária. (LAGE, S G, 2001)

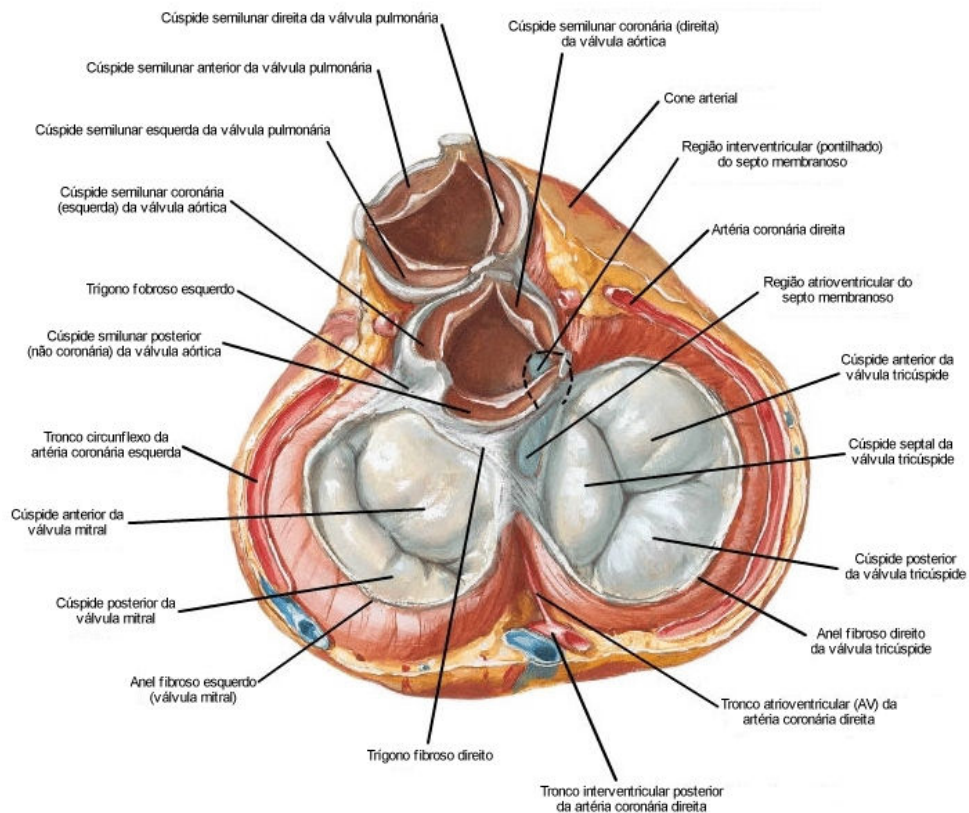


Figura 3.9 Ilustração mostrando o complexo aórtica e pulmonária em sístole. [WebMDhealth, 2005]

### **3.3 Válvula Aórtica**

A válvula aórtica fica situada entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta e a sua função é permitir que o sangue flua em uma direção, do ventrículo para a aorta. A válvula aórtica abre e fecha aproximadamente 103.000 vezes por dia e aproximadamente 3,7 bilhão vezes em sua extensão de vida. Esta abertura e fechamento da válvula aórtica são alcançados pelo movimento de seus três folhetos.

#### **3.3.1 Válvula Aórtica Natural**

A válvula aórtica natural, ilustrada nas Figuras 3.10 e 3.11, consiste de três folhetos membranosos e três seios. Os folhetos são as partes mais móveis da válvula e os seios são as cavidades atrás dos folhetos que, à margem mais baixa dos seios ficam contínuos com o ventrículo esquerdo e à margem superior, se tornam parte da aorta ascendente. Os seios representam dilatações da base da aorta. Olhando para dentro da raiz da válvula aórtica aberta, pode-se ver os seios como bolsos divergentes que incham lateralmente sobre os folhetos fechados.

As aberturas das artérias coronária esquerda e direita estão presentes em dois dos seios apenas. Os seios são nomeados como seio coronário direito, seio coronário esquerdo, e não coronário (ou posterior).

Da visão da aórtica, os folhetos fechados parecem ser compostos de duas partes. Uma parte separa o ventrículo da aorta que suporta a carga da pressão aórtica e esta é a única parte do folheto visível da perspectiva ventricular. A segunda parte de cada folheto é chamada de comissura. Pode ser visto na figura 3.10, que cada folheto é inserido ao longo de uma linha crescente que segue o limite próximo de seus seios. (THUBRIKAR, M, 1990)



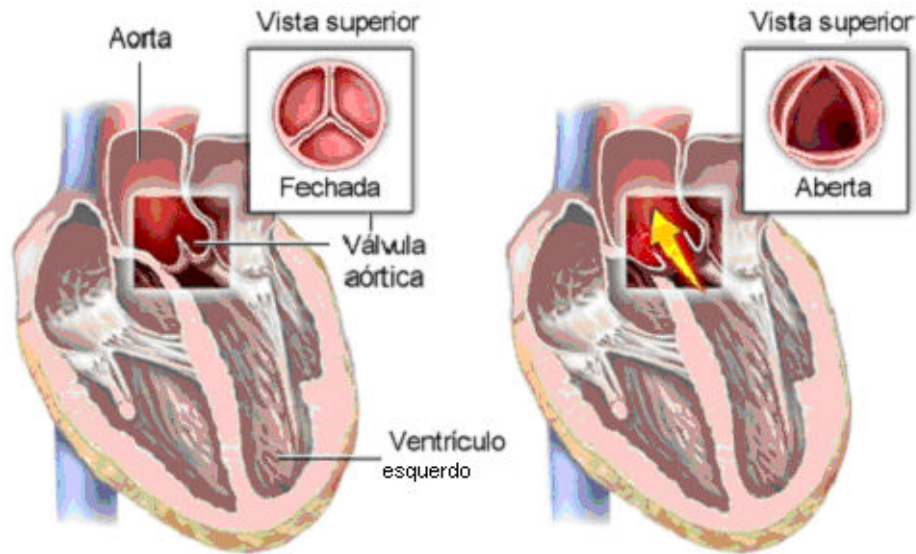


Figura 3.10 Localização e visualização da válvula aórtica aberta e fechada. (WebMDhealth, 2005)

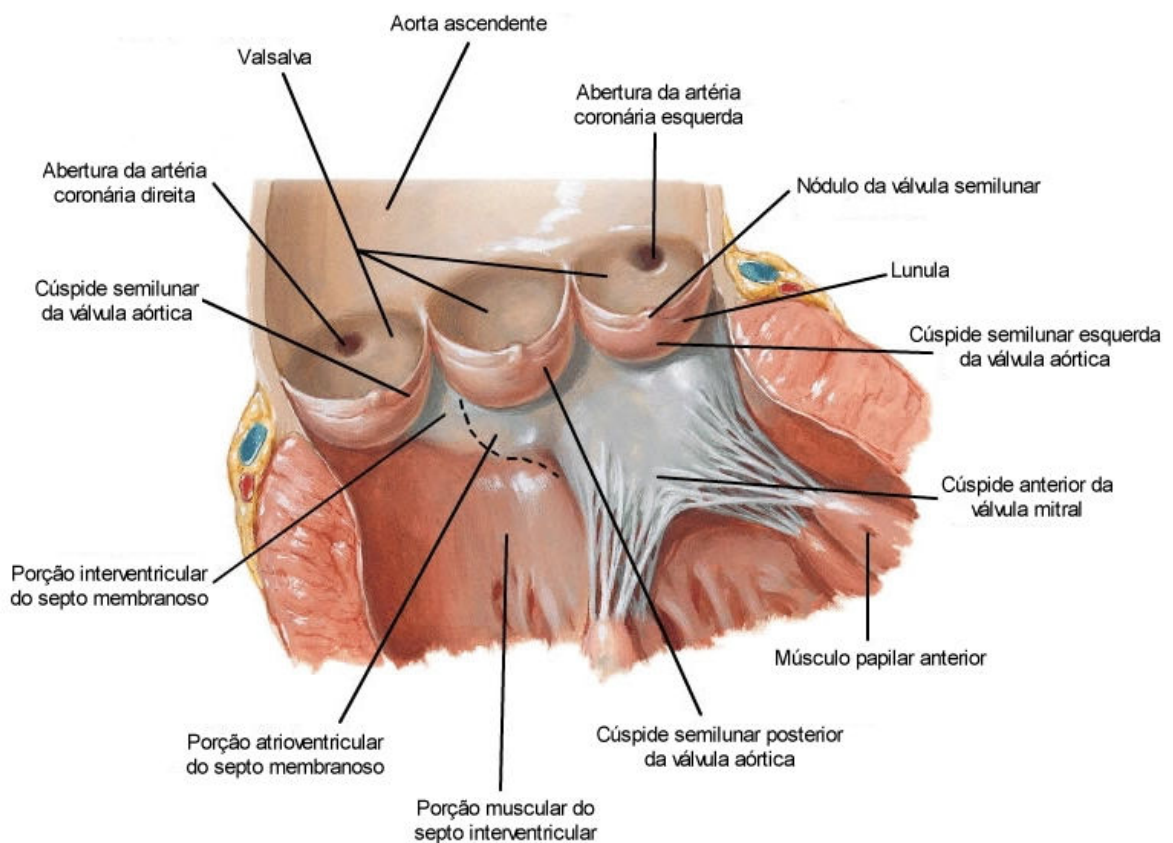


Figura 3.11 Ilustração da válvula aórtica aberta, mostrando os componentes discutidos. (WebMDhealth, 2005)

A anatomia da válvula aórtica reporta diretamente à sua função. Com o crescimento do número de procedimentos cirúrgicos e uso crescente de válvulas artificiais aumenta a importância na análise da relação entre a estrutura da válvula e sua função.

Uma válvula aórtica normal tem três folhetos encurvados em uma só direção tornando-os cilíndricos, como ilustra a Figura 3.12. O folheto cilíndrico tem uma maior tensão na direção circunferencial do que na direção radial. A forma do folheto também é crítica para a sua habilidade em inverter a curvatura. Considerando-se que os folhetos têm que inverter a curvatura a cada estágio de abertura e fechamento da válvula, é vantajosa a forma cilíndrica em relação à esférica.

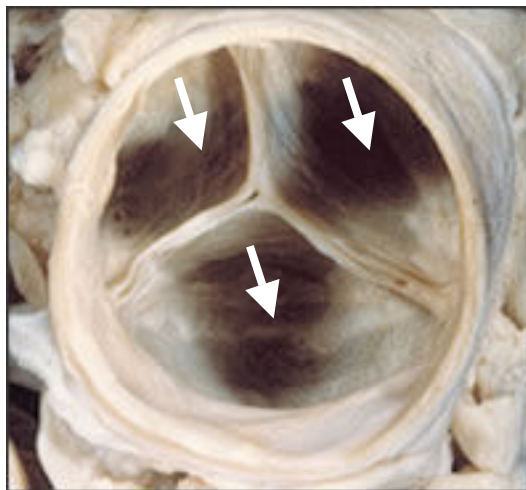


Figura 3.12 Válvula aórtica natural. Notar a curvatura dos folhetos. (Heart Valves, 2005)

Para uma válvula localizada à entrada de um tubo circular como a aorta, a abertura deve ser circular de forma que o sangue possa fluir suavemente. Quando a válvula está aberta a circunferência de abertura possui, aproximadamente, seis vezes o raio da mesma. Quando a válvula está fechada, o comprimento total das extremidades livres dos três folhetos também é aproximadamente seis vezes o raio. Conseqüentemente, uma válvula de três folhetos pode produzir uma abertura circular sem que ocorra uma grande mudança no comprimento do folheto.

Embora os três folhetos não sejam, freqüentemente, idênticos, são bastante

semelhantes para permitir uma descrição geral de uma simetria em uma válvula com três folhetos. As dimensões são mostradas na Figura 3.13. (THUBRIKAR, M, 1990)

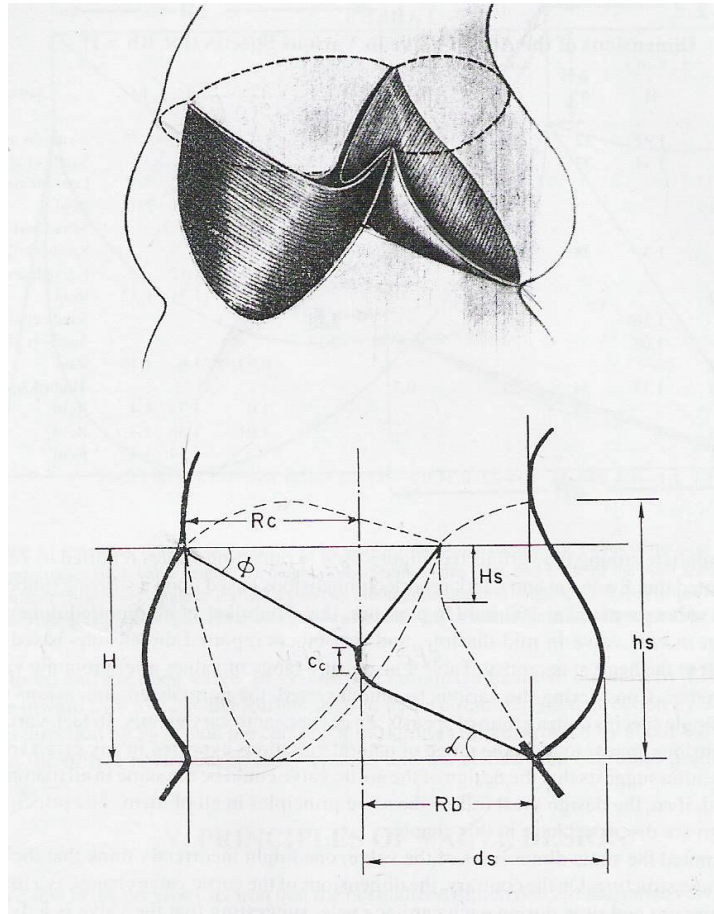


Figura 3.13 Representação esquemática da válvula aórtica e a vista de lado de um folheto. (THUBRIKAR, M, 1990)

Os parâmetros apresentados na Figura 3.12 são:

- $R_b$  = raio da base (de 11,3 a 14mm para um humano adulto);
- $R_c$  = raio da comissura;
- $H$  = altura da válvula (de 15,7 a 19,8mm para um humano adulto);
- $\alpha$  = ângulo da superfície do folheto (de 15 a 27° para um humano adulto);
- $\phi$  = ângulo da extremidade livre do folheto (de 25 a 37° para um humano adulto);

- Hs = altura da comissura;
- hs = altura do seio;
- ds = raio da parede mais afastada do seio;
- Cc = altura do coalescencia dos folhetos.

### 3.3.2 Doenças da Válvula Aórtica

O diagnóstico e o pronto tratamento das doenças da válvula aórtica é de extrema importância, pois a válvula danificada pode levar à morte súbita.

As anormalidades da válvula podem levar a uma obstrução do fluxo (estenose), à insuficiência (regurgitação) ou a ambos. Uma ilustração dessas anormalidades pode ser vista na Figura 3.14.

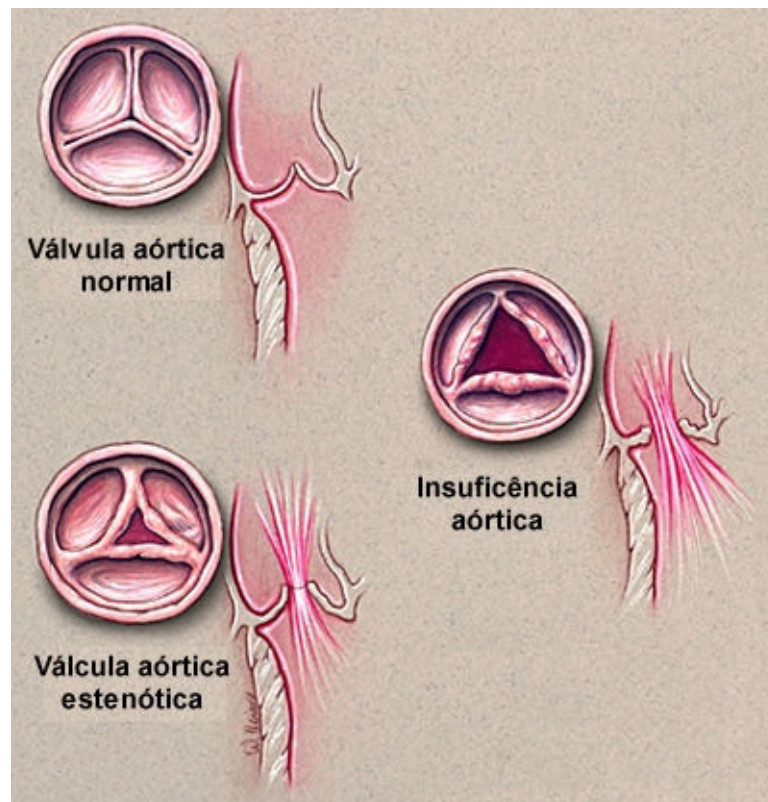


Figura 3.14 Ilustração mostrando as anormalidades comuns em válvula aórtica. (NISHIMURA, R A, 2005)

A estenose é um termo que se refere à diminuição da abertura da válvula durante a sístole. Essa anomalia pode ser congênita ou pode ser causada por calcificação progressiva e crescimento contínuo de tecido cicatrizante sobre danos causados por febre reumática. No entanto, a causa mais comum de estenose aórtica, na atualidade, é a calcificação dos folhetos que ocorre com o avanço da idade, chamada de estenose degenerativa senil. (NISHIMURA, R A, 2005)

Quando a estenose aórtica se torna severa, podem ocorrer sintomas como falta de ar (dispnéia), dores no peito (angina) e vertigem. A presença da estenose causa um aumento da espessura do músculo do ventrículo esquerdo (hipertrofia) devido à maior tensão causada pela obstrução.

O tratamento convencional para estenose severa é a substituição da válvula debilitada por uma prótese. Após a cirurgia, o paciente pode ter uma vida normal.

A regurgitação aórtica permite retorno do fluxo sangüíneo para o ventrículo esquerdo durante a diástole. Pode ocorrer devido à anormalidades da válvula como alargamento da aorta com conseqüente estiramento dos folhetos que ficam impedidos de se tocarem quando a válvula se fecha.

A regurgitação crônica pode estar presente durante vários anos sem apresentar sintomas, pois o ventrículo esquerdo é capaz de compensar o volume extra de sangue devido ao refluxo, aumentando a cavidade e a espessura do músculo. Este mecanismo permite a ejeção do sangue necessário para o corpo e do que foi regurgitado. Quando os sintomas aparecem, o paciente apresenta falta de ar ou desconforto no peito. A regurgitação crônica pode resultar em um dano irreversível do ventrículo esquerdo, mesmo na ausência de sintomas. Se a substituição da válvula ocorre antes que o músculo do ventrículo esquerdo seja danificado, o resultado é excelente e o paciente pode voltar a sua vida normal. (NISHIMURA, R A, 2005)

### **3.3.3 Válvulas Cardíacas Artificiais**

Logo após a introdução das máquinas pulmão-coração, os cirurgiões

começaram a experimentar a substituição das válvulas cardíacas danificadas por outras artificiais. Muitas falhas aconteceram com as primeiras válvulas mecânicas e biológicas devido aos problemas não dimensionados. Muitos projetos e materiais diferentes foram testados. Sucessos eventuais com a colaboração entre os cirurgiões, fisiologistas, engenheiros, bioquímicos e fabricantes.

Os projetistas de válvulas artificiais encontraram vários desafios. Algumas válvulas causaram turbulência que impediram o fluxo do sangue e algumas permitiam vazamentos quando fechadas. O sangue tende a formar coágulos sobre a estrutura da válvula. Se um coágulo se liberta da superfície do material da válvula, pode bloquear uma artéria causando derrame ou ataque cardíaco. Além disso, as válvulas necessitam ter uma excelente resistência à fadiga, pois devem abrir e fechar cerca de 40 milhões de vezes por ano, seguindo os batimentos cardíacos do paciente. Os modelos utilizados atualmente, têm alcançado uma excelente durabilidade.

A Figura 3.15 mostra a válvula de Hufnagel, de 1952. Esta válvula foi posicionada na artéria aorta e não na posição da válvula aórtica, para aliviar os problemas de fluxo inadequado do sangue para o corpo. Sua utilização provou que materiais sintéticos poderiam ser tolerados pelo sangue (materiais hemocompatíveis). (BIOINTERACTIVE, 2004)



Figura 3.15 Válvula artificial de Hufnagel usada para aliviar problemas de fluxo inadequado se sangue em 1952. (BIOINTERACTIVE, 2004)

A válvula Braunwald-Morrow, Figura 3.16, foi a primeira válvula mitral artificial a ser implantada em humanos em 1960. No mesmo ano a primeira válvula

aórtica foi substituída.



Figura 3.16 Válvula mitral artificial (Braunwald- Morrow) implantada em 1960. (BIOINTERACTIVE, 2004)

Seguindo os projetos das válvulas artificiais, foram implantadas as de Van der Spuy, Figura 3.17, que mostraram a tendência de formação de coágulos nas molas de abertura, e as de Starr-Eduards (aórtica), Figura 3.18, introduzidas em 1961. Mais recentes são as válvulas de disco Bjork-Shiley, Figura 3.19, que causam menos turbulência no fluxo sanguíneo do que as válvulas de bola, devido à centralização do fluxo. Porém, a formação de coágulos e falhas estruturais ocorreram com este modelo. Os projetos mais modernos pertencem St. Jude Medical Center, que desenvolveu as válvulas com dois folhetos, Figura 3.20, introduzidas em 1977 e ainda em uso. Essas válvulas, quando abertas, provocam resistência mínima ao fluxo. (BIOINTERACTIVE, 2004)



Figura 3.17 Válvula de de Van der Spuy. (BIOINTERACTIVE, 2004)



Figura 3.18 Válvula de Starr-Eduards, introduzida em 1961. (BIOINTERACTIVE, 2004)



Figura 3.19 Válvula de disco Bjork-Shiley. (BIOINTERACTIVE, 2004)



Figura 3.20 Válvula de folheto duplo St. Jude's, introduzida em 1977 e ainda em uso. (BIOINTERACTIVE, 2004)

Para evitar problemas com a formação de coágulos, como ocorre com as válvulas mecânicas, pesquisadores desenvolveram as válvulas artificiais utilizando tecidos animais como as porcinas e as de pericárdio bovino, chamadas de biopróteses. As válvulas porcinas são tratadas quimicamente para prevenir uma resposta imunológica do paciente. O modelo mostrado na Figura 3.21, montado em



um suporte, foi introduzido em 1976. Um dos problemas desses tipos de válvulas é a possível deterioração do tecido. (BIOINTERACTIVE, 2004)

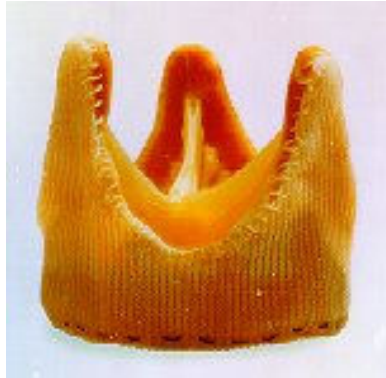


Figura 3.21 Válvula porcina, montada em um suporte, introduzida em 1976. (HEART VALVES, 2005)

A válvula de pericárdio bovino, mostrada na Figura 3.22, é superior à válvula de porcina em termos de desempenho hemodinâmico, pois o pericárdio, manualmente costurado sobre um suporte, fornece a viabilidade de fabricação de vários projetos de válvulas, com vários tipos de abertura.



Figura 3.22 Válvula de pericárdio bovino. (HEART VALVES, 2005)

As figuras 3.23, 3.24 e 3.25 mostram alguns problemas apresentados nas biopróteses.

A figura 3.23 mostra que a mineralização ocorre virtualmente em todas as próteses biológicas, especialmente em crianças e adultos jovens. Neste caso, a

calcificação(C) estava limitada principalmente a uma cúspide. A válvula porcina é assimétrica, com a cúspide coronariana sendo mais larga, com uma dobra muscular que resulta em uma abertura menos completa e uma calcificação acelerada após o xenotransplante. O suporte e o anel de sutura são demonstrados por uma seta e ponta de flecha, respectivamente. (BRAUNWALD, EUGENE, 1998)

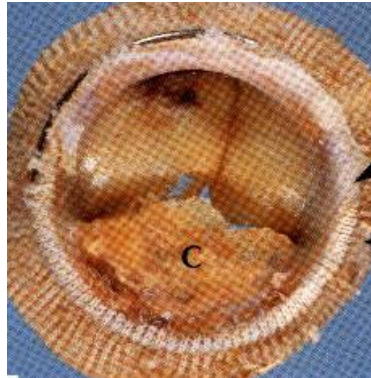


Figura 3.23 Biopróteses: alterações degenerativas (BRAUNWALD, EUGENE, 1998).

Na figura 3.24, mostra a perfuração numa válvula biológica. Esta válvula de Hancock foi colocada em posição mitral há 5 anos. O paciente morreu logo após a hospitalização por insuficiência cardíaca congestiva de início súbito. Há uma perfuração linear tipo II (setas) na base da cúspide que não envolve a borda livre. (BRAUNWALD, EUGENE, 1998)



Figura 3.24 Perfuração numa válvula biológica (BRAUNWALD, EUGENE, 1998).

Válvula biológica: endocardite. Válvula porcina vista na posição aórtica. Observe a destruição dos folhetos valvares por vegetações infecciosas (seta). O agente infeccioso foi *Staphylococcus epidermidis*. A válvula foi removida um mês após a colocação. A endocardite ocorre em um índice de cerca de 5% em 5 anos, e até 5 vezes esse índice em pacientes operados originariamente para endocardite. Infecções precoces são geralmente secundárias à contaminação pré-operatória, enquanto infecções após 60 dias resultam de disseminação bacteriológica. As pontas de flechas indicam os suportes recobertos por tecido. (BRAUNWALD, EUGENE, 1998)

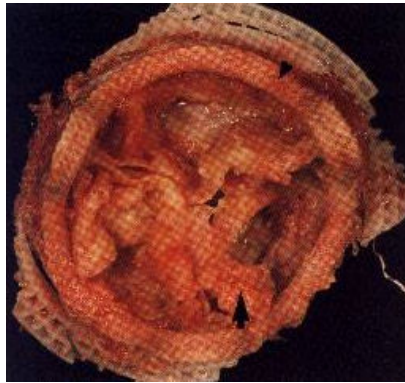


Figura 3.25 Válvula biológica: endocardite (BRAUNWALD, EUGENE, 1998).

Alguns pesquisadores, testando *in vitro* seis tipos diferentes de biopróteses e seis válvulas mecânicas, mostraram que as válvulas porcinas têm gradientes de pressão transvalvulares superiores aos das válvulas fabricadas em pericárdio bovino ou aos gradientes das válvulas mecânicas. As válvulas porcinas também mostraram maior tendência à regurgitação, seguidas das válvulas de pericárdio bovino e das válvulas mecânicas, estas últimas com o menor índice de regurgitação.

Estudos hemodinâmicos em biopróteses na posição aórtica, mostraram gradientes de pressão variando de 23,0 a 17,8 MMHg para diâmetro de 19 MM e uma variação de 2,1 a 0,7 MMHg para diâmetro de 25 MM. Os autores concluíram ser a válvula de pericárdio bovino, menos obstrutivas do que as válvulas porcinas.

As taxas de formação de trombos são difíceis de se estabelecer. Algumas

pesquisas apontam para taxas de 0,55% ao ano em paciente com implantação de válvula mitral e de 0,62% ao ano para pacientes com substituição múltipla, sem ingestão permanente de anticoagulantes. O autor declara que nenhum único caso de trombose de válvula aconteceu nesta série. Outras pesquisas mostraram que, em 2701 pacientes, ocorreu tromboembolismo em 2,76% ao ano em pacientes que sofreram substituições mitrais, sendo que 46% desses pacientes estavam fazendo uso de anticoagulantes.

A incidência de tromboembolismo para substituições aórticas apenas foi cerca de 0,32% ao ano. No entanto, foram registrados problemas severos de obstrução das válvulas em pacientes (0,1 a 5% ao ano) que necessitaram de reoperação. De acordo com os dados obtidos nos levantamentos realizados, os autores consideram que a formação de trombos não é um problema para a utilização de biopróteses de pericárdio bovino.

Em relação à deterioração do tecido, a implantação de válvulas de pericárdio bovino e de válvulas porcinas, nas mesmas condições, mostrou que a válvula de pericárdio tende a se deteriorar com mais rapidez e com maior frequência do que a válvula porcina. Estudos mostraram que, em implantação de biopróteses em 270 crianças abaixo de 15 anos, o índice de sobrevivência em 4 anos de utilização foi de 32,5% para as válvulas porcinas e de 2,3% para as de pericárdio bovino. Concluiu-se que a taxa de calcificação influencia fortemente na longevidade das biopróteses.

Estudos experimentais com implantes subcutâneos em ratos mostraram mineralização 48 horas após a implantação. Estudos com implantação de válvulas porcinas e válvulas de pericárdio em ovelhas também mostraram um alto grau de calcificação em ambas.

O pericárdio tratado com glutaraldeído tem uma tendência clara para calcificação que desempenha um papel importante na deterioração da válvula. A análise macroscópica da prótese retirada mostra, em todos os casos, uma cobertura fibrosa nos folhetos onde ocorre a calcificação. Rupturas sem calcificação macroscópica óbvia acontecem muito mais frequentemente nas válvulas de pericárdio do que nas porcinas. Estas rupturas têm início, geralmente, paralelamente e próximo do suporte (*stent*) ou na base do folheto, como resultado do processo de abrasão entre o tecido e o *stent*.

De forma geral, pode-se concluir que as biopróteses de pericárdio bovino são bastante aceitáveis para a substituição das válvulas naturais doentes, apesar da possibilidade de calcificação existir. Novos projetos que melhorem a distribuição de tensões nas biopróteses podem modificar as características de desgaste o que melhorará o seu desempenho e, conseqüentemente, a qualidade de vida dos pacientes. (BODNAR,E.,1991)

### **3.4 Simulação Numérica da Válvula Aórtica através do Método de Elementos Finitos**

Simulações numéricas em biopróteses têm trazido contribuições significativas para a análise da distribuição das tensões no tecido e para a otimização do projeto em folhetos da válvula aórtica. Muitos estudos usam modelos lineares e isotrópicos para as válvulas, outros usam modelos não lineares e isotrópicos. Encontrou-se que a tensão é sensível às variações geométricas dos folhetos e que um projeto apropriado do suporte do stent pode reduzir significativamente a variação da tensão.

Apresentou um estudo do modelo elástico isotrópico linear e não-linear dos folhetos durante o ciclo cardíaco, encontraram que o modelo não-linear era mais responsivo à onda da pressão da variação do tempo, e induzem uma baixa tensão compressiva e uma alta tensão nos folhetos. (J. Li,2001)

A fisiologia e a anatomia do corpo humano é muito complicada, por isso para simular estas partes são necessárias severas simplificações.(CARMODY, 2003)

#### **3.4.1 Método dos elementos finitos**

O método dos elementos finitos (MEF) é largamente empregado em engenharia na análise de estruturas, em transferência de calor e escoamento de fluidos. Trata-se de uma técnica matemática auxiliada por computador para a obtenção de soluções numéricas aproximadas de um conjunto de equações aplicado a

um problema físico que, quando resolvidas, predizem a resposta do sistema real quando sujeito a influências externas.

O problema físico envolve, tipicamente, uma estrutura real ou um componente estrutural, sujeito a certas cargas. A idealização do problema físico para um modelo matemático requer a aplicação de certas hipóteses que levam à formulação de equações diferenciais que governam o modelo matemático. O método de elementos finitos, então, resolve esse modelo matemático.

Como a técnica de solução por elementos finitos é um procedimento numérico, é necessário que uma solução precisa seja alcançada. Se este critério não é atingido, a solução numérica (elementos finitos) deve ser repetida com o refinamento dos parâmetros, como o refino da malha, até que uma precisão suficiente seja atingida.

No entanto, a solução por elementos finitos irá resolver apenas o modelo matemático selecionado e todas as hipóteses impostas neste modelo irão se refletir na resposta, ou seja, é extremamente importante que o modelo matemático escolhido seja o reflexo mais preciso possível do modelo físico que se quer analisar. Adicionalmente, mesmo que se estabeleça o modelo matemático muito próximo do problema físico, pode-se apenas estimar o comportamento do sistema real, visto que é impossível se reproduzir todas as informações presentes na natureza contidas no problema físico.

Uma vez que o modelo matemático tenha sido resolvido com precisão e o resultado tenha sido interpretado, pode-se refinar o modelo para aumentar ainda mais a precisão da resposta. Posteriormente, uma alteração no modelo físico pode ser necessária o que, por sua vez, irá levar a um novo modelo matemático e novas soluções por elementos finitos.

Portanto, a chave para a análise é 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)

De forma simplificada, a análise através de elementos finitos segue as etapas, ilustradas na Figura 3.23:

1. O domínio referente ao problema é dividido em regiões chamadas elementos. O conjunto de elementos é chamado malha, ilustrada na

Figura 3.24;

2. As equações governantes são transformadas em equações algébricas aproximadas;
3. As equações são avaliadas numericamente para cada elemento da malha e unidas com base na conectividade dos elementos;
4. Condições de contorno são impostas as quais modificam o sistema de equações;
5. O sistema de equações é resolvido; Variáveis primárias e variáveis secundárias
6. O pós-processamento fornece as soluções em forma de tabelas, gráficos e figuras.

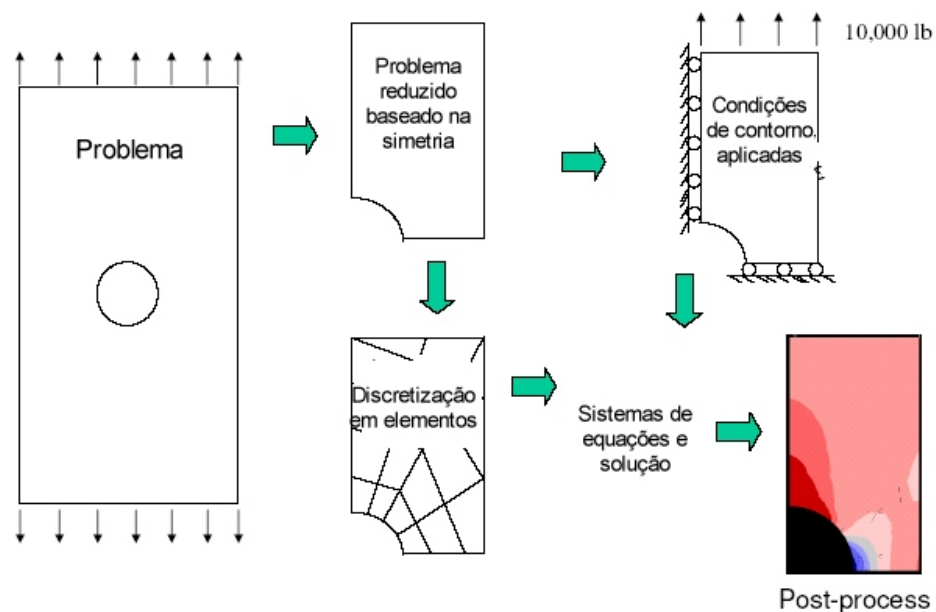


Figura 3.26 Ilustração das etapas envolvidas na simulação através do Método de Elementos Finitos. (BATHE, K-J, 1996)

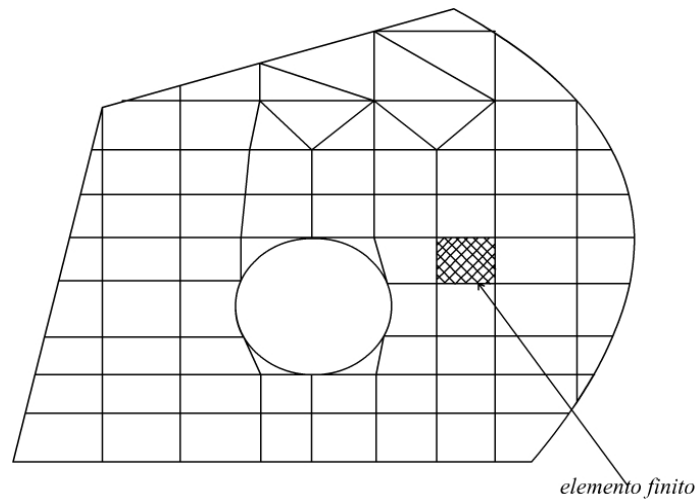


Figura 3.27 Ilustração da malha de elementos finitos (ASSAN, ALOÍSIO ERNESTO)

A malha pode ser aumentada ou diminuída variando o tamanho dos elementos finitos. Os pontos de intersecção das linhas dessa rede são chamados nós. Ao invés de buscar uma função admissível que satisfaça as condições de contorno para todo o domínio, no método de elementos finitos as funções admissíveis são definidas no domínio de cada elemento finito.

A malha é programada para conter as propriedades do material e da estrutura analisada o que definirá como o problema físico reagirá sob certas condições de carregamento. A quantidade de nós em uma região depende do nível de tensão a que esta região estará sujeita, ou seja, regiões afetadas por altas tensões terão maior densidade de nós. Os pontos de interesse devem se concentrar em pontos onde ocorreu fratura em ensaios prévios, cantos, furos, detalhes complexos e regiões de altas tensões.

Muitas condições de carregamento podem ser impostas ao modelo como pressão, cargas estáticas, cargas térmicas, deslocamentos, fluxos de calor, cargas dinâmicas, etc.

Os programas que utilizam o MEF, geralmente, possuem uma biblioteca de elementos tais como: cilindros, placas, cascas, compósitos, elementos cisalhantes, sólidos, rígidos, viscosos, viscoelásticos e muitos outros.

Dentre as análises estão as estruturais, vibracionais, de fadiga e de transferência térmica e outras.



As análises estruturais consistem de modelos lineares (parâmetros simples, assumindo que o material não se deforma plasticamente) e não lineares (material ultrapassa o seu limite elástico). As tensões, portanto, variam com a variação na deformação.

A análise vibracional é usada para testar um material quando em vibrações randômicas, choques e impactos. Cada um desses incidentes atua em uma frequência vibratória natural do material o que, por sua vez, pode causar ressonância e levar a fratura do componente ou do sistema analisado.

A análise de fadiga auxilia os projetistas a predizer a vida útil de um material ou de uma estrutura, mostrando os efeitos que a carga cíclica tem sobre a peça. Os resultados da análise podem revelar regiões onde provavelmente ocorrerá propagação de trincas ou a tolerância do material às condições em serviço.

Finalmente, a análise de transferência de calor modela a condutividade térmica do material ou da estrutura que pode ser analisada de forma estacionária ou transiente.

O método dos elementos finitos, portanto, tornou-se uma ferramenta extremamente importante para estimar falhas devido as tensões não conhecidas, permitindo reconhecer as regiões da peça ou do sistema onde o projeto deve ser revisto. Este método também diminui sensivelmente o custo de manufatura e, na área Biomédica, evita danos desnecessários à saúde e reduz o número de ensaios *in vivo*.

Em termos matemáticos, para cada elemento finito  $i$ , é montado um funcional  $\Pi_i$  que, somado aos dos demais elementos finitos, formam o funcional  $\Pi$  para todo o domínio:

$$\Pi = \sum_{i=1}^n \Pi_i \quad (3.1)$$

Para cada elemento  $i$ , a função aproximada é formada por variáveis referidas aos nós do elemento (parâmetros nodais) e por funções denominadas de funções de forma. A função aproximada  $v$  tem a forma:

$$v = \sum_{j=1}^m a_j \phi_j \quad (3.2)$$

onde  $a_j$  são os parâmetros nodais e  $\phi_j$  as funções de forma.

O funcional  $\Pi$  fica sendo expresso por:

$$\Pi(a_j) = \sum_{i=1}^n \Pi_i(a_j) \quad (3.3)$$

A condição de estado estacionário gera um sistema de equações algébricas lineares, tal como:

$$\delta \Pi(a_j) = \sum_{i=1}^n \delta \Pi_i(a_j) = \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^m \frac{\partial \Pi_i(a_j)}{\partial a_j} = 0 \quad (3.4)$$

A solução do sistema de equações acima dá os valores dos parâmetros nodais  $a_j$  que podem ser deslocamentos, forças internas, ou ambos, dependendo da formulação do método dos elementos finitos que se utiliza. (ASSAN, ALOÍSIO ERNESTO)

## Capítulo 4

# Metodologia

Para a simulação do comportamento dos folhetos da válvula aórtica natural, utilizou-se o Programa ANSYS 8.0. O software ANSYS é um programa para solução de problemas de engenharia pelo método dos elementos finitos. Possui diversos recursos de geração de malha e definição de modelo no pré-processamento. Na solução o ANSYS fornece recursos para diversos tipos de análises estáticas e dinâmicas.

### 4.1 Problema Físico

A válvula aórtica possui três folhetos aproximadamente simétricos. Para a análise do problema físico, um coração foi dissecado no laboratório de anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, e a anatomia da válvula e dos folhetos foi analisada. A Figura 4.1 mostra o início da dissecação onde o coração foi cortado ao meio para o isolamento da válvula aórtica, mostrada em detalhe na Figura 4.2.



Figura 4.1 Dissecação do coração para retirada de dados.

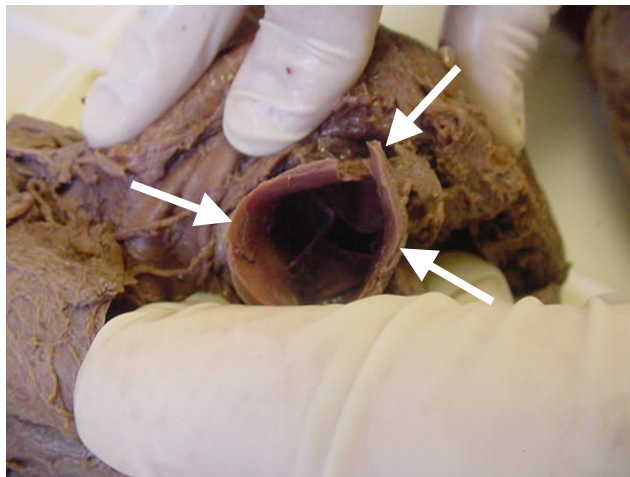


Figura 4.2 Dissecação mostrando a vista superior da parede da válvula aórtica.

A dissecação foi realizada com a intenção de se conferir a anatomia da válvula.

As medidas do diâmetro (em mm) do anel fibroso e da espessura dos folhetos (em mm) foram realizadas através de um paquímetro.

Para a simulação foram utilizadas as medidas sugeridas na literatura, pois o coração disponível para a dissecação já havia sido utilizado para outros estudos anatômicos e as cúspides encontravam-se degeneradas como pode ser observada na Figura 4.3.

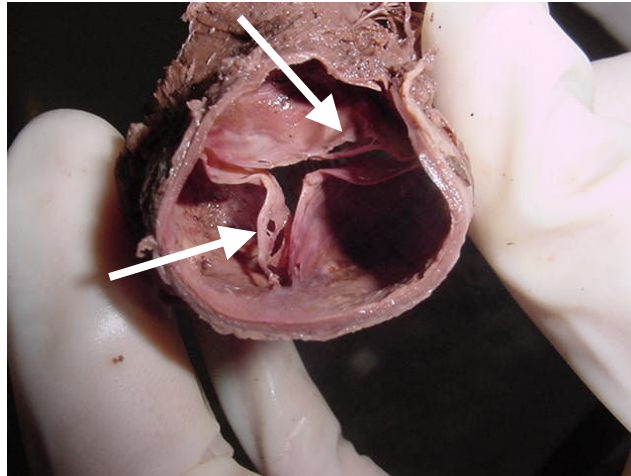


Figura 4.3 Dissecção mostrando a degeneração dos folhetos da válvula aórtica.

## 4.2 Modelo Geométrico

A partir das dimensões da válvula natural, foi construído o modelo matemático. O desenho do modelo teve início em um de seus três folhetos, onde foi concentrado todo o trabalho. No entanto, a parede da válvula também foi criada, como ilustram a Figura 4.4 e a Figura 4.5.

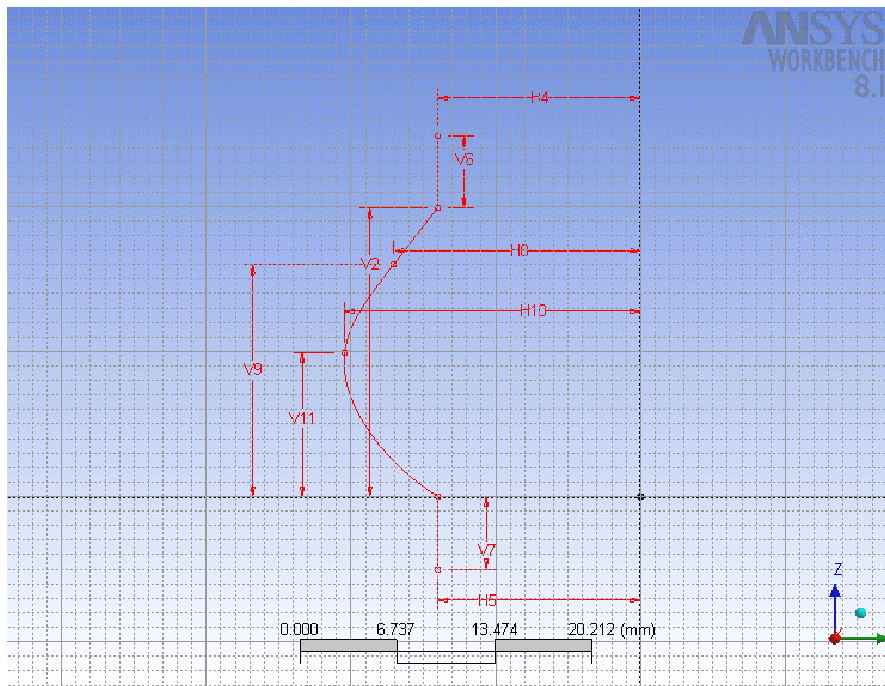


Figura 4.4 Esquema da parede da válvula com base nas dimensões da válvula natural.

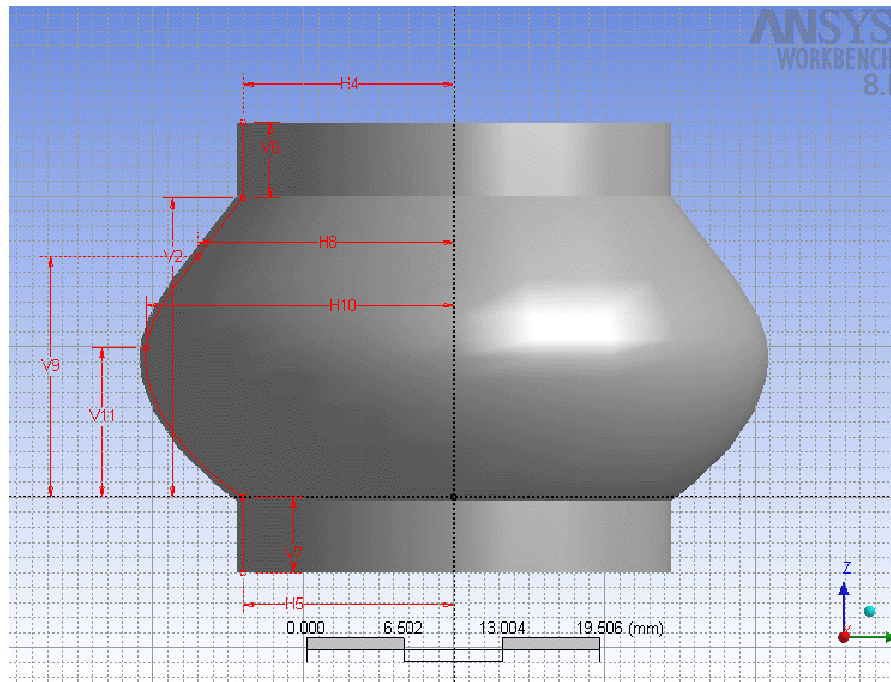


Figura 4.5 Esquema da parede da válvula após aplicação de uma rotação de 360° com espessura de 0,424 mm.

Para a construção do folheto, a circunferência com raio R1 igual a 14 mm, ilustrada na Figura 4.6, representou o apoio para a altura onde foram construídas as retas que fizeram parte do folheto.

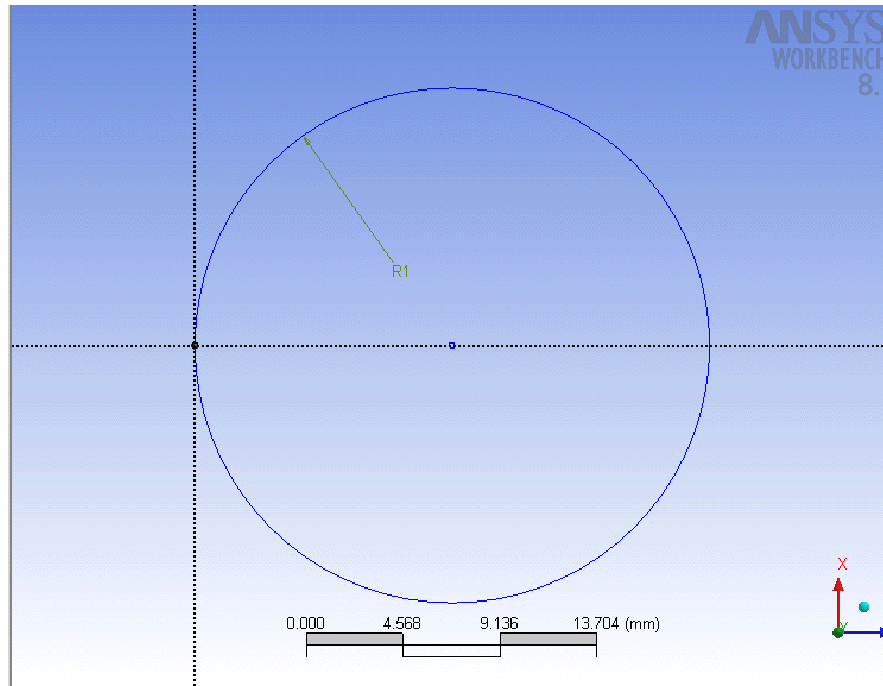


Figura 4.6 Circunferência de apoio para a construção do folheto ( $R1 = 14$  mm).

Em seguida, foram criados planos paralelos com distâncias específicas calculadas pelo Teorema de Pitágoras. Na Figura 4.7 está representada a primeira reta que possui um ângulo de inclinação, A18, de  $22^\circ$ , uma altura, V28, de 5,65 mm e uma distância, H19, de 14 mm (dimensões da válvula natural) Os planos criados possuíam deslocamento zero na direção do eixo X.

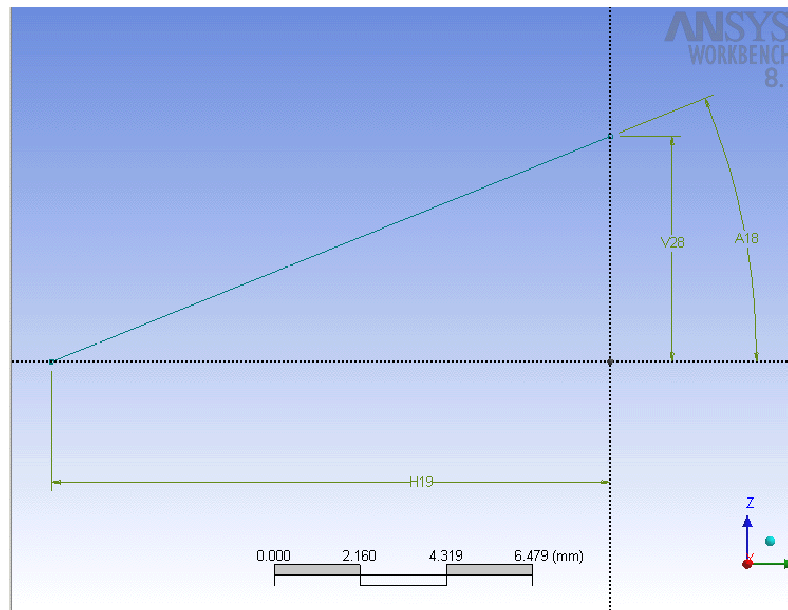


Figura 4.7 Ilustração da reta referente à inclinação do folheto na válvula natural ( $22^{\circ}$ ).

Para uma melhor visualização do processo de criação do folheto, a reta foi posicionada na parede da válvula, já construída, como ilustra a Figura 4.8.

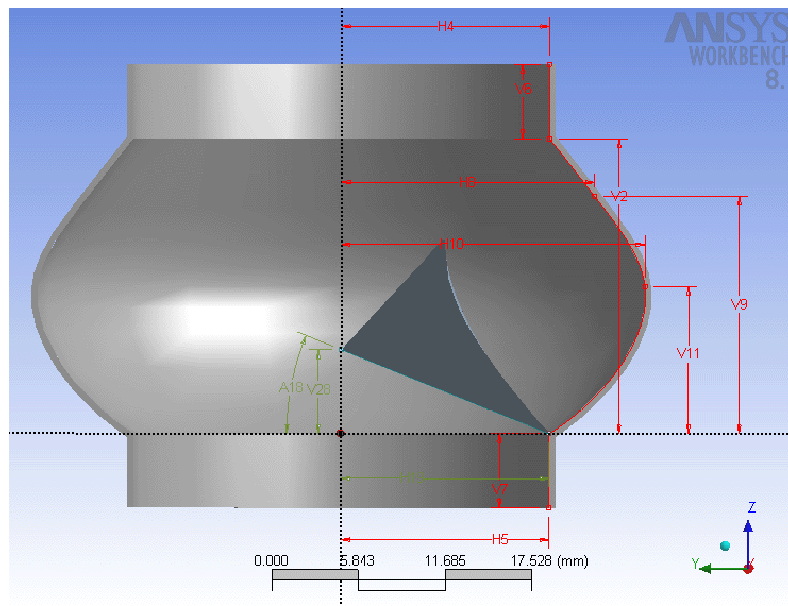


Figura 4.8 Posicionamento da reta de construção do folheto, dentro da parede da válvula.



Após os ajustes das retas e planos consecutivas, sempre respeitando as dimensões do folheto natural, chegou-se ao formato do meio folheto, mostrado na Figura 4.9. A Figura 4.10 mostra esta metade do folheto rebatido, formando o folheto completo.

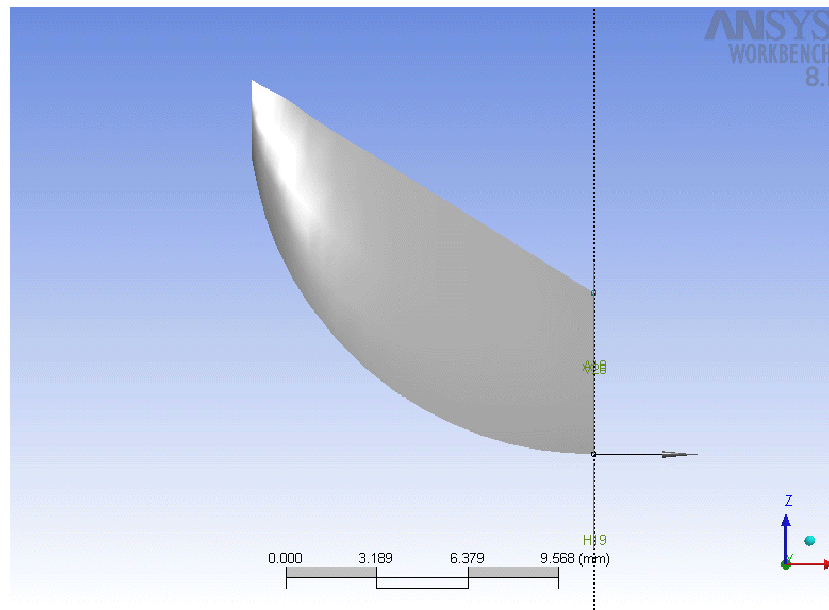


Figura 4.9 Metade de um folheto.

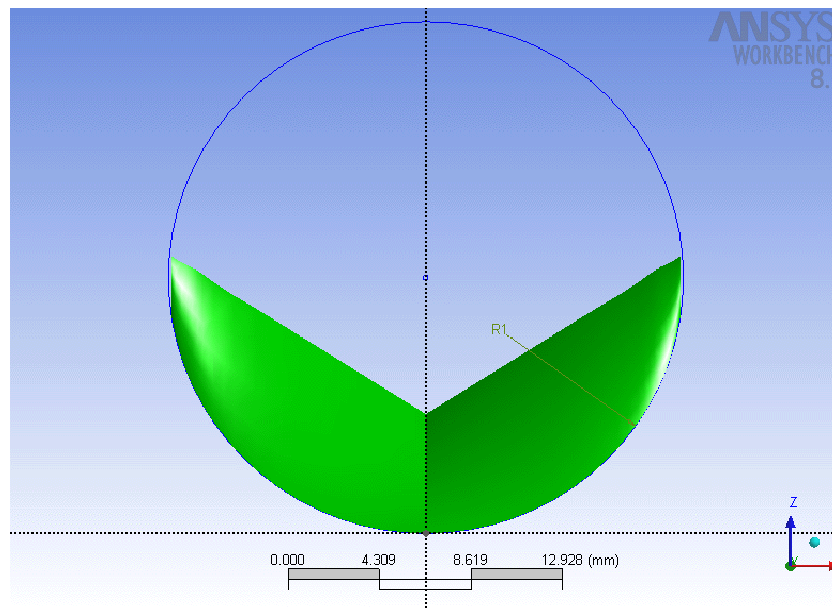


Figura 4.10 Duplicação da metade do folheto mostrado na Figura 4.8.

Considerando os três folhetos com as mesmas dimensões, a rotação do folheto, duas vezes em  $120^{\circ}$ , resultou na construção dos três folhetos, mostrados em vista superior na Figura 4.11. A Figura 4.12 mostra o posicionamento dos três folhetos dentro da parede da válvula.

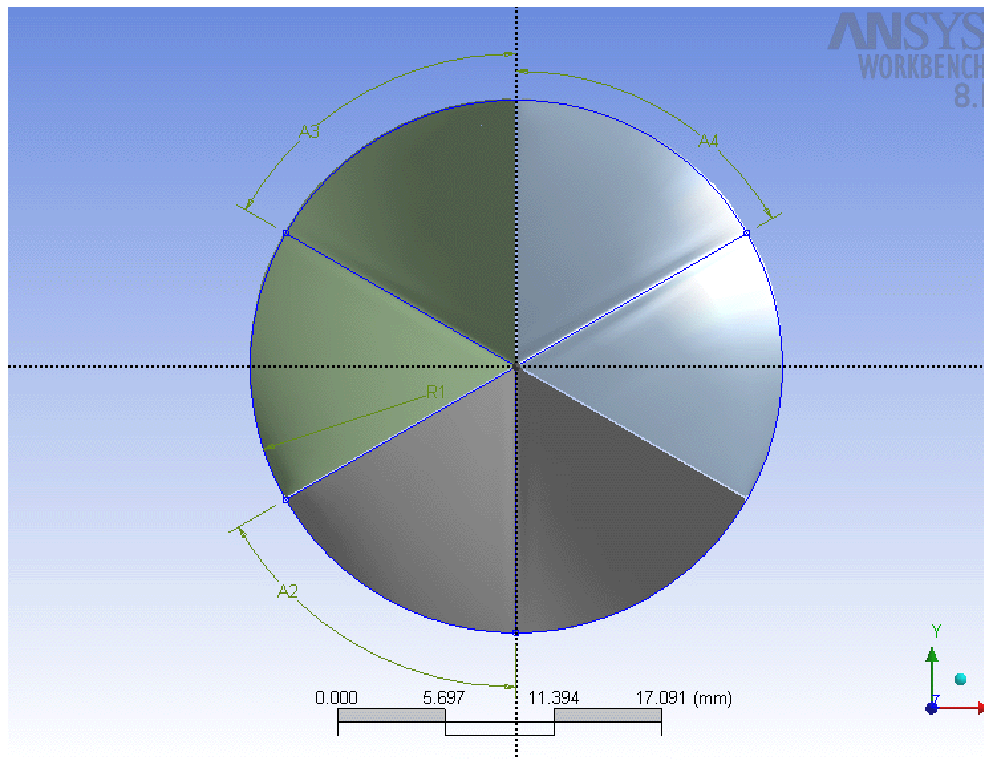


Figura 4.11 Vista superior dos três folhetos.

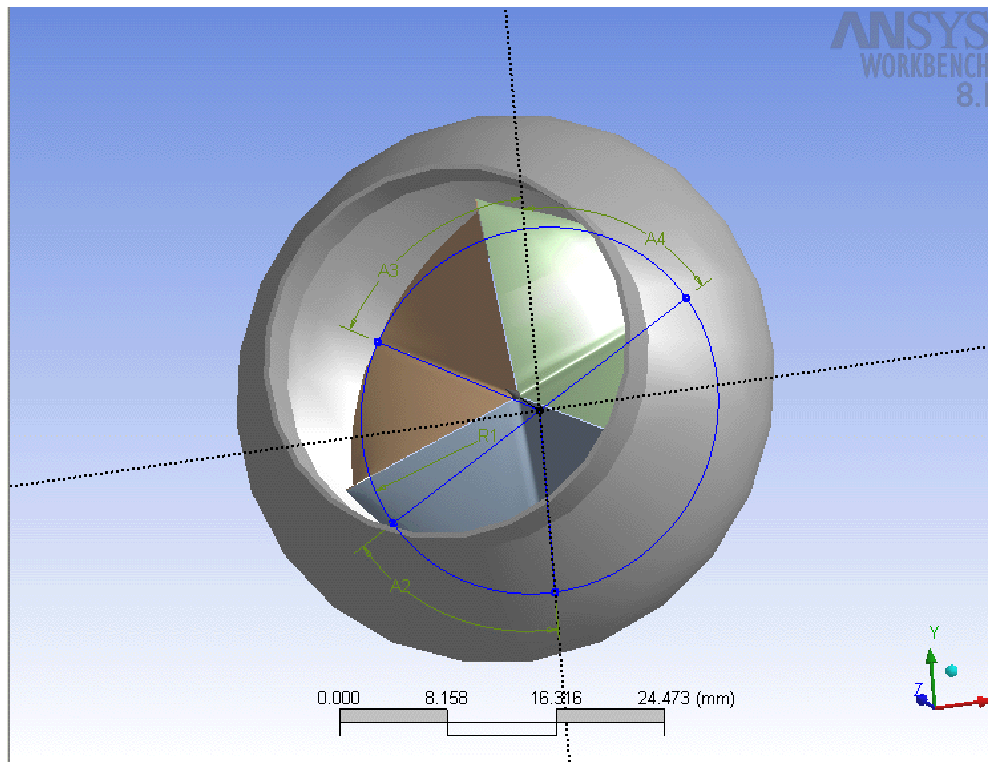


Figura 4.12 Os três folhetos posicionados dentro da parede da válvula.

### 4.3 Condições de Contorno e Modelamento matemático

Devido à simetria, apenas metade de um folheto foi exportado para o ANSYS para a simulação.

As considerações para a simulação foram:

- Análise estrutural não linear;
- Elemento shell 181, mostrado na Figura 4.13. A descrição SHELL181 do elemento SHELL181 é apropriada para analisar finamente às estruturas. É um elemento de 4-nós com seis graus de liberdade em cada nó: traduções no x, no y, e os sentidos de z, e as rotações sobre os eixos x, y, z.

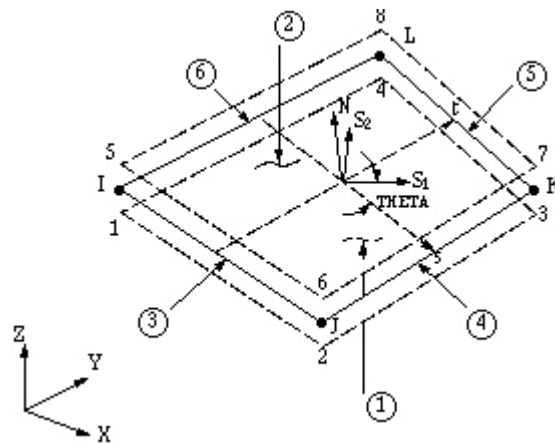


Figura 4.13 Elemento Shell 181 do ANSYS mostrando a geometria, localização dos nós e sistema de coordenadas. O elemento é definido por 4 nós (I, J, K, L) e sua formulação é baseada em medidas de deformação logarítmicas e tensões verdadeiras.

- Refinamento de todos os elementos.

Propriedades do material:

- Linear e isotrópico; (Condição imposta para a simulação)
- Módulo de Young igual a 2,483 MPa; (J. Li, 2001)
- Coeficiente de Poisson igual a 0,43; (J. Li, 2001)
- Espessura do folheto uniforme e igual a 0,4 mm; (THUBRIKAR, M, 1990)
- Densidade igual a  $(1.08\text{g/cm}^3)$

As condições de contorno aplicadas estão ilustradas nas Figuras 4.14, 4.15.

A Figura 4.14 ilustra a borda engastada, ou seja, a linha onde foram suprimidos todos os movimentos nas direções X, Y e Z. Esta borda é presa na parede da válvula, considerada, para simplificação do problema, como parede rígida. Na válvula natural, a parede apresenta movimento pulsátil.

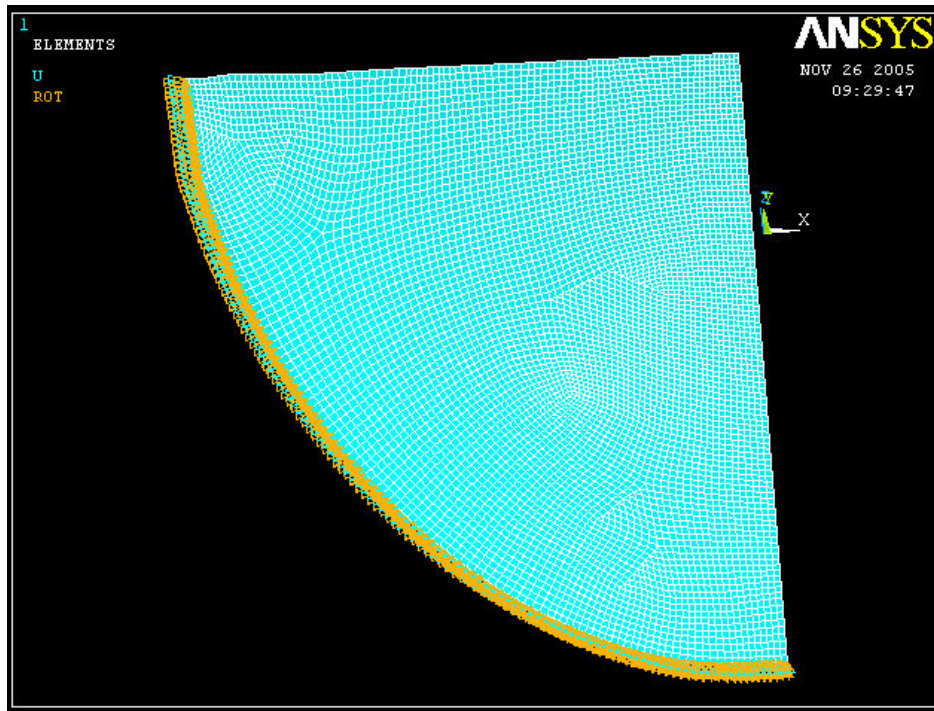


Figura 4.14 Metade do folheto renderizado, mostrando a borda engastada.

A Figura 4.15 ilustra a condição de contorno aplicada ao eixo de simetria. A fim de simular a continuidade do meio folheto, foi restringido, nesta linha, o movimento na direção X (paralela ao plano XY).

A pressão foi aplicada na superfície inferior do folheto, como ilustra a Figura 4.16, simulando o movimento da sístole, segundo a função (J. Li,2001):

$$0,0007 \cdot e^{0.04(\{TIME\}-1)}$$

A simulação foi realizada para grandes deformações, com 80 passos, fazendo com que a pressão variasse de 0,0007 mmHg a 120 mmHg.

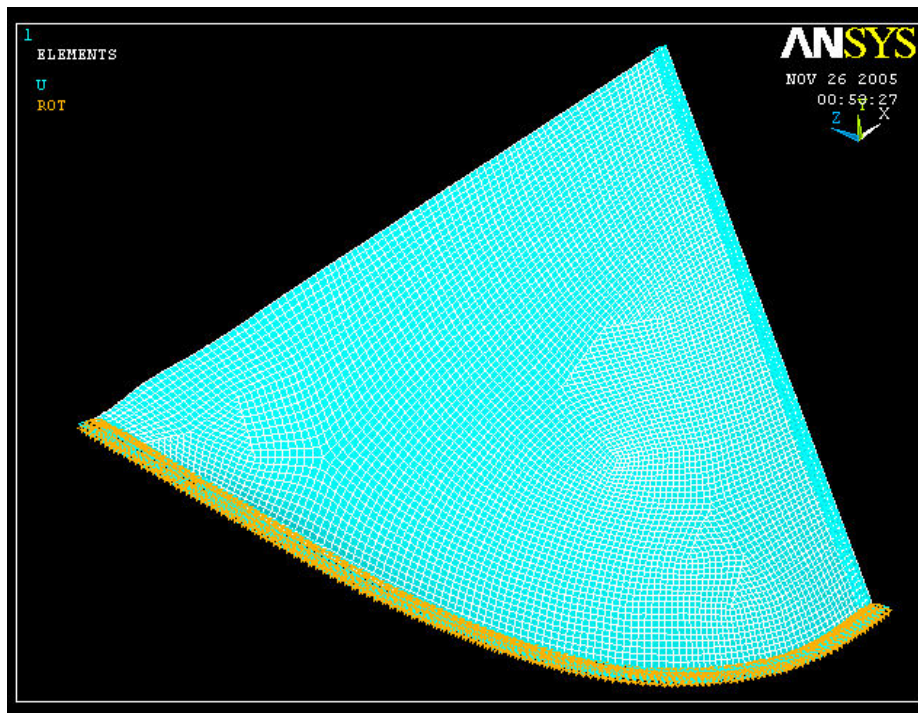


Figura 4.15 Metade do folheto renderizado, mostrando o eixo de simetria com restrição de movimento na direção X.

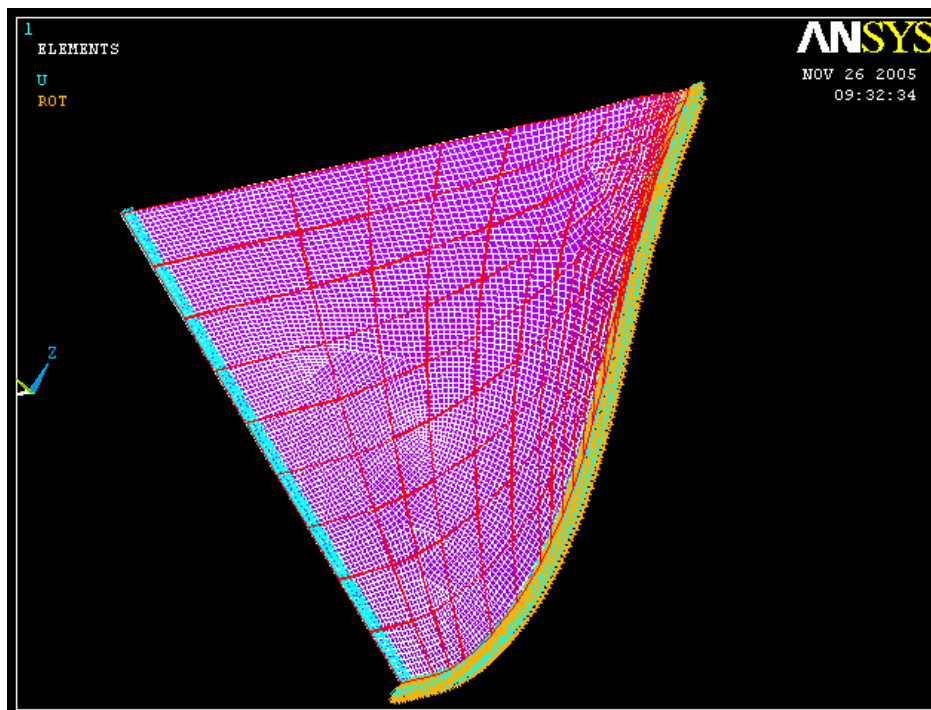


Figura 4.16 Metade do folheto renderizado, mostrando a superfície de aplicação da pressão variável.

## Capítulo 5

# Resultados e Discussão

Nestes capítulos são apresentados e discutidos os resultados obtidos através da simulação numérica utilizando o software ANSYS 8.0.

No estado tri-axial de tensões, o equilíbrio de um corpo dar-se-á no espaço tridimensional, e uma ampliação do critério de resistência deve conter as três tensões principais normais que solicitam o elemento, ou seja,  $\sigma_x, \sigma_y$  e  $\sigma_z$ .

Uma forma de analisar conjuntamente todas as tensões que solicitam um elemento da malha é a utilização do critério das tensões principais (von Mises). Este critério baseia-se na energia de distorção de um determinado material por unidade de volume. As tensões de von Mises são sempre positivas e não é possível determinar se estas tensões são de compressão ou de tração. Sua vantagem é que, quando comparada com a tensão de escoamento do material, estabelece o grau de solicitação daquela região da estrutura. (ROCHA, I., 2000)

O programa ANSYS é capaz de determinar as zonas de solicitação, segundo uma escala de cores correspondentes a cada faixa de tensão.

A Figura 5.1 mostra a distribuição de tensões (von Mises), em MPa, na superfície superior do folheto, considerando-se sua posição anatômica e a Figura 5.2 mostra esta distribuição segundo J. Li., dada em KPa.

Pode-se verificar que a máxima tensão ocorre na extremidade do folheto que se encontra engastada no anel fibroso. Na válvula natural, esta é uma região de

grandes tensões, pois toda a superfície do folheto possui liberdade de movimentos em todas as direções e liberdade de rotação devido à passagem do fluxo sanguíneo. Esta região, por estar no final da linha do folheto presa ao anel fibroso, é tracionada com maior intensidade do que as demais regiões ao longo dessa linha.

Menores tensões eram esperadas na porção central do folheto e na região de união com o anel, o que foi confirmado pelo resultado obtido. Segundo SALGO, I S, 2002, o anel e a curvatura da válvula natural, além das cordas tendilíneas ligadas aos folhetos, são responsáveis pela homogeneidade na distribuição das tensões e a região de união do folheto com o anel é a que apresenta as menores tensões. Apesar das considerações simplificadoras do modelo apresentado, a distribuição de tensões encontrada na literatura foi reproduzida.

Quanto aos valores numéricos, a tensão máxima registrada na sístole foi de 0,065 MPa. Na literatura encontra-se valores de 0,035 MPa (SONCINI, M, 2001) a 0,14 (para um material considerado não-linear) (J. Li,2001).

Os mesmos comentários podem ser estendidos ao valor máximo de deformação alcançado na simulação que foi de  $0,22 \times 10^{-3}$  mm, enquanto que, na literatura, encontram-se valores variando de 0,45 mm a 1,5 mm (folheto natural, com espessura variável). (THUBRIKAR, M, 1990).

No entanto, tanto as condições de contorno aplicadas como os parâmetros escolhidos variam de um autor a outro, o que dificulta a comparação de resultados com a literatura.

Analisando as Figuras 5.1 e 5.2, pode-se notar que a distribuição de tensão é muito semelhante, tendo a tensão o seu valor máximo na extremidade da região engastada, representada pelo ponto D na Figura 5.2. Também nesta figura, foram encontrados os menores valores próximos aos pontos A e C, sendo que esta linha representa o eixo de simetria do folheto. Da mesma forma, na simulação realizada neste trabalho, Figura 5.1, valores baixos de tensão foram encontrados ao longo do eixo de simetria, indicado pela seta.

Pode-se afirmar, portanto que, neste trabalho, foi possível atingir uma distribuição de tensões bastante próxima da literatura apesar das hipóteses simplificadoras consideradas. Esta foi, no entanto, uma etapa fundamental para a adequação das condições de contorno às condições reais o que será realizado em



trabalhos subsequentes.

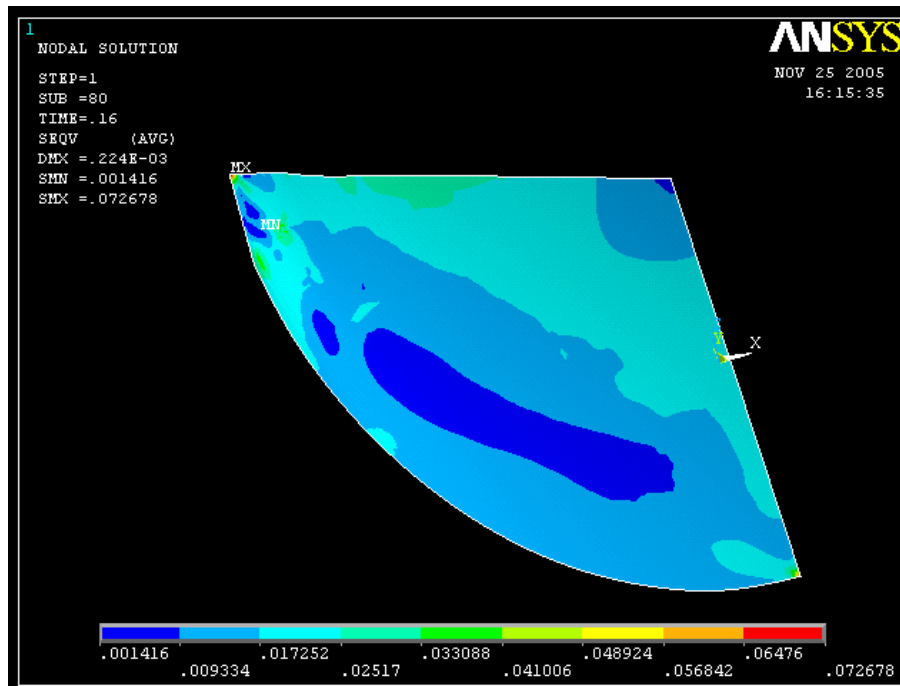


Figura 5.1 Vista superior do folheto, mostrando a distribuição de tensões (Von Mises). A seta indica o eixo de simetria do folheto.

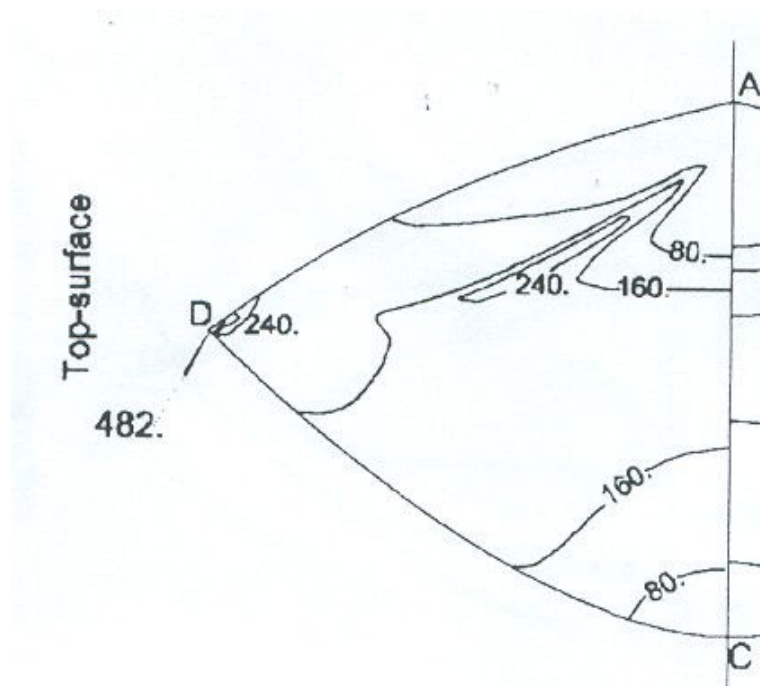


Figura 5.2 Vista superior do folheto, mostrando a distribuição de tensões (Von Mises). (J. Li,2001)

Pode-se afirmar, no entanto, que neste trabalho, por ser a primeira simulação, muitas hipóteses simplificadoras foram consideradas. A adequação às condições reais será realizada nos trabalhos subsequentes.

Os mesmos comentários podem ser estendidos ao valor máximo de deformação de  $0,22 \times 10^{-3}$ , enquanto que, na literatura, encontram-se valores variando de 0,45mm à 1,5mm(Folheto Natural, com espessura variável).(THUBRIKAR, M, 1990).

## Capítulo 6

### Conclusões

Através dos resultados obtidos, chegou-se às seguintes conclusões:

- O objetivo foi atingido, visto que foi possível obter, através da simulação por elementos finitos, a distribuição das tensões no folheto da válvula aórtica modelado;
- A distribuição de tensões resultante esteve de acordo com as distribuições encontradas na literatura, o que mostra coerência no modelo matemático e nas escolhas dos parâmetros para a simulação;
- As hipóteses simplificadoras foram de grande importância para o aprendizado da simulação numérica de um sistema complexo como o apresentado neste trabalho;

## Capítulo 7

# Sugestões para Trabalhos Futuros

Trabalhos futuros deverão incluir, na simulação:

- As direções das fibras do tecido da válvula aórtica natural;
- Tecido de pericárdio bovino com propriedades determinadas através de ensaios mecânicos padronizados;
- Material anisotrópico e não linear (mais próximo do tecido natural);
- Interação sólido-fluido;
- Tensões cisalhantes.
- Considerar a variação da espessura do folheto, como ocorre no tecido natural.

## Referências Bibliográficas

- [1] AMERICAN Heart Association (2005). **Heart Valves** [Online]. American Heart Association, Inc. Disponível: <http://www.americanheart.org/presenter.jhtml?identifier=4598>. [15 fev 2005].
- [2] ASSAN, Aloisio Ernesto. **Método dos elementos finitos primeiros passos**. São Paulo: Editora da Unicamp, 1999, p. 57-58.
- [3] BATHE, K-J. **Finite Elements Procedures**. New Jersey: Prentice Hall, 1996, 1037p.
- [4] BERNE, Robert M.; MATTHEW, N. Levy. **Fisiologia**. 4. ed. Rio de Janeiro: Traduzido pela Editora Guanabara Koogan S.A., 2000, p. 310-312, 351-352.
- [5] BRAUNWALD, Eugene. **Atlas de doenças cardiovasculares**. Atlas I. Porto Alegre: ArtMed, 1998. p. 8.27-8.29.
- [6] BURGESS, Patrice; FORT, Stephen (2004). **Aortic valve** [Online.] WebMDhealth, Medical Library. Disponível: [http://my.webmd.com/hw/health\\_guide\\_atoz/zm2356.asp](http://my.webmd.com/hw/health_guide_atoz/zm2356.asp). [14 mai. 2005].
- [7] COX, Martijn A.J.; DRIESSEN, Niels J.B.; BOUTEN, Carlijn V.C.; BAAIJENS, Frank P.T. (2000). **Determination of the local mechanical properties of the aortic valve leaflet using spherical indentation** [Online]. Biomechanics and Tissue Engineering, Soft Tissue Biomechanics and Engineering. Disponível:

- <http://w3.bmt.tue.nl/fileadmin/wtb/pdf/ResearchMeeting/MCox05.pdf>. [16 fev. 2005].
- [8] HHMI (2005). Artificial Valves. **Pacemakers and Artificial Valves and Arteries** [Online]. Howard Hughes Medical Institute. Disponível: <http://www.hhmi.org/biointeractive/museum/exhibit98/content/h12info.html> [14 jul. 2005].
- [9] HURST, J. Willis. **O coração- Artérias e Veias**. 4 ed. Rio de Janeiro: Traduzido pela Editora Guanabara Koogan S.A., 1981, 1 v. p. 22, 25, 27-28.
- [10] LAGE, S. G.; RAMIRES, J.A.F. **Cardiologia no Internato – Bases Teórico-Práticas**. São Paulo: Atheneu, 2001, 387p.
- [11] LI, J.X.Y.; LUO, X.Y. LUO, Z. B. Kuang. A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves. **Journal of Biomechanics**, 2001.
- [12] NISHIMURA, Rick A. (2002). **Aortic Valve Disease** [Online]. Circulation, American Heart Association. Disponível: [http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/106/7/770?maxtoshow=&HITS=10&hits=10&RESULTFORMAT=&fulltext=NISHIMURA+%22Aortic+Valve+Disease%22&searchid=1125367714819\\_16723&stored\\_search=&FIRSTIND EX=0&search\\_url=http%3A%2F%2Fcirc.ahajournals.org%2Fcgi%2Fsearch&journalcode=circulationaha](http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/106/7/770?maxtoshow=&HITS=10&hits=10&RESULTFORMAT=&fulltext=NISHIMURA+%22Aortic+Valve+Disease%22&searchid=1125367714819_16723&stored_search=&FIRSTIND EX=0&search_url=http%3A%2F%2Fcirc.ahajournals.org%2Fcgi%2Fsearch&journalcode=circulationaha). [18 fev. 2005].
- [13] ROCHA, Isaac José Peixoto Batinga Da; **Estudo das tensões em dente restaurado com metalocerâmica e dois formatos de retentores intra-radiculares – Método dos elementos finitos**. Tese de Doutorado, Faculdade de Odontologia, USP, São Paulo, 2000, p. 39-42.
- [14] SALGO, S. I.; GORMAN, J. H.; GORMAN, R. C.; JACKSON, B. M.; BOWEN, F. W.; PLAPPERT, T.; St JOHN SUTTON, M. G.; EDMUNDS JR., L.H. **Circulation**: Effect of Annular Shape on Leaflet Curvature in Reducing. n. 6, p.711-717, jun. 2002.

- [15] SCOTT, Mike (1997). **Basic Heart Physiology (Cont'd)** [Online]. The Heart Valve Lab. Disponível: <http://heartlab.robarts.ca/what.is.2.html>. [16 fev. 2005].
- [16] SONCINI, M.; REDAELLI, A.; VOTTA, E.; SORMANI, A. **Bioengineering Conference: 3-d computational models for the simulation of the suture stress after mitral valve edge-to-edge repair**. BED-50, p.139-140, 2001.
- [17] THUBRIKAR, Mano. **The Aortic Valve**. Florida: CRC Press, Inc., 1981. p. 1-19
- [18] XUE, LI (2004). **Thoracic Aortic Aneurysm and Aortic Dissections** [Online]. Department of Internal Medicine - Medical Genetics . Disponível: [http://www.uth.tmc.edu/schools/med/imed/med\\_gen/aortic.htm](http://www.uth.tmc.edu/schools/med/imed/med_gen/aortic.htm). [12 mai. 2005].

#### OUTRAS REFERÊNCIAS

- [19] SEVASTIANOV, Viktor I. **Biocompatible Biomaterials: Current Status And Future Perspectives**. Moscow, 2002. Institute of Transplantology and Artificial Organs, Russian Center for Biomaterials.
- [20] LI, J.; LUO, X.Y.; KUANG, Z.B. A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves. **Journal of Biomechanics**, UK, 30 mai., 2001.
- [21] JR, Jerry G. Myers; ANAYIOTOS, Andreas S.; ELMAHDI, Abdelaziz M.; PERRY, Gilbert J.; FAN, PoHoey; NANDA, Navin C. **Color Doppler Velocity Accuracy Proximal To Regurgitant Orifices: Influence Of Orifice Aspect Ratio**. USA, 1999, p. 771-792. World Federation for Ultrasound in Medicine & Biology.
- [22] DRIESSEN, Niels J. B.; BOERBOOM, Ralf A.; HUYGHE, Jacques M.; BOUTEN, Carlijn V. C.; BAAIJENS, Frank P. T. **Journal of Biomechanical Engineering: Computational Analyses of Mechanically**

Induced Collagen Fiber Remodeling in the Aortic Heart Valve. ASME, Dutch, 125 v, p. 549-557, mar. 2003.

- [23] OÑATE, E.; GARCÍA, J. **A finite element method for fluid-structure interaction with surface waves using a finite calculus formulation.** Barcelona, 2001. International Center for Numerical Methods in Engineering — Universidad Politécnica de Cataluña.



# Índice Remissivo

## C

Ciclo Cardíaco, *14*

Coração, *14*

## D

Doenças da Válvula Aórtica, *26*

## M

Método dos elementos finitos, *35*

## S

Simulação Numérica, *35*

## T

Tricúspide, *19*

## V

Válvula Aórtica, *22, 35*

Válvulas Atrioventriculares, *18*

Válvulas Cardíacas Artificiais, *27*

Válvulas Cardíacas Naturais, *15*

Válvulas semilunares, *18*