

Misael Dalbosco

**ANÁLISE DE SENSIBILIDADE DO COMPORTAMENTO  
À FLEXÃO DE *STENT-GRAFTS* PELO MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação submetida ao Programa  
de Pós-Graduação em Engenharia Me-  
cânica para a obtenção do Grau de  
Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Eduardo Alberto  
Fancello, D.Sc.

Coorientador: Prof. Carlos Rodrigo  
de Mello Roesler, Dr.

Florianópolis

2016

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,  
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Dalbosco, Misael

Análise de sensibilidade do comportamento à flexão de  
stent-grafts pelo método de elementos finitos / Misael  
Dalbosco ; orientador, Eduardo Alberto Fancello ;  
coorientador, Carlos Rodrigo de Mello Roesler. -  
Florianópolis, SC, 2016.  
107 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em  
Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Simulação. 3. Aneurisma. 4.  
Stent-graft. 5. Método explícito. I. Fancello, Eduardo  
Alberto. II. Roesler, Carlos Rodrigo de Mello. III.  
Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós  
Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

Misael Dalbosco

**ANÁLISE DE SENSIBILIDADE DO COMPORTAMENTO  
À FLEXÃO DE *STENT-GRAFTS* PELO MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS**

Esta Dissertação foi julgada aprovada para a obtenção do Título de “Mestre em Engenharia Mecânica”, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

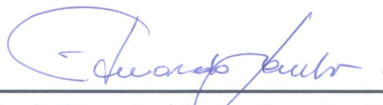
Florianópolis, 11 de fevereiro de 2016.



---

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Jr., Dr. Eng. Mec.  
Coordenador do Curso

**Banca Examinadora:**



---

Prof. Eduardo Alberto Fancello, D.Sc.  
Orientador  
Universidade Federal de Santa Catarina



---

Prof. Paulo de Tarso Rocha de Mendonça, PhD  
Universidade Federal de Santa Catarina



---

Prof. Júlio Apolinário Cordioli, Dr. Eng.  
Universidade Federal de Santa Catarina



---

Prof. Dr. Pierre Galvagni Silveira  
Universidade Federal de Santa Catarina



Dedico este trabalho a meus pais Tito e Marli e à minha noiva Cindy, o tripé sobre o qual minha vida se apoia sem jamais balançar.



## AGRADECIMENTOS

Aos professores Eduardo Alberto Fancello e Carlos Rodrigo de Mello Roesler, pela dedicada orientação sem a qual este trabalho não teria sido possível.

Ao professor Pierre Galvagni Silveira e ao doutorando Rafael Narciso Franklin, por todo o suporte prestado na parte clínica deste trabalho.

Ao professor Pierre Badel, da École des Mines de Saint-Étienne, pelos esclarecimentos prestados com relação aos seus trabalhos publicados.

Ao professor Marcílio Alves, do Laboratório de Impacto em Estruturas (GMSIE) da Universidade de São Paulo (USP), por disponibilizar o acesso ao *software* LS-DYNA.

Aos meus colegas de classe e laboratório, porque o Mestrado não pode e não deve ser uma caminhada solitária.

Aos meus pais Tito e Marli, pelo apoio de todas as horas e por terem me ensinado desde pequeno a valorizar o conhecimento acima de tudo.

À toda minha família, especialmente minha noiva Cindy, por me apoiarem e entenderem minhas inevitáveis ausências no curso deste trabalho.



*Labor improbus omnia vincit.*



## RESUMO

A técnica de reparo endovascular de aneurisma (EVAR), que faz uso de endopróteses do tipo *stent-graft* (SG), tem sido utilizada com sucesso desde a década de 90 como alternativa minimamente invasiva à cirurgia aberta de reparo de aneurisma. Os SG são constituídos, via de regra, de um esqueleto metálico (*stents*) fixado a um tubo flexível de material polimérico (*graft*). Atualmente, existem no mercado vários modelos diferentes de SG, destinados a diversos tipos diferentes de aneurismas. As características geométricas e mecânicas de cada um desses modelos têm considerável influência sobre o sucesso de uma cirurgia de EVAR. Problemas pós-operatórios como a ocorrência de trombose e vazamentos foram relacionados a características mecânicas inadequadas de certos modelos de SGs. Nesse contexto, o objetivo deste estudo consistiu em adquirir a capacidade de utilizar simulações pelo Método de Elementos Finitos para avaliação mecânica de SGs. Na primeira parte do trabalho, o comportamento à flexão de 2 modelos comerciais de extensões ilíacas (Aorfix® e Zenith® Flex) foi investigado. Em cada um dos modelos, uma flexão de 180° foi simulada pelo Método de Elementos Finitos utilizando o método explícito de integração temporal. A porcentagem de redução do lúmen em cada um dos modelos, bem como as tensões e deformações relacionadas, mostraram boa correlação com resultados da literatura. Na segunda parte do trabalho, foi realizada uma análise de sensibilidade variando 2 parâmetros geométricos do modelo Zenith® Flex, totalizando 3 configurações alternativas. Cada uma delas foi comparada com o modelo original e avaliada em termos do comportamento à flexão. Os resultados obtidos atestam a validade do Método de Elementos Finitos como ferramenta auxiliar de projeto e avaliação mecânica de endopróteses do tipo *stent-graft*.

**Palavras-chave:** Simulação. Aneurisma. *Stent-graft*. Método explícito.





## ABSTRACT

The endovascular aneurysm repair (EVAR) technique, which uses stent-graft (SG) endoprostheses, has been successfully used since the 90's as a minimally invasive alternative to surgical open repair of aneurysms. SGs are normally constructed out of a metallic scaffold (stents) tied to a flexible polymeric tube (graft). There are several different models of SGs currently available in the market, intended for several different kinds of aneurysms. The geometrical and mechanical characteristics of each model have considerable influence over the success of an EVAR surgery. Post-operative problems such as thrombosis and endoleaks were associated with deficient mechanical characteristics of certain SG models. In this context, the aim of this study consisted of acquiring the ability to perform Finite Element Method simulations for mechanical evaluation of SGs. In the first part of this work the bending behaviour of 2 marketed models of iliac extensions (Aorfix® e Zenith® Flex) was investigated. For each model, an 180°-bend was simulated using the Finite Element Method with explicit time integration. The ratio of luminal reduction, as well as the associated stresses and strains, have shown good agreement with the literature. In the second part of this work, a sensitivity analysis was carried out, varying 2 geometrical parameters of the Zenith® Flex model, resulting in 3 alternative configurations. Each one of them was compared to the original model in terms of its bending behaviour. The results thus obtained attest the feasibility of the Finite Element Method as an auxiliary tool for design and mechanical evaluation of SG endoprostheses.

**Keywords:** Simulation. Aneurysm. Stent-graft. Explicit method.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Aneurisma da aorta abdominal (AAA).....	31
Figura 2	Método tradicional de reparo de AAA.....	33
Figura 3	<i>Stent-graft</i> Dominus.....	34
Figura 4	Reparo de AAA via EVAR.....	35
Figura 5	Falhas mecânicas em SGs.....	37
Figura 6	Angulações de (a) 180°e (b) 90°.....	38
Figura 7	Diferentes modelos de SG a uma angulação de 180°... ..	38
Figura 8	Configurações dos <i>stents</i> .....	39
Figura 9	Efeitos de superelasticidade e memória de forma.....	40
Figura 10	Efeito de superelasticidade.....	40
Figura 11	Aplicação do efeito de superelasticidade em um <i>stent</i> ..	41
Figura 12	Módulos de elasticidade do Dacron® em função de $\theta$ ... ..	42
Figura 13	<i>Nail test</i> .....	43
Figura 14	Deformação do corpo $\Omega_0$ ao longo do tempo.....	46
Figura 15	Malha bidimensional com funções de forma.....	50
Figura 16	Método de Newton para função real.....	56
Figura 17	Modelos de SGs utilizados neste trabalho.....	63
Figura 18	Modelagem de um <i>Z-stent</i> .....	65
Figura 19	Modelagem de um <i>stent</i> em espiral.....	66
Figura 20	Malha de elementos finitos dos dois modelos.....	68
Figura 21	Modelo superelástico.....	70
Figura 22	Modelo elastoplástico ideal com encruamento cinemático	71
Figura 23	Flexão a 180°.....	73
Figura 24	Cálculo da taxa de redução luminal máxima $RL_{max}$ ...	75
Figura 25	Arranjo fatorial 2 <sup>2</sup> para análise de sensibilidade.....	78
Figura 26	Malha dos modelos investigados na análise de sensibilidade	79
Figura 27	Resultados do ensaio de flexão.....	81
Figura 28	Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ).....	82
Figura 29	Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ ).....	83
Figura 30	Deformações máximas no <i>graft</i> ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ ).....	84
Figura 31	Tensão máxima nos <i>stents</i> ( $\sigma_s^{max}$ ).....	85
Figura 32	Momento de flexão ( $M_F$ ).....	86

Figura 33 Resultados da análise de sensibilidade .....	89
Figura 34 Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) .....	90
Figura 35 Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ ) .....	91
Figura 36 Deformações máximas no <i>graft</i> ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ ) .....	92
Figura 37 Tensão máxima nos <i>stents</i> ( $\sigma_s^{max}$ ) .....	93
Figura 38 Momento de flexão ( $M_F$ ) .....	94

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Características construtivas dos SGs estudados .....	64
Tabela 2	Parâmetros construtivos dos <i>Z-stents</i> .....	65
Tabela 3	Parâmetros construtivos do modelo Aorfix® .....	66
Tabela 4	Parâmetros de material do Dacron® .....	69
Tabela 5	Parâmetros de material do Nitinol .....	70
Tabela 6	Parâmetros de material do aço inox 316L .....	71
Tabela 7	Densidade dos materiais simulados .....	72
Tabela 8	Configurações investigadas na análise de sensibilidade..	77



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AAA	Aneurisma de aorta abdominal.....	27
EVAR	<i>Endovascular Aneurysm Repair</i> .....	28
SG	<i>Stent-graft</i> .....	28





## LISTA DE SÍMBOLOS

$\Omega_0$	Configuração indeformada . . . . .	45
$\Gamma_0$	Fronteira de $\Omega_0$ . . . . .	45
$\mathbf{b}$	Forças de corpo prescritas . . . . .	45
$\bar{\mathbf{t}}$	Forças de superfície prescritas . . . . .	45
$\Omega$	Configuração deformada no instante $t$ . . . . .	45
$\Gamma$	Fronteira de $\Omega$ . . . . .	45
$\mathbf{X}$	Posição inicial de um ponto material . . . . .	45
$\mathbf{x}$	Posição de um ponto material no instante $t$ . . . . .	45
$\mathbf{u}$	Campo de deslocamentos no instante $t$ . . . . .	46
$\Gamma_t$	Porção da fronteira em que forças são prescritas . . . . .	46
$\Gamma_u$	Porção da fronteira em que deslocamentos são prescritos . . . . .	46
$\bar{\mathbf{u}}$	Deslocamentos prescritos . . . . .	46
$\boldsymbol{\sigma}$	Tensor de tensões de Cauchy . . . . .	46
$\mathbf{n}$	Vetor normal à superfície . . . . .	46
$\rho_0$	Densidade no instante inicial . . . . .	47
$J$	Jacobiano . . . . .	47
$\rho$	Densidade no instante $t$ . . . . .	47
$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}$	Divergente do tensor de tensões $\boldsymbol{\sigma}$ . . . . .	47
$\ddot{\mathbf{u}}$	Acelerações no instante $t$ . . . . .	47
$\mathcal{H}^2(\Omega)$	Esp. de funções em $\Omega$ quadrado-integráveis até a 2 <sup>a</sup> derivada . . . . .	47
$\mathcal{U}$	Conjunto de funções cinematicamente admissíveis . . . . .	47
$\mathbf{u}_s$	Campo de deslocamentos que soluciona o problema . . . . .	47
$\mathcal{U}_0$	Conjunto de funções-peso cinematicamente admissíveis . . . . .	47
$\delta\boldsymbol{\epsilon}$	Tensor deformação . . . . .	48
$\delta\mathbf{u}$	Função-peso cinematicamente admissível . . . . .	48
$\nabla\delta\mathbf{u}$	Gradiente de $\delta\mathbf{u}$ . . . . .	48
$\delta W_{\text{int}}$	Trabalho virtual das forças internas . . . . .	48
$\delta W_{\text{ext}}$	Trabalho virtual das forças externas . . . . .	48
$\delta K$	Trabalho virtual inercial ou cinético . . . . .	48
$\mathbf{u}_s$	Solução aproximada . . . . .	49
$\phi_i$	Funções-base da aproximação de Galerkin . . . . .	49
$\alpha_i$	Coeficientes da aproximação de Galerkin . . . . .	49

$\mathcal{U}_0^h$	Conj. aprox. de funções-peso cinematicamente admissíveis .	49
$\delta \mathbf{u}^h$	Função-peso cinematicamente admissível aproximada . . . . .	49
$n_F$	Número de funções da aproximação de Galerkin . . . . .	49
$\mathcal{U}^h$	Conjunto aproximado de funções cinematicamente admissíveis	49
$\mathbf{u}^h$	Função cinematicamente admissível aproximada . . . . .	49
$n_E$	Número de elementos finitos da malha . . . . .	50
$\Omega_e$	Domínio do elemento finito $e$ . . . . .	50
$n_N$	Número de nós da malha . . . . .	50
$\mathbf{X}^I$	Posição do nó $I$ no instante inicial . . . . .	50
$\mathbf{x}^I$	Posição do nó $I$ no instante $t$ . . . . .	50
$N^I$	Função de interpolação ou função de forma no nó $I$ . . . . .	50
$\delta_{IJ}$	Delta de Kronecker . . . . .	51
$\delta \mathbf{u}^I$	Valores da função-peso no nó $I$ . . . . .	51
$\nabla^s \delta \mathbf{u}$	Parcela simétrica do gradiente de $\delta \mathbf{u}$ . . . . .	51
$\ddot{\mathbf{u}}^h$	Aceleração aproximada . . . . .	52
$\ddot{\mathbf{u}}^I$	Acelerações no nó $I$ . . . . .	52
$\mathbf{M}^{IJ}$	Tensor de massa referente aos nós $I$ e $J$ . . . . .	53
$\mathbf{f}_{int}^I$	Forças internas no nó $I$ . . . . .	53
$\mathbf{f}_{ext}^I$	Forças externas no nó $I$ . . . . .	53
$\mathbf{f}_k^I$	Forças inerciais no nó $I$ . . . . .	53
$\mathbf{f}_{int}^I$	Forças internas globais . . . . .	54
$\mathbf{f}_{ext}^I$	Forças externas globais . . . . .	54
$\mathbf{f}_k^I$	Forças inerciais globais . . . . .	54
$\mathbf{M}$	Tensor de massa global . . . . .	54
$T$	Instante final do fenômeno . . . . .	54
$\Delta t$	Passo de integração . . . . .	55
$N_p$	Número de passos de integração . . . . .	55
$\mathbf{u}_n$	Deslocamentos nodais no instante de tempo $t_n$ . . . . .	55
$\mathbf{u}_{n+1}$	Deslocamentos nodais no instante de tempo $t_{n+1}$ . . . . .	55
$\dot{\mathbf{u}}_n$	Velocidades nodais no instante de tempo $t_n$ . . . . .	55
$\ddot{\mathbf{u}}_n$	Acelerações nodais no instante de tempo $t_n$ . . . . .	55
$\dot{\mathbf{u}}_{n+1}$	Velocidades nodais no instante de tempo $t_{n+1}$ . . . . .	55
$\ddot{\mathbf{u}}_{n+1}$	Acelerações nodais no instante de tempo $t_{n+1}$ . . . . .	55
$\mathbf{K}$	Matriz Jacobiana . . . . .	57

$\mathbf{u}_{n+1}^{(k)}$	$k$ -ésima iteração para os deslocamentos nodais $\mathbf{u}_{n+1}$ . . . . .	57
$\dot{\mathbf{u}}_{n+1/2}$	Velocidades nodais no instante de tempo $t_{n+1/2}$ . . . . .	58
$\dot{\mathbf{u}}_{n-1/2}$	Velocidades nodais no instante de tempo $t_{n-1/2}$ . . . . .	59
$\mathbf{u}_{n-1}$	Deslocamentos nodais no instante de tempo $t_{n-1}$ . . . . .	59
$\Delta t_{crit}$	Valor crítico do passo de integração no método explícito . . . . .	60
$\omega_{max}$	Máxima frequência natural do sistema linearizado . . . . .	60
$l_e$	Comprimento característico do elemento $e$ . . . . .	60
$c_e$	Vel. de propagação de uma onda longitudinal no elemento $e$ . . . . .	60
$d$	Diâmetro nominal do SG . . . . .	63
$d_f$	Diâmetro do fio dos <i>stents</i> . . . . .	64
$h_s$	Altura dos <i>stents</i> . . . . .	64
$n_s$	Número de <i>stents</i> independentes . . . . .	64
$L$	Comprimento total do SG . . . . .	64
$t$	Espessura do <i>graft</i> . . . . .	64
$r_s$	Raio do <i>stent</i> . . . . .	65
$n_p$	Número de picos/vales do <i>stent</i> . . . . .	65
$h_p$	Altura do passo da espiral . . . . .	66
$n_t$	Número de voltas da espiral . . . . .	66
$l_s$	Distância entre dois <i>Z-stents</i> . . . . .	67
$t_{sim}$	Espessura simulada do <i>graft</i> . . . . .	67
$E_L$	Módulo de elasticidade do Dacron® na direção longitudinal . . . . .	69
$E_C$	Módulo de elasticidade do Dacron® na direção circunferencial . . . . .	69
$\nu_{LC}$	Coefficiente de Poisson maior do Dacron® . . . . .	69
$G_{LC}$	Módulo de cisalhamento do Dacron® . . . . .	69
$\epsilon_R^L$	Deformação de ruptura do Dacron® na direção longitudinal . . . . .	69
$\epsilon_R^C$	Deformação de ruptura do Dacron® na direção circunferencial . . . . .	69
$E_A$	Módulo de elasticidade da fase austenítica do Nitinol . . . . .	70
$E_M$	Módulo de elasticidade da fase martensítica do Nitinol . . . . .	70
$\nu_A$	Coefficiente de Poisson da fase austenítica do Nitinol . . . . .	70
$\nu_M$	Coefficiente de Poisson da fase martensítica do Nitinol . . . . .	70
$\sigma_s^M$	Tensão inicial de martensitização do Nitinol . . . . .	70
$\sigma_f^M$	Tensão final de martensitização do Nitinol . . . . .	70
$\sigma_s^A$	Tensão inicial de austenitização do Nitinol . . . . .	70
$\sigma_f^A$	Tensão final de austenitização do Nitinol . . . . .	70

$\epsilon_L$	Deformação de transformação do Nitinol.....	70
$E$	Módulo de elasticidade do aço inox 316L.....	71
$\nu$	Coefficiente de Poisson do aço inox 316L.....	71
$\sigma_y$	Tensão de escoamento do aço inox 316L.....	71
$E_T$	Módulo tangente do aço inox 316L.....	71
$\alpha$	Ângulo de flexão.....	73
$RL_{max}$	Taxa de redução luminal máxima.....	75
$S_0$	Área inicial da seção transversal.....	76
$S$	Área instantânea da seção transversal.....	76
$RL$	Taxa de redução luminal.....	76
$RL_{180}$	Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ .....	76
$\epsilon_{LG}^{max}$	Deformações longitudinais máximas no <i>graft</i> .....	76
$\epsilon_{CG}^{max}$	Deformações circunferenciais máximas no <i>graft</i> .....	76
$\sigma_s^{max}$	Tensões de von Mises máximas nos <i>stents</i> .....	76
$M_F$	Momento de flexão.....	77
$W_{ext}$	Trabalho das forças externas.....	77

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	27
1.1	CONTEXTO E MOTIVAÇÃO	27
1.2	OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS	29
<b>2</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b>	31
2.1	ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL	31
2.1.1	Diagnóstico	32
2.1.2	Reparo de AAA	33
2.1.3	Reparo endovascular de aneurisma (EVAR)	33
2.1.3.1	<i>Stent-graft</i>	34
2.1.3.2	Procedimento	34
2.1.3.3	Resultados clínicos	36
2.2	ASPECTOS MECÂNICOS DOS SGS	36
2.2.1	Falhas mecânicas	37
2.2.2	Geometria e conformabilidade	37
2.2.3	Materiais	39
2.2.3.1	Nitinol	39
2.2.3.2	Dacron	42
2.3	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	44
2.3.1	Princípio dos trabalhos virtuais	45
2.3.2	Aproximação por elementos finitos	48
2.3.3	Integração temporal	54
2.3.3.1	Métodos $\beta$ de Newmark	55
2.3.3.2	Convergência do método de Newton	57
2.3.3.3	Método de diferenças centrais	58
2.3.3.4	Estabilidade do método de diferenças centrais	59
2.3.3.5	Ensaio quase-estáticos	61
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	63
3.1	MODELOS DE <i>STENT-GRAFTS</i>	63
3.2	MODELAGEM GEOMÉTRICA	64
3.2.1	Modelagem do <i>stent</i>	64
3.2.1.1	Zenith® Flex	64
3.2.1.2	Aorfix®	65
3.2.2	Montagem dos <i>stents</i> e do <i>graft</i>	66
3.2.2.1	Modelagem do <i>graft</i>	67
3.2.2.2	Modelagem das suturas	67
3.2.3	Geração da malha	68
3.3	MODELAGEM DOS MATERIAIS	68

3.3.1	Dacron® .....	69
3.3.2	Nitinol .....	69
3.3.3	Aço inoxidável 316L .....	71
3.3.4	Densidade .....	72
3.4	MODELAGEM DOS CONTATOS .....	72
3.5	ENSAIO DE FLEXÃO .....	73
3.5.1	Condições de contorno .....	73
3.5.2	Tempo total .....	74
3.5.3	Parâmetros de avaliação .....	74
3.5.3.1	Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) .....	75
3.5.3.2	Taxa de redução luminal a $180^\circ$ ( $RL_{180}$ ) .....	76
3.5.3.3	Deformações máximas no <i>graft</i> ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ ) .....	76
3.5.3.4	Tensões máximas nos <i>stents</i> ( $\sigma_s^{max}$ ) .....	76
3.5.3.5	Momento de flexão ( $M_F$ ) .....	77
3.6	ANÁLISE DE SENSIBILIDADE .....	77
3.6.1	Modelagem geométrica e geração da malha .....	78
3.6.2	Parâmetros de simulação e avaliação .....	79
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	81
4.1	ENSAIO DE FLEXÃO .....	81
4.1.1	Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) .....	82
4.1.2	Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ ) ..	83
4.1.3	Deformações máximas no <i>graft</i> ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ ) .....	83
4.1.4	Tensões máximas nos <i>stents</i> ( $\sigma_s^{max}$ ) .....	85
4.1.5	Momento de flexão ( $M_F$ ) .....	86
4.1.6	Discussão .....	87
4.2	ANÁLISE DE SENSIBILIDADE .....	89
4.2.1	Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) .....	90
4.2.2	Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ ) ..	91
4.2.3	Deformações máximas no <i>graft</i> ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ ) .....	91
4.2.4	Tensões máximas nos <i>stents</i> ( $\sigma_s^{max}$ ) .....	93
4.2.5	Momento de flexão ( $M_F$ ) .....	94
4.2.6	Discussão .....	95
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS ....	97
5.1	TRABALHOS FUTUROS .....	100
	REFERÊNCIAS .....	103

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 CONTEXTO E MOTIVAÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças do sistema cardiovascular são, ainda hoje, a principal causa de morte no mundo (OMS, 2012). Entre essas doenças está o aneurisma, que consiste em uma dilatação localizada e permanente de uma artéria. É uma patologia que pode se desenvolver nos mais diversos locais do sistema circulatório, como os vasos do cérebro, artérias renais, a aorta e até mesmo o coração (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). Aneurismas que se desenvolvam na região abdominal da artéria aorta são particularmente graves: se não for tratada, a dilatação pode levar à ruptura da parede da artéria, que, em muitos casos, é fatal: 50% dos pacientes com aneurisma de aorta abdominal (AAA) roto morre antes mesmo de chegar à sala de cirurgia, enquanto a taxa de mortalidade total por rompimento de AAA alcança 90% (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; VLIET; BOLL, 1997).

Uma dificuldade na prevenção e tratamento desse tipo de aneurisma é que, em boa parte dos casos, essa é uma doença assintomática (MARTINO et al., 2010). Uma vez detectada a doença, porém, torna-se importante encontrar formas de intervenção que diminuam o risco de ruptura, que está associado, de um modo geral, ao tamanho do aneurisma (MOHLER, 2014). Nos casos em que o risco de ruptura é baixo (AAA pequenos), o tratamento consiste de acompanhamento médico, promoção de hábitos saudáveis e, em alguns casos, administração de medicamentos. Para AAA grandes (>5,5 cm), normalmente o risco de ruptura é alto o bastante para justificar uma intervenção cirúrgica (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005; VLIET; BOLL, 1997).

Operações para reparo de AAA são relativamente recentes, tendo sido utilizadas com sucesso pela primeira vez em 1951, na França (ERNST, 1993). Consistem, basicamente, da substituição da porção doente da aorta por um tubo protético de tecido polimérico. Esse tipo de cirurgia, porém, é um procedimento altamente invasivo, realizado com anestesia geral e uma grande incisão no abdomen, sendo por isso contra-indicado para alguns pacientes, especialmente aqueles mais idosos (MOHLER, 2014; VLIET; BOLL, 1997; ERNST, 1993).

Uma alternativa menos invasiva foi introduzida por Parodi em 1991 (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). Na técnica de reparo

endovascular de aneurisma (EVAR<sup>1</sup>), uma endoprótese chamada *stent-graft* (SG) é introduzida na artéria femoral por uma pequena incisão na perna e conduzida em um cateter por via intravascular até a região afetada da artéria aorta. Esse tipo de dispositivo consiste de um tubo polimérico (*graft*), como o utilizado na cirurgia tradicional, sustentado por uma ou mais estruturas metálicas conhecidas como *stents* (MOHLER, 2014; SINGH; WANG, 2014).

A técnica EVAR, por ser minimamente invasiva, leva a menores taxas de mortalidade durante a operação e recuperações mais ágeis, além de ser mais adequada para pacientes de risco, como idosos e portadores de doenças cardíacas (CHADI et al., 2012). Esse tipo de procedimento tem sido cada vez mais utilizado ao longo da última década: em alguns centros dos EUA, a técnica EVAR responde por mais de 80% das cirurgias eletivas de reparo de aneurisma (ALBUQUERQUE et al., 2010).

Por outro lado, quando comparada com a técnica tradicional de reparo de aneurisma, o procedimento de EVAR apresenta taxas superiores de problemas pós-operatórios, tais como vazamentos <sup>2</sup>, trombose, estenose<sup>3</sup> e até mesmo falhas mecânicas (fratura da estrutura metálica ou rompimento da membrana polimérica), que não raro levam à necessidade de intervenções secundárias (CAO et al., 2004; STOKMANS et al., 2012).

Existem hoje no mercado diversos modelos de SGs, com as mais variadas combinações de materiais e geometrias, e dedicados às mais diversas aplicações. Nesse contexto, vários estudos relacionaram a ocorrência de problemas pós-operatórios a características mecânicas inadequadas do modelo de SG escolhido (DEMANGET et al., 2012; SINGH; WANG, 2014) para determinada aplicação, especialmente aquelas que envolvam geometrias vasculares complicadas. Em artérias que apresentem trechos com grandes angulações, por exemplo, o comportamento à flexão do modelo utilizado passa a ser um fator importante, uma vez que problemas pós-operatórios como vazamentos, trombose e estenose foram associados à excessiva rigidez à flexão de endopróteses utilizadas em artérias tortuosas (PERRIN et al., 2015b).

O desenvolvimento de novos modelos de SG que sejam mais adequados a esse (e outros) tipos de geometrias vasculares desfavoráveis constitui um desafio: não somente devido ao alto custo de desenvolvimento desse tipo de produtos, mas também devido a aspectos éticos

---

<sup>1</sup>Do inglês “*Endovascular Aneurysm Repair*”

<sup>2</sup>Um vazamento ocorre quando o dispositivo falha em isolar completamente a corrente sanguínea, de modo que uma parcela do fluxo de sangue continua pressurizando o aneurisma.

<sup>3</sup>Diminuição do diâmetro luminal (interno) da artéria



(relacionados a testes clínicos) e regulatórios, como o controle estrito por parte de agências governamentais (ANVISA no Brasil, FDA nos EUA, entre outras). Nesse contexto, especialmente nos primeiros estágios de desenvolvimento (antes da construção de protótipos), torna-se interessante o uso de técnicas numéricas que possam auxiliar na avaliação (bio)mecânica de diferentes configurações de SGs. De fato, a norma técnica ISO 25539-1:2003 já dispõe sobre o uso de análises via Método dos Elementos Finitos para avaliação de tensões e deformações em *stents* e SGs.

No entanto, trabalhos dedicados à simulação numérica do comportamento mecânico de SGs são relativamente recentes, devido à complexa interação entre o *graft* e os *stents*. O primeiro trabalho a simular com sucesso modelos comerciais de SGs foi publicado por Demanget et al. (2012), que propuseram um procedimento para análise do comportamento à flexão de SGs, por meio de simulações de elementos finitos, obtendo boa correlação com resultados experimentais (DEMANGET et al., 2012). O método foi posteriormente utilizado para avaliação de 8 modelos de endopróteses atualmente comercializados na Europa (DEMANGET et al., 2013).

## 1.2 OBJETIVOS GERAIS E ESPECÍFICOS

O objetivo geral deste trabalho é adquirir a capacidade de utilizar simulações pelo Método de Elementos Finitos como ferramenta auxiliar de projeto e avaliação mecânica de *stent-grafts*. Para alcançar esse objetivo, será utilizado como ponto de partida o trabalho realizado por Demanget et al. (2012), onde o principal aspecto avaliado foi o comportamento à flexão dos SGs.

O objetivo geral deste trabalho está associados a vários objetivos específicos, a saber:

- Modelar geometrias de SGs;
- Avaliar a flexibilidade dessas endopróteses por meio de simulações de elementos finitos, aplicando técnicas de análise dinâmica explícitas - mais adequadas à análise de problemas com muitos contatos, como é o caso;
- Comparar os resultados com os resultados do estudo de Demanget et al. (2012), de modo a validar o procedimento;
- Realizar uma análise de sensibilidade que investigue a influência

de características construtivas do SG sobre o seu comportamento mecânico.

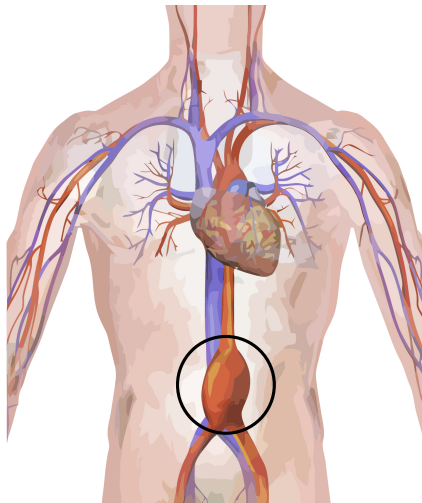
## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo apresentará uma breve revisão dos principais aspectos clínicos envolvidos no uso de endopróteses do tipo *stent-graft*, bem como detalhará os aspectos teóricos relacionados à solução de problemas mecânicos pelo Método de Elementos Finitos utilizando a integração explícita das equações de movimento.

### 2.1 ANEURISMA DA AORTA ABDOMINAL

O aneurisma (do termo grego *aneurysma*, “dilatação”) é uma doença associada à expansão irreversível e localizada de uma artéria. Essa patologia está relacionada a uma degradação das proteínas do tecido conectivo da parede arterial, que resulta num enfraquecimento localizado do vaso e leva a uma dilatação localizada, resultante dos esforços radiais causados pela pressão sanguínea (VORP, 2007; VLIET; BOLL, 1997), conforme ilustrado na Figura 1. Com a expansão do aneurisma, pode ocorrer o rompimento da parede arterial e subsequente hemorragia interna, causando, muitas vezes, a morte do paciente.

Figura 1 – Aneurisma da aorta abdominal (AAA)



Fonte: adaptado de Blausen.com (2014)

O aneurisma é uma condição que pode ocorrer em diversos locais do sistema circulatório, como os vasos do cérebro, artérias renais, a aorta e até mesmo o coração (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005), porém dentre os locais passíveis de desenvolver a doença, o aneurisma da aorta abdominal (AAA) se destaca pela letalidade: a taxa de mortalidade após a ruptura da parede da artéria alcança 80-90%, sendo que mais da metade dos pacientes morre antes mesmo de chegar à sala de cirurgia (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; VLIET; BOLL, 1997). Em 2005, o AAA era a 13ª causa de morte mais comum nos EUA (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005).

### 2.1.1 Diagnóstico

Uma das dificuldades no tratamento de AAAs reside no fato que este é um distúrbio assintomático na maior parte dos casos - 93%, num estudo por Martino et al. (2010), - ao menos até o momento em que, eventualmente, ocorra a ruptura da parede da artéria (MOHLER, 2014). Dessa forma, a doença normalmente é detectada antes da ruptura durante a investigação de outros problemas de saúde, ou então por meio de exames periódicos em pacientes pertencentes a grupos de risco: fumantes do sexo masculino entre 65 e 75 anos ou homens acima de 60 anos com histórico familiar da doença (HUMPHREY; HOLZAPFEL, 2012; TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012).

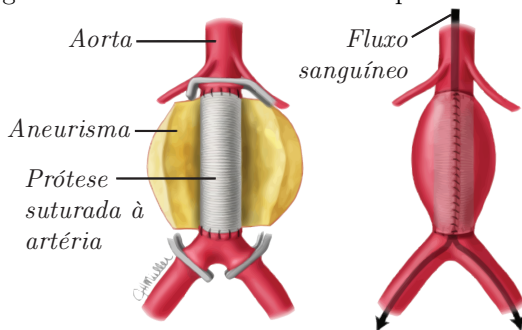
O método mais comum de detecção de uma dilatação anormal da aorta é por meio de exames de ultrassom (ERNST, 1993). De acordo com a Sociedade Internacional para Cirurgia Vascular, um AAA é diagnosticado quando se observa uma dilatação na região infrarenal da aorta cujo diâmetro seja, no mínimo, 50% maior que o diâmetro da artéria saudável (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). Dessa forma, normalmente a doença é diagnosticada quando o diâmetro da região dilatada ultrapassa 30 mm (VLIET; BOLL, 1997).

Após a detecção de um AAA, o tratamento a ser aplicado ao paciente é definido com base no risco de ruptura, que é estimado, via de regra, a partir do tamanho do aneurisma (VORP, 2007; ERNST, 1993). Caso o risco de ruptura estimado seja maior que o risco potencial associado a um reparo cirúrgico para o paciente em questão (MOHLER, 2014), decide-se então pela intervenção. De um modo geral, um AAA que supere os 5,5 cm de diâmetro apresenta um risco de ruptura alto o bastante para justificar uma cirurgia (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005).

### 2.1.2 Reparo de AAA

O reparo de AAA é um procedimento relativamente recente, tendo sido aplicado pela primeira vez com sucesso no início da década de 50, na França (HINCHLIFFE; HOPKINSON, 2007; ERNST, 1993). O método tradicional de reparo, ilustrado na Figura 2, consiste em implantar um tubo protético (usualmente fabricado a partir de um fino tecido polimérico) no interior da região dilatada, suturando suas extremidades à porção saudável da aorta, de modo a isolar o aneurisma (MOHLER, 2014; SINGH; WANG, 2014). Dessa forma, o fluxo sanguíneo é normalizado, aliviando os esforços sobre a parede da artéria e levando a região dilatada a se retrair, diminuindo assim o risco de ruptura, que é proporcional ao diâmetro do aneurisma (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005).

Figura 2 – Método tradicional de reparo de AAA.



Fonte: adaptado de Mohler (2014)

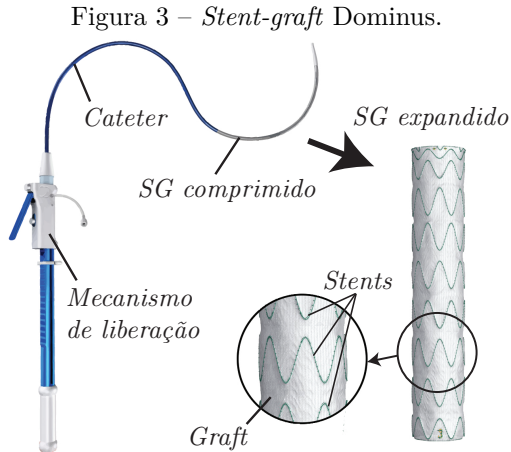
### 2.1.3 Reparo endovascular de aneurisma (EVAR)

Cirurgias eletivas para reparo de AAAs sabidamente aumentam a expectativa de vida de pacientes que possuam a doença (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; VLIET; BOLL, 1997). O reparo tradicional, no entanto, necessita ser realizado com anestesia geral e uma grande incisão no abdômen, sendo por isso contra-indicado para alguns pacientes, especialmente de idade mais avançada (MOHLER, 2014; ERNST, 1993). Uma alternativa menos invasiva é a técnica de reparo endovascular de aneurisma (EVAR), desenvolvida a partir de 1991, em que uma endoprótese tipo *stent-graft* (SG) é utilizada para normalizar o fluxo

sanguíneo na região do aneurisma (HINCHLIFFE; HOPKINSON, 2007; SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005).

### 2.1.3.1 *Stent-graft*

Segundo o dicionário Houaiss, um *stent* é uma “pequena prótese expansível que se insere em um conduto do corpo, a fim de prevenir ou impedir a constrição do fluxo local decorrente de entupimento de artérias”. Dispositivos do tipo *stent-graft*, por sua vez, consistem de um tubo protético (como o utilizado na cirurgia tradicional) ao qual é fixado (normalmente com suturas) um esqueleto metálico, conferindo sustentação ao tubo, que passa a se comportar como um *stent*. Após ser fabricado, o SG é comprimido e inserido em um cateter, que por sua vez está acoplado a um mecanismo de expansão (liberação do SG). A Figura 3 apresenta as principais partes de uma endoprótese atualmente utilizada na área de reparo endovascular de AAA.



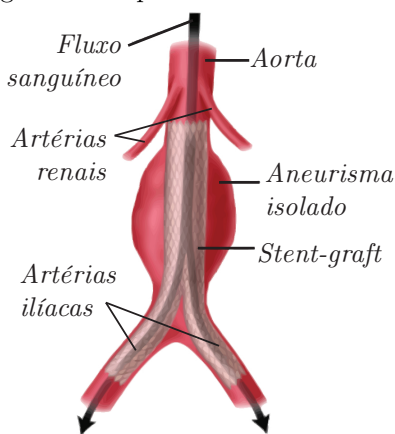
Fonte: adaptado de Braile Biomédica (2014)

### 2.1.3.2 Procedimento

Ao realizar um reparo de aneurisma utilizando a técnica endovascular, o médico introduz o cateter no sistema circulatório do paciente, normalmente através da artéria femoral, navegando com ajuda de um sis-

tema de visualização por raios X até a região abdominal da aorta, onde se encontra o aneurisma. Após posicionar adequadamente o dispositivo, o médico ativa o mecanismo de liberação. Assim, forma-se um conduto que, como no caso da cirurgia aberta, normaliza o fluxo sanguíneo e leva o aneurisma a se retrair (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005; VLIET; BOLL, 1997), como mostrado na Figura 4.

Figura 4 – Reparo de AAA via EVAR.



Fonte: adaptado de Mohler (2014)

O SG mostrado na Figura 4, utilizado em cirurgias de reparo de AAA, consiste de um corpo principal, posicionado logo abaixo das artérias renais, que se bifurca em 2 membros independentes, acomodados nas duas artérias ilíacas, conforme mostrado na Figura 4. Eventualmente, pode-se fazer uso de extensões ilíacas, destinadas a prolongar o comprimento da prótese em uma ou ambas as artérias ilíacas.

Num reparo de aneurisma via EVAR, a fixação da endoprótese dá-se por interferência radial (não são feitas suturas, como no método tradicional). Dessa forma, o dispositivo utilizado deve ser longo o bastante para cobrir, além do comprimento total do aneurisma, uma parcela de região saudável da aorta em ambas as extremidades (colos proximal e distal do aneurisma), além de ter um diâmetro de 15 a 20% maior que o da artéria nessas regiões (*oversizing*) (Cook Medical, 2014; Braille Biomédica, 2014). Alguns modelos de SG contam ainda com fixação ativa, ou seja, pequenos ganchos (*hooks* ou *barbs*) que aderem à parede da artéria, reforçando a aderência da endoprótese (JACKSON; CARPENTER, 2009).

### 2.1.3.3 Resultados clínicos

O tratamento de AAA via EVAR é muito menos invasivo que o método tradicional, resultando portanto em menores taxas de mortalidade durante a operação e tempos mais curtos de hospitalização e recuperação, entre outras vantagens (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; CHADI et al., 2012). Por esse motivo, a técnica é indicada para pacientes em que a cirurgia aberta representa riscos elevados, como idosos e portadores de doenças cardíacas (MOHLER, 2014; ERNST, 1993). Na última década, o uso da técnica endovascular tem crescido consideravelmente; em alguns centros nos EUA, o reparo de AAA é feito via EVAR em mais de 80% dos procedimentos eletivos (ALBUQUERQUE et al., 2010).

Apesar das vantagens associadas, uma cirurgia de tipo EVAR requer um acompanhamento rigoroso após a cirurgia e não raro leva à necessidade de intervenções secundárias, que se fazem necessárias devido ao aparecimento de problemas pós-operatórios (por exemplo, vazamentos, formação de trombos, entre outros). Num estudo comparativo de 7 anos entre as técnicas tradicional (ou seja, cirurgia aberta) e EVAR, Cao et al. (2004) relatam que houve necessidade de procedimentos adicionais em 15,7% dos pacientes submetidos a EVAR e somente em 3% daqueles operados pelo método clássico. Stokmans et al. (2012) realizaram um estudo envolvendo 1262 pacientes submetidos a cirurgias tipo EVAR, realizadas entre 2009 a 2011 e nas quais o modelo de SG Endurant® (Medtronic, Minneapolis, EUA) foi utilizado, e obtiveram uma taxa de 16,6% de problemas pós-operatórios até 30 dias após a cirurgia.

## 2.2 ASPECTOS MECÂNICOS DOS SGS

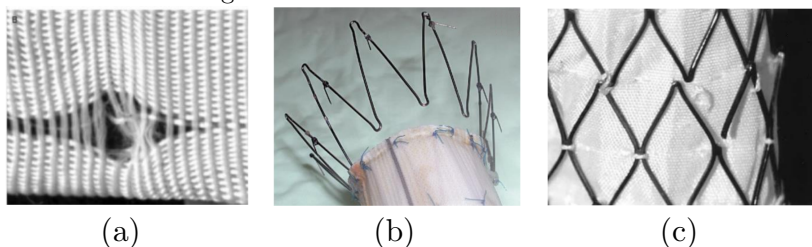
Muitas vezes, os problemas pós-operatórios que surgem ao se realizar um reparo de aneurisma utilizando a técnica EVAR estão relacionados com características mecânicas inadequadas do SG utilizado (SINGH; WANG, 2014; MOHLER, 2014; DEMANGET et al., 2012). O comportamento mecânico dessas endopróteses, por sua vez, está diretamente relacionado a aspectos construtivos como os materiais utilizados na fabricação de cada componente, forma geométrica e posição dos stents, fixação dos *stents* no *graft*, entre outros.



### 2.2.1 Falhas mecânicas

A Figura 5 ilustra algumas falhas mecânicas que podem ocorrer no SG após uma cirurgia de EVAR, a saber: rompimento do *graft* (Figura 5a), rompimento das suturas que prendem os *stents* ao *graft* (Figura 5b) e fratura dos *stents* (Figura 5c), relacionada sobretudo à fadiga do material.

Figura 5 – Falhas mecânicas em SGs



Fonte: adaptado de Demanget (2013)

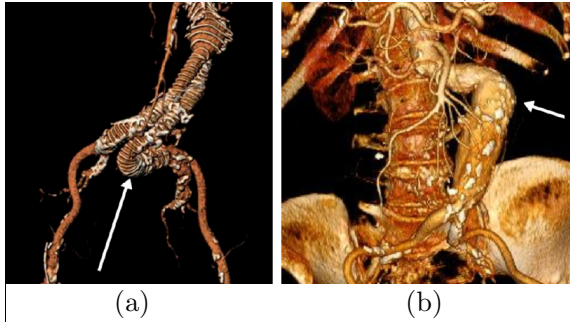
Outros problemas pós operatórios, embora não constituam falhas mecânicas no sentido estrito do termo, estão também relacionados às características mecânicas dos SGs. De especial importância é a questão de *compliance* entre o SG e a artéria à qual ele se destina: uma vez que as artérias são tubos elásticos, é fundamental que a endoprótese tenha capacidade de acompanhar as variações no diâmetro arterial que ocorrem durante o ciclo cardíaco, devido à diferença entre as pressões sistólica (maior) e diastólica (menor), sob pena de ocorrerem vazamentos ou mesmo um deslocamento do SG durante a sístole (SINGH; WANG, 2014).

### 2.2.2 Geometria e conformabilidade

A conformabilidade do SG à geometria de artérias tortuosas constitui outro desafio relacionado às características mecânicas dos diferentes modelos de endoprótese. Em muitos pacientes, por exemplo, a artéria aorta e suas ramificações apresentam grande tortuosidade: Balasubramanian et al. (2009) *apud* Demanget et al. (2012) encontrou angulações superiores a  $90^\circ$  nas artérias ilíacas em 38% dos pacientes, com um máximo de  $120^\circ$ , enquanto Albertini et al. (2006) *apud* Demanget et

al. (2012) reporta angulações de até  $180^\circ$  na artéria ilíaca. Weale et al. (2010) menciona ângulos de  $63^\circ$  a  $110^\circ$  nas artérias aorta de 30 pacientes. A Figura 6 mostra alguns exemplos de AAA cujos vasos sanguíneos envolvidos apresentam trechos com grande angulação.

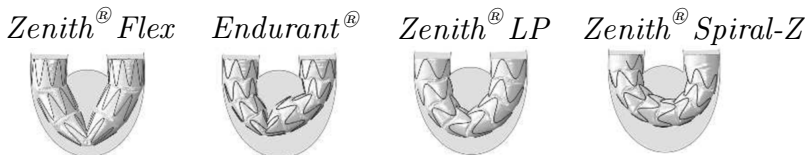
Figura 6 – Angulações de (a)  $180^\circ$  e (b)  $90^\circ$ .



Fonte: adaptado de Demanget et al. (2012) e Weale et al. (2010)

Nesse tipo de situação, o comportamento à flexão do SG utilizado passa a ter grande importância, uma vez que problemas pós-operatórios como *endoleaks*, trombose e estenose foram associados a uma rigidez à flexão excessiva de SGs utilizados em pacientes com artérias tortuosas (DEMANGET et al., 2013). A Figura 7 ilustra o comportamento simulado de diferentes modelos de SGs em um aneurisma ilíaco idealizado com  $180^\circ$  de angulação.

Figura 7 – Diferentes modelos de SG a uma angulação de  $180^\circ$ .

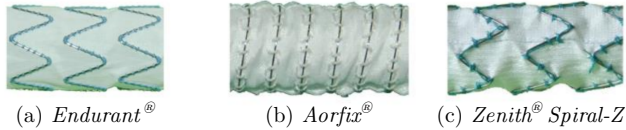


Fonte: adaptado de Demanget et al. (2013)

Como fica claro na Figura 7, qualitativamente, pode-se notar que alguns modelos - Zenith Flex e Talent - desenvolvem dobras severas, que indicam cuidado na sua utilização em situações de grande tortuosidade. O comportamento à flexão de um determinado modelo de SG, por sua vez, depende fortemente das suas características geométricas,

especialmente da forma e configuração da parte metálica (*stents*). Para cada tipo de aplicação existem hoje no mercado diversos fabricantes e modelos diferentes de endopróteses. A Figura 8 ilustra algumas das configurações geométricas possíveis para a parte metálica dos SGs: *stents* em Z (a), *stents* em espiral (b) e *stents* com espiral em Z (c).

Figura 8 – Configurações dos *stents*



Fonte: adaptado de Demanget et al. (2013)

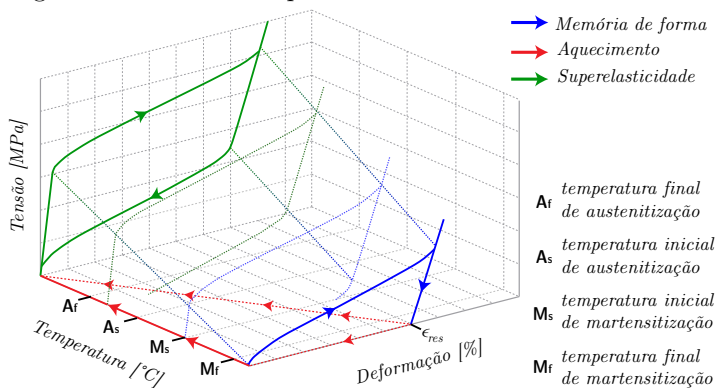
### 2.2.3 Materiais

Via de regra, o esqueleto de metal (*stent*) das endopróteses é fabricado em ligas de aço inoxidável ou ligas de níquel-titânio (comercialmente conhecidas como Nitinol); já o tubo protético (*graft*) normalmente é fabricado utilizando finos tecidos de polietileno tereftalato (Dacron®) ou películas de politetrafluoretileno expandido (ePTFE) (SINGH; WANG, 2014).

#### 2.2.3.1 Nitinol

As ligas de níquel-titânio têm se destacado como material para fabricação de *stents*, sendo também utilizadas na porção metálica dos SGs (MOHD et al., 2014; SINGH; WANG, 2014). Compostas por 38-50% de titânio em peso, essas ligas são capazes de variar suas características através de uma transformação de fases em estado sólido - de martensita para austenita, e vice-versa (BARBARINO et al., 2014). Essa transformação ocorre como resultado de uma mudança de temperatura (efeito de **memória de forma**) ou de um carregamento mecânico (efeito de **superelasticidade**) (MOHD et al., 2014). Esses dois efeitos estão ilustrados na Figura 9. Note-se que a fase martensítica do Nitinol é estável a temperaturas mais baixas do que a fase austenítica ( $M_f < M_s < A_s < A_f$ ).

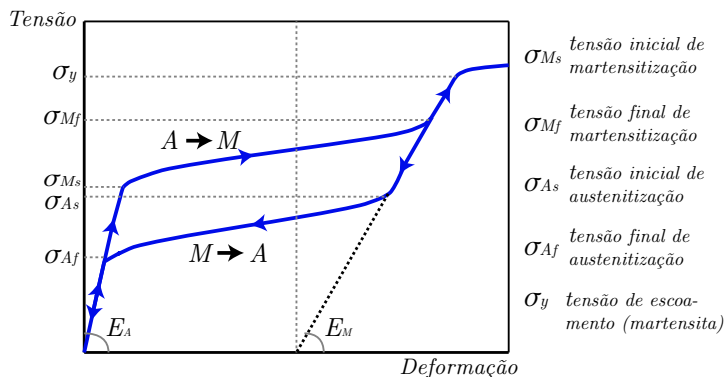
Figura 9 – Efeitos de superelasticidade e memória de forma



Fonte: adaptado de Barbarino et al. (2014)

O efeito de memória de forma de uma via, o mais usual, ocorre a temperaturas na faixa  $M_s < T < A_s$ ; nesse caso, uma deformação permanente no material ( $\epsilon_{res}$ ) pode ser recuperada aquecendo-o a uma temperatura acima de  $A_f$  (MOHD et al., 2014). Já o efeito de superelasticidade (ou **pseudoelasticidade**) ocorre a temperaturas acima de  $A_f$  (MOHD et al., 2014) e está ilustrado separadamente na Figura 10.

Figura 10 – Efeito de superelasticidade



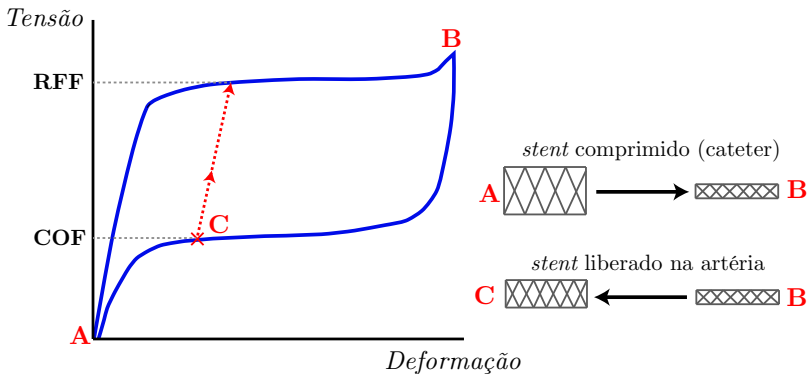
Fonte: adaptado de Barbarino et al. (2014)

Nesse caso, sob a ação de uma carga externa, o material inicialmente deforma-se conforme o módulo de elasticidade da fase austenítica

( $E_A$ ) até a tensão  $\sigma_{Ms}$ , em que se inicia a formação de martensita. Ao se atingir a tensão  $\sigma_{Mf}$ , a microestrutura do material torna-se totalmente martensítica; quando carregado acima desse nível de tensões, o material deforma-se conforme o módulo de elasticidade da fase martensítica ( $E_M$ ). Como a uma temperatura  $T > A_f$  a fase martensítica não é estável, quando a força é retirada, após o material descarregar até a tensão  $\sigma_{As}$ , a fase martensítica começa então a se transformar em austenita. Ao atingir a tensão  $\sigma_{Af}$ , a microestrutura torna-se de novo totalmente austenítica (BARBARINO et al., 2014).

No caso de ligas de níquel-titânio utilizadas para a construção de *stents* e SGs, têm-se  $A_f \approx 30^\circ\text{C}$  (PELTON et al., 2008), de forma que o comportamento do Nitinol no interior das artérias humanas (a  $T \approx 37,5^\circ\text{C}$ ) é superelástico, o que garante boa conformabilidade às diferentes geometrias vasculares, conforme ilustrado pela Figura 11.

Figura 11 – Aplicação do efeito de superelasticidade em um *stent*



Fonte: adaptado de Mohd et al. (2014)

Após ser fabricado, o *stent* de Nitinol passa por um processo de inserção num cateter (ponto B, na Figura 11), durante o qual o material passa por uma transformação de fase (de austenita para martensita), conforme explicado anteriormente. Em seguida, já dentro do corpo humano, a endoprótese é liberada numa artéria, cujo diâmetro é sempre menor que o diâmetro original do *stent*, devido ao *oversizing* necessário para fixação da endoprótese. Como resultado, o Nitinol não recupera toda a deformação causada pela inserção no cateter, descarregando somente até o ponto C na Figura 11.

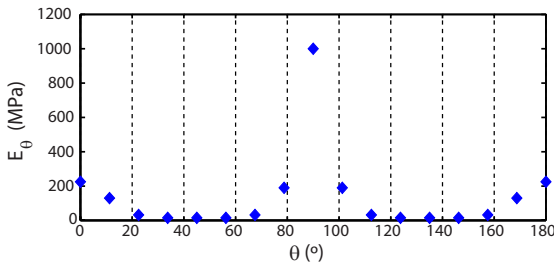
Nesse ponto, o *stent* exerce sobre a parede da artéria uma força relativamente pequena **COF** (do inglês *chronic outward force*<sup>1</sup>), ao mesmo tempo que resiste a um movimento de contração (estenose) com uma força relativamente elevada **RRF** (do inglês *radial resistance force*<sup>2</sup>). Dessa forma, o *stent* se mantém em posição devido à força COF, que no entanto é pequena o bastante de modo a não deformar a artéria; ao mesmo tempo que resiste a um movimento de estenose (que pode ser causado por uma força externa ou mesmo pela própria artéria) com uma força RRF, bem mais elevada. Esse comportamento ocorre não somente em *stents*, mas também em SGs cuja porção metálica seja fabricada em Nitinol.

Além disso, as ligas de níquel-titânio são menos trombogênicas, apresentam boa biocompatibilidade, possuem alta resistência à corrosão e proporcionam grandes níveis de deformações recuperáveis (até 8,5%). (MOHD et al., 2014) Por esses e outros motivos, o Nitinol é uma excelente escolha para a construção de *stents* e SGs.

### 2.2.3.2 Dacron

O uso de *grafts* fabricados em finos tecidos de polietileno (Dacron®) permanece como procedimento padrão em reparos de AAA segundo o método tradicional, com cirurgia aberta (SINGH; WANG, 2014). Esse tipo de tecido também é utilizado na fabricação de SGs. Demanget (2012) realizou uma série de ensaios de tração em amostras de Dacron® e constatou um marcado comportamento ortotrópico, que resulta da trama do tecido, conforme mostrado na Figura 12.

Figura 12 – Módulos de elasticidade do Dacron® em função de  $\theta$



Fonte: adaptado de Demanget (2012)

<sup>1</sup>“Força crônica para fora”, em tradução livre

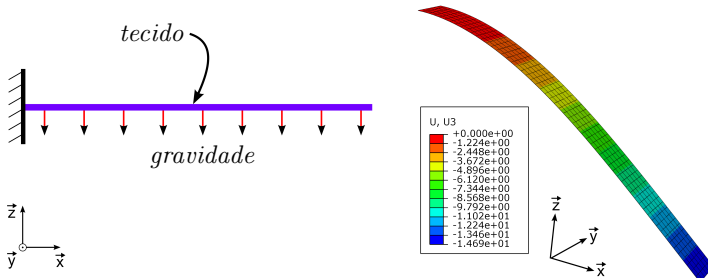
<sup>2</sup>“Força de resistência radial”, em tradução livre

Na Figura 12 estão plotados os valores do módulo de elasticidade em função do ângulo de orientação  $\theta$  de amostras de Dacron, obtidas junto a um fornecedor da indústria de SGs (Vascutek, Inchinnan, United Kingdom), cuja era espessura  $t = 0,08$ .

Em adição ao comportamento ortotrópico, o autor observou que as finas amostras de Dacron ensaiadas apresentam um comportamento peculiar quando submetidas à flexão. Com efeito, as formulações tradicionais prevêem que um corpo bidimensional, de material elástico, resiste à flexão por meio de duas componentes de rigidez: uma de membrana,  $D_M \propto tE$  (que atua no plano), e uma de flexão,  $D_F \propto t^3E$ , onde  $t$  é a espessura e  $E$  o módulo de elasticidade da casca ou placa. Formulações de membrana, utilizadas para modelar placas finas, assumem que  $D_F = 0$ , enquanto formulações de casca consideram as duas componentes.

A despeito disso, Demanget (2012) demonstrou que o comportamento das amostras de Dacron sob flexão não é adequadamente modelado nem por uma formulação de membrana, nem por uma formulação tradicional de casca. Ao invés disso, o tecido apresenta um comportamento intermediário: a rigidez de membrana é proporcional a  $tE$ , mas a rigidez à flexão é não-nula e proporcional a  $\alpha t^3E$ , com  $0 < \alpha < 1$ . Como uma formulação desse tipo não está disponível na maior parte dos *softwares* comerciais, Demanget (2012) utilizou, em suas simulações, valores **virtuais** de espessura  $t' = t\sqrt{\alpha}$  e do módulo de elasticidade  $E' = E/\sqrt{\alpha}$ , de maneira tal que  $D_M \propto t'E' \equiv tE$  mas  $D_F \propto t'^3E' \equiv \alpha t^3E$ . O valor de  $\alpha$ , por sua vez, foi determinado através de um ensaio conhecido como *nail test*, em que uma amostra de tecido é fixada em balanço e se deforma sob a ação do próprio peso. O procedimento está ilustrado na Figura 13.

Figura 13 – *Nail test*



Fonte: adaptado de Demanget (2012)

Para as amostras da empresa considerada, os ensaios permitiram estimar  $\alpha = 1/25$ ; ou seja, a rigidez à flexão real é 25 vezes menor que o valor teórico. Isso corresponde, portanto, a dividir a espessura real  $t$  por cinco e multiplicar o módulo de elasticidade  $E$  pelo mesmo valor.

### 2.3 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

A investigação da influência dos aspectos mecânicos mencionados sobre o comportamento global dos SGs é uma parte fundamental do desenvolvimento de endopróteses que possam levar a menores taxas de problemas pós-operatórios, especialmente em aplicações críticas, como é o caso de geometrias vasculares tortuosas. No entanto, o desenvolvimento de novos modelos de SGs envolve diversos aspectos éticos - relacionados sobretudo a testes clínicos *in vivo* - e regulatórios, uma vez que, em todo o mundo, esse tipo de produto médico conta com um estrito controle por parte de agências governamentais de saúde (ANVISA no Brasil, FDA nos EUA, entre outras).

Nesse escopo, o uso de técnicas numéricas torna-se interessante como ferramenta auxiliar de avaliação (bio)mecânica de diferentes configurações de SGs, especialmente nos primeiros estágios de desenvolvimento (antes da elaboração de protótipos), uma vez que permite a investigação do comportamento (bio)mecânico dos diferentes modelos a um custo financeiro relativamente baixo e sem impedimentos éticos ou regulatórios.

A simulação do comportamento mecânico de próteses autoexpansíveis do tipo *stent* (ou seja, sem o *graft*) pelo Método de Elementos Finitos foi bastante utilizada ao longo da última década, nos mais variados contextos (CHUA; MACDONALD; HASHMI, 2002; LI; KLEINSTREUER, 2005; MARREY et al., 2006; KIM; KANG; YU, 2008; ZAHEDMANESH; KELLY; LALLY, 2010; AURICCHIO et al., 2011; BOCK et al., 2012a; GROGAN; LEEN; MCHUGH, 2013). No entanto, trabalhos dedicados à simulação numérica do comportamento mecânico de SGs são relativamente recentes, devido à complexa interação entre o fino tubo polimérico e a estrutura metálica que o sustenta.

Kleinstreuer et al. (2008) publicaram um trabalho pioneiro de simulação de um SG completo, mas o modelo utilizado era genérico, i.e. não representava nenhuma endoprótese disponível no mercado. O primeiro trabalho a simular com sucesso modelos comerciais de SGs foi publicado por Demanget et al. (2012), que propuseram um procedimento para análise da flexibilidade de SGs, por meio de simulações de elemen-



tos finitos, que mostrou boa correlação com resultados experimentais (DEMANGET et al., 2012). O método foi posteriormente utilizado para simular uma flexão a 180° em 8 modelos de SGs atualmente utilizados na área de EVAR (DEMANGET et al., 2013).

Bock et al. (2012b), por outro lado, simularam a instalação de um SG em um modelo de AAA construído em silicone, comparando o resultado numérico com um ensaio experimental. Auricchio et al. (2013) realizaram uma comparação numérico-experimental da instalação de um SG em um o aneurisma na porção superior (torácica) da aorta em um paciente submetido a EVAR. Perrin et al. (2015b) simularam a instalação de 5 endopróteses comerciais em dois modelos idealizados de aneurisma, e posteriormente publicaram um estudo envolvendo uma comparação numérico-experimental de procedimentos de EVAR realizados em 3 pacientes (PERRIN et al., 2015a).

Uma característica importante desses trabalhos é que, em todos eles, a análise foi feita utilizando o método de integração temporal explícita das equações de movimento. A escolha do método explícito facilita significativamente o tratamento das instabilidades causadas por não-linearidades decorrentes do surgimento de regiões de contato (dobras) no *graft*. No entanto, cuidados especiais são necessários para assegurar a precisão e efetividade do método, cuja formulação será apresentada nesta seção.

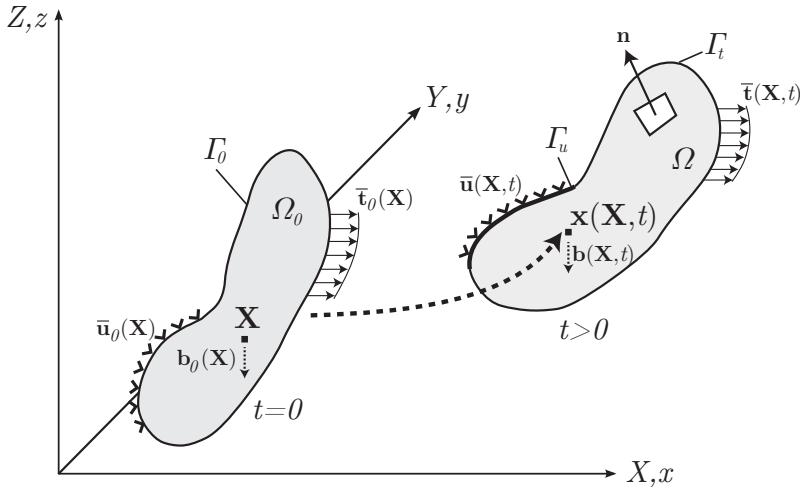
### 2.3.1 Princípio dos trabalhos virtuais

**NOTA:** A convenção de Einstein se aplica às equações abaixo: para cada índice repetido, há um somatório implícito.

Seja um corpo arbitrário de domínio  $\Omega_0 \subset \mathbb{R}^3$ , com fronteira  $\Gamma_0$ , que se deforma sob a ação de forças de corpo  $\mathbf{b}$  e de superfície  $\bar{\mathbf{t}}$  ao longo de um intervalo de tempo  $[0, t]$  até atingir a configuração  $\Omega \subset \mathbb{R}^3$  de fronteira  $\Gamma$ , conforme mostrado na Figura 14.

Seja um sistema de coordenadas cartesianas fixo no tempo e um ponto  $\mathbf{X} \in \mathbb{R}^3$  no instante inicial, que se move para uma posição  $\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$  no instante  $t$ . Considerando uma formulação Lagrangeana, pode-se descrever a posição  $\mathbf{x}$  no instante  $t$  como uma função

$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) \quad \text{ou} \quad x_i = x_i(\mathbf{X}, t), \quad (2.1)$$

Figura 14 – Deformação do corpo  $\Omega_0$  ao longo do tempo

Fonte: adaptado de LSTC (2015)

e o deslocamento  $\mathbf{u}$  como

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X} \quad \text{ou} \quad u_i(\mathbf{X}, t) = x_i(\mathbf{X}, t) - X_i. \quad (2.2)$$

Por outro lado, conforme mostrado na Figura 14, em qualquer instante  $t$  a fronteira  $\Gamma$  pode ser subdividida em duas parcelas  $\Gamma_t$  e  $\Gamma_u$ , onde são prescritas, respectivamente, forças de superfície  $\bar{\mathbf{t}} = \bar{\mathbf{t}}(\mathbf{X}, t)$  e deslocamentos  $\bar{\mathbf{u}} = \bar{\mathbf{u}}(\mathbf{X}, t)$ . Note que  $\Gamma_t \cap \Gamma_u = \emptyset$  e  $\Gamma_t \cup \Gamma_u = \Gamma$ . Em particular, as forças de superfície  $\bar{\mathbf{t}}$  devem obedecer à relação

$$\bar{\mathbf{t}} = \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma} \quad \text{ou} \quad \bar{t}_i = n_j \sigma_{ji} \quad \forall \mathbf{X} \in \Omega_0, \quad \forall t \geq 0, \quad (2.3)$$

onde  $\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{X}, t)$  é o tensor de tensões de Cauchy e  $\mathbf{n} = \mathbf{n}(\mathbf{X}, t)$  é o vetor normal à superfície no ponto  $\mathbf{x}$ . O tensor  $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{X}, t)$  é obtido a partir dos deslocamentos  $\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)$  por meio de uma **equação constitutiva**. Admitindo que o modelo de material é conservativo (elástico), a deformação total, definida pelo deslocamento, é suficiente para determinar o estado de tensões, ou seja,

$$\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{X}, t) = f(\mathbf{u}) \quad \forall \mathbf{X} \in \Omega_0, \quad \forall t \geq 0. \quad (2.4)$$

Em qualquer instante  $t$ , todos os pontos do corpo  $\Omega$  devem satisfazer às condições de conservação de massa, momento linear e momento angular (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000), a saber:

Conservação de massa:

$$\rho(\mathbf{X}, t)J(\mathbf{X}, t) = \rho(\mathbf{X}, 0) = \rho_0(\mathbf{X}) \quad (2.5)$$

Conservação de momento linear:

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \rho \mathbf{b} = \rho \ddot{\mathbf{u}} \equiv \rho \frac{D^2 \mathbf{u}}{Dt^2} \quad \text{ou} \quad \frac{\partial \sigma_{ji}}{\partial x_j} + \rho b_i = \rho \ddot{u}_i \equiv \rho \frac{D^2 u_i}{Dt^2} \quad (2.6)$$

Conservação de momento angular:

$$\boldsymbol{\sigma} = \boldsymbol{\sigma}^T \quad \text{ou} \quad \sigma_{ij} = \sigma_{ji} \quad (2.7)$$

Por outro lado, note que o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)$  na Equação (2.6) deve satisfazer, em cada instante  $t$ , as condições de contorno em  $\Gamma_u$ . Em outras palavras,

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) \in \mathcal{U} = \{\mathbf{u} \in \mathcal{H}^2(\Omega) \mid \mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \bar{\mathbf{u}}(\mathbf{X}), \forall \mathbf{X} \in \Gamma_u \forall t \geq 0\}, \quad (2.8)$$

onde  $\mathcal{H}^2(\Omega)$  é o espaço de funções quadrado-integráveis com primeira e segunda derivadas quadrado-integráveis no domínio  $\Omega$ .

A solução do problema  $\mathbf{u}_s \in \mathcal{U}$  pode ser obtida resolvendo de forma analítica as Equações (2.5)-(2.7), chamadas também de **forma forte** do problema. Na prática, porém, isso normalmente só é possível em problemas muito simples (BATHE, 1996). Uma alternativa para encontrar a solução  $\mathbf{u}_s$  é integrar o resíduo da Equação (2.6) multiplicado por uma **função-peso**  $\delta \mathbf{u}$ , no domínio  $\Omega$ , de forma a obter a **forma fraca** do problema. As **funções-peso** são variações admissíveis para o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}_s \in \mathcal{U}$  que soluciona o problema, definidas como

$$\delta \mathbf{u} \in \mathcal{U}_0 = \{\delta \mathbf{u} \in \mathcal{H}^2(\Omega) \mid \delta \mathbf{u}(\mathbf{X}) = \mathbf{0}, \forall \mathbf{X} \in \Gamma_u\}. \quad (2.9)$$

Esse procedimento é conhecido como **técnica dos resíduos ponderados** (LSTC, 2015), cujo resultado fornece

$$\int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma} : \delta \boldsymbol{\epsilon} \, d\Omega - \int_{\Omega} \delta \mathbf{u} \cdot \rho \mathbf{b} \, d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u} \cdot \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u} \cdot \rho \ddot{\mathbf{u}} \, d\Omega = 0, \quad \forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{U}_0, \quad \forall t \geq 0 \quad (2.10)$$

onde  $\delta \boldsymbol{\epsilon}$  é o **tensor deformação**, definido por

$$\delta \boldsymbol{\epsilon} = (\nabla^s \delta \mathbf{u}) = \frac{1}{2} [\nabla \delta \mathbf{u} + (\nabla \delta \mathbf{u})^T]. \quad (2.11)$$

A Equação (2.10) é chamada de **Princípio dos Trabalhos Virtuais**. De fato, os termos da Equação (2.10) podem ser identificados com trabalhos “virtuais” de forças atuando sobre o corpo (NOELS, 2004), ou seja:

Trabalho virtual das forças internas,  $\delta W_{\text{int}}$ :

$$\int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma} : \delta \boldsymbol{\epsilon} \, d\Omega = \int_{\Omega} \sigma_{ij} (\delta \epsilon)_{ij} \, d\Omega \quad (2.12)$$

Trabalho virtual das forças externas,  $\delta W_{\text{ext}}$ :

$$\int_{\Omega} \delta \mathbf{u} \cdot \rho \mathbf{b} \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u} \cdot \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma = \int_{\Omega} \delta u_i \rho b_i \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta u_i \bar{t}_i \, d\Gamma \quad (2.13)$$

Trabalho virtual inercial ou cinético,  $\delta K$ :

$$\int_{\Omega} \delta \mathbf{u} \cdot \rho \ddot{\mathbf{u}} \, d\Omega = \int_{\Omega} \delta u_i \rho \ddot{u}_i \, d\Omega \quad (2.14)$$

A Equação (2.10) pode então ser escrita como

$$\delta W = \delta W_{\text{int}} - \delta W_{\text{ext}} + \delta K = 0, \quad \forall \delta \mathbf{u} \in \mathcal{U}_0, \quad \forall t \geq 0. \quad (2.15)$$

### 2.3.2 Aproximação por elementos finitos

Conforme mencionado anteriormente, somente em casos muito simplificados é pode-se determinar de forma exata (analítica) o campo de deslocamentos  $\mathbf{u}_s \in \mathcal{U}$  que soluciona o problema. É possível, no entanto, utilizar uma **aproximação de Galerkin** para, partindo do

Princípio dos Trabalhos Virtuais, obter uma solução aproximada  $\mathbf{u}_s^h \approx \mathbf{u}_s$  (BATHE, 1996).

Primeiramente note que, dada uma função  $\mathbf{u}_p \in \mathcal{U}$  fixa, mas arbitrária, pode-se escrever um campo de deslocamentos qualquer  $\mathbf{u} \in \mathcal{U}$  como

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{u}_p(\mathbf{X}, t) + \delta\mathbf{u}(\mathbf{X}), \text{ para algum } \delta\mathbf{u} \in \mathcal{U}_0, \forall t > 0. \quad (2.16)$$

onde a função-peso  $\delta\mathbf{u}(\mathbf{X})$  pode ser diferente em cada instante  $t > 0$ . Por outro lado, é fácil constatar que o espaço de funções-peso  $\mathcal{U}_0$  é um subespaço vetorial de  $\mathcal{H}^2(\Omega)$ , pois é fechado para soma e multiplicação por escalar. Sendo assim, a solução exata  $\mathbf{u}_s \in \mathcal{U}$  poderia ser reescrita, partindo da Equação (2.16), como

$$\mathbf{u}_s(\mathbf{X}, t) = \mathbf{u}_p(\mathbf{X}, t) + \delta\mathbf{u}(\mathbf{X}) = \mathbf{u}_p(\mathbf{X}, t) + \sum_{i=1}^{\infty} \alpha_i(t) \phi_i(\mathbf{X}) \quad (2.17)$$

onde  $\{\phi_1(\mathbf{X}), \dots\}$  é uma base de **infinitas** funções para o espaço  $\mathcal{U}_0$  e  $\alpha_i(t)$  são os coeficientes que determinam a função-peso  $\delta\mathbf{u}(\mathbf{X})$  no instante  $t$ . Partindo desse fato, o método de Galerkin propõe **aproximar** o espaço de funções-peso  $\mathcal{U}_0$  por um subespaço  $\mathcal{U}_0^h \subset \mathcal{U}_0$  tal que

$$\mathcal{U}_0^h = \{\delta\mathbf{u}^h = \sum_{i=1}^{n_F} \alpha_i \phi_i(\mathbf{X}) \mid \phi^i(\mathbf{X}) = \mathbf{0}, \forall \mathbf{X} \in \Gamma_v\}, \quad (2.18)$$

onde  $\{\phi_1(\mathbf{X}), \dots, \phi_{n_F}(\mathbf{X})\}$  é uma base **finita** de  $n_F$  funções que geram o espaço aproximado de funções-peso  $\mathcal{U}_0^h$ . Analogamente, é possível definir um espaço aproximado de solução  $\mathcal{U}^h$  tal que

$$\mathcal{U}^h = \{\mathbf{u}^h \in \mathcal{U} \mid \mathbf{u}^h = \mathbf{u}_p + \delta\mathbf{u}^h \forall \delta\mathbf{u} \in \mathcal{U}_0^h\}. \quad (2.19)$$

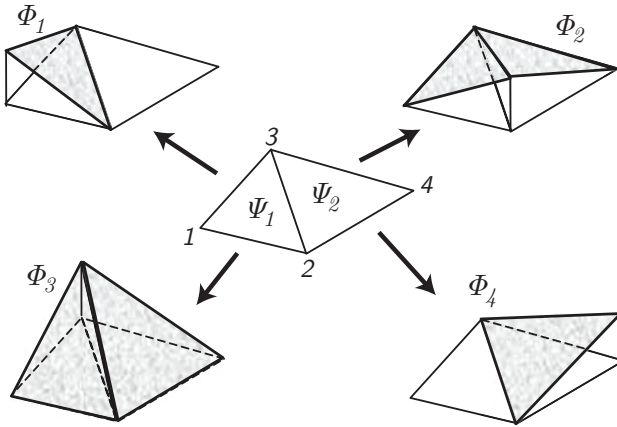
Pode-se então buscar determinar a função  $\mathbf{u}_s^h \in \mathcal{U}^h$  para a qual o princípio dos trabalhos virtuais mais se aproxima de zero, ou seja, deseja-se encontrar um conjunto de coeficientes  $\{\alpha_1^h, \dots, \alpha_{n_F}^h\}$  para os quais a Equação (2.15) fornece

$$\delta W(\mathbf{u}_s^h) = \delta W_{\text{int}}(\mathbf{u}_s^h) - \delta W_{\text{ext}}(\mathbf{u}_s^h) + \delta K(\mathbf{u}_s^h) \approx 0, \forall t \geq 0, \quad (2.20)$$

de tal forma que  $\mathbf{u}_s^h \approx \mathbf{u}_s$ , onde  $\mathbf{u}_s \in \mathcal{U}$  é a solução exata do problema.

A abordagem clássica utilizada para construir uma base de funções para a técnica de Galerkin consiste em dividir o domínio do problema em um certo número de **elementos finitos**, conforme exemplificado na Figura 15 para um domínio bidimensional  $\Psi$  discretizado em 2 elementos finitos  $\Psi_1$  e  $\Psi_2$ .

Figura 15 – Malha bidimensional com funções de forma



Fonte: adaptado de Fish e Belytschko (2007)

Nesse exemplo, as funções  $\{\phi_1, \dots, \phi_4\}$  formam a base para a aproximação de Galerkin. Tais funções são construídas com base nos 4 vértices (**nós**) da malha, que são utilizados para interpolar os deslocamentos dos demais pontos do domínio.

Seja agora uma malha de  $n_E$  elementos finitos  $\Omega_e$ , com  $n_N$  vértices (nós), que discretizam o domínio tridimensional  $\Omega$  da Figura 14. Supondo que o  $I$ -ésimo nó da malha encontra-se numa posição  $\mathbf{X}^I \in \mathbb{R}^3$  no instante inicial  $t = 0$  e se move para uma posição  $\mathbf{x}^I(t) \in \mathbb{R}^3$  no instante  $t$ , pode-se utilizar as posições  $\mathbf{x}^I(t)$  para interpolar a posição  $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$  de um ponto qualquer  $\mathbf{X} \in \Omega$  no instante  $t$ , de forma que

$$\mathbf{x}(\mathbf{X}, t) \approx N^I(\mathbf{X})\mathbf{x}^I(t) \quad \text{ou} \quad x_i(\mathbf{X}, t) \approx N^I(\mathbf{X})x_i^I(t). \quad (2.21)$$

Nesse caso,  $N^I(\mathbf{X}) : \Omega_e \subset \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$  são funções de interpolação definidas de modo análogo ao caso bidimensional exemplificado na

Figura 15, e que em conjunto formam uma base de funções para a aproximação de Galerkin. Em particular, note que, conforme ilustrado na Figura 15, as funções de interpolação têm a propriedade

$$N^I(\mathbf{X}^J) = \delta_{IJ}, \quad \forall I, J \in \{1, 2, \dots, n_N\}, \quad (2.22)$$

onde  $\delta_{IJ}$  é a função delta de Kronecker.

De forma análoga à Equação (2.21), uma função-peso  $\delta \mathbf{u} \in \mathcal{U}_0$  pode ser aproximada por

$$\delta \mathbf{u} \approx \delta \mathbf{u}^h(\mathbf{X}) = N^I(\mathbf{X})\delta \mathbf{u}^I \text{ ou } \delta u_i \approx \delta u_i^h(\mathbf{X}) = N^I(\mathbf{X})\delta u_i^I, \quad (2.23)$$

onde  $\delta \mathbf{u}^I$  são os valores da função-peso no nó  $I$ . Note que as funções-peso não variam com o tempo, portanto o vetor  $\delta \mathbf{u}^I$  é arbitrário, mas constante. Substituindo a Equação (2.23) no princípio dos trabalhos virtuais, Equação (2.10), o problema **aproximado** passa a ser encontrar  $\mathbf{u}_0^h \in \mathcal{U}_0^h$  tal que

$$\begin{aligned} \int_{\Omega} \sigma_{ij} \delta \epsilon_{ij} \, d\Omega - \delta u_i^I \int_{\Omega} N^I \rho b_i \, d\Omega - \delta u_i^I \int_{\Gamma_t} N^I \bar{t}_i \, d\Gamma \\ + \delta u_i^I \int_{\Omega} N^I \rho \ddot{u}_i \, d\Omega = 0, \quad \forall \delta \mathbf{u}^h \in \mathcal{U}_0^h, \quad \forall t \geq 0. \end{aligned} \quad (2.24)$$

Relembrando agora a definição do tensor de deformação  $\delta \epsilon = \nabla^s \delta \mathbf{u}$ , conforme a Equação (2.11), note que

$$\frac{\partial(\delta u_i)}{\partial x_j} \sigma_{ij} = [\nabla \delta \mathbf{u}]_{ij} \sigma_{ij} = [\nabla^s \delta \mathbf{u}]_{ij} \sigma_{ij} = \delta \epsilon_{ij} \sigma_{ij}. \quad (2.25)$$

Na Equação (2.25), faz-se uso do fato que o tensor de tensões de Cauchy  $\sigma$  é simétrico, uma característica que decorre da conservação do momento angular, Equação (2.7). Por outro lado, por propriedades de tensores, o produto de um tensor simétrico  $\sigma$  por um tensor arbitrário  $\nabla \delta \mathbf{u}$  é igual ao produto de  $\sigma$  pela parcela simétrica de  $\nabla \delta \mathbf{u}$  (MASE, 1970). Substituindo a Equação (2.23) em (2.25), temos

$$\sigma_{ij} \delta \epsilon_{ij} = \frac{\partial(\delta u_i)}{\partial x_j} \sigma_{ij} \approx \delta u_i^I \frac{\partial N^I}{\partial x_j} \sigma_{ij}, \quad (2.26)$$

já que  $\delta \mathbf{u}^I$  é constante no tempo. Levando agora a Equação (2.26) à Equação (2.24), chega-se a

$$\begin{aligned} \delta u_i^I \left( \int_{\Omega} \sigma_{ij} \frac{\partial N^I}{\partial x_j} d\Omega - \int_{\Omega} N^I \rho b_i d\Omega - \int_{\Gamma_t} N^I \bar{t}_i d\Gamma \right. \\ \left. + \int_{\Omega} N^I \rho \ddot{u}_i d\Omega \right) = 0, \quad \forall \delta \mathbf{u}^h \in \mathcal{U}_0^h, \quad \forall t \geq 0. \end{aligned} \quad (2.27)$$

Note que uma aproximação para a aceleração  $\ddot{\mathbf{u}}(\mathbf{X}, t)$  pode ser obtida a partir da definição dos deslocamentos, Equação (2.2), e a aproximação da posição  $\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)$ , Equação (2.21), como

$$\begin{aligned} \ddot{\mathbf{u}}(\mathbf{X}, t) &= \frac{\partial^2 \mathbf{x}(\mathbf{X}, t)}{\partial t^2} \approx \\ \ddot{\mathbf{u}}^h(\mathbf{X}, t) &= \frac{\partial^2 [N^I(\mathbf{X}) \mathbf{x}^I(t)]}{\partial t^2} = N^I(\mathbf{X}) \frac{\partial^2 \mathbf{x}^I(t)}{\partial t^2}. \end{aligned} \quad (2.28)$$

A Equação (2.28) pode ser reescrita como

$$\ddot{\mathbf{u}}(\mathbf{X}, t) \approx N^I(\mathbf{X}) \ddot{\mathbf{u}}^I(t) \quad \text{ou} \quad \ddot{u}_i(\mathbf{X}, t) \approx N^I(\mathbf{X}) \ddot{u}_i^I(t), \quad (2.29)$$

onde  $\ddot{\mathbf{u}}^I(t)$  é o vetor de acelerações no nó  $I$ . Substituindo agora a Equação (2.29) na Equação (2.27), chega-se a

$$\begin{aligned} \delta u_i^I \left( \int_{\Omega} \sigma_{ij} \frac{\partial N^I}{\partial x_j} d\Omega - \int_{\Omega} N^I \rho b_i d\Omega - \int_{\Gamma_t} N^I \bar{t}_i d\Gamma \right. \\ \left. + \ddot{u}_i^J \int_{\Omega} \rho N^I N^J d\Omega \right) = 0, \quad \forall \delta \mathbf{u}^h \in \mathcal{U}_0^h, \quad \forall t \geq 0. \end{aligned} \quad (2.30)$$

Finalmente, invocando a arbitrariedade de  $\delta \mathbf{u}^h$ , conclui-se que



$$\int_{\Omega} \sigma_{ij} \frac{\partial N^I}{\partial x_j} d\Omega - \int_{\Omega} N^I \rho b_i d\Omega - \int_{\Gamma_t} N^I \bar{t}_i d\Gamma + \ddot{u}_i^J \int_{\Omega} \rho N^I N^J d\Omega = 0, \quad \forall I = 1, \dots, n_N, \quad \forall t \geq 0. \quad (2.31)$$

Note que, de acordo com a Equação (2.29),  $\ddot{u}_i^J$  não depende de  $\mathbf{X}$ . Definindo agora o tensor de massa  $\mathbf{M}^{IJ}$  referente aos nós  $I$  e  $J$  como

$$[\mathbf{M}^{IJ}]_{ij} = \delta_{ij} \int_{\Omega} \rho N^I N^J d\Omega, \quad (2.32)$$

pode-se identificar os termos da Equação (2.31) como vetores de **forças nodais** referentes ao nó  $I = 1, \dots, n_N$ , a saber:

Forças nodais internas,  $\mathbf{f}_{int}^I$ :

$$[\mathbf{f}_{int}^I]_i = \int_{\Omega} \sigma_{ij} \frac{\partial N^I}{\partial x_j} d\Omega = \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma} \cdot \nabla N^I d\Omega, \quad \forall t \geq 0 \quad (2.33)$$

Forças nodais externas,  $\mathbf{f}_{ext}^I$ :

$$\begin{aligned} [\mathbf{f}_{ext}^I]_i &= \int_{\Omega} N^I \rho b_i d\Omega + \int_{\Gamma_t} N^I \bar{t}_i d\Gamma \\ &= \int_{\Omega} N^I \rho \mathbf{b} d\Omega + \int_{\Gamma_t} N^I \bar{\mathbf{t}} d\Gamma, \quad \forall t \geq 0 \end{aligned} \quad (2.34)$$

Forças nodais inerciais,  $\mathbf{f}_k^I$ :

$$[\mathbf{f}_k^I]_i = \ddot{u}_i^J \int_{\Omega} \rho N^I N^J d\Omega = \mathbf{M}^{IJ} \cdot \ddot{\mathbf{u}}^J, \quad \forall t \geq 0 \quad (2.35)$$

onde  $\ddot{\mathbf{u}}^J(t) \equiv \ddot{\mathbf{x}}^J(t)$  é o vetor de acelerações no nó  $J$ . Cada um dos vetores de forças nodais tem 3 componentes, ou seja, o número de graus de liberdade de cada nó.

Agrupando os vetores  $\mathbf{f}_{int}^I$ ,  $\mathbf{f}_{ext}^I$  e  $\mathbf{f}_k^I$  de cada nó  $I$  em vetores **globais** (ou seja, referente a todos os nós da malha) de forças  $\mathbf{f}_{int}$ ,  $\mathbf{f}_{ext}$  e  $\mathbf{f}_k$ , respectivamente, pode-se reescrever a Equação (2.31) como

$$\mathbf{f}_{int} - \mathbf{f}_{ext} + \mathbf{f}_k = \mathbf{f}_{int} - \mathbf{f}_{ext} + \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{u}} = \mathbf{0}, \quad \forall t \geq 0, \quad (2.36)$$

onde  $\mathbf{M}$  e  $\ddot{\mathbf{u}}(t)$  são, respectivamente, o tensor de massa e o vetor de acelerações globais. A Equação (2.36) descreve o sistema  $\Omega$  discretizado no espaço (elementos finitos  $\Omega_e$ ) de forma **contínua** no tempo, sendo por isso chamada de **equação de momento semidiscreta**.

Note que o vetor de forças nodais internas  $\mathbf{f}_{int}$ , Equação (2.33), depende do tensor de tensões de Cauchy  $\boldsymbol{\sigma}$ , que por sua vez é função dos deslocamentos nodais  $\mathbf{u}(t)$ , conforme descrito pela Equação (2.4). Já o vetor de forças nodais externas  $\mathbf{f}_{ext}$ , Equação (2.34), depende das forças de corpo  $\mathbf{b}$  e de superfície  $\bar{\mathbf{t}}$ , que são dependentes do tempo  $t$ . Finalmente, as acelerações nodais  $\ddot{\mathbf{u}}(t)$  na Equação (2.35) claramente dependem do tempo, enquanto a matriz de massa  $\mathbf{M}$  é constante para todo instante  $t$ . Levando em consideração essas dependências, a Equação (2.36) pode ser reescrita nos moldes da Segunda Lei de Newton como

$$\mathbf{f}(\mathbf{u}, t) = \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{u}}(t), \quad \forall t \geq 0 \quad \text{onde} \quad \mathbf{f}(\mathbf{u}, t) = \mathbf{f}_{ext}(t) - \mathbf{f}_{int}(\mathbf{u}, t). \quad (2.37)$$

Na Equação (2.37), pelas características dos carregamentos considerados, o vetor de forças externas independe do deslocamento. Entretanto, várias situações físicas modificam esse quadro: em um corpo imerso em um fluido e que se deforma sob a ação da pressão circundante, por exemplo, as forças externas se modificam e mudam de direção em conjunto com a superfície que se deforma.

Outro caso, de particular interesse para o presente trabalho, é quando ocorre uma condição de contato (seja com ou sem atrito) entre o corpo que se deforma e um obstáculo qualquer, ou mesmo entre diferentes partes do corpo. Essa condição incorpora restrições para o movimento na direção normal à superfície de contato e forças de atrito (se houver) na direção tangencial. Nesse caso, o vetor de forças externas  $\mathbf{f}_{ext}$  depende não-linearmente dos deslocamentos tanto quanto o vetor de forças internas  $\mathbf{f}_{int}$ . Essas não-linearidades serão relevantes no momento de escolha da técnica de integração temporal, como poderá ser visto no próximo item.

### 2.3.3 Integração temporal

Seja  $T > 0$  o instante final da deformação considerada. Teoricamente, poder-se-ia resolver analiticamente o sistema de equações diferenciais descrito na Equação (2.37) de forma a obter uma expressão  $\mathbf{u}(t)$  contínua no tempo para os deslocamentos nodais ao longo do inter-

valo  $[0, T]$ . Na prática, porém, devido à complexidade das equações, é comum utilizar os chamados métodos de integração direta para obter uma solução **discretizada no tempo**.

Nesses métodos procura-se satisfazer a Equação (2.37) em um conjunto  $\{0, t_1 = \Delta t, t_2 = 2\Delta t, \dots, t_n = n\Delta t, \dots, t_{N_p} = T\}$  de  $N_p$  instantes de tempo, chamados **passos de integração**.

### 2.3.3.1 Métodos $\beta$ de Newmark

Sejam  $\mathbf{u}_n = \mathbf{u}(t_n)$  os deslocamentos nodais no instante de tempo  $t_n$  que satisfazem a Equação (2.37). No instante  $t_{n+1}$ , partindo de  $\mathbf{u}_n$  conhecido, busca-se então determinar os deslocamentos nodais  $\mathbf{u}_{n+1}$  tais que a função resíduo  $\mathbf{r}(\mathbf{u}, t)$  se anule, ou seja

$$\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}, t_{n+1}) = \mathbf{f}_{int}(\mathbf{u}_{n+1}, t_{n+1}) - \mathbf{f}_{ext}(t_{n+1}) + \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{u}}_{n+1} = \mathbf{0}. \quad (2.38)$$

Para esse propósito, os métodos de integração direta, via de regra, partem de alguma hipótese sobre o comportamento dos deslocamentos no intervalo  $[t_n, t_{n+1}]$ . No caso do método  $\beta$  de Newmark, supõe-se que os deslocamentos nodais  $\mathbf{u}_{n+1}$  obedecem à relação

$$\begin{aligned} \mathbf{u}_{n+1} &= \tilde{\mathbf{u}}_{n+1} + \beta \Delta t^2 \ddot{\mathbf{u}}_{n+1}, \text{ onde} \\ \tilde{\mathbf{u}}_{n+1} &= \mathbf{u}_n + \Delta t \dot{\mathbf{u}}_n + \frac{\Delta t^2}{2} (1 - 2\beta) \ddot{\mathbf{u}}_n, \end{aligned} \quad (2.39)$$

e as velocidades nodais  $\dot{\mathbf{u}}_{n+1}$  seguem a relação

$$\dot{\mathbf{u}}_{n+1} = \tilde{\dot{\mathbf{u}}}_{n+1} + \gamma \Delta t \ddot{\mathbf{u}}_{n+1}, \text{ onde } \tilde{\dot{\mathbf{u}}}_{n+1} = \dot{\mathbf{u}}_n + (1 - \gamma) \Delta t \ddot{\mathbf{u}}_n. \quad (2.40)$$

Nas Equações (2.39) e (2.40),  $\beta$  e  $\gamma$  são parâmetros que podem assumir diversos valores; Belytschko, Liu e Moran (2000) apresentam uma discussão detalhada acerca dos diferentes valores tipicamente utilizados para essas duas variáveis.

Pode-se então escrever uma expressão para as acelerações nodais  $\ddot{\mathbf{u}}_{n+1}$  a partir da Equação (2.39), a saber

$$\ddot{\mathbf{u}}_{n+1} = \frac{1}{\beta \Delta t^2} (\mathbf{u}_{n+1} - \underline{\mathbf{u}}_{n+1}), \quad \text{com } \beta > 0. \quad (2.41)$$

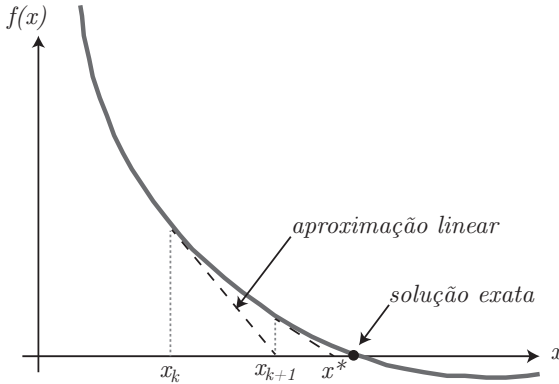
Substituindo agora a Equação (2.41) na Equação (2.38), temos

$$\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}, t_{n+1}) = \mathbf{f}_{int}(\mathbf{u}_{n+1}, t_{n+1}) - \mathbf{f}_{ext}(t_{n+1}) + \frac{1}{\beta \Delta t^2} \mathbf{M} \cdot (\mathbf{u}_{n+1} - \underline{\mathbf{u}}_{n+1}) = \mathbf{0}. \quad (2.42)$$

O método originalmente proposto por Newmark utilizava os valores  $\gamma = 1/2$  e  $\beta = 1/4$  (BATHE, 1996). Quando esse é o caso, é fácil verificar que a Equação (2.42) representa um conjunto **não-linear** de equações algébricas cujas incógnitas são os deslocamentos nodais  $\mathbf{u}_{n+1}$ . A técnica mais robusta e mais utilizada para a solução de um sistema desse tipo é o **método de Newton**. (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000)

O procedimento iterativo, ilustrado na Figura 16 para uma função real  $f(x) : \mathbb{R} \rightarrow \mathbb{R}$ , consiste em utilizar uma aproximação linear local para a função  $f(x)$  em torno de  $x_k$ , onde o subíndice indica a  $k$ -ésima iteração. Se não houver problemas de convergência, após um determinado número de iterações pode-se determinar  $x^*$  tal que  $f(x^*) < \epsilon$ , onde  $\epsilon$  é um número suficientemente pequeno.

Figura 16 – Método de Newton para função real



Fonte: adaptado de Belytschko, Liu e Moran (2000)

Considerando então uma expansão de Taylor de primeira ordem para a função resíduo  $\mathbf{r}$  da Equação (2.42), temos

$$\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k)}) + \mathbf{K}\Delta\mathbf{u}^{(k)} + \mathcal{O}(\Delta\mathbf{u}^{(k)}) = \mathbf{0}, \text{ onde } \mathbf{K} = \frac{\partial\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k)})}{\partial\mathbf{u}_{n+1}}. \quad (2.43)$$

Na Equação (2.43), o superíndice ( $k$ ) denota a  $k$ -ésima iteração do método, no instante  $t_{n+1}$ , e a matriz  $\mathbf{K}$  é chamada **matriz Jacobiana** do sistema. Ignorando os termos de ordem superior reunidos em  $\mathcal{O}(\Delta\mathbf{u}^{(k)})$ , pode-se reescrever a Equação (2.43) como

$$\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k)}) + \mathbf{K}\Delta\mathbf{u}^{(k)} = 0. \quad (2.44)$$

Resolvendo o sistema linear, pode-se determinar os deslocamentos nodais  $\mathbf{u}_{n+1}^{(k+1)}$  como

$$\mathbf{u}_{n+1}^{(k+1)} = \mathbf{u}_{n+1}^{(k)} + \Delta\mathbf{u}^{(k)} = \mathbf{u}_{n+1}^{(k)} - \mathbf{K}^{-1}\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k)}). \quad (2.45)$$

Deve-se então verificar se

$$\|\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k+1)})\| < \epsilon, \quad (2.46)$$

onde  $\mathbf{r}(\mathbf{u}_{n+1}^{(k+1)})$  é calculado como na Equação (2.42). Caso  $\mathbf{u}_{n+1}^{(k+1)}$  não satisfaça a Equação (2.46), parte-se para a próxima iteração.

Procedimentos como o descrito nesta seção, que utilizam esquemas iterativos, são chamados de **métodos implícitos**.

### 2.3.3.2 Convergência do método de Newton

A matriz Jacobiana  $\mathbf{K}$  definida na Equação (2.43) está diretamente relacionada à taxa de convergência do método. (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000) Em particular, se o problema analisado for tal que

1. A matriz  $\mathbf{K}$  é função suficientemente suave dos deslocamentos  $\mathbf{u}$ ;
2. A matriz  $\mathbf{K}$  é regular (invertível) e bem condicionada em todo o domínio de deslocamentos  $\mathbf{u}$  que o procedimento iterativo percorre.

o método de Newton apresenta uma taxa de convergência quadrática (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000).

Infelizmente, grande parte dos problemas de engenharia não satisfaz as condições acima. Ou ainda, mesmo que sejam satisfeitas as condições de suavidade, o grau de não-linearidade do problema dificulta

ou até mesmo impede que a convergência seja atingida. Essa situação é particularmente marcada em problemas que envolvam muitos contatos potenciais entre o corpo deformável e obstáculos externos, ou entre partes diferentes do mesmo corpo. Exemplos típicos de situações desse tipo são simulações de impacto de veículos (*crash tests*), ou ainda, simulações de conformação de chapas.

Em simulações de endopróteses tipo *stent-graft*, o inevitável surgimento de dobras na membrana gera regiões de contato imprevisíveis entre os *stents* e o *graft*, ou mesmo entre diferentes partes do *graft*. Aliados à baixa massa presente no *graft*, que é uma membrana muito fina, o surgimento desses contatos dificulta bastante a convergência de métodos de integração implícitos. Nesse caso, é recomendável utilizar um método de integração **explícito** (PERRIN et al., 2015b) que, por construção, permitem que cada incremento temporal seja resolvido mediante a solução de um sistema linear de equações, conforme será detalhado na próxima seção.

### 2.3.3.3 Método de diferenças centrais

Os métodos explícitos se caracterizam pela ausência de um procedimento iterativo. Um dos métodos explícitos mais populares em mecânica computacional é o método das diferenças centrais (BELYTS-CHKO; LIU; MORAN, 2000), que pode ser derivado do método  $\beta$  de Newmark escolhendo  $\gamma = 1/2$  e  $\beta = 0$ .

Novamente, busca-se determinar os deslocamentos  $\mathbf{u}_{n+1}$  a partir de  $\mathbf{u}_n$ , conhecidos do passo anterior. Nesse procedimento, porém, além dos instantes  $t_n$  e  $t_{n+1}$  que definem o passo de integração, considera-se um instante adicional  $t_{n+1/2}$  no meio do intervalo, ou seja

$$t_{n+1/2} = \frac{1}{2}(t_{n+1} + t_n). \quad (2.47)$$

Assumindo agora que a velocidade varia linearmente (ou seja, a aceleração é constante) no intervalo  $[t_n, t_{n+1}]$ , no instante  $t_{n+1/2}$  temos

$$\dot{\mathbf{u}}_{n+1/2} = \frac{(\mathbf{u}_{n+1} - \mathbf{u}_n)}{t_{n+1} - t_n} = \frac{1}{\Delta t}(\mathbf{u}_{n+1} - \mathbf{u}_n). \quad (2.48)$$

De maneira inteiramente análoga, no instante  $t_{n-1/2}$  do passo de integração anterior, pode-se escrever

$$\dot{\mathbf{u}}_{n-1/2} = \frac{(\mathbf{u}_n - \mathbf{u}_{n-1})}{t_n - t_{n-1}} = \frac{1}{\Delta t}(\mathbf{u}_n - \mathbf{u}_{n-1}). \quad (2.49)$$

Supondo agora uma variação linear das acelerações nodais no intervalo  $[t_{n+1/2}, t_{n-1/2}]$ , temos

$$\ddot{\mathbf{u}}_n = \frac{(\dot{\mathbf{u}}_{n+1/2} - \dot{\mathbf{u}}_{n-1/2})}{t_{n+1/2} - t_{n-1/2}} = \frac{1}{\Delta t}(\dot{\mathbf{u}}_{n+1/2} - \dot{\mathbf{u}}_{n-1/2}). \quad (2.50)$$

Substituindo agora as Equações (2.48) e (2.49) na Equação (2.50), chega-se finalmente a

$$\ddot{\mathbf{u}}_n = \frac{\mathbf{u}_{n+1} - 2\mathbf{u}_n + \mathbf{u}_{n-1}}{\Delta t^2}. \quad (2.51)$$

Ora, se  $\mathbf{u}_n$  são os deslocamentos nodais conhecidos que satisfazem a Equação (2.37) no instante  $t_n$ , temos

$$\mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{u}}_n = \mathbf{f}(\mathbf{u}_n, t_n) = \mathbf{f}_{int}(\mathbf{u}_n, t_n) - \mathbf{f}_{ext}(t_n). \quad (2.52)$$

Substituindo agora a Equação (2.51) na Equação (2.52) e rearranjando os termos, chega-se finalmente a

$$\frac{1}{\Delta t^2} \mathbf{M} \cdot \mathbf{u}_{n+1} = \mathbf{f}_{int}(\mathbf{u}_n, t_n) - \mathbf{f}_{ext}(t_n) + \frac{1}{\Delta t^2} \mathbf{M} \cdot (2\mathbf{u}_n - \mathbf{u}_{n-1}). \quad (2.53)$$

Nota-se claramente, a partir da Equação (2.53), que no caso particular em que o tensor de massa  $\mathbf{M}$  é uma matriz diagonal, pode-se determinar os deslocamentos  $\mathbf{u}_{n+1}$  diretamente, sem a necessidade de resolver um sistema de equações. Nos casos em que a matriz de massa não é diagonal, existem procedimentos para diagonalizá-la, de modo a viabilizar o uso do método explícito (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000).

### 2.3.3.4 Estabilidade do método de diferenças centrais

A utilização do método explícito facilita a resolução de problemas não-lineares, uma vez que não é necessário realizar iterações via método de Newton. No caso de simulações de endopróteses tipo *stent-graft*, conforme mencionado, o uso do método de integração explícito, que culmina na expressão incremental apresentada na Equação (2.53), facilita

bastante o tratamento dos contatos que surgem entre os *stents* e o *graft*. Essa vantagem, porém, tem seu preço, pois os métodos explícitos são **condicionalmente estáveis** (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000).

De modo geral, diz-se que um método de integração é **estável** se pequenas perturbações nos dados iniciais resultam em pequenas perturbações na solução numérica final (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000). Em termos formais, se  $\mathbf{u}_n^A$  é a solução obtida para o instante  $t_n$  por um método de integração qualquer, diz-se que o procedimento é estável se

$$\|\mathbf{u}_n^A - \mathbf{u}_n^B\| \leq C\epsilon, \quad \forall \mathbf{u}_0^B \text{ tal que } \|\mathbf{u}_0^A - \mathbf{u}_0^B\| \leq \epsilon, \quad (2.54)$$

onde  $C > 0$  é um número arbitrário, mas constante. Pode-se demonstrar (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000) que o método de diferenças centrais é estável somente quando o tamanho do passo de integração  $\Delta t$  é menor que um valor crítico, a saber

$$\Delta t \leq \alpha \Delta t_{crit}, \quad \text{onde } \Delta t_{crit} = \min_e \frac{l_e}{c_e}. \quad (2.55)$$

A Equação (2.55) é conhecida como **condição de Courant-Friedrichs-Lewy** (CFL). Na maior parte dos *softwares* comerciais, valor crítico  $\Delta t_{crit}$  é calculado automaticamente tomando-se o menor valor, entre todos os elementos  $e$ , para a razão entre o comprimento característico  $l_e$  e a velocidade  $c_e$  de propagação de uma onda longitudinal, conforme mostrado na Equação (2.55). Esse valor é então multiplicado por um fator de redução  $\alpha$  (tipicamente entre 0,8 e 0,98) que visa a minimizar os possíveis efeitos desestabilizantes que venham a surgir em virtude das não-linearidades do problema (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000). O tamanho do passo de integração é ajustado automaticamente para que esse valor crítico não seja ultrapassado.

A limitação imposta pela Equação (2.55) constitui uma desvantagem do método explícito frente aos procedimentos implícitos, que são **incondicionalmente estáveis**; ou seja, num método implícito não existe limite para o tamanho do passo de integração  $\Delta t$ . No caso dos métodos  $\beta$  de Newmark, apresentados na Seção 2.3.3.1, pode-se demonstrar que o procedimento é incondicionalmente estável sempre que  $\beta \geq \gamma/2 \geq 1/4$  (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000).



### 2.3.3.5 Ensaios quase-estáticos

A natureza do método explícito visa à simulação de fenômenos **dinâmicos** (CHOI et al., 2002), como a batida de um automóvel contra um obstáculo (*crash test*), o impacto de um objeto contra o piso, um projétil atirado contra uma parede, entre outros. Nesse tipo de problema, as forças inerciais  $\mathbf{f}_k = \mathbf{M} \cdot \ddot{\mathbf{u}}$  na Equação (2.36) têm grande influência sobre o resultado final, uma vez que o curto intervalo de tempo em que a deformação ocorre acarreta em acelerações  $\ddot{\mathbf{u}}$  elevadas. De maneira oposta, em problemas **quase-estáticos**, como uma viga engastada que se deforma sob a ação da gravidade, as deformações ocorrem, via de regra, em períodos longos de tempo, de modo que as acelerações são praticamente nulas. Dessa forma, as forças inerciais também se anulam, com  $\mathbf{f}_k \approx \mathbf{0}$  e a Equação (2.36) se resume a

$$\mathbf{f}_{int} - \mathbf{f}_{ext} \approx \mathbf{0}, \forall t \geq 0 \quad (2.56)$$

Não há impedimento teórico ao emprego do método explícito para a resolução de problemas quase-estáticos, desde que se garanta que o tempo total  $T$  da simulação seja suficientemente longo de modo a assegurar que as forças inerciais permaneçam negligíveis, ou seja, que  $\mathbf{f}_k \ll \mathbf{f}_{int}, \mathbf{f}_{ext}$ . Essa exigência, no entanto, não é trivial: conforme fica claro a partir da Equação (2.55), malhas de elementos finitos que contenham elementos de dimensões muito reduzidas (ou seja,  $l_e$  pequeno) ou elementos muito rígidos (nos quais a velocidade  $c_e$  de propagação de onda é elevada) comprometem a eficiência do método, pois o tamanho do passo de integração  $\Delta t$  de toda a malha é limitado por esses elementos. (BELYTSCHKO; LIU; MORAN, 2000)

E assim, caso o valor de  $\Delta t$  seja muito pequeno, torna-se necessário percorrer um número muito grande de passos para atingir um tempo final  $T$  suficientemente grande. Mesmo levando em consideração o fato de que cada passo é calculado, no método explícito, de maneira muito mais rápida que no método implícito, os tempos computacionais exigidos podem vir a ser muito grandes (CHOI et al., 2002).

Uma das formas mais comuns de contornar esse problema, em problemas quase-estáticos, é aumentar o tamanho do passo de integração crítico  $\Delta t_{crit}$  utilizando a técnica de *mass scaling*, que consiste em aumentar artificialmente a massa de elementos que sejam muito pequenos e/ou muito rígidos. Essa adição, porém, altera a matriz de massa  $\mathbf{M}$  e portanto deve ser feita de forma parcimoniosa, a fim de assegurar que os efeitos dinâmicos permaneçam negligíveis. De modo geral, recomenda-se

que a energia associada às forças dinâmicas  $\mathbf{f}_k$  permaneça na faixa de 5-10% da energia gerada pelas forças internas  $\mathbf{f}_{int}$  (CHOI et al., 2002; DEMANGET et al., 2013; PERRIN et al., 2015a).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

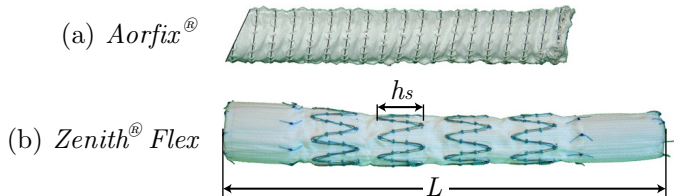
Este capítulo se dedica a apresentar os aspectos técnicos envolvidos na simulação de endopróteses tipo *stent-graft* (SG). A análise foi realizada em duas grandes etapas. Primeiramente, buscou-se reproduzir os resultados obtidos por Demanget et al. (2012), que utilizaram o *software* Abaqus/Explicit para simular uma flexão a  $180^\circ$  em dois modelos de SGs atualmente utilizados na porção ilíaca de AAAs (extensões ilíacas). Na segunda parte do trabalho, um dos modelos foi submetido a uma análise de sensibilidade, de forma a analisar a influência de duas características geométricas sobre o comportamento da endoprótese sob flexão.

Em ambas as etapas, o *software* ANSYS Workbench foi utilizado para montagem do problema, que foi então simulado utilizando o *solver* LS-DYNA no Laboratório de Impacto em Estruturas (GMSIE) da Universidade de São Paulo (USP).

#### 3.1 MODELOS DE *STENT-GRAFTS*

Os modelos de extensões ilíacas utilizados no estudo de Demanget et al. (2012) foram o Zenith® Flex (Cook Medical Europe, Bjaeverskov, Dinamarca) e o Aorfix® (Lombard Medical, Didcot, UK), ilustrados na Figura 17.

Figura 17 – Modelos de SGs utilizados neste trabalho



Fonte: adaptado de Demanget et al. (2012).

Os dois modelos simulados têm diâmetro nominal  $d = 16$  mm. O modelo Zenith® Flex utiliza *Z-stents* construídos em aço inoxidável 316L, suturados a um *graft* de Dacron®; o modelo Aorfix®, por sua vez, é fabricado utilizando um único *stent* em espiral, fabricado em Nitinol

e suturado a um *graft* de Dacron®. Além do diâmetro nominal, cada um dos modelos pode ser descrito por um determinado conjunto de características geométricas, a saber: o diâmetro  $d_f$  e a altura  $h_s$  dos *stents*, o número de *stents* independentes  $n_s$ , o comprimento total  $L$  do *graft* e a espessura  $t$  do *graft*. A Tabela 1 apresenta os valores desses parâmetros para cada um dos modelos simulados.

Tabela 1 – Características construtivas dos SGs estudados

	Aorfix®	Zenith® Flex
<b>Diâmetro do fio</b> $d_f$ [mm]	0,25	0,28
<b>Altura do <i>stents</i></b> $h_s$ [mm]	88	12
<b>Número de <i>stents</i></b> $n_s$	1	5
<b>Comprimento total</b> $L$	88	82
<b>Espessura do <i>graft</i></b> $t$ [mm]	0,08	0,08

Fonte: Demanget et al. (2012).

## 3.2 MODELAGEM GEOMÉTRICA

Esta seção detalha os passos realizados para modelar a geometria dos SGs estudados. O procedimento foi realizado de modo a reproduzir o mais fielmente possível o método detalhado no estudo de Demanget et al. (2012).

### 3.2.1 Modelagem do *stent*

A porção metálica (*stents*) de cada modelo de extensão ilíaca foi discretizada utilizando elementos de viga bidimensionais. Para tanto, as linhas de centro dos *stents* foram modeladas a partir de equações paramétricas utilizando um software de CAD.

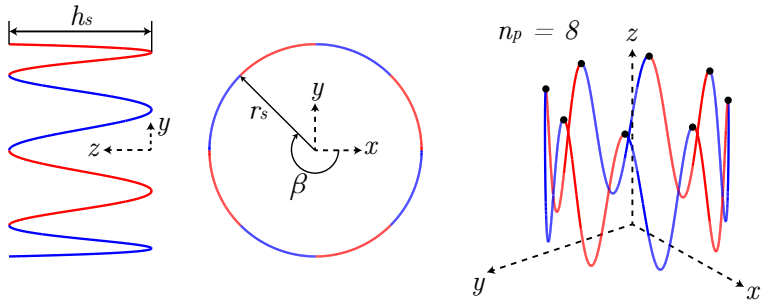
#### 3.2.1.1 Zenith® Flex

Conforme evidenciado na Figura 17, o modelo Zenith® Flex utiliza *stents* com formato em Z. A linha de centro de um *Z-stent* genérico pode ser descrita com relação a um sistema de coordenadas  $xyz$  a partir das equações

$$\begin{aligned}
 x &= r_s \cos(\beta), \\
 y &= r_s \sin(\beta), \\
 z &= \frac{h_s}{2} \sin(n_p \beta),
 \end{aligned}
 \tag{3.1}$$

onde  $\beta$  é o valor do ângulo no plano  $xy$ , que varia de 0 a  $2\pi$ ;  $r_s$  é o valor do raio no plano  $xy$ ;  $h_s$  é a altura na coordenada  $z$  e  $n_p$  é o número de picos/vales do *stent*. A Figura 18 traz uma representação esquemática de cada um dos parâmetros da Equação (3.1).

Figura 18 – Modelagem de um *Z-stent*



Fonte: do autor.

A Tabela 2 apresenta os valores desses parâmetros para o modelo Zenith® Flex.

Tabela 2 – Parâmetros construtivos dos *Z-stents*

	Zenith® Flex
<b>Raio do stent</b> $r_s$ [mm]	8
<b>Número de picos/vales</b> $n_p$	8
<b>Altura do stents</b> $h_s$ [mm]	12

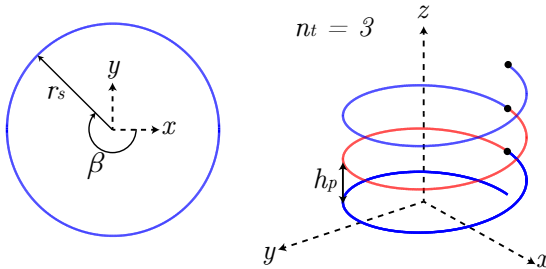
### 3.2.1.2 Aorfix®

Para modelar a geometria de um *stent* em espiral, como o utilizado pelo modelo Aorfix®, as equações descritas em (3.1) tomam a forma:

$$\begin{aligned}
 x &= r_s \cos(n_t \beta), \\
 y &= r_s \text{sen}(n_t \beta), \\
 z &= h_p n_t \beta,
 \end{aligned}
 \tag{3.2}$$

onde  $\beta$  é o valor do ângulo no plano  $xy$ , que varia de 0 a  $2\pi$ ;  $r_s$  é o valor do raio no plano  $xy$ ;  $h_p$  é a altura do passo da espiral e  $n_t$  é o número de voltas da espiral. A Figura 19 traz uma representação esquemática de cada um dos parâmetros da Equação (3.2).

Figura 19 – Modelagem de um *stent* em espiral



Fonte: do autor.

A Tabela 3 apresenta os valores desses parâmetros para o modelo Aorfix®.

Tabela 3 – Parâmetros construtivos do modelo Aorfix®

	<b>Aorfix®</b>
<b>Raio do stent <math>r_s</math> [mm]</b>	8
<b>Número de voltas <math>n_t</math></b>	22
<b>Altura do passo <math>h_p</math> [mm]</b>	4,4

### 3.2.2 Montagem dos *stents* e do *graft*

As equações paramétricas descritas em (3.1) e (3.2) foram utilizadas para modelar a geometria dos *stents* de cada um dos modelos de SGs estudados utilizando um software de CAD. Essas geometrias foram

então exportadas para o módulo *Design Modeller* do *software* ANSYS *Workbench*, onde foi realizada a montagem dos *stents* no *graft*.

Como pode-se ver na Figura 17, o modelo Zenith® Flex é formado por  $n_s$  *Z-stents*, posicionados a uma certa distância  $l_s$  entre si. Assim, antes de montar o *graft* desse modelo foi necessário criar  $n_s$  cópias dos *Z-stents* e posicioná-los adequadamente. O valor de  $l_s$  foi calculado como

$$l_s = \frac{L - n_s h_s}{n_s - 1}. \quad (3.3)$$

Utilizando a Equação (3.3), a partir dos valores apresentados na Tabela 1, pôde-se calcular o valor de  $l_s = 5,5$  mm para o modelo Zenith® Flex. Já no caso do modelo Aorfix®, que utiliza somente um longo *stent* em espiral, nenhum procedimento especial de montagem foi necessário.

### 3.2.2.1 Modelagem do *graft*

Em seguida, a membrana (*graft*) das duas extensões ilíacas foi modelada como um tubo de diâmetro  $d$  e comprimento  $L$  passando pelo interior dos *stents*, onde  $d$  é o diâmetro nominal e  $L$  o comprimento da prótese. Esses valores foram apresentados na Tabela 1. De acordo com o procedimento compensação de rigidez à flexão, detalhado na Seção 2.2.3.2, em todos os modelos o valor de espessura do tubo foi modelado como  $t_{sim} = 0,016$  mm, ou seja, um quinto do valor real  $t$  apresentado na Tabela 1. Esse procedimento também foi utilizado por Demanget et al. (2012) em seu estudo.

### 3.2.2.2 Modelagem das suturas

Seguindo a estratégia delineada por Demanget et al. (2012), as suturas que prendem os *stents* ao *graft* não foram modeladas geometricamente. Ao invés disso, a ligação entre os *stents* e o *graft* foi simulada inserindo no código da simulação um algoritmo de contato do tipo *bonded*, que vincula o movimento dos *stents* e do *graft*. Esse assunto será tratado em mais detalhe na Seção 3.4.

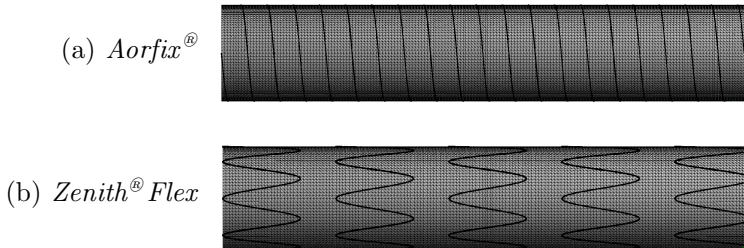
### 3.2.3 Geração da malha

Após a montagem completa das três extensões ilíacas estudadas, foi feita então a geração da malha de elementos finitos utilizando o módulo *Mechanical* do software *ANSYS Workbench*.

O *graft* de cada uma das endopróteses foi discretizado utilizando elementos de casca lineares de três nós (triangulares), com dimensão característica de 0,5 mm, valor similar àquele utilizado no estudo de Demanget et al. (2012). Foi utilizada a formulação padrão do LS-DYNA para este tipo de casca ( $C^0$  *triangular shell*), que utiliza a teoria de Mindlin (LSTC, 2015).

Já os *stents* de cada um dos modelos foram discretizados utilizando elementos de viga do tipo *Hughes-Liu*, que é a formulação padrão do LS-DYNA para esse tipo de elementos (LSTC, 2015). Na Figura 20 pode-se ver os dois modelos após a geração da malha.

Figura 20 – Malha de elementos finitos dos dois modelos



Fonte: do autor.

A malha do modelo *Aorfix*® é constituída de 35200 elementos de casca (*graft*) e 2000 elementos de viga (*stent*). Já a malha do modelo *Zenith*® *Flex* é formada por 32800 elementos de casca (*graft*) e 1000 elementos de viga em cada *Z-stent*, totalizando 5000. Os valores são próximos àqueles apresentados no estudo de Demanget et al. (2012), cuja malha foi submetida a uma análise de convergência.

### 3.3 MODELAGEM DOS MATERIAIS

Nesta seção serão detalhados os modelos teóricos utilizados para simular o comportamento dos materiais utilizados nos SGs.



### 3.3.1 Dacron®

Conforme mencionado na Seção 2.2.3.2, o tecido de Dacron® possui um comportamento marcadamente ortotrópico. Assim, para simular o comportamento do *graft* foi utilizado um modelo transversalmente ortotrópico (\*MAT\_058, no *software* LS-DYNA), cuja equação constitutiva pode ser escrita como

$$\begin{pmatrix} \sigma_L \\ \sigma_C \\ \sigma_{LC} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_L & -\frac{E_L}{\nu_{LC}} & 0 \\ -\frac{E_L}{\nu_{LC}} & E_C & 0 \\ 0 & 0 & G_{LC} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \epsilon_L \\ \epsilon_C \\ \gamma_{LC} \end{pmatrix} \quad (3.4)$$

Na Equação (3.4),  $L$  é a direção longitudinal e  $C$  a direção circunferencial do *stent*. O comportamento do tecido foi considerado elástico em ambas as direções. Os valores das constantes  $E_L$ ,  $E_C$ ,  $\nu_{LC}$  e  $G_{LC}$  foram retirados do estudo de Demanget et al. (2012). Conforme o procedimento de compensação da rigidez à flexão, detalhado na Seção 2.2.3.2, ao se realizar as simulações os valores reais dos módulos elásticos  $E_L$  e  $E_C$  foram multiplicados por cinco. A Tabela 4 traz um resumo dos parâmetros utilizados para modelar o comportamento ortotrópico do Dacron®. Os parâmetros  $\epsilon_R^L$  e  $\epsilon_R^C$  correspondem, respectivamente, à deformação de ruptura nas direções longitudinal e circunferencial.

Tabela 4 – Parâmetros de material do Dacron®

	Real	Simulado
$E_L$ [MPa]	225±10%	1125
$E_C$ [MPa]	1000±10%	5000
$G_{LC}$ [MPa]	3,6	3,6
$\nu_{LC}$	0,2	0,2
$\epsilon_R^L$	0,23	0,23
$\epsilon_R^C$	0,18	0,18

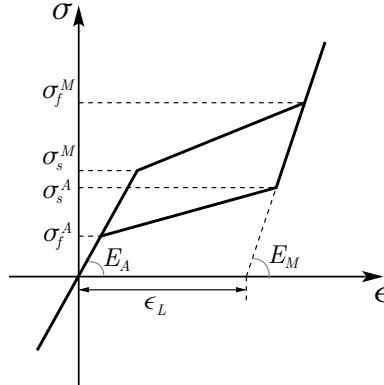
Fonte: Demanget et al. (2012).

### 3.3.2 Nitinol

Conforme explicado na Seção 2.2.3.1, o Nitinol apresenta comportamento superelástico quando inserido na corrente sanguínea. Assim, o

comportamento dos *stents*, para o modelo Aorfix® foi simulado utilizando um modelo superelástico (\*MAT\_030, no *software* LS-DYNA). A Figura 21 ilustra o comportamento desse modelo.

Figura 21 – Modelo superelástico



Fonte: LSTC (2013).

A Tabela 5 traz um resumo dos parâmetros utilizados para modelar o comportamento superelástico do Nitinol.

Tabela 5 – Parâmetros de material do Nitinol

	Valor
$E_A$ [MPa]	40 000
$E_M$ [MPa]	18 554
$\nu_A, \nu_M$	0.46
$\sigma_s^M / \sigma_f^M$ [MPa]	390/425
$\sigma_s^A / \sigma_f^A$ [MPa]	140/135
$\epsilon_L$	0.04

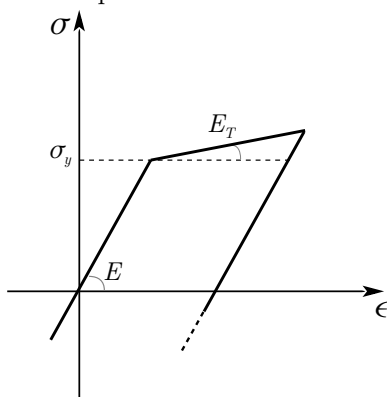
Fonte: Demanget et al. (2012) e Kleinstreuer et al. (2008).

Na Tabela 5,  $E_A$  e  $E_M$  são os módulos de elasticidade, respectivamente, da fase austenítica e da fase martensítica, e  $\nu_A$  e  $\nu_M$  são os coeficientes de Poisson correspondentes.  $\sigma_s^M$  e  $\sigma_f^M$  são, respectivamente, a tensão inicial e a tensão final de martensitização, enquanto  $\sigma_s^A$  e  $\sigma_f^A$  são a tensão inicial e a tensão final de austenitização. Finalmente,  $\epsilon_L$  é a deformação de transformação do Nitinol.

### 3.3.3 Aço inoxidável 316L

A liga de aço inoxidável 316L, utilizada na fabricação dos *stents* da extensão ilíaca Zenith® Flex, foi modelada como um material elasto-plástico ideal com encruamento cinemático (\*MAT\_003, no *software* LS-DYNA). A Figura 22 ilustra o comportamento desse modelo.

Figura 22 – Modelo elasto-plástico ideal com encruamento cinemático



Fonte: LSTC (2013).

A Tabela 6 traz um resumo dos parâmetros utilizados para modelar o comportamento elasto-plástico do aço 316L.

Tabela 6 – Parâmetros de material do aço inox 316L

	Valor
$E$ [MPa]	196 000
$\nu$	0.3
$\sigma_y$ [MPa]	205
$E_T$ [MPa]	476

Fonte: adaptado de Demanget et al. (2012).

Na Tabela 6,  $E$  é o módulo de elasticidade,  $\nu$  é o coeficiente de Poisson,  $\sigma_y$  é a tensão de escoamento e  $E_T$  é o módulo tangente.

### 3.3.4 Densidade

Além dos parâmetros já mencionados, qualquer modelo de material envolvido em uma simulação pelo método explícito têm como parâmetro obrigatório a densidade do material simulado, que é utilizado para calcular a matriz de massa  $\mathbf{M}$ . A Tabela 7 apresenta os valores de densidade utilizados neste estudo para os três materiais simulados.

Tabela 7 – Densidade dos materiais simulados

	Dacron®	Nitinol	Aço 316L
<b>Densidade</b> [kg/m <sup>3</sup> ]	1380	6450	8000

Fonte: [www.matweb.com](http://www.matweb.com)

## 3.4 MODELAGEM DOS CONTATOS

De acordo com a estratégia delineada por Demanget et al. (2012), as suturas que prendem os *stents* ao *graft* não foram modeladas no procedimento descrito na Seção 3.2. Ao invés disso, a ligação entre os *stents* e o *graft* foi emulada inserindo no código da simulação um algoritmo de contato do tipo *bonded* (\*CONTACT\_TIED\_NODES\_TO\_SURFACE, no *software* LS-DYNA). Esse algoritmo também é responsável por tratar eventuais contatos que surjam entre os *stents* e o *graft*.

Nesse tipo de contato, são definidos conjuntos de nós escravos e nós mestres. O algoritmo então vincula o movimento dos nós escravos ao movimento dos nós mestres. Nas simulações realizadas, os nós das vigas que formam o *stent* foram escolhidos como escravos e os nós das cascas que constituem o *graft*, como mestres <sup>1</sup>.

Neste ponto, é relevante observar que, como resultado da configuração do contato tipo *bonded*, toda a extensão dos *stents* fica vinculada ao *graft*, comportamento que difere das endopróteses reais, em que as suturas são discretas (ou seja, os *stents* estão presos ao *graft* somente em pontos específicos da sua extensão). Essa aproximação, porém, foi utilizada em diversos estudos envolvendo SGs (KLEINSTREUER et al., 2008; DEMANGET et al., 2013; PERRIN et al., 2015a) e considerada adequada para os propósitos do presente trabalho.

<sup>1</sup>Por imposição do *software* utilizado, sempre que houver elementos de viga envolvidos num contato do tipo *bonded*, os nós que formam as vigas devem ser escolhidos como escravos.

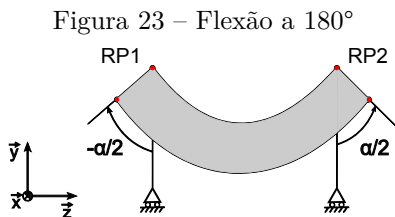
Adicionalmente, foi incorporado ao código da simulação um algoritmo de auto-contato (\*CONTACT\_AIRBAG\_SIMPLE\_SURFACE, no *software* LS-DYNA), para tratar o surgimento de dobras no *graft*, de modo a evitar que ocorram interpenetrações entre diferentes regiões do tecido. Finalmente, um segundo algoritmo de auto-contato (\*CONTACT\_AUTOMATIC\_GENERAL, no *software* LS-DYNA) foi incorporado a fim de tratar eventuais contatos entre os diferentes *stents*.

### 3.5 ENSAIO DE FLEXÃO

Esta seção aborda os principais aspectos relacionados ao ensaio simulacional de flexão realizado nos dois modelos de SG estudados, de acordo com o estudo publicado por Demanget et al. (2012).

#### 3.5.1 Condições de contorno

O ensaio consistiu em simular uma flexão a  $180^\circ$ , conforme ilustrado na Figura 23. Para tanto, as extremidades de cada modelo foram consideradas como corpos rígidos, aos quais foi prescrito um movimento de rotação em torno do eixo  $x$  até um ângulo de  $\alpha = 180^\circ$ . A rotação ocorre em torno dos pivôs RP1 e RP2.



Fonte: adaptado de Demanget et al. (2012).

Além disso, de modo a manter o movimento no plano  $yz$ , as rotações em  $y$  e  $z$  e os movimentos de translação em  $x$  e  $y$  das extremidades foram travados. Finalmente, em um dos extremos, a translação em  $z$  foi travada de modo a evitar movimentos de corpo rígido, enquanto na outra foi mantida livre de modo a evitar o surgimento de tensões espúrias na direção longitudinal (DEMANGET et al., 2012).

No caso do modelo Zenith® Flex, os primeiros 12 mm (ou seja, a

altura do *Z-stent*) de cada extremidade foram modelados como corpos rígidos, enquanto no modelo Aorfix foram utilizados os primeiros 4,4 mm (correspondentes a uma volta da espiral) de cada lado.

### 3.5.2 Tempo total

Conforme explicado na Seção 2.3.3.5, para simular um fenômeno quase-estático - como a flexão considerada - é necessário escolher um tempo total  $T$  que seja suficientemente longo para garantir que as forças inerciais permaneçam negligíveis. No entanto, caso o valor de  $T$  seja muito elevado, os tempos computacionais podem se tornar proibitivos. Assim, para definir o tempo total da simulação, foi necessário equilibrar a necessidade de manter os efeitos dinâmicos abaixo de um certo limiar e a capacidade computacional do equipamento utilizado para fazer os cálculos.

Tendo isso em vista, nas simulações de ambos os modelos, o tempo total da rotação foi definido como **0,2 segundos**. Embora curto, esse intervalo de tempo foi suficiente para simular o fenômeno de maneira quase-estática. De fato, a razão entre a energia associada às forças inerciais e a energia associada às forças internas foi de 1,8% para o modelo Zenith® Flex e 2,7% para o modelo Aorfix®. Ambos os valores estão abaixo do limiar de 5-10% definido na literatura como recomendado para que um fenômeno simulado pelo método explícito seja considerado quase-estático (CHOI et al., 2002; DEMANGET et al., 2013; PERRIN et al., 2015a).

Os tempos computacionais resultantes da escolha de  $T = 0,2$  segundos foram curtos o bastante de modo a dispensar o uso da técnica de *mass scaling*, descrita na Seção 2.3.3.5. As simulações para os modelos Aorfix e Zenith duraram, respectivamente, 25h16min e 45h21min em um computador com processador de 8 núcleos (3,05 GHz, 8 GB RAM).

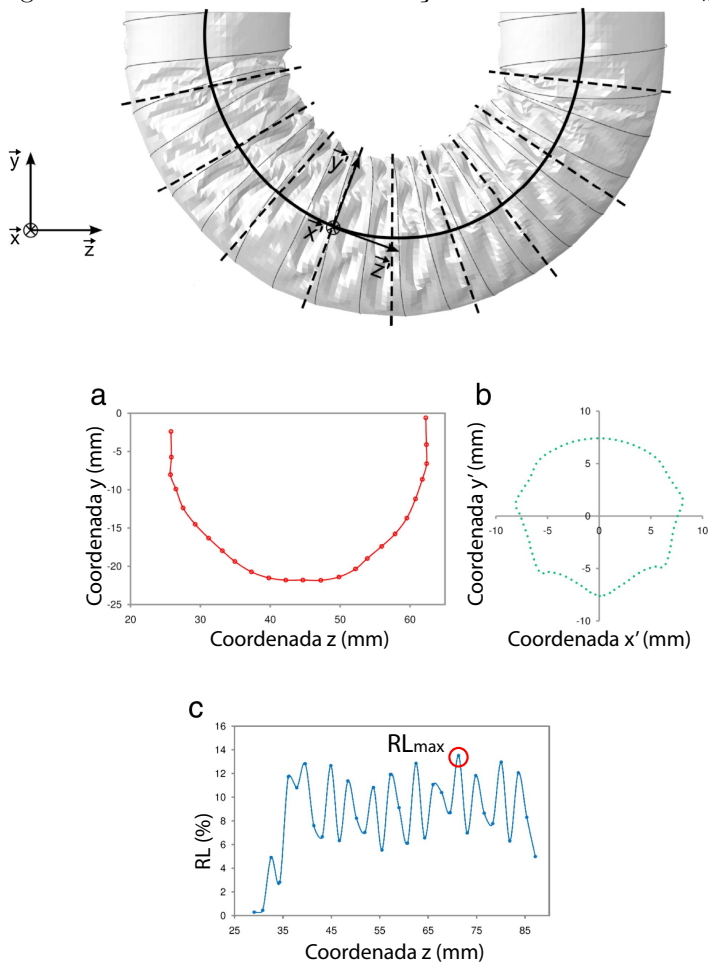
### 3.5.3 Parâmetros de avaliação

Para fins de comparação, os parâmetros utilizados para avaliar a flexibilidade de cada um dos modelos foram os mesmos já publicados no estudo de Demanget et al. (2012).

### 3.5.3.1 Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ )

A taxa de redução luminal pode ser definida como a mudança na área de uma seção transversal qualquer do SG. A Figura 24 ilustra o cálculo da taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$  para  $\alpha = 180$ .

Figura 24 – Cálculo da taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$



Fonte: adaptado de Demanget et al. (2012).

Inicialmente ( $\alpha = 0$ ), define-se um sistema de coordenadas locais  $x'y'z'$ , cuja origem se encontra em um ponto fixo do eixo longitudinal do SG. Ao longo da deformação, o sistema local é reorientado de acordo com o movimento global do SG e as posições dos nós que se encontram no plano  $x'y'$  são registradas para cada ângulo  $\alpha > 0$  (Figura 24a). A taxa de redução luminal  $RL(\alpha)$  para o ângulo  $\alpha > 0$  é então calculada com base na área  $S(\alpha)$  do polígono circunscrito (Figura 24b) a esses nós por meio da fórmula

$$RL(\alpha) = 100 \left( 1 - \frac{S(\alpha)}{S_0} \right) \quad [\%] \quad (3.5)$$

onde  $S_0$  é a área inicial do círculo descrito pelos nós envolvidos.

Finalmente, a fim de calcular a taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$  para um certo ângulo  $\alpha > 0$ , esse procedimento de cálculo é repetido para várias seções transversais ao longo do eixo longitudinal do SG e o valor máximo obtido é finalmente definido como  $RL_{max}$  para o ângulo  $\alpha > 0$  (Figura 24c). Neste trabalho, o valor de  $RL_{max}$  foi calculado com base em 100 seções transversais e 20 valores de ângulo  $\alpha$ .

### 3.5.3.2 Taxa de redução luminal a $180^\circ$ ( $RL_{180}$ )

Além da taxa de redução luminal máxima, a taxa de redução luminal das 100 seções transversais ao longo do eixo longitudinal do SG foi plotada em função da coordenada Z para o valor de  $\alpha=180^\circ$ , como mostrado na Figura 24c.

### 3.5.3.3 Deformações máximas no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ )

Os valores máximos das deformações longitudinais  $\epsilon_{LG}^{max}$  e circunferenciais  $\epsilon_{CG}^{max}$ , medidos na superfície média dos elementos de casca, foram obtidos diretamente do *software* LS-DYNA e plotados para 20 valores de ângulo  $\alpha$ .

### 3.5.3.4 Tensões máximas nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ )

As tensões de von Mises máximas nos *stents* foram obtidas diretamente do *software* LS-DYNA e plotadas para 20 valores de ângulo  $\alpha$ . O cálculo dessas tensões leva em conta componentes de tração, compressão,



flexão e torção dos *stents*.

### 3.5.3.5 Momento de flexão ( $M_F$ )

Já que a única solicitação externa durante a flexão é uma rotação em torno do eixo  $x$ , o valor do torque necessário para flexionar cada um dos SGs foi calculado a partir do trabalho das forças externas  $W_{ext}$  como

$$M_F(\alpha) = \frac{dW_{ext}}{d\alpha} \quad (3.6)$$

e plotado para 20 valores de ângulo  $\alpha$ . O valor de  $W_{ext}$  é fornecido diretamente pelo *software* LS-DYNA.

## 3.6 ANÁLISE DE SENSIBILIDADE

Na segunda parte do trabalho, buscou-se analisar a influência de algumas das características geométricas do SG Zenith® Flex sobre o seu comportamento à flexão. O objetivo dessa análise de sensibilidade é demonstrar a potencialidade das simulações de elementos finitos como ferramenta de suporte ao projeto e avaliação mecânica de endopróteses tipo *stent-graft*.

Para tanto, o ensaio de flexão descrito na Seção 3.5 foi repetido para 3 configurações alternativas do modelo Zenith® Flex, que foram gerados variando a altura  $h_s$  e o número de picos/vales  $n_p$  dos *stents*, parâmetros ilustrados na Figura 18. Todas as demais características construtivas permaneceram inalteradas.

A Tabela 8 reúne os valores utilizados para a altura  $h_s$  e o número de picos/vales  $n_p$  em cada uma das 3 configurações simuladas na análise de sensibilidade.

Tabela 8 – Configurações investigadas na análise de sensibilidade

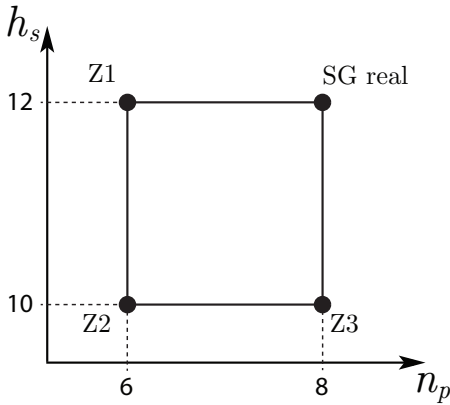
	<i>Modelo</i> Z1	<i>Modelo</i> Z2	<i>Modelo</i> Z3
<b>Número de picos/vales <math>n_p</math></b>	6	6	8
<b>Altura do <i>stents</i> <math>h_s</math> [mm]</b>	12	10	10

Na Tabela 8, os valores de  $n_p$  e  $h_s$  foram escolhidos de maneira a investigar não somente o efeito de cada parâmetro sobre o compor-

tamento do SG à flexão, mas também da interação entre eles. Dessa forma, em conjunto com a configuração original do SG, os três modelos alternativos constituem o que se chama de arranjo fatorial  $2^2$ .

A Figura 25 ilustra o arranjo resultante da escolha dos valores de  $n_p$  e  $h_s$ .

Figura 25 – Arranjo fatorial  $2^2$  para análise de sensibilidade



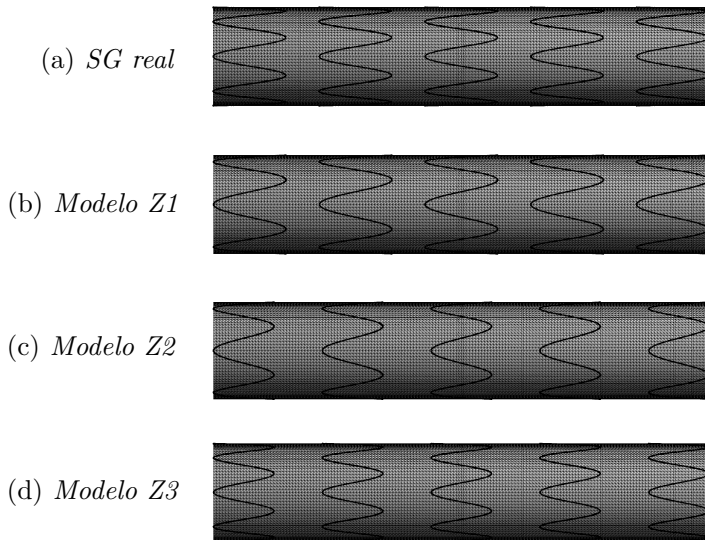
Fonte: do autor.

### 3.6.1 Modelagem geométrica e geração da malha

As três configurações alternativas foram modelados seguindo os mesmos procedimentos já descritos nas Seções 3.2-3.4, fazendo uso da Equação (3.1). No caso dos modelos Z2 e Z3, cujos *stents* tiveram sua altura modificada, foi necessário utilizar também a Equação (3.3) para calcular a nova distância entre dois *stents* subsequentes, chegando ao valor de  $l_s = 8$  mm (no SG real,  $l_s = 5,5$  mm).

O *graft* de cada uma das endopróteses foi discretizado utilizando elementos de casca lineares de três nós (triangulares), com dimensão característica de 0,5 mm, como na análise anterior. Já os *stents* de cada um dos modelos foram discretizados utilizando 1000 elementos de viga lineares cada. Na Figura 26 pode-se ver as três configurações investigadas, após a geração da malha.

Figura 26 – Malha dos modelos investigados na análise de sensibilidade



Fonte: do autor.

### 3.6.2 Parâmetros de simulação e avaliação

Como no ensaio com o SG original, uma flexão a  $180^\circ$  em cada um dos modelos alternativos estudados foi simulada, conforme ilustrado na Figura 23. Novamente, as extremidades de cada modelo foram consideradas como corpos rígidos, aos quais foi prescrito um movimento de rotação em torno de dois pivôs até um ângulo de  $\alpha = 180^\circ$ . No caso das configurações Z2 e Z3, os primeiros 10 mm (ou seja, a altura do *Z-stent*) de cada extremidade foram modelados como corpos rígidos, enquanto no modelo Z1 foram utilizados os primeiros 12 mm, como no SG real.

O tempo total da simulação foi escolhido, novamente, como  $T = 0,2$  segundos, o que foi suficiente para simular o fenômeno de maneira quase-estática: as razões entre a energia associada às forças inerciais e a energia associada às forças internas foram, respectivamente, de 2,1%, 6,7% e 3,9% para os modelos Z1, Z2 e Z3. Todos os valores estão abaixo da faixa de 5-10% considerada adequada para simulações quase-estáticas (CHOI et al., 2002; DEMANGET et al., 2013; PERRIN et al., 2015a). Os tempos computacionais envolvidos variaram de 36h20min (configuração

Z1) a 57h36min (configuração Z3), em um computador com processador de 8 núcleos (3,05 GHz, 8 GB RAM).

Os parâmetros utilizados para avaliar o comportamento das três configurações alternativas foram os mesmos do ensaio de flexão anterior, a saber: a taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ), a taxa de redução luminal a  $180^\circ$  ( $RL_{180}$ ), as tensões máximas nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ), as deformações longitudinais ( $\epsilon_{LG}^{max}$ ) e circunferenciais ( $\epsilon_{CG}^{max}$ ) no *graft* e o momento de flexão ( $M_F$ ).

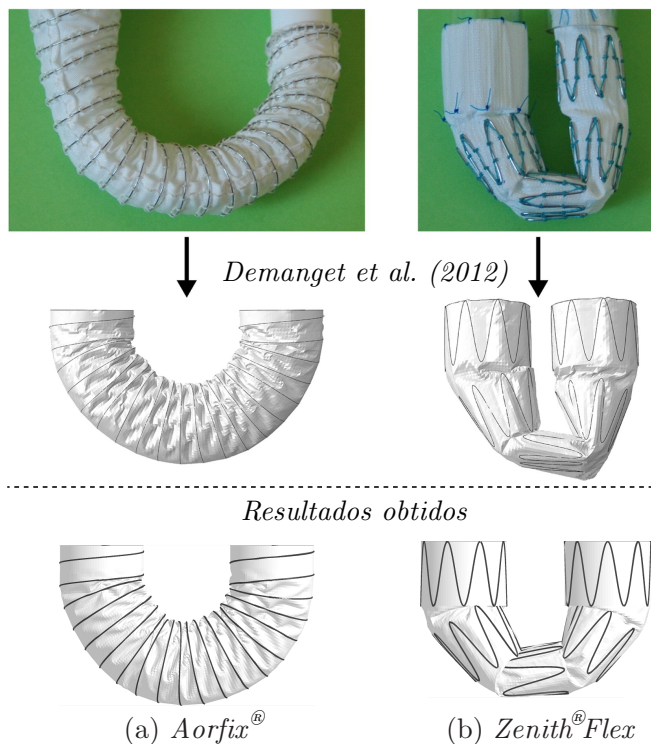
## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este apresenta os resultados obtidos por meio das simulações descritas no Capítulo 3.

### 4.1 ENSAIO DE FLEXÃO

A Figura 27 apresenta uma comparação qualitativa entre os resultados obtidos para os modelos Zenith® Flex e Aorfix® neste trabalho e no artigo original publicado por Demanget et al. (2012).

Figura 27 – Resultados do ensaio de flexão

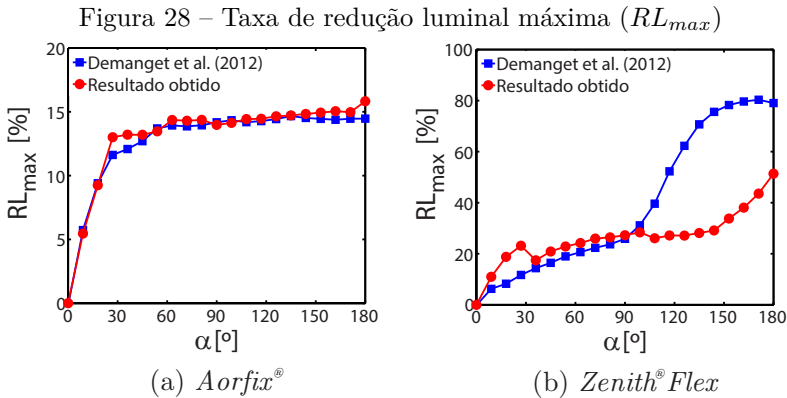


Pode-se observar que o resultado obtido para o modelo Aorfix® (Figura 27a) reproduz de forma bastante satisfatória a simulação reali-

zada por Demanget et al. (2012). Já a simulação do modelo Zenith® Flex, conforme fica claro na Figura 27b, produziu um afastamento final entre as extremidades claramente maior do que o resultado publicado na literatura. Não se dispõe até o presente momento do trabalho de uma explicação categórica sobre essas diferenças, mas elas serão discutidas com mais detalhe nas seções seguintes.

#### 4.1.1 Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ )

A Figura 28 compara os valores obtidos neste trabalho para a taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) com aqueles publicados na literatura (DEMANGET et al., 2012).

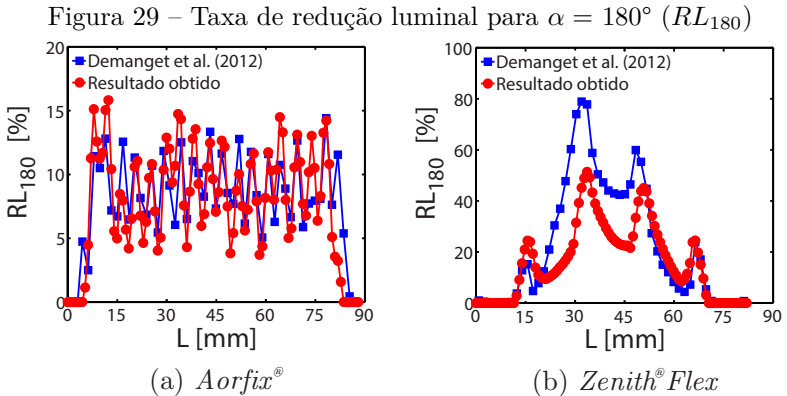


Corroborando o que se observa na Figura 27, o resultado obtido para o modelo Aorfix® (Figura 28a) reproduz satisfatoriamente os resultados publicados na literatura. A taxa de redução luminal máxima, para esse modelo, cresce rapidamente até atingir um ângulo de flexão  $\alpha = 30^\circ$ , atingindo um patamar de  $RL_{max} \approx 15\%$ , que pouco varia até o final da flexão ( $\alpha = 180^\circ$ ).

Já para o modelo Zenith® Flex, os resultados apresentam boa correlação com os valores publicados até um ângulo de  $\alpha = 90^\circ$ . Para ângulos maiores que esse valor, a taxa de redução do lúmen, no estudo publicado por Demanget et al. (2012), sobe rapidamente até atingir  $RL_{max} \approx 80\%$  para  $\alpha = 180^\circ$ , enquanto nos resultados deste trabalho o valor obtido é de  $RL_{max} \approx 50\%$  para esse mesmo ângulo de flexão.

#### 4.1.2 Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ )

A Figura 29 apresenta os resultados obtidos para a taxa de redução luminal quando  $\alpha = 180^\circ$  ( $RL_{180}$ ); os valores estão plotados ao longo do comprimento total  $L$  de cada um dos modelos de SG e são comparados com a literatura (DEMANGET et al., 2012).



Novamente em conformidade com o que se observa na Figura 27, o resultado obtido para o modelo *Aorfix*<sup>®</sup> (Figura 29a) apresenta boa correlação com os valores publicados. A razão para as oscilações na taxa de redução luminal, ao longo do comprimento do SG, é que essa redução fica concentrada nas regiões do *graft* que se encontram entre as espirais do *stent*, que, por sua vez, pouco se deforma.

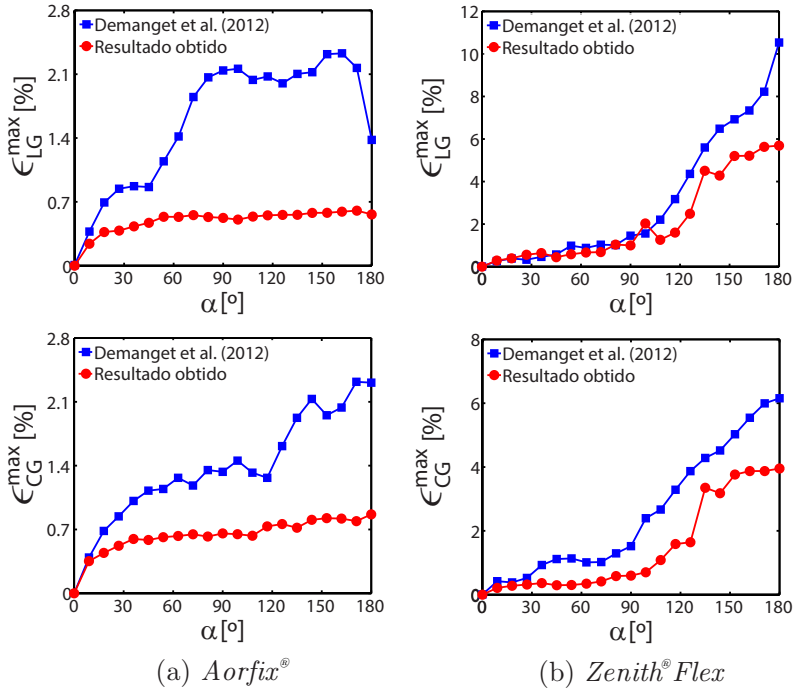
No modelo *Zenith*<sup>®</sup> *Flex*, pode-se observar em ambos os resultados quatro picos de redução do lúmen (os chamados *kinks*), que ocorrem nos espaços entre dois *Z-stents* subsequentes. Nas duas extremidades ( $L \approx 16$  mm e  $L \approx 66$  mm), o resultado obtido reproduziu satisfatoriamente os dados publicados, enquanto nos dois espaços intermediários os valores obtidos ficaram 45% e 35% abaixo daqueles encontrados na literatura, respectivamente para  $L \approx 32$  mm e  $L \approx 66$  mm.

#### 4.1.3 Deformações máximas no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ )

A Figura 30 compara os resultados obtidos para as deformações longitudinais ( $\epsilon_{LG}^{max}$ ) e circunferenciais ( $\epsilon_{CG}^{max}$ ) máximas no *graft* com

os valores publicados por Demanget et al. (2012). A separação das deformações em duas componentes deriva do comportamento ortotrópico do Dacron®.

Figura 30 – Deformações máximas no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$  e  $\epsilon_{CG}^{max}$ )



No modelo Aorfix® (Figura 30a), tanto as deformações longitudinais  $\epsilon_{LG}^{max}$  quanto as deformações circunferenciais  $\epsilon_{CG}^{max}$  máximas obtidas ficaram abaixo dos resultados publicados na literatura. Os valores máximos obtidos para  $\epsilon_{LG}^{max}$  crescem até um ângulo de  $\alpha = 63^\circ$ , estabilizando então em um patamar de  $\epsilon_{LG}^{max} \approx 0,55\%$ . Ao final da flexão, o valor obtido é cerca de 60% menor que o resultado publicado por Demanget et al. (2012). Já no caso de  $\epsilon_{CG}^{max}$ , os valores obtidos crescem até um ângulo de  $\alpha = 36^\circ$ , quando atingem  $\epsilon_{CG}^{max} = 0,6\%$ , e a partir daí diminuem o ritmo de crescimento até atingir novamente um valor cerca de 60% menor que o valor encontrado na literatura.

No caso do modelo Zenith® Flex, as deformações longitudinais máximas  $\epsilon_{LG}^{max}$  apresentam boa correlação com os valores publicados por

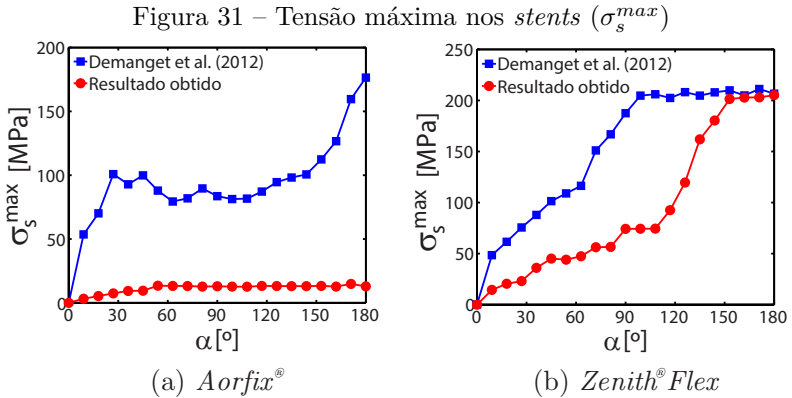


Demanget et al. (2012) até um ângulo de flexão  $\alpha = 99^\circ$ , a partir do qual os valores obtidos ficam sistematicamente abaixo daqueles encontrados no artigo original, culminando numa diferença de aproximadamente 45% para  $\alpha = 180^\circ$ . Já no caso das deformações circunferenciais máximas  $\epsilon_{LG}^{max}$ , os valores obtidos se aproximam daqueles publicados até um ângulo de flexão  $\alpha = 30^\circ$ , a partir do qual os valores obtidos ficam novamente abaixo daqueles publicados, até atingir uma diferença de aproximadamente 45% para  $\alpha = 180^\circ$ .

É importante ressaltar que em ambos os estudos, o valor das deformações longitudinais e circunferenciais máximas ficou abaixo dos valores de ruptura, que são respectivamente  $\epsilon_R^L = 23\%$  e  $\epsilon_R^C = 18\%$ .

#### 4.1.4 Tensões máximas nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ )

A Figura 31 compara os valores obtidos neste trabalho para a tensão máxima nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ) com os resultados publicados.



Pode-se notar que, para ambos os modelos, as tensões de von Mises máximas ficaram sistematicamente abaixo dos valores publicados. No modelo *Aorfix*<sup>®</sup> (Figura 31a), as tensões crescem até um ângulo de  $\alpha = 60^\circ$ , quando então estabilizam em torno de 13 MPa, se mantendo nesse nível até o final do movimento de flexão. Esse valor de tensão é quase 14 vezes menor que o valor publicado na literatura. Em ambos os casos, entretanto, os valores de tensão ficaram abaixo da tensão de transformação  $\sigma_s^M = 390$  MPa, que marca o início da transformação do

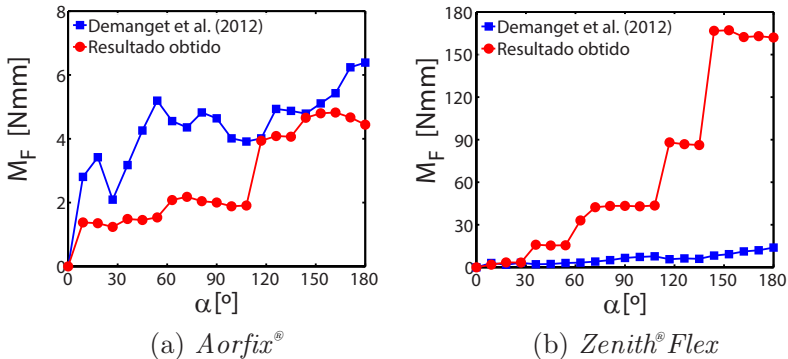
Nitinol de uma microestrutura austenítica para uma martensítica.

Em seu estudo, Demanget et al. (2012) observaram que, a partir de um ângulo de flexão  $\alpha = 90^\circ$ , ocorre uma plastificação do aço 316L em pelo menos um ponto dos 5 *Z-stents* do modelo Zenith® Flex (Figura 31b): de fato, a partir desse ponto da simulação, a tensão máxima nos *stents* se estabiliza no valor da tensão de escoamento utilizada, a saber,  $\sigma_y = 205$  MPa. No resultado obtido, esse fenômeno de plastificação também é observado, embora ocorra somente a partir de um ângulo de flexão  $\alpha = 153^\circ$ .

#### 4.1.5 Momento de flexão ( $M_F$ )

A Figura 32 traz uma comparação entre os valores obtidos no presente trabalho para o momento de flexão ( $M_F$ ), calculado de acordo com a Equação (3.6), e aqueles publicados por (DEMANGET et al., 2012).

Figura 32 – Momento de flexão ( $M_F$ )



Pode-se notar que, no caso do modelo *Aorfix*® os valores obtidos ficaram abaixo daqueles publicados até ser atingido um ângulo de flexão  $\alpha = 108^\circ$ ; nesse ponto da simulação realizada, ocorre um rápido aumento do momento necessário para flexionar o SG, de forma que os valores obtidos aproximam relativamente bem aqueles publicados até um ângulo de  $\alpha = 153^\circ$ . A partir desse ponto, os dois resultados divergem novamente, até atingir uma diferença de aproximadamente 40%.

Já para o modelo *Zenith*® Flex, os resultados obtidos reprodu-

ziram satisfatoriamente os resultados da literatura até um ângulo de flexão  $\alpha = 27^\circ$ . A partir daí, o momento de flexão obtido neste estudo cresce rapidamente até atingir 162 Nmm para  $\alpha = 180^\circ$ ; uma diferença de dez vezes com relação aos valores publicados. Apesar dessa considerável discrepância, é importante ressaltar que no estudo original, o valor do momento necessário para flexionar o SG não foi medido experimentalmente para nenhum dos dois modelos.

#### 4.1.6 Discussão

Nesta primeira parte do trabalho, buscou-se reproduzir os resultados obtidos por Demanget et al. (2012) para o comportamento à flexão de dois modelos de extensões ilíacas disponíveis no mercado, a saber: Aorfix® e Zenith® Flex. As simulações foram realizadas de modo a seguir o mais fielmente possível o procedimento definido no artigo original, tanto na geração da geometria quanto na definição dos contatos e condições de contorno. Uma diferença fundamental foi que, no trabalho publicado por Demanget et al. (2012), o *software* Abaqus/Explicit foi utilizado para simular a flexão dos SGs, enquanto no presente trabalho, foi utilizado o *software* LS-DYNA.

Qualitativamente, pode-se afirmar que as simulações realizadas reproduzem satisfatoriamente os resultados da literatura, como pode ser visto na Figura 27, no início deste capítulo. No caso do modelo Aorfix®, a forma obtida ao final da simulação reproduz com considerável fidelidade o resultado publicado por Demanget et al. (2012). A semelhança geométrica entre ambos os resultados é corroborada pelos valores obtidos para a taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$  (Figura 28a) e para a taxa de redução luminal  $RL_{180}$  ao longo do comprimento a  $\alpha = 180^\circ$  (Figura 29a), que dependem diretamente da configuração do SG ao final da flexão. Apesar disso, os valores das deformações circunferenciais  $\epsilon_{CG}^{max}$  e longitudinais  $\epsilon_{LG}^{max}$  no *graft* (Figura 30a), assim como as tensões máximas  $\sigma_s^{max}$  no *stent* de Nitinol (Figura 31a), ficaram sistematicamente abaixo dos valores encontrados na literatura.

No caso do modelo Zenith® Flex, as diferenças geométricas entre o presente trabalho e o artigo original, ao final do movimento de flexão, foram mais pronunciadas. A distância final entre as duas extremidades do SG foi consideravelmente maior no resultado obtido, o que sinaliza uma maior resistência ao fechamento por parte dos *Z-stents*, especialmente daquele localizado na parte central do SG. Esse fato é corroborado pelos resultados obtidos para a taxa de redução luminal

$RL_{180}$  ao longo do comprimento quando  $\alpha = 180^\circ$  (Figura 29b): na região correspondente ao *Z-stent* central (de  $L = 35$  mm a  $L = 47$  mm), o valor da taxa de redução luminal obtida é aproximadamente 50% menor que o resultado publicado. Como consequência, a taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$  (Figura 28b) ficou consideravelmente abaixo do valor publicado.

Contrariamente ao que ocorreu com o modelo Aorfix®, os valores obtidos para as deformações circunferenciais  $\epsilon_{CG}^{max}$  e longitudinais  $\epsilon_{LG}^{max}$  (Figura 30b), bem como das tensões máximas nos *stents*  $\sigma_s^{max}$  (Figura 31b), ficaram próximos dos resultados publicados. Isso indica que, para ambos os modelos, a relação entre o comportamento global dos SGs à flexão e os esforços internos decorrentes foi diferente daquela observada no estudo de Demanget et al. (2012). De fato, no caso do modelo Aorfix® o comportamento global à flexão (forma final,  $RL_{max}$ ,  $RL_{180}$ ) reproduziu satisfatoriamente os resultados publicados, enquanto os esforços no *graft* e nos *stents* ( $\epsilon_{CG}^{max}$ ,  $\epsilon_{LG}^{max}$ ,  $\sigma_s^{max}$ ) ficaram abaixo dos valores publicados. No caso do modelo Zenith® ocorreu o oposto: os valores dos esforços no *graft* e nos *stents* se aproximaram daqueles publicados no estudo original, enquanto o comportamento global do SG apresentou diferenças relevantes.

Indo ao encontro dessa hipótese, os valores obtidos para o momento de flexão  $M_F$  (Figura 32), que depende do comportamento da endoprótese como um todo, foram razoavelmente próximos para o modelo Aorfix® e divergiram consideravelmente para o modelo Zenith® Flex, embora seja relevante ressaltar que o estudo original não realizou medições experimentais desses esforços, e portanto não se pode afirmar a priori qual dos resultados aproxima melhor a situação real.

As razões para esse descasamento entre o comportamento global e os esforços internos podem ser várias, como por exemplo, diferenças entre algoritmos de contato de *softwares* diferentes, problemas de integração temporal, entre outras. Essas discrepâncias indicam, entretanto, que novos estudos deverão ser realizados para aumentar a confiança nos resultados quantitativos das simulações realizadas, o que inclui efetuar comparações com medições experimentais.

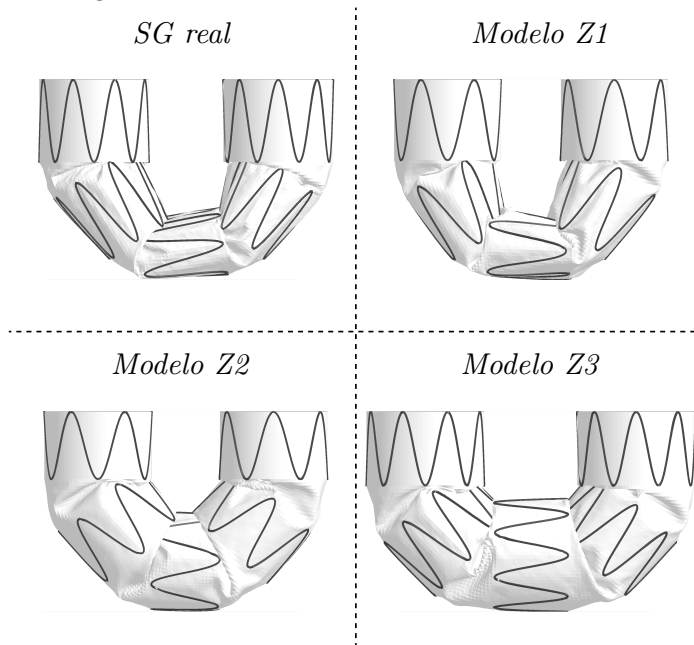
Apesar das diferenças reportadas, em ambos os estudos o que se observa é que o modelo Aorfix® apresenta uma redução máxima do lúmen consideravelmente menor que o modelo Zenith® Flex, quando submetido a uma flexão de  $180^\circ$ . Isso indica que o modelo Aorfix® apresentaria um comportamento mais favorável ao ser utilizado para tratar aneurismas que envolvam artérias ilíacas tortuosas, um fato que já foi observado clinicamente (WEALE et al., 2010).

Já o resultado obtido para o modelo Zenith® Flex, em ambos os estudos, desaconselharia o uso desse modelo em situações de grande tortuosidade, devido à ocorrência de dobras (*kinks*) severas. No artigo original de Demanget et al. (2012), inclusive, o valor de  $RL_{max}$  ultrapassa o patamar de 60% a partir do qual estudos clínicos comprovam que ocorre um aumento considerável do risco de trombose no paciente (DEMANGET et al., 2013). No estudo atual esse patamar não foi atingido, mas o valor final de  $RL_{max}$  ficou bastante próximo, a saber, 50%. A despeito disso, é importante ressaltar novamente que seria necessário validar os resultados obtidos experimentalmente antes de qualquer conclusão definitiva a respeito da indicação ou contra-indicação deste ou daquele modelo.

#### 4.2 ANÁLISE DE SENSIBILIDADE

A Figura 33 apresenta uma comparação qualitativa entre os resultados obtidos para a análise de sensibilidade realizada.

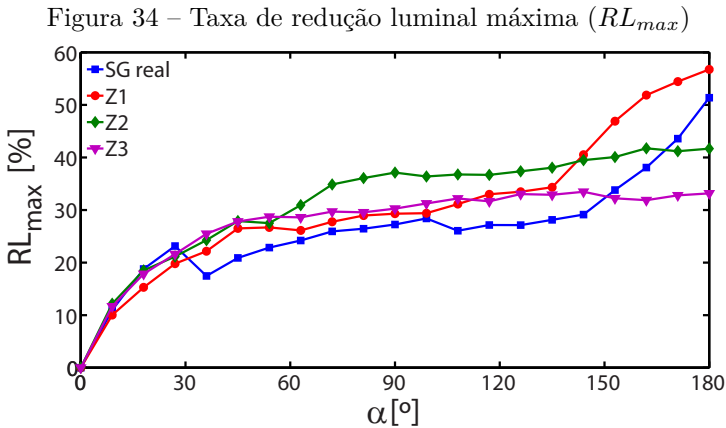
Figura 33 – Resultados da análise de sensibilidade



Qualitativamente, pode-se afirmar que a diminuição da altura  $h_s$  dos *stents* teve um efeito mais pronunciado sobre o resultado final do que a diminuição do número de picos/vales  $n_p$ . De fato, no modelo Z1, em que o número de picos/vales  $n_p$  foi diminuído de 8 para 6 em relação ao SG real, houve um colapso do *stent* central similar àquele já observado no modelo original. Por outro lado, nas configurações Z2 e Z3, em que a altura  $h_s$  foi diminuída de 12 mm para 10 mm em relação ao SG real (com  $n_p$  igual a 6 e 8, respectivamente), os *stents* centrais pouco se deformaram.

#### 4.2.1 Taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ )

A Figura 34 apresenta os valores obtidos neste trabalho para a taxa de redução luminal máxima ( $RL_{max}$ ) das quatro configurações investigadas na análise de sensibilidade.

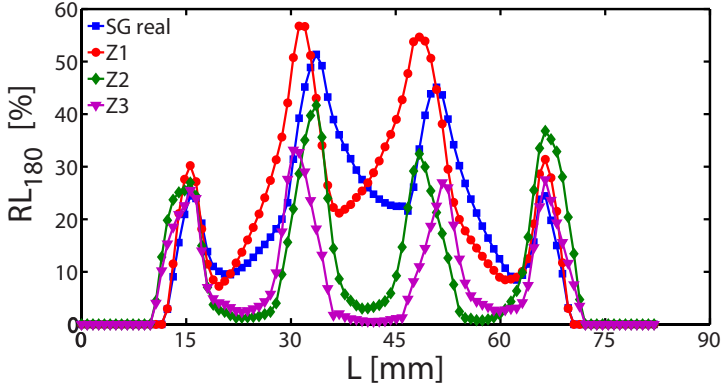


Pode-se observar que a taxa de redução luminal máxima das configurações alternativas apresentou pouca variação com relação ao SG original até um ângulo de  $\alpha = 90^\circ$ , exceto pelo modelo Z2, que a partir de  $\alpha = 54^\circ$  e até  $\alpha = 135^\circ$  apresenta valores de  $RL_{max}$  sistematicamente maiores que as demais configurações. A partir de  $\alpha = 135^\circ$ , os valores de  $RL_{max}$  sobem rapidamente para o SG real e para o modelo Z1 (que contam com  $h_s = 12$  mm), culminando em valores de 51% e 57%, respectivamente. Já os modelos Z2 e Z3 (que contam com  $h_s = 10$  mm) crescem de forma mais moderada até atingir 42% e 33%.

#### 4.2.2 Taxa de redução luminal para $\alpha = 180^\circ$ ( $RL_{180}$ )

A Figura 35 traz os valores da taxa de redução luminal ( $RL_{180}$ ) ao longo do comprimento dos quatro modelos para  $\alpha = 180^\circ$ .

Figura 35 – Taxa de redução luminal para  $\alpha = 180^\circ$  ( $RL_{180}$ )

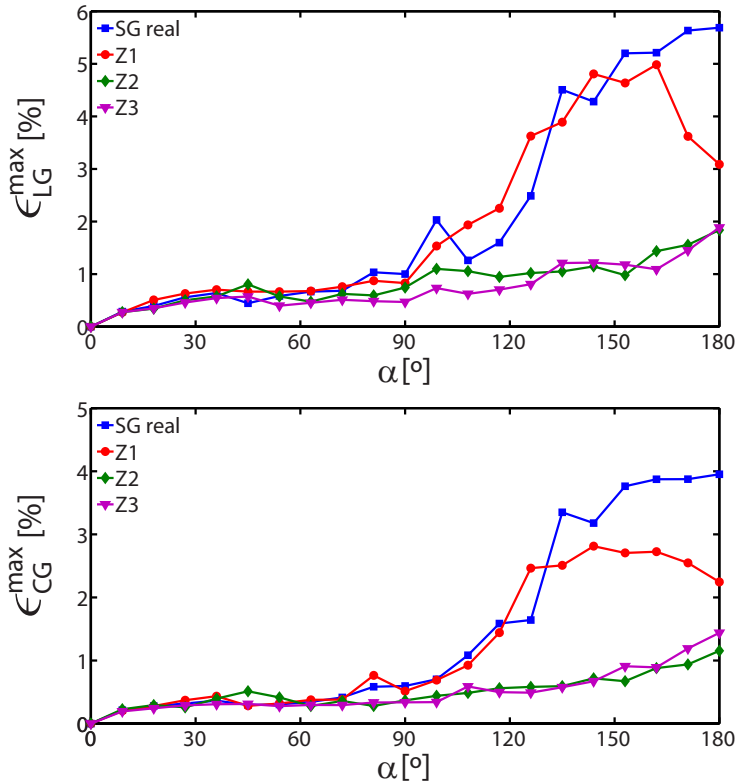


Conforme já havia sido constatado no ensaio anterior (Figura 29b), a redução luminal de todos os modelos fica concentrada nos espaços existentes entre dois *stents* subsequentes, especialmente naqueles que se encontram ao lado do *stent* central. Em todos os modelos, o valor de  $RL_{max}$  para  $\alpha = 180^\circ$  se encontra entre o segundo e o terceiro *stent*.

Um fenômeno interessante que pode ser observado na Figura 35 é que nos modelos Z2 e Z3 (que contam com  $h_s = 10$  mm) todos os cinco *stents* pouco se deformam, o que está de acordo com a Figura 33. Ainda assim, essas configurações apresentam uma taxa de redução luminal máxima global consideravelmente alta, o que decorre do fato que, nesses modelos, há um espaçamento maior entre os *stents* e portanto uma porção maior de tecido sendo dobrada para dentro do lúmen, nessas regiões.

#### 4.2.3 Deformações máximas no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$ e $\epsilon_{CG}^{max}$ )

A Figura 36 apresenta uma comparação entre os valores obtidos para as deformações longitudinais ( $\epsilon_{LG}^{max}$ ) e circunferenciais ( $\epsilon_{CG}^{max}$ ) de cada um dos modelos estudados na análise de sensibilidade.

Figura 36 – Deformações máximas no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$  e  $\epsilon_{CG}^{max}$ )


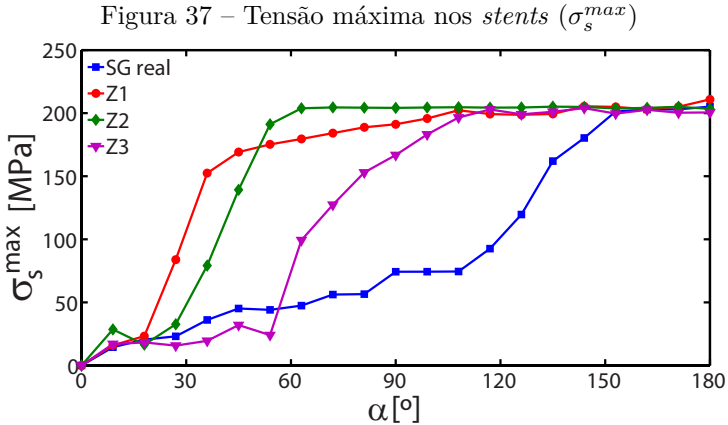
Pode-se observar que, em ambas as direções, há pouca diferença entre as deformações no *graft* dos quatro modelos até um ângulo de  $\alpha = 90^\circ$ ; a partir desse valor, as deformações crescem rapidamente para o modelo real e a configuração Z1 (que contam com  $h_s = 12$  mm) e permanecem em níveis mais baixos para os modelos Z2 e Z3 (que contam com  $h_s = 10$  mm).

Uma provável explicação para essa diferença seria que o maior espaçamento entre os *stents* e, conseqüentemente, maior quantidade de tecido disponível entre eles, fez com que as dobras ocorressem de forma mais suave, causando menores níveis de deformação no *graft*.



#### 4.2.4 Tensões máximas nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ )

A Figura 37 compara os valores da tensão máxima nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ) nas quatro configurações estudadas.



Os resultados mostram que todas as três configurações alternativas apresentaram regiões de plastificação dos *stents* em ângulos menores que  $\alpha = 153^\circ$ , ângulo para o qual o SG real atingiu o regime plástico (ao menos em um ponto dos seus *stents*). No caso das configurações Z1 e Z3, a plastificação ocorre em  $\alpha = 108^\circ$ , enquanto a parte metálica do modelo Z2 entra no regime plástico já em  $\alpha = 63^\circ$ . Em todos os modelos, as tensões máximas nos *stents* crescem de maneira mais acelerada que no SG real.

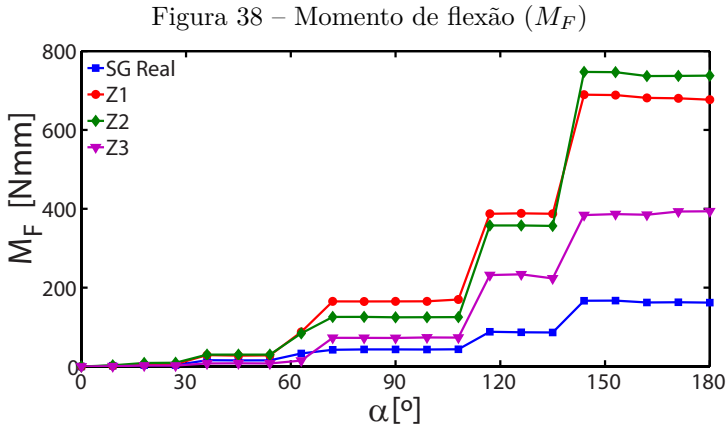
Esses resultados divergem do que se observa qualitativamente na Figura 33. De fato, tendo em vista a forma final dos quatro SGs, esperar-se-ia que as tensões nas configurações Z2 e Z3 fossem inferiores às observadas no SG real, uma vez que, ao final da simulação, os *stents* desses dois modelos encontram-se bem menos deformados que na configuração original, fato que é corroborado pelos resultados observados no gráfico da taxa de redução luminal a  $\alpha = 180^\circ$ , conforme apresentado na Figura 35.

É importante lembrar que os valores apresentados na Figura 35 são tomados, para cada ângulo  $\alpha$ , como o maior valor de tensão presente em todos os *stents*. Dessa forma, pode-se supor que exista algum efeito localizado que esteja causando uma plastificação em algum ponto dos

*stents* já no início da flexão e mascarando os resultados de  $\sigma_s^{max}$ . Essa hipótese será comentada na Seção 4.2.6, mais adiante.

#### 4.2.5 Momento de flexão ( $M_F$ )

A Figura 38 apresenta os valores obtidos para o momento de flexão ( $M_F$ ), calculado de acordo com a Equação (3.6), para cada um dos quatro modelos investigados na análise de sensibilidade.



Pode-se observar que o momento necessário para flexionar o SG foi semelhante nos quatro modelos até um ângulo de  $\alpha = 54^\circ$ . A partir desse ponto, os valores de  $M_F$  foram consideravelmente superiores nas três configurações alternativas, quando comparadas com o modelo original, culminando em valores 2 vezes e meia, 4 vezes e 4 vezes e meia (respectivamente, para os modelos Z3, Z1 e Z2) maiores que o momento medido para o SG real.

Novamente, os resultados obtidos vão de encontro ao que se observa qualitativamente na Figura 33. Nas configurações Z2 e Z3, por exemplo, nota-se claramente as deformações estão concentradas sobretudo no *graft*; os *stents* pouco se deformam, o que é corroborado pelos resultados para  $RL_{180}$  (Figura 35). Intuitivamente, esperar-se-ia que o momento necessário para flexionar esses dois modelos de SGs fosse menor, e não maior, que aquele observado para o SG real, já que as forças necessárias para dobrar o tecido de Dacron® deveriam ser menores que aquelas envolvidas na deformação dos *stents* metálicos.

Este resultado indica, mais uma vez, a necessidade de posteriores estudos para avaliar dados quantitativos específicos das simulações realizadas.

#### 4.2.6 Discussão

Nesta segunda parte do trabalho, a metodologia de simulação desenvolvida por Demanget et al. (2012) e reproduzida na primeira parte do trabalho foi utilizada para investigar a sensibilidade do comportamento à flexão do modelo Zenith® Flex com relação variações na geometria dos seus *stents*. Para tanto, foram propostas três configurações alternativas a esse modelo de endoprótese, variando a altura  $h_s$  e o número de picos/vales  $n_p$  dos *stents*. Todos os demais parâmetros permaneceram inalterados.

A variação desses parâmetros levou a resultados marcadamente diferentes, conforme fica claro ao se observar a Figura 33. A configuração Z1 ( $h_s = 12$  mm e  $n_p = 6$ ) apresentou um resultado qualitativamente semelhante ao SG original ( $h_s = 12$  mm e  $n_p = 8$ ), com uma deformação expressiva no *stent* central. Já as configurações Z2 ( $h_s = 10$  mm e  $n_p = 6$ ) e Z3 ( $h_s = 10$  mm e  $n_p = 8$ ) tiveram resultados semelhantes entre si, mas qualitativamente diversos do SG real; de fato, nesses modelos o movimento de flexão até  $\alpha = 180^\circ$  pouco deforma os *stents*. Os valores da taxa de redução luminal ao longo do comprimento para  $\alpha = 180^\circ$  ( $RL_{180}$ ) corroboram essas observações qualitativas, uma vez que nas regiões onde os *stents* desses dois modelos se localizam o valor da taxa de redução luminal é próximo de zero (Figura 35).

Indo de encontro a essas observações, porém, o valor das tensões de von Mises máximas  $\sigma_s^{max}$  nos *stents* (Figura 37) foram consideravelmente maiores nas três configurações alternativas, em comparação com o SG original. De fato, o gráfico da Figura 37 mostra que os modelos Z1, Z2 e Z3 apresentaram regiões de plastificação nos *stents* para ângulos de flexão substancialmente menores que aqueles observados para o SG real. Esse resultado é contraintuitivo especialmente no caso dos modelos Z2 e Z3, cujos *stents* pouco se deformam ao longo de toda a simulação, como se observa na Figura 33. Da mesma forma, os valores do momento  $M_F$  (Figura 38) necessário para flexionar o SG foram notadamente maiores nas três configurações alternativas, ainda que nos modelos Z2 e Z3 praticamente todo o esforço de flexão se concentre no processo de dobra do *graft* nas regiões entre os *stents*.

As razões para esse comportamento atípico podem ser várias, como por exemplo, instabilidades localizadas nos algoritmos de contato,

problemas de integração temporal, entre outras. Essas diferenças reforçam a necessidade, entretanto, de realizar testes experimentais que possam ser comparados com os valores obtidos nas simulações, de modo a validar os comportamentos observados.

Apesar das discrepâncias observadas, os resultados da análise de sensibilidade indicam que uma diminuição na altura  $h_s$  dos *stents* leva a melhores resultados em termos da taxa de diminuição luminal, conforme pode ser visto na Figura 34. De fato, ao final do movimento de flexão, as configurações Z2 e Z3 (que têm  $h_s = 10$  mm) apresentam menores valores de redução relativa do lúmen, quando comparadas ao SG original e ao modelo Z1 (que têm  $h_s = 12$  mm). É importante ressaltar, no entanto, que essa conclusão não se aplica a qualquer ângulo de flexão  $\alpha$ ; de fato, conforme o gráfico da Figura 34 deixa claro, os valores de  $RL_{max}$  do SG original são menores que os outros três modelos até  $\alpha = 153^\circ$ . Quando  $\alpha = 180^\circ$ , porém, o valor de  $RL_{max}$  para o modelo Z3 é 35% menor que o valor para o SG original, uma diferença bastante expressiva.

A diminuição do número de picos/vales  $n_p$ , por sua vez, parece ter resultado negativo sobre o valor da taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$ . De fato, para uma altura de  $h_s = 12$  mm, os resultados de  $RL_{max}$  foram piores quando  $n_p$  foi diminuído de 8 (SG original) para 6 (modelo Z1). Da mesma maneira, quando  $h_s = 10$  mm, os valores de  $RL_{max}$  são maiores quando  $n_p = 6$  (modelo Z2), em comparação com o modelo Z3, que tem  $n_p = 8$ .

Essas conclusões, mais uma vez, demonstram o valor das simulações pelo MEF como ferramenta auxiliar de projeto e avaliação mecânica de endopróteses do tipo *stent-graft*. Os resultados obtidos indicam que uma diminuição na altura  $h_s$  dos *stents* teria um efeito positivo em endopróteses que fossem aplicadas em artérias tortuosas, enquanto uma diminuição no número de picos/vales  $n_p$  teria efeito negativo.

É importante frisar, porém, que a mudança desses parâmetros afeta outras características mecânicas (por exemplo, a flexibilidade radial do SG), que teriam de ser avaliadas em conjunto antes que qualquer decisão de projeto pudesse ser tomada. Finalmente, o uso de simulações não dispensaria a necessidade de testes experimentais com amostras reais, embora pudesse diminuir a quantidade necessária de testes, economizando material humano e recursos financeiros.

## 5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

As doenças cardiovasculares seguem como a principal causa de morte do mundo, segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS, 2012). Dentre elas, o aneurisma da aorta abdominal (AAA) se destaca pela letalidade: mais de 90% dos pacientes com AAA roto vêm a óbito (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012). Para diminuir o risco de ruptura de um AAA, deve-se realizar um procedimento cirúrgico. O método tradicional, utilizado desde os anos 1950, consiste em suturar um *graft* de tecido à artéria doente por meio de uma cirurgia de peito aberto, altamente invasiva. Já a técnica de reparo endovascular de aneurisma (EVAR) é um procedimento minimamente invasivo introduzido em 1991 (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). Nesse tipo de intervenção, é utilizada uma endoprótese do tipo *stent-graft* (SG), que consiste de uma porção metálica (*stents*) suturados à um *graft* de tecido polimérico.

O uso de SGs diminui drasticamente os riscos associados à cirurgia, quando comparado com o procedimento tradicional (TILLMAN; LEE; WHITTY, 2012; CHADI et al., 2012). Os resultados de longo prazo, porém, são inferiores; uma série de problemas como vazamentos, estenose, ruptura dos *stents* e/ou do *graft*, entre outros, foram observados em pacientes que foram submetidos a um reparo endovascular de aneurisma (CAO et al., 2004). Alguns desses problemas podem ser associados a características mecânicas inadequadas do SG: por exemplo, em artérias tortuosas, uma rigidez à flexão excessiva pode causar uma estenose localizada, o que favorece a formação de trombos (DEMANGET et al., 2012).

Por outro lado, o comportamento à flexão do SG está diretamente relacionado com suas características geométricas e mecânicas. Tendo isso em vista, Demanget et al. (2012) publicou um artigo pioneiro em que dois modelos reais de extensões ilíacas - Aorfix® e Zenith® Flex - foram comparados em termos do seu comportamento à flexão.

Nesse contexto, a primeira parte deste trabalho visou a repetir a análise realizada por Demanget et al. (2012). A simulação consistiu de uma flexão a 180°, e os critérios utilizados para avaliação foram os mesmos utilizados no artigo original, a saber: a taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$ , a taxa de redução luminal a 180°  $RL_{180}$ , as deformações longitudinais  $\epsilon_{LG}^{max}$  e circunferenciais  $\epsilon_{CG}^{max}$  máximas no *graft*, as tensões de von Mises máximas  $\sigma_s^{max}$  nos *stents* e o momento necessário à flexão  $M_F$ .

O modelo Aorfix® reproduziu de forma fidedigna o resultado

obtido por Demanget et al. (2012) para a configuração final do SG, mas a magnitude dos esforços internos no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$  e  $\epsilon_{CG}^{max}$ ) e nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ) foi consideravelmente menor que valores publicados. Já a configuração final obtida para o modelo Zenith® Flex apresentou certa diferença com relação aos dados encontrados na literatura, especialmente no que diz respeito à taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$ , cujo valor para  $\alpha = 180^\circ$  ficou consideravelmente abaixo do resultado da literatura. Os esforços internos no *graft* ( $\epsilon_{LG}^{max}$  e  $\epsilon_{CG}^{max}$ ) e nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ), por sua vez, aproximaram-se relativamente bem dos valores publicados.

Os resultados indicam que, quando comparamos o presente trabalho com o artigo original, observa-se uma relação diferente entre os esforços internos e externos. Algumas das possíveis causas para esse descasamento observado são diferenças entre algoritmos de contato de *softwares* diferentes (já que enquanto o artigo de Demanget et al. (2012) utilizou o Abaqus/Explicit, no presente trabalho foi utilizado o LS-DYNA), ou mesmo problemas de integração temporal, efeitos dinâmicos localizados (ainda que, globalmente, a parcela de energia associada a forças inerciais tenha sido mantida em um patamar baixo), entre outras. As discrepâncias observadas apontam para a necessidade de ulteriores estudos dedicados a aumentar a confiança nos resultados. Nesse contexto, um importante próximo passo, em trabalhos futuros, será medir experimentalmente as forças externas necessárias para deformar o SG e buscar relacioná-las com os resultados obtidos da simulação, o que não foi feito neste trabalho e nem no artigo original.

A forma geral dos resultados obtidos mostrou boa correlação com o trabalho de Demanget et al. (2012), permitindo concluir que o comportamento à flexão do modelo Aorfix® faz dele uma escolha melhor que o modelo Zenith® Flex em aneurismas que envolvam artérias ilíacas tortuosas, um fato corroborado por estudos clínicos (WEALE et al., 2010). Isso indica a superioridade do uso de *stents* em espiral nesse tipo de situação, e atesta o valor do uso de simulações de elementos finitos como ferramenta de suporte ao projeto e avaliação mecânica de SGs.

A segunda parte do trabalho consistiu de usar o método validado para investigar a sensibilidade da resposta do modelo Zenith® Flex a dois parâmetros geométricos, a saber: a altura  $h_s$  e o número de picos/vales  $n_p$  dos *Z-stents*. Nesse escopo,  $h_s$  e  $n_p$  foram modificados de forma a gerar três configurações alternativas (Z1, Z2 e Z3), que foram então submetidas à mesma flexão de  $180^\circ$  realizada no SG original. Os parâmetros utilizados para avaliar o comportamento à flexão foram os mesmos do ensaio simulacional anterior.

Os resultados obtidos indicam que uma diminuição na altura  $h_s$  dos *stents*, de 12 mm (SG original e modelo Z1) para 10 mm (modelos Z2 e Z3) leva a melhores resultados para a taxa de redução luminal máxima  $RL_{max}$ ; já a diminuição do número de picos/vales  $n_p$  resulta em maiores taxas de redução luminal máxima.

Por outro lado, o valor das tensões de von Mises máximas nos *stents* ( $\sigma_s^{max}$ ) indicam que a porção metálica dos modelos Z1, Z2 e Z3 apresenta regiões de plastificação em ângulos de flexão  $\alpha$  menores que aquele observado para o SG real. Esse resultado é contra-intuitivo, especialmente no caso dos modelos Z2 e Z3, cujos *stents* pouco se deformam ao longo de toda a flexão, conforme fica claro na Figura 33 e na análise dos valores de  $RL_{180}$ .

Pelo mesmo motivo, os altos valores do momento de flexão  $M_F$ , observados para os modelos Z2 e Z3, parecem contradizer o comportamento esperado, uma vez que as deformações, nesses dois modelos, estão quase que exclusivamente concentradas no *graft*, cuja resistência à flexão é muito menor que dos *stents* de aço. Novamente, esses resultados inesperados reforçam a necessidade de novos estudos que possam aumentar a confiança nos resultados qualitativos obtidos por meio do método de simulação utilizado neste trabalho.

Apesar das discrepâncias observadas, os resultados indicam que uma diminuição da altura  $h_s$  dos *stents* teria efeitos positivos em situações de artérias tortuosas, uma vez que a taxa de redução luminal máxima associada é menor nos modelos Z2 e Z3, o que diminuiria o risco de uma trombose (DEMANGET et al., 2013). Por outro lado, uma diminuição no número de picos/vales  $n_p$  dos *Z-stents* apresenta o efeito oposto, ou seja, um aumento na taxa de redução luminal, e seria portanto indesejável ao se projetar um SG para artérias ilíacas tortuosas.

É importante ressaltar que a mudança de um parâmetro geométrico de um modelo qualquer de SG afeta também outras características mecânicas do SG: por exemplo, a mudança no número de picos/vales  $n_p$  do *Z-stent* altera a flexibilidade radial da endoprótese, que é também um importante parâmetro de projeto. De todo modo, parece seguro afirmar, novamente, que o uso de simulações pelo MEF se mostrou uma ferramenta auxiliar válida para o projeto e avaliação mecânica de endopróteses tipo *stent-graft*. Naturalmente, o seu uso não dispensa a necessidade de avaliações experimentais, mas pode diminuir a quantidade necessária de testes, economizando recursos humanos e financeiros.

## 5.1 TRABALHOS FUTUROS

O trabalho atual teve como base o procedimento descrito no artigo publicado por Demanget et al. (2012), que foi o primeiro trabalho publicado envolvendo a simulação, por elementos finitos, de um SG completo. Dessa forma, a escolha do tamanho da malha (e, conseqüentemente, do passo de integração  $\Delta t$ ) e dos algoritmos de contato utilizados buscou reproduzir o mais fielmente possível o procedimento descrito no artigo original. Tendo isso em vista, futuramente será necessário investigar mais a fundo a influência desses parâmetros sobre o resultado final, realizando, por exemplo, análises de convergência e experiências com outros tipos de algoritmos de contato, especialmente no que diz respeito à forma como os *stents* são fixados ao *graft*. A investigação dessas características, bem como da influência do limiar escolhido para considerar a simulação como quase-estática (até 10% de efeitos inerciais), poderá ajudar a esclarecer alguns fenômenos peculiares observados nos resultados, especialmente no que diz respeito ao momento de flexão  $M_F$ .

Nesse espírito, conforme já mencionado, um importante passo a ser tomado em trabalhos futuros é a realização de ensaios experimentais em que seja possível medir as forças necessárias para deformar o SG e relacioná-las com os valores obtidos na simulação. De fato, a capacidade de prever corretamente os esforços externos envolvidos com a deformação de um SG seria um bom indicativo de que também os esforços internos (tensões e deformações) estão sendo adequadamente simulados.

Tendo adquirido a capacidade de simular adequadamente a resposta mecânica de diferentes modelos de SG, o próximo passo seria buscar reproduzir a inserção de uma endoprótese do tipo em um cateter e sua posterior aplicação em um aneurisma virtual. Passos importantes nessa direção já foram dados em alguns artigos publicados recentemente: Perrin et al. (2015b) simularam com sucesso a inserção de cinco modelos de extensões ilíacas em aneurismas idealizados com angulações de 60° e 180°. Já Bock et al. (2012b) realizaram um estudo numérico-experimental em que a inserção de um SG em um modelo de aneurisma feito de silicone é simulada e comparada com a configuração real por meio de medições tomográficas. Finalmente, Perrin et al. (2015a) simularam a configuração final de um modelo de SG inserido em três aneurismas reais, cujos resultados mostraram boa correlação com os dados tomográficos dos três pacientes.

A médio prazo, caso seja possível refinar a técnica de modo a aplicá-la para qualquer modelo de SG e diferentes geometrias de aneurismas, será possível criar uma ferramenta numérica preditiva que



potencializará os resultados dos reparos endovasculares de aneurisma (EVAR). De posse da geometria do aneurisma do paciente, adquirida através de tomografia computadorizada, será possível simular o resultado da inserção de vários modelos diferentes de SG, permitindo ao cirurgião a escolha daquele mais adequado ao paciente em questão.



## REFERÊNCIAS

- ALBUQUERQUE, F. C. et al. Paradigm shifts in the treatment of abdominal aortic aneurysm: trends in 721 patients between 1996 and 2008. **Journal of Vascular Surgery**, Elsevier Inc., v. 51, n. 6, p. 1348–52; discussion 1352–3, jun 2010. ISSN 1097-6809.
- AURICCHIO, F. et al. Carotid artery stenting simulation: from patient-specific images to finite element analysis. **Medical Engineering and Physics**, Institute of Physics and Engineering in Medicine, v. 33, n. 3, p. 281–9, apr 2011. ISSN 1873-4030.
- AURICCHIO, F. et al. Patient-specific aortic endografting simulation: From diagnosis to prediction. **Computers in Biology and Medicine**, Elsevier, v. 43, n. 4, p. 386–394, 2013. ISSN 00104825.
- BARBARINO, S. et al. A review on shape memory alloys with applications to morphing aircraft. **Smart Materials and Structures**, v. 23, n. 6, jun 2014. ISSN 0964-1726.
- BATHE, K. J. **Finite Element Procedures**. First. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1996. 1037 p.
- BELYTSCHKO, T.; LIU, W. K.; MORAN, B. **Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures**. West Sussex: John Wiley & Sons, Ltd., 2000. 667 p.
- BLAUSEN.COM. Blausen gallery 2014. **Wikiversity Journal of Medicine**, 2014.
- BOCK, S. de et al. Our capricious vessels: the influence of stent design and vessel geometry on the mechanics of intracranial aneurysm stent deployment. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 45, n. 8, p. 1353–1359, 2012. ISSN 0021-9290.
- BOCK, S. de et al. Virtual evaluation of stent graft deployment: a validated modeling and simulation study. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Elsevier, v. 13, p. 129–139, 2012. ISSN 1751-6161.
- Braille Biomédica. **Endoprótese Stent-Graft Dominus (Brochura)**. 2014. 2 p. Disponível em: <[http://www.braille.com.br/d.aspx?id=pdf-produto-id\\_produto-210-pdf\\_name-pdf](http://www.braille.com.br/d.aspx?id=pdf-produto-id_produto-210-pdf_name-pdf)>.

CAO, P. et al. Clinical effect of abdominal aortic aneurysm endografting: 7-year concurrent comparison with open repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 40, n. 5, p. 841–8, nov 2004. ISSN 0741-5214.

CHADI, S. A. et al. Trends in management of abdominal aortic aneurysms. **Journal of Vascular Surgery**, Elsevier Inc., v. 55, n. 4, p. 924–8, apr 2012. ISSN 1097-6809.

CHOI, H. H. et al. Comparison of implicit and explicit finite-element methods for the hydroforming process of an automobile lower arm. **International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 20, n. 6, p. 407–413, 2002. ISSN 02683768.

CHUA, S. N. D.; MACDONALD, B. J.; HASHMI, M. S. J. Finite-element simulation of stent expansion. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 120, n. September 2001, p. 335–340, 2002.

Cook Medical. **Prótese endovascular AAA Zenith Flex ® com o sistema de introdução Z-Trak™ (Instruções de uso)**. Cook Medical, 2014. 220 p. Disponível em: <[https://www.cookmedical.com/data/IFU\\_PDF/T\\_ZAAAF\\_REV4.PDF](https://www.cookmedical.com/data/IFU_PDF/T_ZAAAF_REV4.PDF)>.

DEMANGET, N. **Analyses des performances mécaniques des endoprothèses aortiques par simulation numérique: application au traitement des anévrismes tortueux**. 214 p. Tese (Doutorado) — École Nationale Supérieure des Mines de Saint-Étienne, 2012.

DEMANGET, N. **Validation de modèles numériques d'endoprothèses aortiques sur un essai de flexion grâce au post-traitement de données issues de la microtomographie**. 2013. 25 p. Disponível em: <<http://www.reactivip.com/forum/download/Session15/Demanget.pdf>>.

DEMANGET, N. et al. Computational comparison of the bending behavior of aortic stent-grafts. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Elsevier Ltd, v. 5, n. 1, p. 272–282, 2012. ISSN 17516161.

DEMANGET, N. et al. Finite element analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 20, n. 4, p. 523–35, aug 2013. ISSN 1545-1550.

DEMANGET, N. et al. Severe bending of two aortic stent-grafts: an experimental and numerical mechanical analysis. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 40, n. 12, p. 2674–2686, 2012.

ERNST, C. B. Abdominal aortic aneurysm. **The New England Journal of Medicine**, v. 328, n. 16, p. 1167–1172, 1993.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **A First Course in Finite Element Analysis**. West Sussex: John Wiley & Sons, Ltd., 2007. 344 p. ISBN 9780470035801.

GROGAN, J. A.; LEEN, S. B.; MCHUGH, P. E. Optimizing the design of a bioabsorbable metal stent using computer simulation methods. **Biomaterials**, Elsevier Ltd, v. 34, n. 33, p. 8049–8060, 2013. ISSN 0142-9612.

HINCHLIFFE, R. J.; HOPKINSON, B. R. Development of endovascular stent-grafts. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of engineering in medicine**, v. 221, n. 6, p. 547–560, 2007. ISSN 0954-4119.

HUMPHREY, J. D.; HOLZAPFEL, G. A. Mechanics, mechanobiology, and modeling of human abdominal aorta and aneurysms. **Journal of biomechanics**, Elsevier, v. 45, n. 5, p. 805–814, 2012. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.021>>.

JACKSON, B. M.; CARPENTER, J. P. Devices Used for Endovascular Aneurysm Repair: Past , Present , and Future. **Seminars in Interventional Radiology**, v. 26, n. 1, p. 39–43, 2009.

KIM, J. H.; KANG, T. J.; YU, W. R. Mechanical modeling of self-expandable stent fabricated using braiding technology. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 15, p. 3202–3212, nov 2008. ISSN 0021-9290.

KLEINSTREUER, C. et al. Computational mechanics of Nitinol stent grafts. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 11, p. 2370–2378, aug 2008. ISSN 0021-9290.

LI, Z.; KLEINSTREUER, C. Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model. **Medical Engineering and Physics**, v. 27, n. 5, p. 369–82, jun 2005. ISSN 1350-4533.

LSTC. **Keyword User's Manual - Material Models**. Livermore, California: Livermore Software Technology Corporation, 2013. 1154 p.

LSTC. **LS-DYNA Theory Manual**. Livermore, California: Livermore Software Technology Corporation, 2015. 854 p.

MARREY, R. V. et al. Fatigue and life prediction for cobalt-chromium stents: A fracture mechanics analysis. **Biomaterials**, v. 27, n. 9, p. 1988–2000, mar 2006. ISSN 0142-9612.

MARTINO, R. R. de et al. Outcomes of symptomatic abdominal aortic aneurysm repair. **Journal of Vascular Surgery**, Elsevier Inc., v. 52, n. 1, 2010. ISSN 0741-5214. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jvs.2010.01.095>>.

MASE, G. E. **Schaum's Outline of Theory and Problems of Continuum Mechanics**. [S.l.]: McGraw-Hill Book Company, 1970. 229 p. ISBN 07-040663-4.

MOHD, J. et al. A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. **Materials and Design**, Elsevier Ltd, v. 56, p. 1078–1113, 2014. ISSN 0261-3069.

MOHLER, E. R. **Patient information: abdominal aortic aneurysm (Beyond the Basics)**. 2014. 1–10 p.

NOELS, L. **Contributions aux algorithmes d'intégration temporelle conservant l'énergie en dynamique non-linéaire des structures**. 380 p. Tese (Doutorado) — Université de Liège, 2004.

OMS. **The top 10 causes of death**. 2012. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/index2.html>>.

PELTON, A. R. et al. Fatigue and durability of Nitinol stents. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 1, n. 2, p. 153–164, apr 2008. ISSN 1878-0180.

PERRIN, D. et al. Patient-specific numerical simulation of stent-graft deployment: validation on three clinical cases. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, p. 1–8, 2015. ISSN 00219290.

PERRIN, D. et al. Deployment of stent grafts in curved aneurysmal arteries: toward a predictive numerical tool. **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 31, n. 1, p. n/a–n/a, 2015. ISSN 20407939.

SAKALIHASAN, N.; LIMET, R.; DEFAWE, O. D. Abdominal aortic aneurysm. **Lancet**, v. 365, n. 9470, p. 1577–89, 2005. ISSN 1474-547X.

SINGH, C.; WANG, X. A biomimetic approach for designing stent-graft structures: Caterpillar cuticle as design model. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Elsevier, v. 30, p. 16–29, 2014. ISSN 1751-6161.

STOKMANS, R. A. et al. Early Results from the ENGAGE Registry: Real-world Performance of the Endurant Stent Graft for Endovascular AAA Repair in 1262 Patients. **European Journal of Vascular & Endovascular Surgery**, Elsevier Ltd, v. 44, n. 4, p. 369–375, 2012. ISSN 1078-5884. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ejvs.2012.07.005>>.

TILLMAN, K.; LEE, O. D.; WHITTY, K. Abdominal aortic aneurysm: an often asymptomatic and fatal men's health issue. **American Journal of Men's Health**, v. 7, n. 2, p. 163–8, mar 2012. ISSN 1557-9891.

VLIET, J. A. van der; BOLL, A. P. M. Abdominal aortic aneurysm. **Lancet**, v. 349, n. 9055, p. 863–6, mar 1997. ISSN 0140-6736.

VORP, D. A. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 9, p. 1887–902, jan 2007. ISSN 0021-9290.

WEALE, A. R. et al. Outcome and safety of Aorfix™ stent graft in highly angulated necks - a prospective observational study (arbiter 2). **European Journal of Vascular & Endovascular Surgery**, Elsevier Ltd, v. 41, n. 3, p. 337–43, mar 2010. ISSN 1532-2165.

ZAHEDMANESH, H.; KELLY, D. J.; LALLY, C. Simulation of a balloon expandable stent in a realistic coronary artery — Determination of the optimum modelling strategy. **Journal of Biomechanics**, v. 43, p. 2126–2132, 2010.