

5

Análise numérica realizada com as características da parede arterial

Com o objetivo de avaliarmos o comportamento da geometria arterial sob incrementos crescentes de pressão e assim obtermos sua pressão crítica, foram realizadas análises numéricas com os dados obtidos para este material na bibliografia consultada.

5.1.

Primeiro estudo das propriedades da aorta

Como primeiro estudo das propriedades da aorta foi realizado uma análise dos dados do gráfico tensão-deformação apresentado no artigo de Sacks (2006) e reproduzido na figura 5.1.

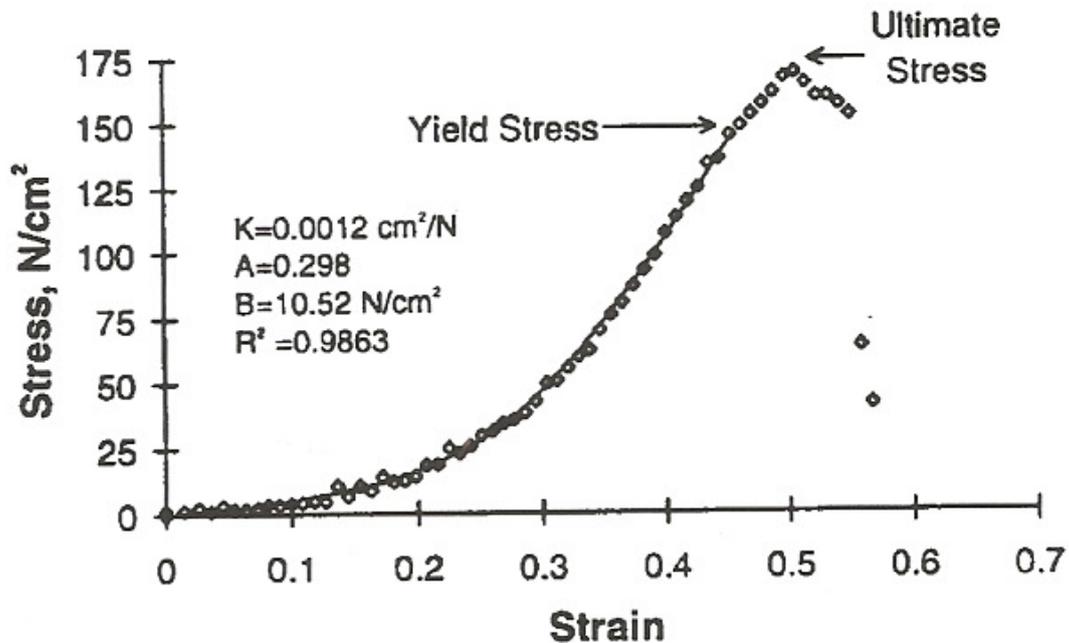


Figura 5.1 – Gráfico tensão deformação apresentado por Sacks para o tecido arterial

A geometria para o estudo a ser realizado é a geometria arterial proposta por E. S. da Silva (1999) descrita na análise experimental e reproduzida abaixo:

- Comprimento inicial: 20 cm.
- Raio superior externo: 9,5 mm.
- Raio superior interno: 7,0 mm.
- Raio inferior externo: 7,3 mm.
- Raio inferior interno: 5,9 mm.

A variação da espessura ao longo do comprimento da aorta foi considerada linear, como nos estudos realizados anteriormente.

5.1.1. Escolha do funcional de energia

Os dados do gráfico tensão-deformação apresentado na figura 5.1 foram utilizados para realizarmos a caracterização do tecido arterial.

Para a caracterização do material em termos do funcional de energia foi adotado o intervalo para a deformação (ε) variável entre 0 e 0,5.

Os dados de tensão-deformação obtidos foram utilizados na escolha do funcional de energia adotado para a seqüência da análise numérica.

A escolha do funcional de energia independe do tipo de elemento adotado para a análise e também do refinamento da malha.

Após selecionarmos o funcional de energia desejado o programa ABAQUS apresenta a aproximação tensão-deformação que o funcional de energia escolhido simula para os dados de entrada (experimentais) fornecidos.

Nesta análise verificou-se que para os funcionais de energia Arruda-Boyce, Mooney-Rivlin, Neo Hooke, Ogden2, Polynomial, Van der Waals, o material tornou-se instável. Na figura 5.2 apresentamos a aproximação obtida para os funcionais de energia para os quais o material tornasse estável.

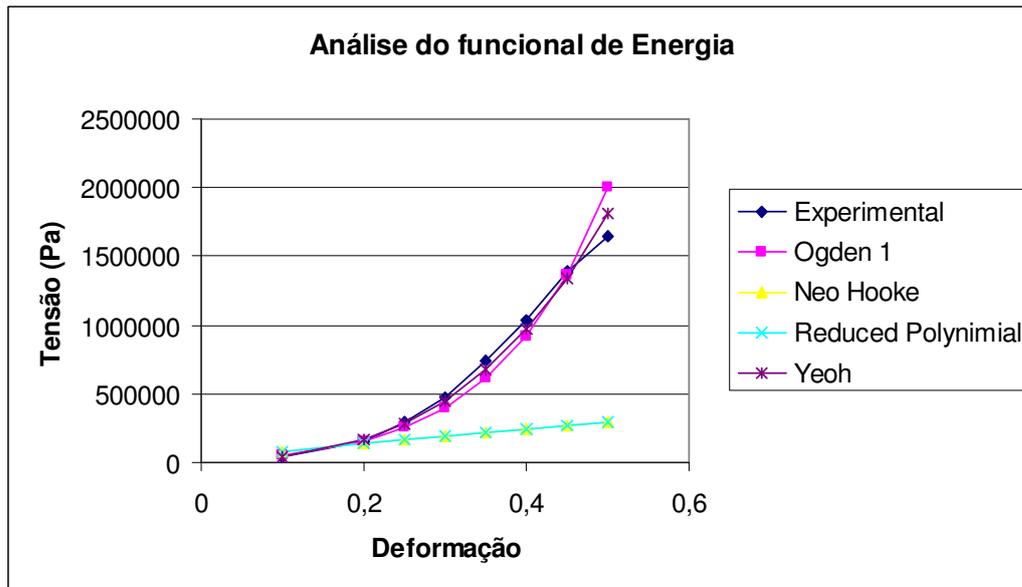


Figura 5.2 – Aproximação dos funcionais de energia estáveis

Dentre as possibilidades possíveis de análise (Ogden 1, Neo Hooke, Reduced Polynomial, Yeoh), optamos pela escolha dos funcionais de energia Ogden 1 e Yeoh por fitarem melhor os dados experimentais. A formulação matemática dos funcionais de energia escolhidos esta descrita abaixo:

Ogden:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3) \quad (5.1)$$

Yeoh:

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (5.2)$$

Para o funcional de energia Ogden 1, as constantes elásticas obtidas são apresentadas na tabela 5.1, com valores em kPa.

μ_1	α_1
127,75	12,27

Tabela 5.1 – Valores da constante elástica de Ogden 1

Para o funcional de energia Yeoh, as constantes elásticas obtidas são apresentadas na tabela 5.2, com valores em kPa.

C_{10}	C_{20}	C_{30}
46,28	53,53	181,00

Tabela 5.2 – Valores da constante elástica de Yeoh

5.1.2. Análise de convergência

Após a definição do funcional de energia a ser empregado na análise numérica, fez-se necessário um estudo de convergência da malha a ser empregada na análise.

Adotando-se a geometria construída com elementos de casca e mantendo-se o tubo alongado de 10% de seu comprimento inicial, foram realizadas sucessivas análises aumentando-se gradativamente o refinamento da malha até o ponto em que se verificou a estabilização da pressão crítica.

Na figura 5.3 podemos observar a variação da pressão até sua estabilização, em função do refinamento da malha proposta para o funcional de energia Ogden 1.

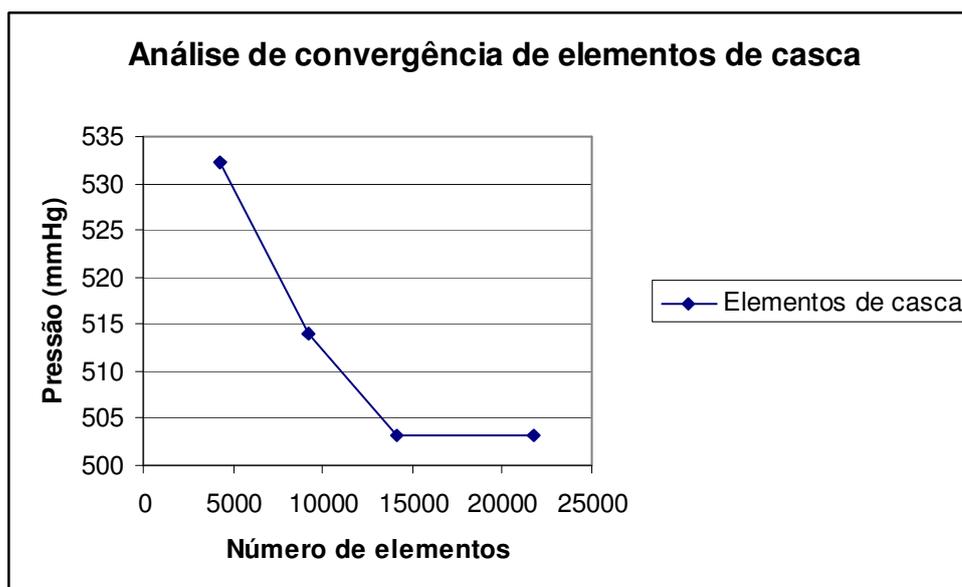


Figura 5.3 – Gráfico demonstrativo de análise de convergência do elemento de casca para o funcional de energia Ogden 1

Foi adotada para a análise numérica a malha contendo 14136 elementos de casca, do tipo S4R, descrito do item 4.4.1.

Verificou-se que na análise com elementos sólidos o tempo necessário para a análise era excessivamente longo, inviabilizando-se assim a mesma.

Após as etapas de escolha do elemento a ser adotado, do funcional de energia e da análise de convergência, temos em mãos os elementos necessários para realizarmos as investigações numéricas da variação da pressão em função do nível de alongamento aplicado a aorta.

5.1.3.

Análise da pressão crítica com elementos de casca e funcional de energia Ogden 1

Para o funcional de energia Ogden 1 foram realizadas análises para a obtenção da pressão crítica para os casos onde o modelo representativo da aorta não estava alongado e quando estava alongado de 10% e 20% do seu comprimento inicial.

5.1.3.1.

Sem alongamento

Para a análise do elemento representativo da aorta, sem alongamento inicial a pressão crítica encontrada foi de 300,6 mmHg.

Na figura 5.4 podemos observar as configurações indeformada e deformada sem alongamento, verificando que não houve a formação de bulbo ou flambagem lateral.

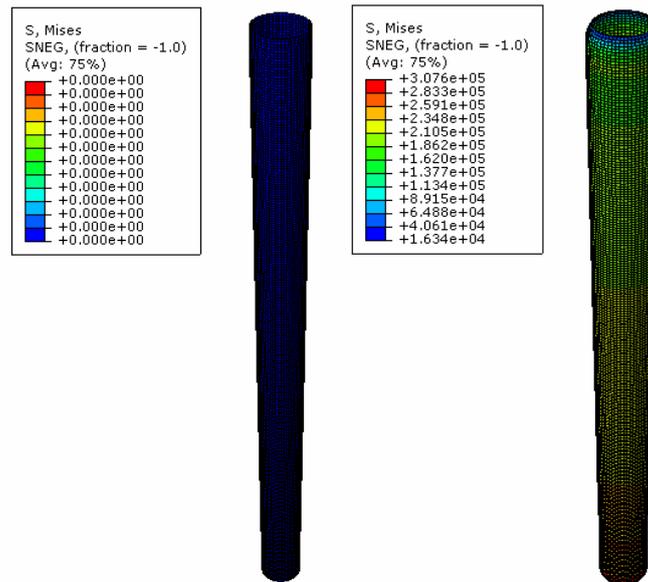


Figura 5.4 – Configuração indeformada e deformada para o elemento representativo da aorta sem alongamento

5.1.3.2. Alongamento de 10%

Para a análise do elemento representativo da aorta, com alongamento de 10% de seu comprimento inicial a pressão crítica encontrada foi de 503,23 mmHg.

Na figura 5.5 podemos observar as configurações indeformada e deformada para alongamento de 10%, onde apesar do aumento da pressão crítica verifica-se o mesmo comportamento anterior.

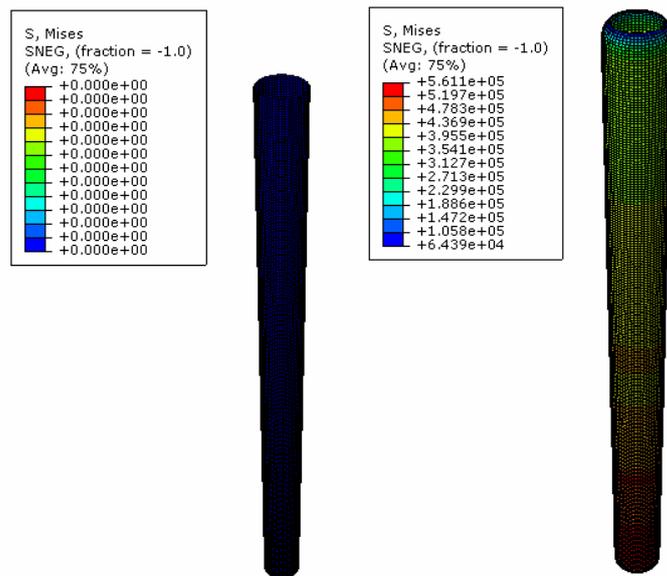


Figura 5.5 – Configuração indeformada e deformada para o elemento representativo da aorta com alongamento de 10%

5.1.3.3. Alongamento de 20%

Para a análise do elemento representativo da aorta, com alongamento de 20% de seu comprimento inicial a pressão crítica encontrada foi de 939,09 mmHg.

Na figura 5.6 podemos observar as configurações indeformada e deformada para alongamento de 20%. Apesar de a pressão crítica aumentar não se verifica nenhum dos fenômenos obtidos no item 4.

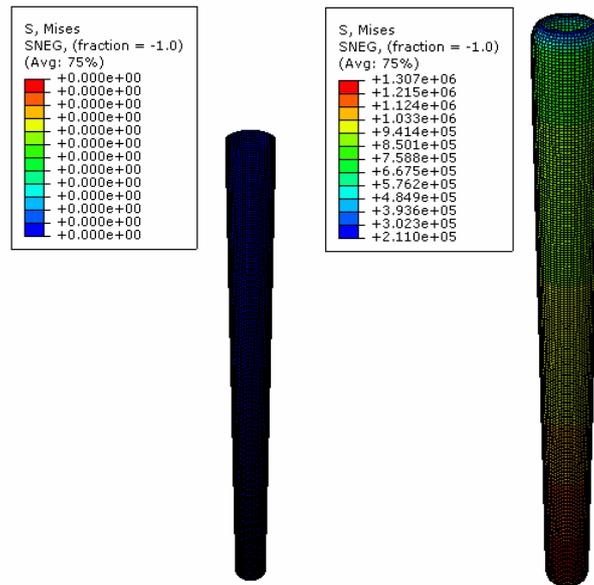


Figura 5.6 – Configuração indeformada e deformada para o elemento representativo da aorta com alongamento de 20%

5.1.3.4. Comparação da pressão crítica para Ogden 1

Pelos resultados acima podemos observar que a pressão crítica aumentou com o aumento do alongamento aplicado a casca representativa da aorta, a figura 5.7 mostra essa variação. Observa-se o fenômeno oposto ao observado no item 4, a pressão crítica aumenta com o alongamento da casca.

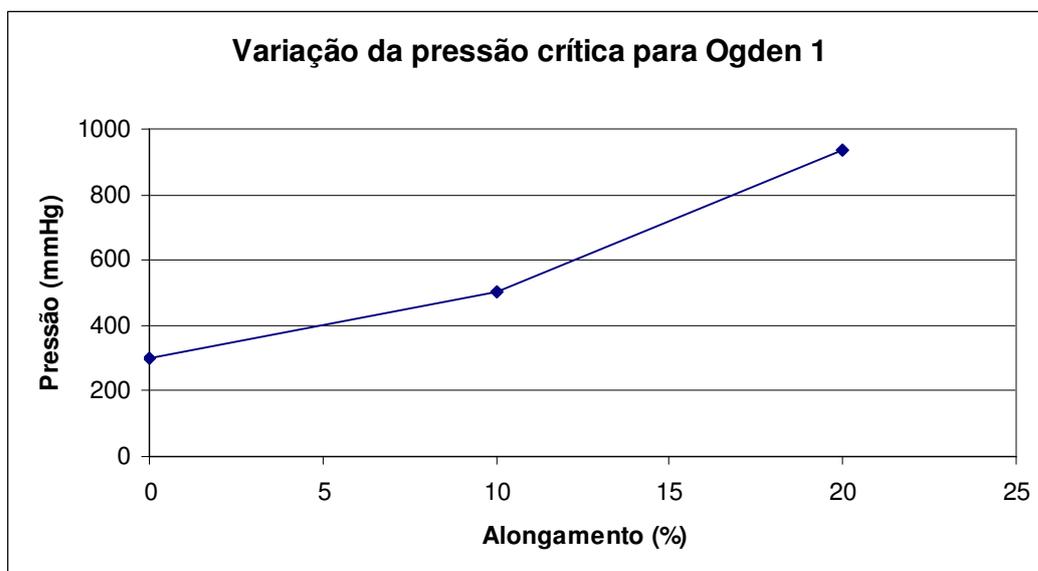


Figura 5.7 – Variação da pressão em função do alongamento (% do comprimento inicial)

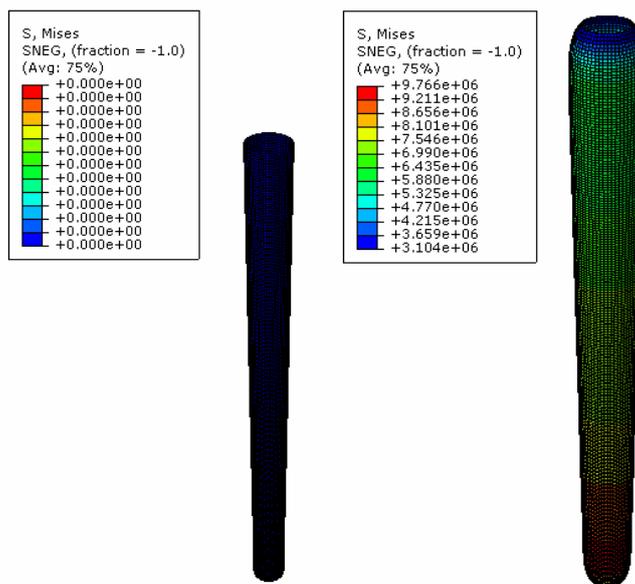


Figura 5.10 – Configuração indeformada e deformada para o elemento representativo da aorta com alongamento de 20%

5.1.4.4. Comparação da pressão crítica para Yeoh

Pelos resultados acima podemos observar que a pressão crítica aumentou com o aumento do alongamento aplicado ao elemento representativo da aorta, a figura 5.11 mostra essa variação.

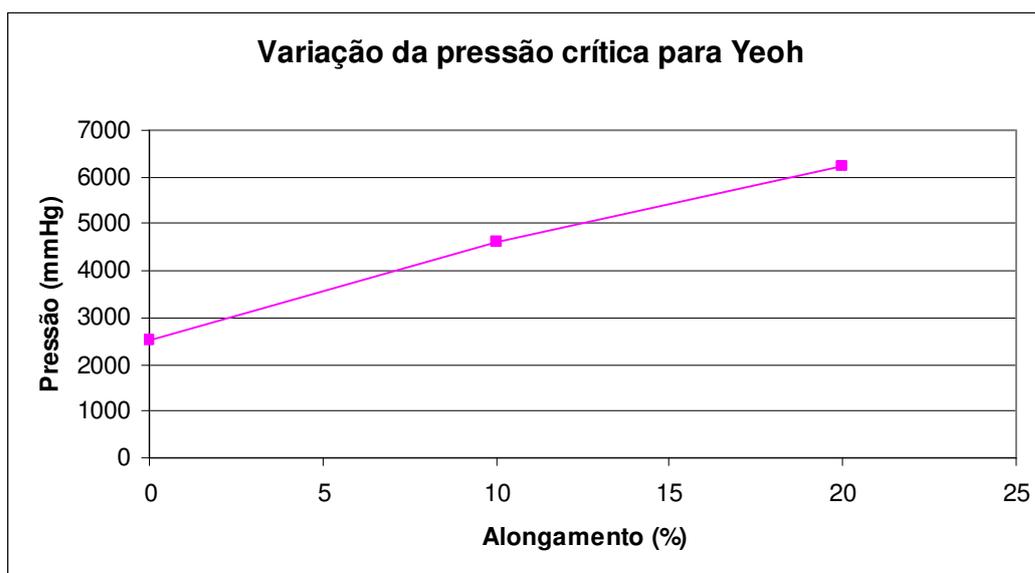


Figura 5.11 – Variação da pressão em função do alongamento (% do comprimento inicial)

Podemos observar que assim como o funcional Ogden 1, a pressão crítica para o funcional Yeoh também aumentou com o alongamento aplicado.

5.2. Segundo estudo das propriedades da aorta

Para avaliarmos o valor da pressão crítica que ocorre na aorta real, foi realizada uma série de estudos utilizando as equações constitutivas propostas por Delfino e por Sacks para o tecido arterial.

Essas equações foram implementadas com as constantes por eles propostas para que simulassem o tecido arterial.

A geometria utilizada foi a proposta por E. S. da Silva (1999) e descrita anteriormente.

5.2.1. Equação constitutiva de Delfino

Delfino propôs a seguinte equação constitutiva para o tecido arterial da carótida:

$$W = \frac{a}{b} \left\{ \exp \left[\frac{b}{2} (I_1 - 3) \right] - 1 \right\} \quad (5.3)$$

Sendo:

$$a = 44,2 \text{ KPa}$$

$$b = 16,7$$

Para este funcional de energia e utilizando a geometria arterial sem imperfeição e sem alongamento inicial foi obtida uma pressão crítica de 2×10^5 mmHg. Na figura 5.12 podemos observar a configuração indeformada e deformada do caso em estudo.

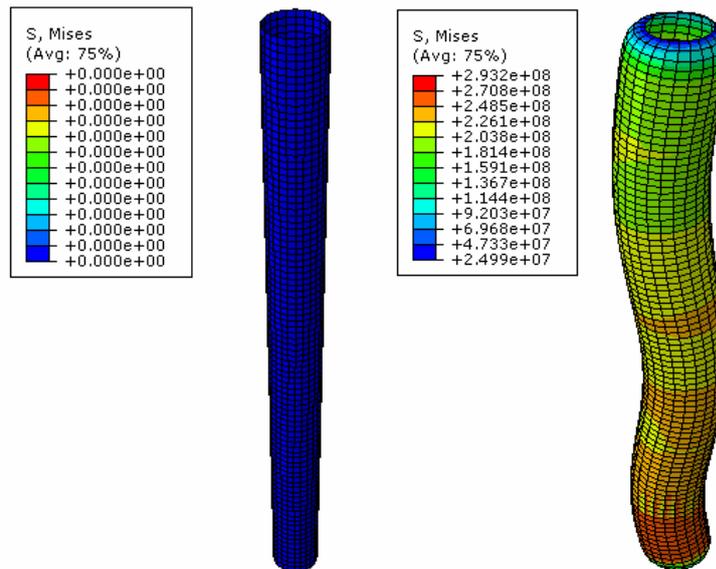


Figura 5.12 – Configuração indeformada e deformada para o funcional de energia de Delfino com geometria sem imperfeição

Para este mesmo funcional foi realizado um estudo adotando-se uma geometria com imperfeição inicial (a mesma geometria adotada no subitem 4.7.3.1.6.) e sem alongamento. Para este estudo foi obtida a pressão crítica de 821,11 mmHg. Na figura 5.13 podemos observar a configuração indeformada e deformada do caso em estudo.

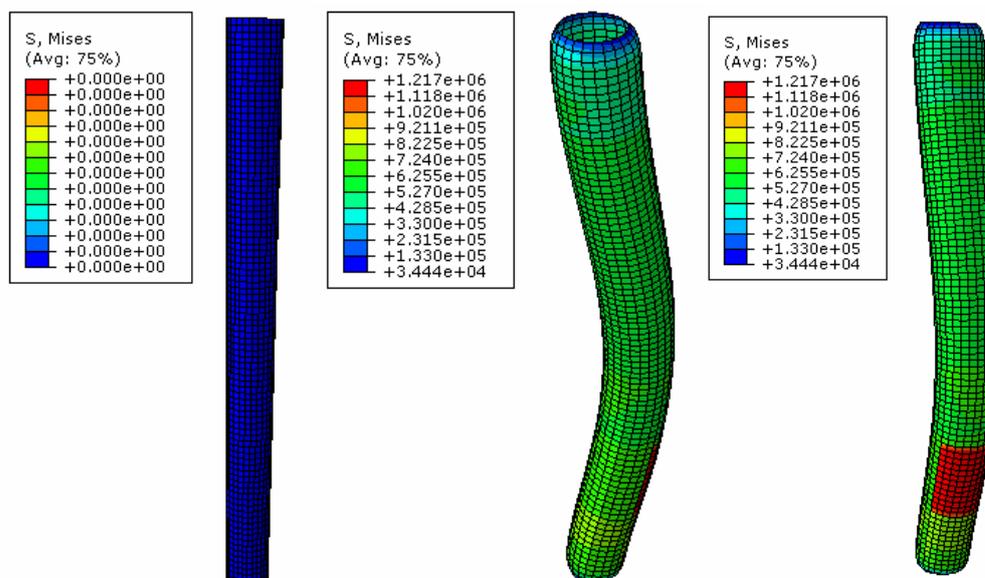


Figura 5.13 – Configuração indeformada e deformada para o funcional de energia de Delfino com geometria com imperfeição inicial

5.2.2. Equação constitutiva de Sacks

Sacks propôs a seguinte equação constitutiva para o tecido arterial:

$$W = a_1(I_1 - 3) + a_2(I_1 - 3)^2 \quad (5.4)$$

Sendo:

$$a_1 = 7,98 \text{ kPa}$$

$$a_2 = 8,71 \text{ kPa}$$

Para este funcional de energia e utilizando a geometria arterial sem imperfeição e sem alongamento inicial foi obtida uma pressão crítica de 2290,80 mmHg. Na figura 5.14 podemos observar a configuração indeformada e deformada do caso em estudo.

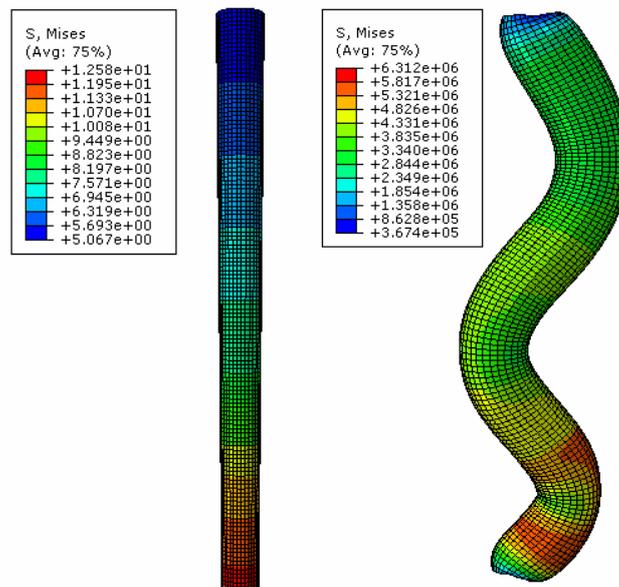


Figura 5.14 – Configuração indeformada e deformada para o funcional de energia de Sacks com geometria sem imperfeição

5.2.2.2.

Equação constitutiva de Sacks aplicada à espessura da média e geometria de D.P. Sokolis

Realizando o mesmo estudo, porém alterando a geometria inicial para a geometria proposta por D. P. Sokolis (2007) e considerando apenas a espessura da camada média na análise obtivemos a pressão criticada de 875,58 mmHg, nesta análise a pressão encontrada não tornou-se estável, apresentou incrementos crescentes até atingir a pressão referida e a análise foi interrompida. A configuração indeformada e deformada podem são representadas na figura 5.16.

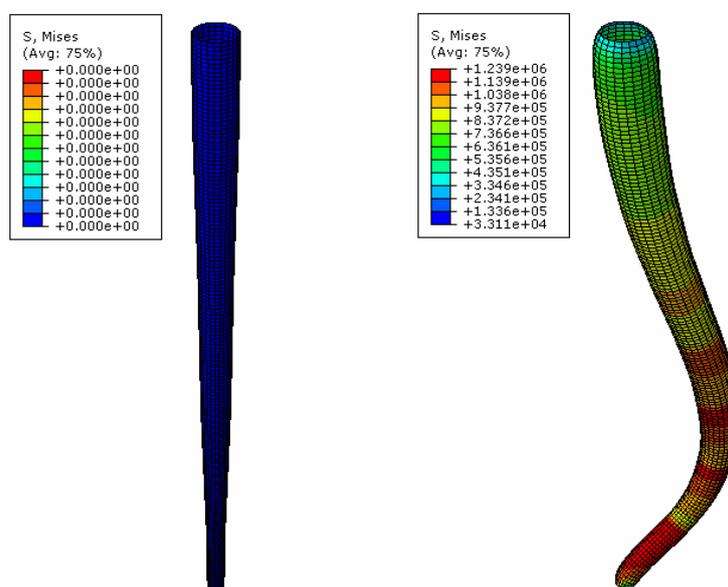


Figura 5.16 – Configuração indeformada e deformada para o funcional de energia de Sacks com espessura apenas da camada media e geometria de D. P. Sokolis (2007)

5.3.

Estudo da degeneração local do tecido arterial para a formação do aneurisma

A. Dorfmann (2010) nos apresenta a configuração indeformada e deformada da figura 5.17 para a formação do aneurisma.

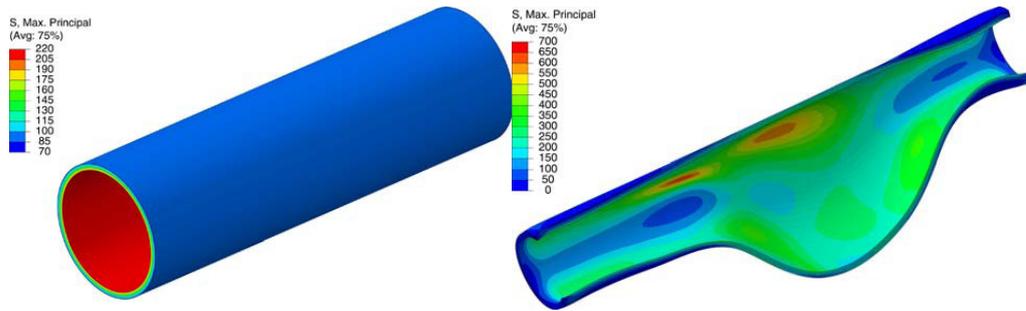


Figura 5.17 – Configuração indeformada e deformada proposta por A. Dorfmann (2010) para os aneurismas

Pela observação da configuração deformada proposta, podemos adotar $\lambda_1 = 1,2$, $\lambda_2 = 2,3$ e $\lambda_3 = 0,36$.

Temos que as tensões principais são obtidas por:

$$\sigma_1 = \mu(\lambda_1^2 - \lambda_1^{-2} \lambda_2^{-2}) \exp[\alpha(I_1 - 3)] \quad (5.5)$$

$$\sigma_2 = \mu(\lambda_2^2 - \lambda_1^{-2} \lambda_2^{-2}) \exp[\alpha(I_1 - 3)] \quad (5.6)$$

Sendo I_1 o primeiro invariante de deformação definido como:

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_1^{-2} \lambda_2^{-2} \quad (5.7)$$

Sabemos que do estudo do equilíbrio de vasos de pressão, a tensão na direção 2 é dada por:

$$\sigma_2 = \frac{pr}{t} \quad (5.8)$$

Com os dados acima expostos e com $\mu = 2,5 \text{ kPa}$ (mudei o K) e $\alpha = 43,5$, valores estes propostos por A. Dorfmann (2010), encontramos $\sigma_2 = 7,522 \cdot 10^{52} \text{ Pa}$. Valor este que para ser alcançado seria necessário uma pressão tão grande que desta forma o corpo humano não poderia gerar um aneurisma.

Como sabemos que os aneurismas são doenças que realmente ocorrem no ser humano, nos resta à hipótese de que na região onde ocorre o aneurisma, a degeneração do tecido arterial seja muito mais acentuada que no restante da parede arterial, sendo desta forma os parâmetros μ e α diferentes do proposto para o tecido arterial saudável.

Para demonstrarmos a variação da pressão crítica suportada pelo material, realizamos dois estudos envolvendo a variação da constante elástica do material e a espessura da região da imperfeição.

5.3.1.

Primeiro estudo das imperfeições locais dos aneurismas

No primeiro estudo foi utilizada uma imperfeição como a descrita no item 4.7.3.1 (Caso 1). Neste estudo foi adotada uma análise com 2181 elementos de casca e funcional de energia Neo Hooke para que fosse possível introduzir uma variação linear no valor da constante elástica, com a constante utilizada no estudo do silicone, apresentada na tabela 4.2.

Para este primeiro estudo a região da imperfeição apresentava espessura média de 1,75 mm, segundo a geometria proposta por E. S. da Silva e outros (1999). Essa espessura foi mantida constante e o valor da constante elástica foi reduzida de 54,83 kPa (modelo perfeito) para 49 kPa, 43 kPa, 37 kPa e 31 kPa.

Na figura 5.18 podemos observar a posição da imperfeição local onde o valor da constante elástica foi reduzida.

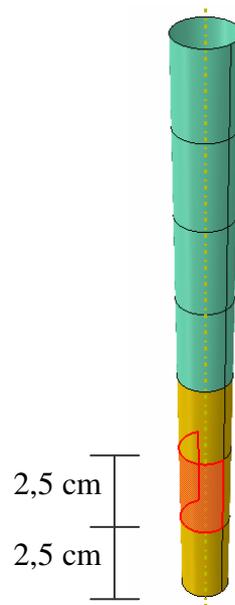


Figura 5.18 – Posição da imperfeição local

Para este caso de imperfeição local podemos observar a variação da pressão crítica e da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição na tabela 5.3.

Constante Elástica (KPa)	Pressão Crítica (mmHg)	Tensão máxima (KPa)
54,83	166,44	307,9
49	155,30	245,9
43	138,52	276,7
37	120,30	226,5
31	101,78	189,1

Tabela 5.3 - Variação da pressão crítica e da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição

Nas figuras 5.19 e 5.20 podemos observar a representação gráfica da tabela 5.3.

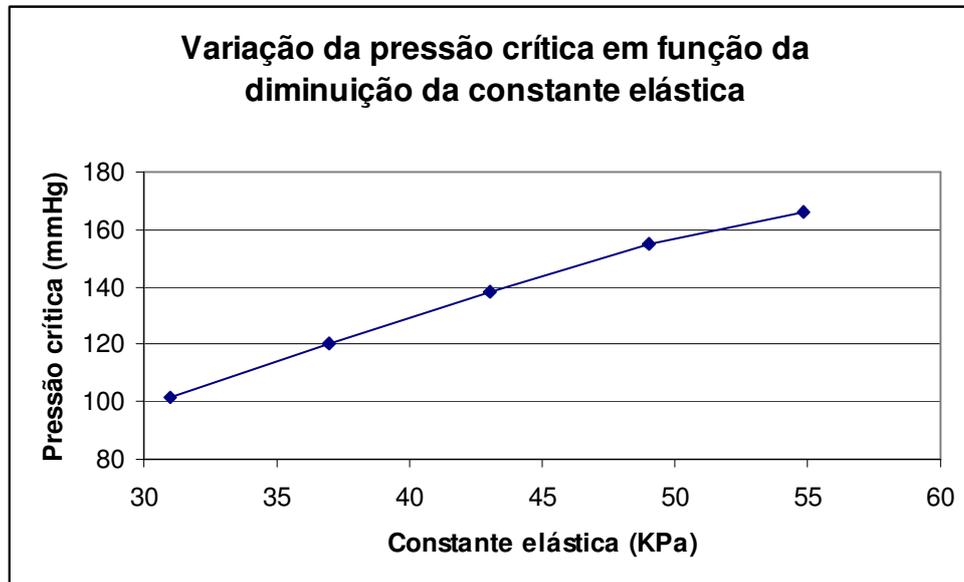


Figura 5.19 - Variação da pressão crítica em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição

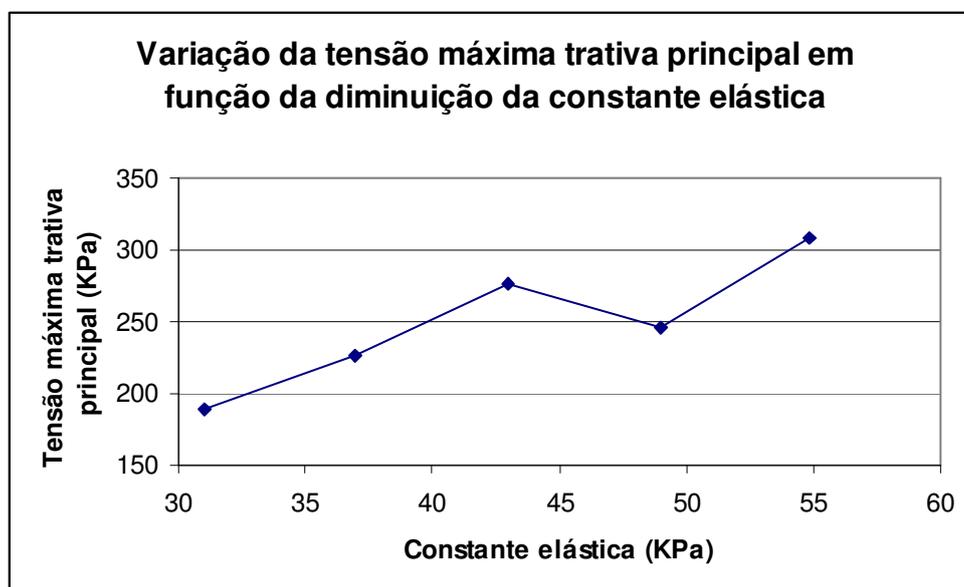


Figura 5.20 - Variação da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição

Na figura 5.21 podemos observar as configurações deformadas de cada uma dos casos estudados para a variação da constante elástica.

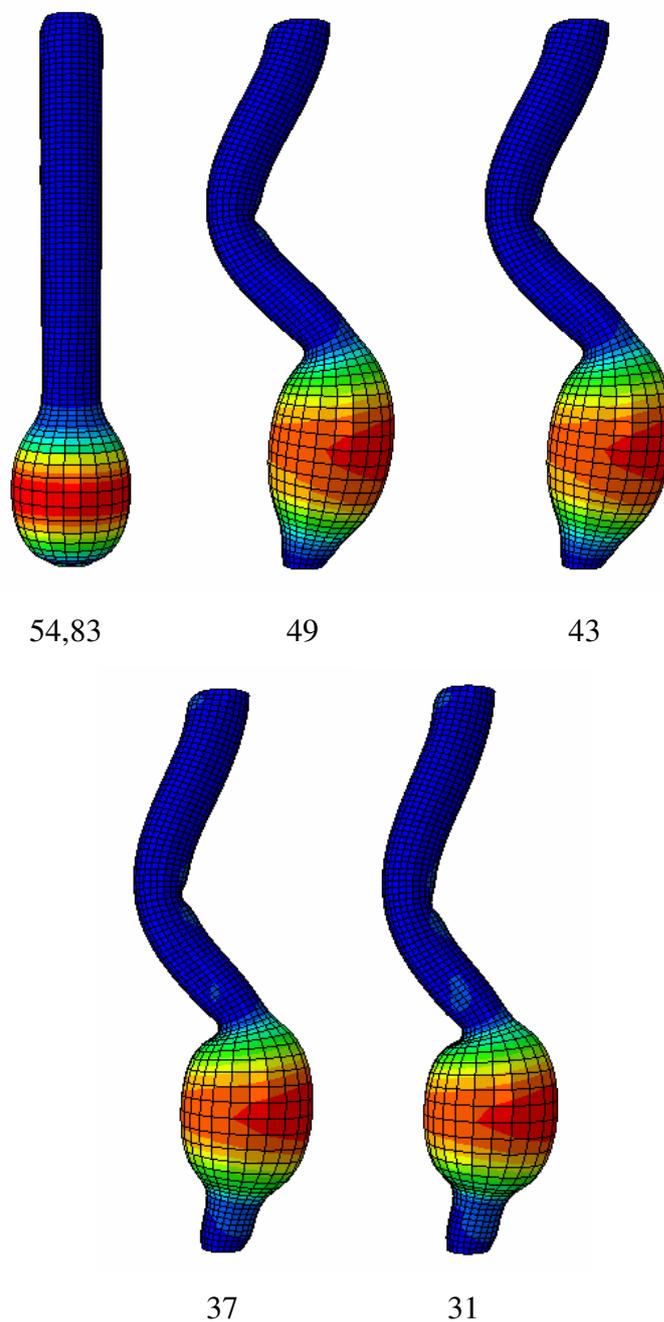


Figura 5.21 - Configurações deformadas de cada uma dos casos estudados para a variação da constante elástica (KPa)

5.3.2. Segundo estudo das imperfeições locais dos aneurismas

No segundo estudo foi utilizada uma imperfeição como a descrita no item 4.7.3.1 (Caso 1). Neste estudo foi adotada uma análise com 2181 elementos de casca e funcional de energia Neo Hooke para que fosse possível introduzir uma variação linear no valor da constante elástica, com a constante utilizada no estudo do silicone, apresentada na tabela 4.2.

Para este segundo estudo a região da imperfeição apresentava espessura média de 1,75 mm, segundo a geometria proposta por E. S. da Silva e outros (1999). Essa espessura foi reduzida inicialmente para 0,75 mm e o valor da constante elástica foi reduzida de 54,83 KPa (modelo perfeito) para 49 KPa, 43 KPa, 37 KPa e 31 KPa.

Na figura 5.18 podemos observar a posição da imperfeição local onde o valor da constante elástica foi reduzida.

Para este caso de imperfeição local podemos observar a variação da pressão crítica e da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição na tabela 5.4.

Constante Elástica (KPa)	Pressão Crítica (mmHg)	Tensão máxima (KPa)
54,83 (modelo perfeito)	166,44	307,9
54,83	78,12	354,3
49	69,99	348,2
43	61,58	227,3
37	53,84	223,5
31	45,09	241,9

Tabela 5.4 - Variação da pressão crítica e da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica e da espessura no local da imperfeição

Nas figuras 5.22 e 5.23 podemos observar a representação gráfica da tabela 5.3.

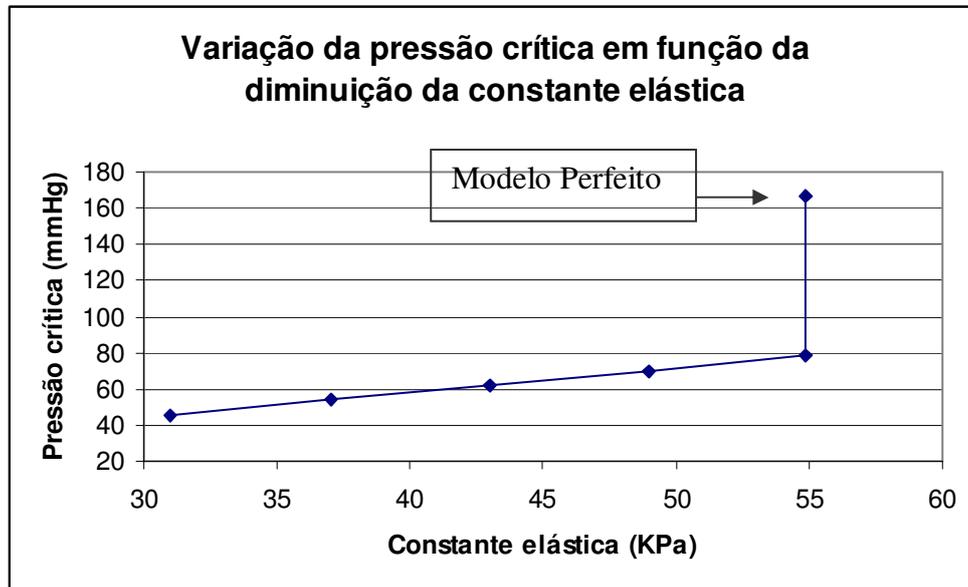


Figura 5.22 - Variação da pressão crítica em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição

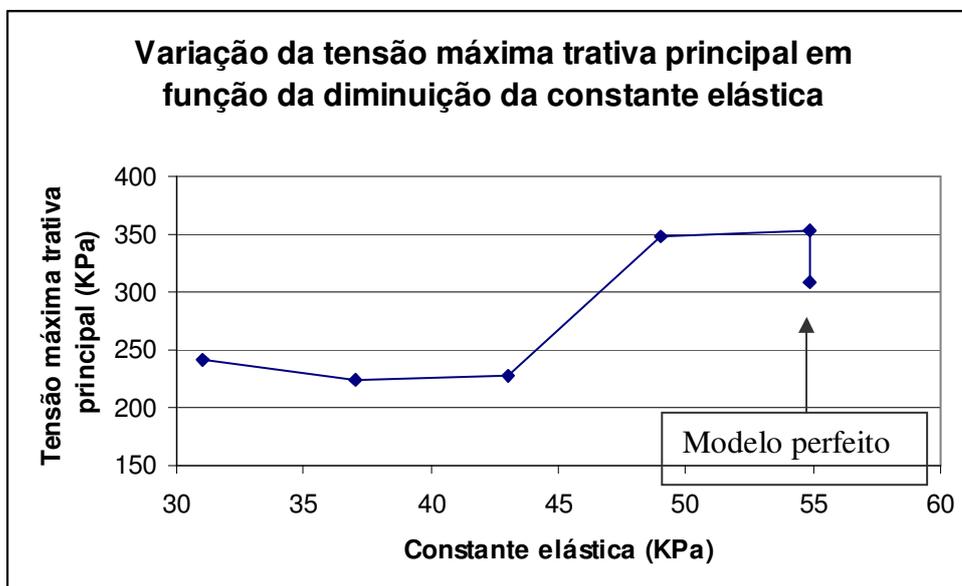


Figura 5.23 - Variação da tensão máxima trativa principal em função da diminuição da constante elástica no local da imperfeição

Na figura 5.24 podemos observar as configurações deformadas de cada uma dos casos estudados para a variação da constante elástica.

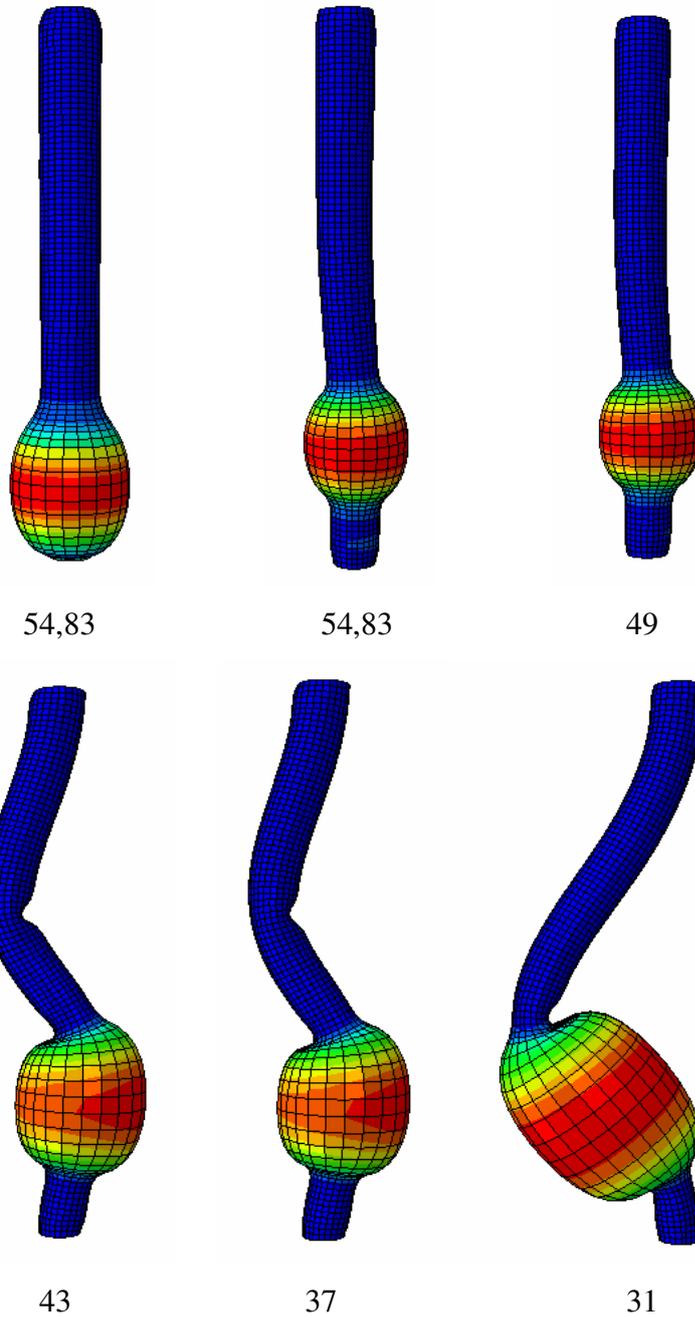


Figura 5.24 - Configurações deformadas de cada uma dos casos estudados para a variação da constante elástica (KPa)

Podemos observar que tanto no primeiro caso quanto no segundo caso a variação da pressão crítica ocorre de forma praticamente linear. Verificamos também que a variação da pressão crítica ocorre de forma muito mais acentuada no segundo caso, quando temos a redução da espessura da parede arterial e do

valor da constante elástica. Acreditamos que este fenômeno deve realmente ocorrer nos pacientes portadores de aneurismas.