



Relação entre a acomodação do stent e triplo stent na anomalia da aorta e a mudança do comprimento

Relationship between accommodation of the stent and triple stent in aortic anomaly and length change

DOI: 10.56238/isevmjv1n2-002

Recebimento dos originais: 01/03/2023

Aceitação para publicação: 21/03/2023

Aristides Rivera Torres

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas, Ave. Darcy Vargas 1200, Parque 10, Manaus AM, CEP 69050-020
ORCID 0000-0001-5138-2932
E-mail: artorres@uea.edu.br

Gilberto Garcia del Pino

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas, Ave. Darcy Vargas 1200, Parque 10, Manaus AM, CEP 69050-020
ORCID 0000-0003-0754-2390
E-mail: gpino@uea.edu.br

Cleinaldo de Almeida Costa

Universidade do Estado do Amazonas, Av. Carvalho Leal, 1777 – Cachoeirinha, Manaus, AM
ORCID 0000-0001-8400-5543
E-mail: cleinaldocosta@uol.com.br

Guilherme Benjamin Brandão Pitta

Programa de Doutorado em Biotecnologia Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO)
Universidade Federal de Alagoas – UFAL
ORCID 0000-0003-1896-9402
E-mail: guilhermebbpitta@gmail.com

Antônio Claudio Kieling

Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas, Manaus, AM
ORCID 0000-0002-0552-954X
E-mail: akieling@uea.edu.br

Marcos Dantas dos Santos

MSc em Mecânica
Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade do Estado do Amazonas, Manaus, AM
ORCID 0000-0002-4356-491X
E-mail: marcosdantas73@hotmail.com

RESUMO

Entre os tratamentos de aneurisma, o tratamento endovascular da aorta abdominal com stents é a alternativa mais aplicada atualmente. O objetivo deste estudo é determinar um algoritmo matemático que permita definir uma equação para predeterminar o comprimento final depois de liberado do cateter do stent no implante de um stent ou três stents (triplo stent). Para estabelecer a equação matemática, foi utilizado um stent de nitinol Lumini®, fabricado pela empresa Braile® Biomédica (Brasil), do tipo autoexpansível inserido num tubo de diâmetro conhecido. Para obter a equação, foram realizadas medições da variação dimensional das células, desde o diâmetro de inserção até a zona de expansão livre do stent, onde as células estariam em sua forma geométrica de recuperação pela memória do material, e onde não há mais variação dimensional e com o processamento dos resultados, foi obtido um modelo matemático que permite predeterminar a mudança da extensão para cada stent aplicado no tratamento, dependendo do diâmetro em que será inserido.

Palavras-chave: Biomecânica, stent, triplo stent, aneurisma.

1 INTRODUÇÃO

Na atualidade tanto para diminuir os custos, proteger o médio ambiente, garantir a sustentabilidade [1-3] e melhorar a saúde pública, equipes multidisciplinares de engenheiros e médicos trabalham em vários setores da área médica e de materiais no desenvolvimento de novos materiais, próteses [4-5], instrumentos médicos [6] e tecnologias para melhorar o nível de vida dos pacientes que precisam desses dispositivos.

Nos últimos anos os aneurismas da aorta torácica constituem uma doença que pode colocar em risco a vida dos pacientes. O aprimoramento dos materiais e das técnicas de tratamento endovascular tornou possível o reparo com sucesso dos aneurismas da aorta utilizando os stent, endoprótese, a qual, implantada na aorta, permite a exclusão do aneurisma e a revascularização das artérias [7]. Segundo a literatura, os aneurismas da artéria visceral e aneurismas da artéria visceral podem ser definidos como aneurismas que afetam as artérias, celíaca, mesentérica superior ou inferior e seus ramos e são relativamente raros. Dos aneurismas, as artérias mais comumente envolvidas são a esplênica e a artéria hepática e podem ser condições de risco de vida com alta incidência de ruptura e hemorragia [8].

A aorta é considerada a principal artéria do corpo humano e tem a função de levar sangue do coração para os órgãos [9]. Aneurisma é quando ocorre uma dilatação da parede de uma artéria, ou seja, uma variação permanente de pelo menos 50% mais que o diâmetro normal provocado por diversas causas [10]. Este problema vascular é a causa de maior mortalidade e se repete mais em homens que em mulheres, principalmente a partir dos 50 anos. No Brasil, cerca de 4% da população sofre com o problema e, em pessoas com mais de 60 anos, o percentual aumenta para

6%. Doença grave, facilmente detectável. Quando se trata em tempo e corretamente, apresenta bons resultados, com nível de complicações pós-cirurgia muito baixo, algo em torno de 5 a 10% dos casos. [9]

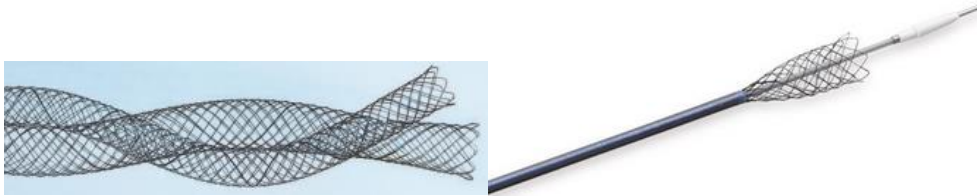
A presença de aneurisma é comum, com potencial para morbidade e mortalidade significativas. A maioria dos pacientes é assintomática, e na maioria dos casos procuram atendimento médico por achados de massa pulsátil quando realizam exame físico, por estudos de imagem abdominal com outra finalidade, ou por meio de programas de triagem de ultrassom para aneurisma da aorta abdominal (AAA) [10]. Geralmente quando os sintomas ocorrem, os pacientes apresentam dor nas costas, dor abdominal, ou pode ocorrer tromboembolismo, levando a sintomas de isquemia de membro. Os aneurismas que produzem sintomas apresentam risco aumentado de ruptura, o que está associado a altas taxas de mortalidade.

Uma resposta considerada importante, para as técnicas endovasculares que permitem, atualmente, a correção de cerca de 80% dos aneurismas de aorta abdominal é com o uso de endopróteses por meio do implante do stent por via endovascular ou que resulta num avanço da cirurgia vascular [11]. O Stent é uma estrutura metálica, coberta com uma película de politetrafluoretileno expandido (PTFEE). A arquitetura dos stents é composta de anéis que podem ser tanto montagem individual como acumulação seqüencial em um padrão de repetição. Os anéis individuais podem ser simplesmente acoplados uns aos outros, de modo similar ao stent Gianturco (Cook). Os stents podem ser confeccionados em materiais como o aço inoxidável 304 SS, 316 L SS, tântalo, elgiloy (SS), platina, liga de cobalto e nitinol [8]. Dyet&Schurmann [9], citam que os stents de aço inoxidável da série 316 L apresentam boa biofuncionalidade. O nitinol é uma liga de níquel e titânio com propriedades de memória térmica, que permite ser compactado firmemente dentro de um sistema de liberação quando esfriado, para se expandir rapidamente e readquirir seu formato e seu tamanho pré-designados, após a liberação de seu sistema de colocação na corrente sanguínea. Além disso, possui grande elasticidade e resistência à fratura. Nitinol é a sigla de Nickel-Titanium Naval Ordinance Laboratories, cuja liga metálica foi inicialmente desenvolvida para fins militares [9]. Em 1985, se utilizo pela primeira vez o protótipo de endoprótese constituído por malha contínua expansível por balão de aço inoxidável [11].

Nos últimos anos, vários artigos foram publicados com os resultados da primeira geração de endopróteses. Modificações no desenho original destes dispositivos têm resultado em uma geração subsequente de endopróteses que estão sob constante avaliação clínica. Endopróteses, foram descritas por Rosseau (1987) [12]. Estes autores descreveram um dispositivo endovascular feito de malha inoxidável, com guia ajustável em seu interior. Uma vez locado na posição

endoluminal adequada, este guia era retirado, permitindo a auto - expansão da endoprótese, adequando-se inclusive à artérias tortuosas.

Figura 1 - Stent inoxidável com guia ajustável [12]



Na atualidade, o aneurisma de aorta abdominal pode ser considerado como a terceira causa de morte súbita, principalmente em homens acima de 65 anos. Como agravante, trata-se de uma doença de difícil identificação, devido ao baixo percentual de autopsias. O aneurisma da aorta abdominal sintomático (AAA) pode refere-se a qualquer um dos vários sintomas que a medicina pode atribuir ao aneurisma. A ciência mostra que a presença de sintomas aumenta o risco de ocorrência da ruptura do aneurisma e, portanto, para a maioria dos pacientes com aneurisma sintomático, o reparo deve ser realizado. A ruptura da artéria também pode ocorrer na ausência de sintomas associados. Estudos demonstram que em nos Estados Unidos, a ruptura de um aneurisma da aorta abdominal (AAA), ocorre em aproximadamente 4.000 pacientes por ano. [11].

A triste realidade é que sem reparo, o aneurisma da aorta abdominal (AAA) rompido é quase sempre fatal. Além disso, apesar dos avanços significativos na gestão da unidade de terapia intensiva e nas técnicas cirúrgicas, a mortalidade após o reparo do AAA rompido permanece alta [12].

O reparo endovascular do aneurisma (EVAR) é um importante avanço no tratamento do aneurisma da aorta abdominal. Este reparo ou procedimento é realizado inserindo uma prótese ou stent que é comprimido dentro de uma bainha de distribuição através do lúmen de um vaso de acesso, geralmente a artéria femoral comum. Após a implantação, o enxerto se expande, entrando em contato com a parede aórtica e os vasos ilíacos para excluir o saco aneurismático da aorta do fluxo e da pressão sanguínea aórtica. Os resultados cirúrgicos podem ser melhorados com o reparo endovascular do aneurisma (EVAR). Hoje a aplicação da endoprótese aórtica em circunstâncias de emergência apresenta muitos desafios. Um número crescente de instituições iniciou protocolos de reparo endovascular de AAA rompido com resultados promissores em pequenas séries, mas nem todas as instituições estão equipadas para tratar esta doença usando tecnologia minimamente invasiva. O aumento do uso de EVAR, favorece uma diminuição na incidência de AAA rompido

e morbidade e mortalidade associadas, provavelmente devido à capacidade de oferecer EVAR a pacientes que de outra forma não seriam candidatos ao reparo cirúrgico aberto [13, 14].

No caso do aneurisma da aorta abdominal, que consiste em uma dilatação focal anormal da aorta abdominal, é relativamente comum com potencial para morbidade e mortalidade significativas e a maioria dos pacientes com esta doença é assintomática, mas procuram atendimento médico, como resultado de outros estudos de imagem abdominal, ou por meio de programas de triagem de ultrassom para AAA [15]. Este tipo de aneurisma é uma condição comum e potencialmente fatal. Dos 50 por cento dos pacientes com ruptura de aneurisma que chegam ao hospital para tratamento, entre 30 e 50 por cento morrem no hospital [16, 17].

Se comparado com o reparo aberto do aneurisma, o EVAR está importante significativo na redução da mortalidade pré-operatória, principalmente porque o EVAR não requer exposição cirúrgica da aorta. Desde a aprovação dos dispositivos de enxerto para uso nos Estados Unidos, houve um aumento de 600% no número anual de procedimentos EVAR realizados, com o EVAR sendo responsável por quase metade dos reparos AAA. [18, 19]

No EVAR, o cirurgião primeiro insere um cateter em uma artéria na virilha (parte superior da coxa) e o enfia no aneurisma. Em seguida, usando um raio-x para ver a artéria, o cirurgião enfia a endoprótese na aorta até o aneurisma. O stent é então expandido dentro da aorta e preso no lugar para formar um canal estável para o fluxo sanguíneo. Esta endoprótese reforça a seção enfraquecida da aorta para evitar a ruptura do aneurisma. A incidência de complicações em longo prazo, e a necessidade de reintervenções após EVAR permanecem uma preocupação. As endopróteses de última geração apresentam resultados encorajadores em curto e médio prazo, mas é necessária uma análise completa de seu desempenho em longo prazo [20, 21].

A robustez da área de sobreposição entre a parede aórtica e a endoprótese é um fator determinante para a durabilidade em longo prazo do reparo endovascular aórtico [22, 23]. A migração da endoprótese tem uma prevalência relatada variando de 1,1 a 28% [24, 25]. É responsável pela maioria das complicações tardias após EVAR, incluindo endoleaks tardios relacionados à endoprótese, resultando em aumento do saco aneurismático e até mesmo ruptura [26, 27]. Diferentes mecanismos, como as forças radiais das endopróteses auto-expansíveis devido ao sobre dimensionamento e as forças pulsáteis do fluxo sanguíneo, foram sugeridos como associados a mudanças contínuas na posição da endoprótese e diminuição da aposição da superfície da endoprótese, causando, conseqüentemente, a migração ao longo do tempo. Além disso, a progressão da doença pode desencadear e acelerar ambos os mecanismos [28, 29]. A dinâmica da endoprótese ao longo do tempo é complexa e tridimensional.

Os resultados clínicos de curto e médio prazo melhoraram significativamente ao longo dos últimos 20 anos e o número de pacientes que se qualificam para o EVAR aumentou dramaticamente. Falhas tardias e a necessidade de monitoramento ao longo da vida para complicações permanecem o calcanhar de Aquiles para esse paradigma de tratamento. As diferenças nos resultados de curto e longo prazo, bem como os custos gerais relacionados ao monitoramento ao longo da vida e complicações e reintervenções tardias, ainda requerem comparação contínua com dispositivos anteriores e o reparo cirúrgico aberto historicamente comprovado. [30]. Stent são fabricados em aço inoxidável (316L), cobalto-cromo (Co-Cr) e ligas de platina-irídio (Pt-Ir), tântalo (Ta) ou nitinol (Ni-Ti) e nos últimos anos se fabricam os stent revestidos, DES e stents biodegradáveis (BDS) [31]. Uma visão geral da tecnologia do stent no tratamento dos aneurismas, tem tendências de novos desenvolvimentos em suas tecnologias de fabricação [32].

A importância de novos estudos das possibilidades de obter resultados que facilitem soluções mais viáveis para os pacientes que aguardam largas filas para ter esta alternativa médica para enfrentar este tipo de doença em estados como Amazonas onde a presença de aneurisma é comum, com potencial para morbidade e mortalidade significativas e pode ser considerada como a terceira causa de morte súbita, principalmente em homens acima de 65 anos e a disponibilidade e possibilidades de implantação dos stent para todos os pacientes que precisam dessa solução como alternativa e em relação com as especificidades tecnológicas e de fabricação e que em média o custo da endoprótese ainda é muito superior em relação à cirurgia aberta.

Desta forma o objetivo deste trabalho foi obter uma ferramenta que auxilia o proceder médico pela previsão da mudança do comprimento do Stent determinado pelo aneurisma e seu comportamento espacial, cuja ideia surge como parte de uma pesquisa de campo relacionada com a implementação da técnica do Triplo Stent onde uma das variantes importantes é a determinação do comprimento final dos stent que são utilizados e que vai depender da deformação do aneurisma em cada paciente. Informação necessária para os médicos ter uma resposta previa ao implante do resultado em relação a cobrir toda a anomalia da artéria.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Como modelo para o estudo utilizou-se um stent Lumini® de Nitinol da empresa Braile® Biomédica, com dimensões diâmetro (\varnothing) 37,68 mm e comprimento (L) 149,96 mm. E se consideram as células do Stent definidas pelas características básicas de comprimento (X) e altura (Y) que foram medidas 5 vezes cada com a utilização de um Projetor de Perfil marca Mitutoyo PJ-

A3000 com resolução 0,001 mm com lentes de aumento 10X. (ver Figura 2 e 3) Os resultados das medições foram tabulados e estatisticamente procesados e avaliados utilizando-se o software Excel® da Microsoft.

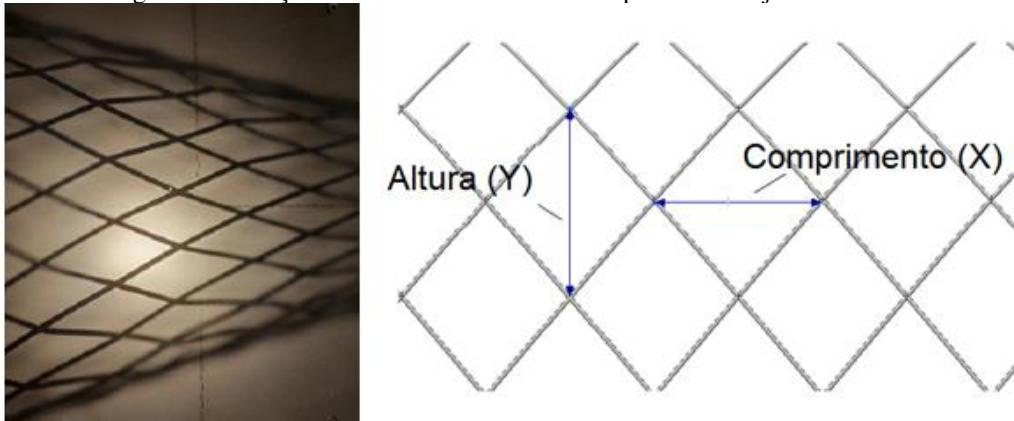
Nos tratamentos cirúrgicos com a implantação de stent é importante saber qual será a mudança do comprimento do mesmo. Como ferramenta para o sucesso, uma equação matemática de previsão deste comprimento pode ser obtida. Pela geometria irregular do aneurisma, ocorre uma variação do diâmetro do stent entre a parte de inserção e a zona de recuperação, o que define a variação no comprimento em relação as células. Isto é, em cada célula do stent de teste definiu-se os parâmetros de comprimento e altura considerando-se a orientação espacial das células, para a obtenção do comprimento final do stent em função destes parâmetros. Para o estudo, dois diâmetros diferentes foram selecionados desde a zona de inserção até a zona de recuperação, as medidas foram realizadas nas células radial (altura Y) e longitudinal (comprimento X), como visto na figura 2.

Figura 2 - Montagem do experimento para medição de X e Y, no Projetor Perfil marca Mitutoyo PJ-A3000



Para definir a equação matemática, utilizando-se um tubo de ensaio com 10 mm de diâmetro, onde o stent é introduzido para simular o comportamento do stent na alteria e assim obter a relação da variação dos parâmetros X e Y na zona de inserção, na zona de transição e na zona da sua condição normal, em repouso e sem deformação, simulando a condição de aplicação teórica. Para avaliar o comportamento das células, utilizando-se um projetor de perfil onde foram realizadas 5 medições de cada célula (Figura 2) em posições pré-determinadas (Figura 3 e 4).

Figura 3 - Medição das variáveis do Stent em repouso no Projetor de Perfil.



3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Das medições realizadas do comprimento X e altura Y, o valor médio correspondente para cada variável, é determinado como parâmetro individual, juntamente com o desvio padrão. Os dados obtidos estão apresentados na Tabela 1. Na Tabela 2, tem-se as medidas de altura e comprimento média das células desde sem deformação no estágio de recuperação da memória física do stent, até o estágio de máxima deformação (dentro do tubo de 10mm). O desvio padrão (σ) e o coeficiente de variação (cv) foram calculados com objetivo de se verificar a divergência e a estabilidade entre as medições.

Da avaliação dos valores de coeficiente de variação (cv) que são inferiores a 15% ,mostram que os dados obtidos são considerados normais e consistentes para análises estatísticas. Com os dados tabelados, gera-se um gráfico (Figura 5) de Comprimento *versus* Altura e uma função que define o comportamento das células através destes parâmetros.

A linha pontilhada é a curva dada pela equação $x = f(y)$ resultando em equação polinomial de ordem 3 para a estimativa do valor do comprimento da célula X:

$$X = -0,0093y^3 + 0,116y^2 - 0,989y + 9,5792 \quad (1)$$

Figura 4 - Identificação das células medidas no projetor de perfil

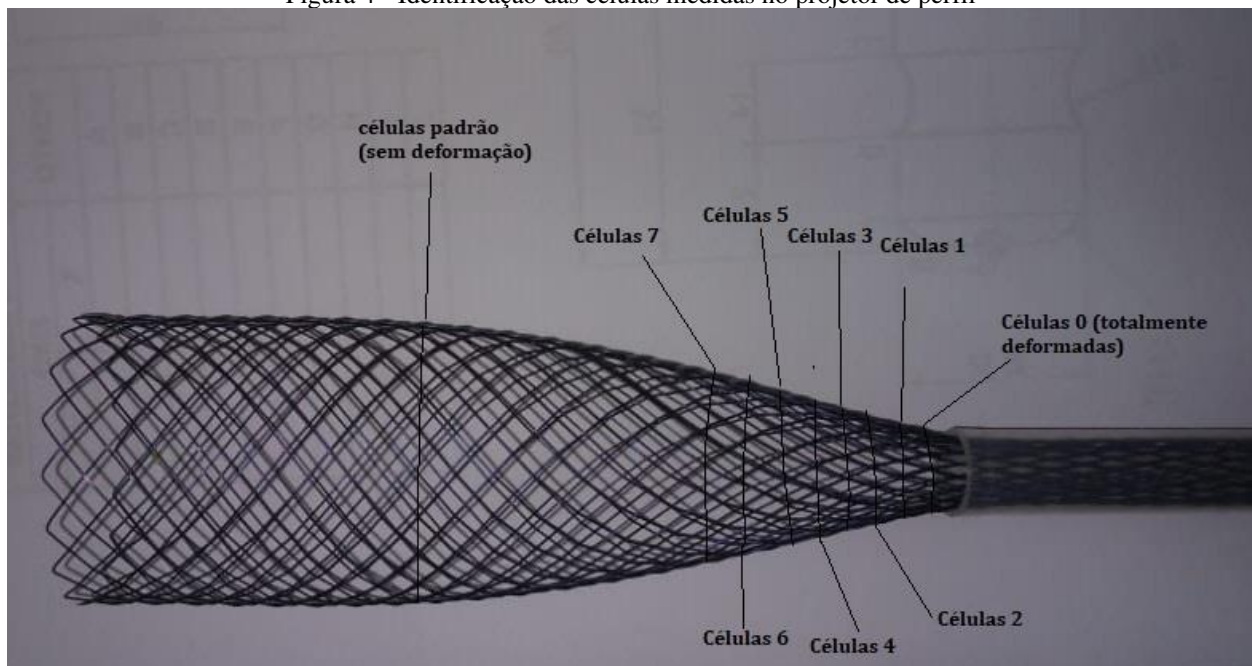


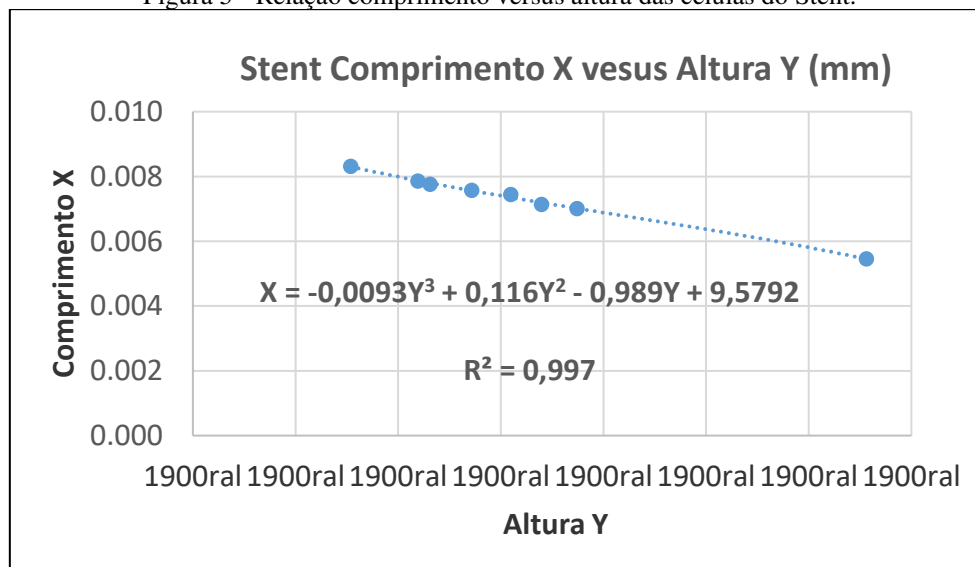
Tabela 1 - Valores medidos para as células (comprimento X e altura Y) conforme a orientação do stent (Figura 3).

Célula 01		Célula 02		Célula 03		Célula 04	
X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
8,173	1,517	7,880	2,423	7,717	2,190	7,580	2,818
8,259	1,623	7,816	2,086	7,847	2,271	7,404	2,677
8,446	1,516	7,878	2,048	7,889	2,443	7,400	2,678
8,211	1,522	7,833	2,432	7,741	2,378	7,762	2,675
8,472	1,510	7,897	1,975	7,614	2,277	7,688	2,740
Célula 05		Célula 06		Célula 07		Célula padrão	
X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
7,716	2,980	6,886	3,330	6,973	3,728	5,609	6,611
7,274	3,054	6,906	3,297	6,999	3,627	5,666	6,525
7,458	3,274	7,198	3,367	6,796	3,760	5,335	6,531
7,397	3,083	7,396	3,488	7,060	3,744	5,237	6,621
7,377	3,087	7,303	3,501	7,225	3,858	5,421	6,510

Tabela 2 - Valores em mm das variáveis comprimento médio \bar{X} e altura média \bar{Y} , conforme a orientação do stent, σ_x e σ_y o desvio padrão e o coeficiente de variação (cv).

Célula	\bar{X}_n	σ_x	cv _x	\bar{Y}_n	σ_y	cv _y
1	8,312	0,053	1%	1,537	0,131	9%
2	7,860	0,217	3%	2,192	0,034	2%
3	7,761	0,099	1%	2,311	0,109	5%
4	7,566	0,062	1%	2,717	0,163	6%
5	7,444	0,108	1%	3,095	0,165	5%
6	7,137	0,092	1%	3,396	0,231	7%
7	7,010	0,082	1%	3,743	0,154	4%
Padrão	5,453	0,149	3%	6,560	0,156	2%

Figura 5 - Relação comprimento versus altura das células do Stent.



A equação resultante como polinômio de 3º grau apresenta mais precisão do que uma função linear e com menor número de inflexões que polinômios de ordem superior. Após a obtenção da fórmula de deformação para cada célula, o objetivo é estabelecer a relação com a deformação total do stent.

Como passo a seguir, faz-se necessário a definição de outros dois parâmetros: número de células no eixo Y (N_y) e número de células no eixo X (N_x). Considerando-se que o stent agora seja “aberto” de forma a transformar sua geometriacilindrica em um retângulo contido em um plano circular do espaço R^2 .

Sendo:

N_y : é a soma de suas alturas, responsável por formar o diâmetro do stent cobrindo o perímetro do círculo resultante.

N_x : é a soma de seus comprimentos responsável por formar o comprimento do stent.

Ambos os parâmetros são fixos para este modelo de Stent, sendo:

$$N_y = 18eN_x = 27,5$$

Define-se agora a relação das alturas e o número de células (N_y) com o diâmetro do stent através da relação seguinte:

$$d = \frac{N_y \cdot Y}{\pi} \quad (2)$$

Manipulando-se a Equação 2 e isolando Y , com intuito de aplicar este valor na função gerada na Figura 6 para a obtenção do comprimento unitário das células, tem-se:

$$Y = \frac{\pi \cdot d}{N_y} \quad (3)$$

Com os valores acima e a equação 3, temos o valor de Y para inserir na equação 1 e obter X . Em seguida podemos calcular o comprimento final que o Stent teria a partir da relação:

$$L = N_x \cdot X_o \quad (4)$$

Sendo:

L o comprimento final do Stent a ser considerado na intervenção ao paciente.

Utilizando-se o Stent em questão da Lumini® (diâmetro 37,58 mm e comprimento 149,96 mm), pode-se estimar o comprimento que o mesmo teria sob determinadas condições de aplicação. Fazendo-se a estimativa entre os diâmetros de intervenção do aneurisma (\varnothing) 10,0 e (\varnothing) 37,5 mm, com intervalos de 2,5 mm, tem-se a estimativa apresentada na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores de comprimento final do Stent L em função do diâmetro de intervenção (valores em mm).

\emptyset	X	Y	L
37,50	5,468	6,545	150,37
35,00	5,746	6,109	158,03
32,50	6,004	5,672	165,12
30,00	6,246	5,236	171,77
27,50	6,476	4,800	178,10
25,00	6,700	4,363	184,24
22,50	6,921	3,927	190,33
20,00	7,145	3,491	196,48
17,50	7,376	3,054	202,83
15,00	7,618	2,618	209,50
12,50	7,877	2,182	216,62
10,00	8,157	1,745	224,32

5 CONCLUSÃO

Através do trabalho foi constatado que é possível com o processamento dos dados em relação as variáveis altura e comprimento da células deformadas e o comportamento da relação dos parâmetros desde o ponto de inserção até a zona de repouso do stent gerar uma curva que permite deduzir uma equação matemática que possibilita relacionar a variação da altura e o comprimento das células que permite predeterminar a mudança do comprimento para o stent no eixo axial, com a facilidade de ser aplicável para diferentes diâmetros, desde que o stent responda a esse tipo de geometria.



REFERÊNCIAS

Garcia del Pino G., Kieling A. C., Bezazi A., Panzera T. et al. Hybrid polyester composites reinforced with curauá fibres and nanoclays, *Fibres and Polymers*. 2020; 21, 399-406. DOI 10.1007/s12221-020-9506-7

Antonio Claudio Kieling, Genilson Pereira Santana, Maria Cristina Dos Santos, José Costa de Macedo Neto, Gilberto Garcia del Pino, Marcos Dantas Dos Santos. Wood-plastic Composite Based on Recycled Polypropylene and Amazonian Tucumã (*Astrocaryum aculeatum*) Endocarp Waste, *Fibers Polym* **22**, 2834–2845 (2021). <https://doi.org/10.1007/s12221-021-0421-3>.

Silva A. R. V., Macêdo N.J. C., Miranda A. G., Verçosa L. A., Garcia del Pino G., Rodrigues R. A., Nascimento D. A., Influência do tratamento térmico de normalização na microestrutura e propriedades mecânicas do aço SAE 1035 utilizado em motocicletas, *ATENAS*. 2021. DOI: 10.22533/at.ed.6222105043.

Queiroz R. D., Lima R. G., Garcia del Pino G., Mestriner L. A., Takata E. T; Análise do desgaste do polietileno do componente acetabular da prótese total do quadril, utilizando o método de elementos finitos de simulação computadorizada; *Revista Brasileira de Ortopedia* v 36, (5), 149 – 154; 2001.

Filizzola D. M., Santos T. S., Miranda A. G., Costa J. C. M., Nascimento N. R, Santos M. D., Bello R.H., Garcia del Pino G., Macedo N. J. C. Annealing Effect on the Microstructure and Mechanical Properties of AA 5182 Aluminum Alloy. *Materials Research*. 2021;24(4) DOI: 10.1590/1980-5373-MR-2020-05.

Vázquez-Seisdedos C.R.; Valdés-Pérez F.E.; Gomes M.; Yared G.; García del Pino G. and Moreno E.D; Método estadístico-geométrico para medir la variabilidad de la frecuencia cardíaca, *CLAIB 2007*, IFMBE Proceedings 18, pp. 140–144, 2007. www.springerlink.com.

Ferrero E, Viazzo A, Ferri M, et al. Management and urgent repair of ruptured visceral artery aneurysms. *Ann VascSurg* 2011; 25:981.e7

Oliveira Mariúba J V. Aneurismas de artéria esplênica: história natural e técnicas de tratamento. *Jornal Vascular Brasileiro*. vol.19 Porto Alegre , 2019. <http://dx.doi.org/10.1590/1677-5449.190058>

Dyet JF, Schurmann K. The physical and biological properties of metallic stents. In: Dyet JF, Ettles DF, Nicholson AA, Wilson SE. *Textbook of endovascular procedures*. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2000. p. 15-26

Dillavou ED, Muluk SC, Makaroun MS. Melhorando os resultados relacionados ao aneurisma: benefícios nacionais do reparo endovascular. *J VascSurg* 2006; 43: 446.

Giles KA, Pomposelli F, Hamdan A, et al. Redução no total de mortes relacionadas ao aneurisma na era do reparo endovascular do aneurisma. *J VascSurg* 2009; 49: 543.

Rousseau H, Puel J, Joffre F. Self-expanding endovascular prosthesis: experimental study. *Radiology* 1987; 164:709-14.



Nelken N, Schneider PA. Advances in stent technology and drug-eluting stents. *Surg Clin North Am.* 2004;84:1203-36

Creager MA, Belkin M, Bluth EI, et al. 2012. ACCF/AHA/ACR/SCAI/SIR/STS/SVM/SVN/SVS Key data elements and definitions for peripheral atherosclerotic vascular disease: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Clinical Data Standards (Writing Committee to develop Clinical Data Standards for peripheral atherosclerotic vascular disease). *J Am CollCardiol* 2012; 59:294.

Barras CD, Myers KA. Nitinol – its use in vascular surgery and other applications. *Eur J VascEndovasc Surg.* 2000;19:564-9

Bown MJ, Sutton AJ, Bell PR, Sayers RD. Uma meta-análise de 50 anos de reparo de aneurisma de aorta abdominal roto. *Br J Surg* 2002; 89: 714.

Hoorweg LL, Storm-Versloot MN, Ubbink DT, et al. Meta-análise sobre mortalidade de aneurismas de aorta abdominal rotos. *Eur J VascEndovascSurg* 2008; 35: 558.

Dillavou ED, Muluk SC, Makaroun MS. Melhorando os resultados relacionados ao aneurisma: benefícios nacionais do reparo endovascular. *J VascSurg* 2006; 43: 446.

Giles KA, Pomposelli F, Hamdan A, et al. Redução no total de mortes relacionadas ao aneurisma na era do reparo endovascular do aneurisma. *J VascSurg* 2009; 49: 543.

Qiang G X, Jichun Z; Prevalência e fatores de risco de vazamentos tipo II após correção de aneurisma endovascular: uma meta-análise. *PLOS ONE*, 2017

Khashram M, Jenkins JS, Jenkins J, et al. Desfechos em longo prazo e fatores que influenciam a sobrevida tardia após correção eletiva de aneurisma de aorta abdominal: uma experiência de 24 anos. *Vascular.* 2016; 24 : 115-125

AW Teijink J, H. Power A. Resultados de cinco anos da endoprótese endovascular para reparo endovascular de aneurisma de aorta abdominal; *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2019

Powell JT, Sweeting MJ, Ulug P., Blankensteijn JD, et al. Meta-análise de dados de pacientes individuais dos estudos EVAR-1, DREAM, OVER e ACE comparando os resultados do reparo endovascular ou aberto para aneurisma de aorta abdominal ao longo de 5 anos, *Br J Surg.* 2017; 104 : 166-178

Antoniou G A, Stavros A A, Torella F. Reparo Endovascular vs. Aberto para Aneurisma da Aorta Abdominal: Revisão Sistemática e Meta-análise de Dados Perioperatórios e de Longo Prazo Atualizados de Ensaios Controlados Randomizados; *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* ; VOLUME 59, EDIÇÃO 3, P385-397, 01 DE MARÇO DE 2020

Asenbaum U, Schoder M, Schwartz E, Langs G. Movimento da superfície da endoprótese após correção de aneurisma endovascular: parâmetros de linha de base para predição e associação com migração e vazamentos relacionados à endoprótese, *Radiologia Europeia*, Springer, 2019; 29 (12): 6385–6395.



Asenbaum U, Schoder M, Schwartz E, Langs G. Movimento da superfície da endoprótese após correção de aneurisma endovascular: parâmetros de linha de base para predição e associação com migração e vazamentos relacionados à endoprótese, *Radiologia Europeia*, Springer, 2019; 29 (12): 6385–6395.

Prasad A, Xiao N, Gong XY, Zarins CK, Figueroa CA. Uma estrutura computacional para investigar a estabilidade posicional de endopróteses aórticas. *BiomechModelMechanobiol*. 2013; 12 : 869–887. doi: 10.1007 / s10237-012-0450-3. [Artigo gratuito PMC] [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]

Zarins CK, Bloch DA, Crabtree T, Matsumoto AH, White RA, Fogarty TJ. Migração da endoprótese após correção de aneurisma endovascular: Importância da fixação proximal. *J Vasc Surg*. 2003; 38 : 1264–1272. doi: 10.1016 / S0741-5214 (03) 00946-7. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]

Cao P, Verzini F, Zannetti S, et al. Migração de dispositivo após correção de aneurisma de aorta abdominal endoluminal: análise de 113 casos com seguimento mínimo de 2 anos. *J VascSurg*. 2002; 35 : 229–235. doi: 10.1067 / mva.2002.120045. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]

Van Herwaarden JA, van de Pavoordt ED, Waasdorp EJ, et al. Resultados de longo prazo em um único centro com endopróteses AneuRx para correção de aneurisma de aorta abdominal endovascular. *J EndovascTher*. 2017; 14 : 307–317. doi: 10.1583 / 06-1993.1. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]

Spanos K, Karathanos C, Saleptsis V, Giannoukas AD. Revisão sistemática e meta-análise da migração após correção endovascular de aneurisma de aorta abdominal. *Vascular*. 2016; : 323–336. doi: 10.1177 / 1708538115590065. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]

De Bruin JL, Baas AF, Buth J, et al. Resultado em longo prazo do reparo aberto ou endovascular do Aneurisma da aorta abdominal. *N Engl J Med*. 2010; 362 : 1881–1889. doi: 10.1056 / NEJMoa0909499. [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar].