

Algoritmo Matemático para Predefinir a Mudança da Extensão Linhal do Tamanho do Stent Convencional e Triplo Stent em Termos de Sua Acomodação na Artéria Aórtica com Aneurisma, in Silico¹

ARISTIDES RIVERA TORRES

Doutor em Mecânica, Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade do Estado do Amazonas – UEA

NILTON COSTA

MSc. em Odontologia. Doutorando em Biotecnologia
Programa de Doutorado em Biotecnologia – Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO)
Universidade Federal de Alagoas – UFAL

GILBERTO GARCIA DEL PINO

Doutor em Engenharia Mecânica
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade do Estado do Amazonas – UEA

ANTONIO CLAUDIO KIELING

Doutor em Biotecnologia e Administração e Empresas
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade do Estado do Amazonas – UEA

DANIEL BARBOSA CABRAL

Graduando em Engenharia Mecânica
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade do Estado do Amazonas – UEA

GUILHERME BENJAMIN BRANDÃO PITTA

Doutor em Medicina. Programa de Doutorado em Biotecnologia
Rede Nordeste de Biotecnologia (RENORBIO)
Universidade Federal de Alagoas – UFAL

CLEINALDO DE ALMEIDA COSTA

Doutor em Medicina
Departamento de Medicina
Universidade do Estado do Amazonas – UEA

Resumo

Entre os tratamentos de aneurisma, o tratamento endovascular da aorta abdominal com stents é a alternativa mais aplicada

¹ *Mathematical Algorithm to Redefine the Linear Change in Extending the Size of the Conventional and Triple Stent in Terms of its Accommodation in the Aortic Artery with Aneurysm, in Silico*

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 de cada stent no implante de um stent ou três stents (stent triplo). 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 medidas 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, obter um modelo matemático que permita predeterminar a mudança da extensão para cada stent aplicado no tratamento, dependendo do diâmetro em que será inserido.

Palavras-chave: Stent, Triplo Stent, Aneurisma.

Abstract

Among aneurysm treatments, endovascular treatment of the abdominal aorta with stents is the most widely used alternative today. The aim of this study is to determine a mathematical algorithm that allows defining an equation to predetermine the length after releasing the catheter of each stent in the implantation of a stent or three stents (triple stent). To establish the mathematical equation, a Lumini® nitinol stent, manufactured by Braile® Biomédica (Brazil), of the self-expanding type inserted in a tube of known diameter. To obtain the equation, several measurements of the dimensional variation of the cells were performed, from the insertion diameter to the free expansion area of the stent, where the cells would be in their geometric shape of recovery by the memory of the material, and where there is no more dimensional variation and with the processing of the results, obtain a mathematical model that allows predetermining the change in extension for each stent applied in the treatment, depending on the diameter in which it will be inserted.

Key words: Stent, Triple Stent, Aneurysm.

1. INTRODUÇÃO

Aneurismas da aorta torácica constituem uma enfermidade que pode colocar em risco a vida dos pacientes. Apesar dos métodos de diagnósticos e controles intra e pós-operatórios, os aneurismas constituem um desafio para os envolvidos, principalmente cirurgiões¹. Estudos descrevem um menor índice de mortalidade precoce, com menor tempo de internamento e melhor qualidade de vida após seu tratamento. O número de procedimentos endovasculares no tratamento de aneurismas tem sido notório nos últimos anos².

O aneurisma da aorta ocorre quando se apresenta uma dilatação irreversível da artéria superior a 50% do calibre do vaso e associa-se a uma mortalidade conhecida na ordem de 80 a 90% dos casos. O termo aneurisma, derivado do vocabulário grego *aneurysma*, significa dilatação do vaso sanguíneo com mudança do diâmetro do vaso maior 50% que o normal³. O aneurisma da aorta abdominal representa um problema de saúde, com prevalência nos homens acima dos 65 anos. A partir dos anos 90 é observada uma diminuição das mortes motivada pela diminuição da exposição a fatores de risco, com maior utilização de fármacos protetores, aumento de meios de diagnóstico e à melhoria das formas de tratamento. A evidência proveniente de diversos países ocidentais mostra que com os cuidados da epidemiologia durante o século XXI, tem-se conseguido notáveis reduções da incidência e mortalidade por aneurisma da aorta⁴.

Estudos mostram que o aneurisma da aorta abdominal pode ser considerada uma patologia silenciosa e frequente, potencialmente trágica em situação de ruptura. A correção endovascular do aneurisma da aorta abdominal (AAA) e a sua generalização como procedimento para o tratamento pouco invasivo da patologia, representa uma evolução do estado da arte, possibilitando o tratamento de pacientes mais idosos ou considerados de risco cirúrgico⁵.

O tratamento de doenças na aorta pulmonar abdominal mediante o tratamento endovascular possui vantagens comparando-se com a cirurgia convencional por ser um tratamento menos invasivo. Porém, o procedimento tem como desafio a abordagem com o uso de stent metálicos que estão sendo estudados por diversos pesquisadores. Define-se como stent um dispositivo expansível em forma de mola, feito de nitinol, uma liga metálica com memória de forma que é inserido no vaso comprometido, possuindo capacidade em suportar e apoiar a parede arterial, conter o espasmo e otimizar o fluxo sanguíneo, limitando assim a trombose⁶.

Os stents têm como principal função manter a perviedade do vaso e impedir as reestenoses decorrentes do desenvolvimento da hiperplasia miointimal, evitando assim a diminuição do fluxo sanguíneo por entupimento⁷. Mostraram ser eficazes no controle da oclusão aguda e são considerados um grande avanço para a prática médica. Dentre os problemas relacionados a este desafio está a estenose do stent implantado, isto é, o estreitamento da endoprótese, dificultando o fluxo sanguíneo do paciente. Em função da anatomia tortuosa da artéria aorta pulmonar, os stents com células abertas e mais flexíveis serão os preferencialmente utilizados nos procedimentos.

Na presença de uma variação expressiva de diâmetro entre a artéria carótida comum e a interna, são escolhidos stents cônicos de NiTi (níquel-titânio). As lesões com elevado potencial emboligênico são cuidadas com stents em forma de células fechadas, ao passo que lesões muito calcificadas precisam ser cuidadas com stents de nitinol.

O uso de stents em vasos tortuosos, assim como o uso de stents para aorta, enfrenta dificuldades que vão desde o planejamento da cirurgia até o pós-operatório. Quanto mais complexa a anatomia vascular do paciente maior é o desafio para alcançar o sucesso cirúrgico. O primeiro fator a ser avaliado é o caminho do ponto de entrada em que será inserida a endoprótese, normalmente via artéria femoral, até a região de implantação. Apesar da maleabilidade do dispositivo de transporte, curvas acentuadas e contrárias nos vasos podem impossibilitar certas manobras e procedimentos⁸.

A escolha do stent a ser utilizado depende das características da anatomia arterial e da morfologia da lesão, outros elementos a considerar serão as características em relação com a extensão, tamanho, flexibilidade e resistência⁹.

Após validar a possibilidade de transporte do stent até a região de interesse, outro fator de suma importância a ser definido é a geometria do stent. Parâmetros como diâmetro, comprimento e estrutura física da endoprótese são estudados por médicos e profissionais da indústria biomédica para cada caso. A implantação em artérias traz uma série de adversidades ao tratamento, em especial a dificuldade de fixação da endoprótese na parede da artéria, o que pode causar migração do stent desprotegendo a região a ser isolada, além de vazamentos, mais conhecidos como *endoleaks*¹⁰.

As endopróteses de bifurcação ilíaca (IBD) surgiram como alternativa endovascular à oclusão da hipogástrica em pacientes que apresentam elevado risco para isquemia pélvica, principalmente indivíduos jovens, ativos fisicamente, e aqueles pacientes com disfunção ventricular esquerda. Verifica-se, segundo estudos realizados, que o envolvimento unilateral da artéria ilíaca primitiva está presente em 44% dos casos, sendo que os casos com envolvimento bilateral representam 11% dos casos de aneurismas de aorta abdominal (AAA). Para estes casos o tratamento endovascular necessita uma extensão distal da endoprótese para a ilíaca externa, onde a embolização uni ou bilateral da hipogástrica se faz necessária¹¹. Na atualidade, este pode ser considerado como tratamento preferencial nas lesões aórticas com características traumáticas, onde torna-se evidente como solução comparado a cirurgia convencional.

Nas situações onde o aneurisma da aorta abdominal e das artérias ilíacas estão presentes a dificuldade para o tratamento aumenta, gerando desafio em alcançar para excluir os aneurismas enquanto mantem-se a circulação pélvica, devido a necessidade de evitar a embolização bilateral da artéria ilíaca interna. Dentre as opções de tratamento totalmente endovascular, pode-se citar as endopróteses ramificadas e a técnica de próteses paralelas para correção aneurismática no segmento aorta abdominal ilíaca comum,

que apresentam o mesmo diâmetro proximal e distal. Surge a dificuldade técnica devido à desproporção entre o diâmetro dos segmentos arteriais proximais (artéria aorta abdominal) e segmentos distais (artéria ilíaca comum), culminando na dificuldade de adaptação do diâmetro distal do stent ao diâmetro proximal da artéria ilíaca comum.

O presente estudo se propõe definir os aspectos correspondentes de alterações de forma durante a etapa de instalação e acomodação, bem como avaliar os resultados da acomodação do stent, propondo ferramentas para o conhecimento da influência das variáveis envolvidas quanto ao prolongamento do stent.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para o estudo em questão utilizou-se um stent Lumini® de Nitinol da empresa Braile® Biomédica (Figura 1), com dimensões diâmetro (ϕ) 37,68 mm e comprimento (L) 149,96 mm e um Tubo de Ensaio Neutro marca SP Labor com 10mm de diâmetro e comprimento 75 mm. Para a medição do diâmetro e comprimento utilizou-se um Paquímetro Digital marca Mitutoyo com resolução 0,001 mm. As células do Stent definidas pelas características básicas de altura (Y) e comprimento (X) foram medidas 5 vezes cada em um Projetor de Perfil marca Mitutoyo PJ-A3000 com resolução 0,001 mm com lentes de aumento 10X. Os dados foram tabulados e estatisticamente avaliados utilizando-se o software Excel® da Microsoft.



Figura 1: stent em repouso

Fonte: Autores.

3. TRIPLO STENT

Tendo em vista a situação relatada anteriormente relacionada a diferença de diâmetros, desenvolveu-se como solução inovativa, a

disposição com triplo stent. Este se adapta aos diferentes diâmetros das artérias, consistindo-se em um stent que permite reduzir o extravasamento do fluxo para dentro do aneurisma, diminuindo seu risco de ruptura¹².

Esse modelo constitutivo de stent soluciona as dificuldades técnicas do momento, pois leva em consideração diâmetros diferentes do stent para tratamentos de aneurisma aórtico abdominal que possuem calibres diferentes, resolvendo o impasse atual existente na utilização de stents com iguais diâmetros, que não levam em consideração a desproporção de calibres da artéria aorta abdominal e da artéria ilíaca comum.

A sobreposição dos stents formando uma tripla camada que reduz o extravasamento do fluxo para dentro do aneurisma proporciona uma diminuição do risco de ruptura. A disposição com triplo stent cônico (Figuras 2 e 3) que se adapte aos diferentes diâmetros das artérias tem como principal objetivo a elaboração de um modelo de utilidade, o qual consiste em um stent que permita reduzir o extravasamento do fluxo para dentro do aneurisma, diminuindo assim a possibilidade de ruptura.

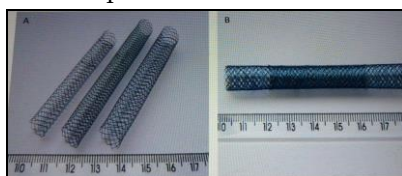


Figura 2. Triple stent.

Fonte : Dr. Guilherme Pitta.

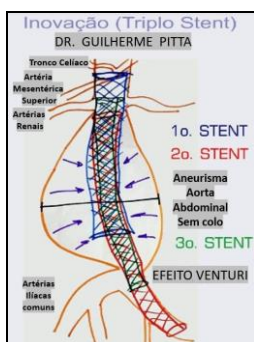


Figura 3. Inovação Triple stent.

Fonte : Dr. Guilherme Pitta.

4. DETERMINAÇÃO DA EQUAÇÃO MATEMÁTICA

Nas situações em que é necessária a intervenção com stents é importante saber qual será a mudança do comprimento do mesmo. Uma equação matemática de previsão deste comprimento pode ser obtida. 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. Dois diâmetros diferentes foram selecionados desde a zona de inserção até a zona de recuperação e 5 medidas foram realizadas nas células radial (altura Y) e longitudinal (comprimento X) conforme a Figura 4.

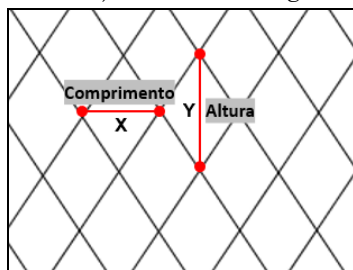


Figura 4. Parâmetros a medir na célula.

Fonte: Autores.

Utilizando-se um tubo de ensaio com 10 mm de diâmetro, o stent é introduzido neste para medir a 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, e sua condição de aplicação teórica, dentro do tubo com deformação. Utilizando-se um projetor de perfil realiza-se 5 medições de cada célula (Figura 5) em posições pré-determinadas (Figura 6).



Figura 5. Montagem do experimento para medição de X e Y.

Fonte: Autores.

Das medições do comprimento X e altura Y, o valor médio correspondente 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.

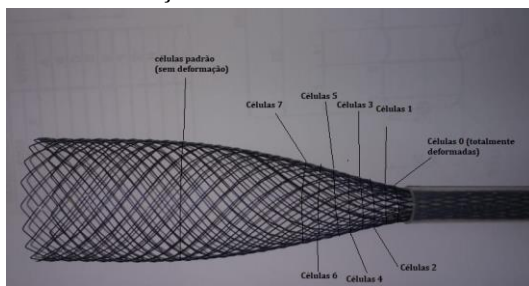


Figura 6. Identificação das células medidas no projetor de perfil.

Fonte: Autores.

Tabela 1: Valores em mm das variáveis comprimento X e altura Y das células conforme a orientação do stent (Figura 5).

| 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 |

Aristides Rivera Torres, Nilton Costa, Gilberto Garcia del Pino, Antonio Claudio Kieling, Daniel Barbosa Cabral, Guilherme Benjamin Brandão Pitta, Cleinaldo de Almeida Costa - **Algoritmo Matemático para Predefinir a Mudança da Extensão Linhal do Tamanho do Stent Convencional e Triplo Stent em Termos de Sua Acomodação na Artéria Aórtica com Aneurisma, in Silico**

| CÉLULA 05 | | CÉLULA 06 | | CÉLULA 07 | | CÉLULA PADRAO | |
|-----------|-------|-----------|-------|-----------|-------|---------------|-------|
| 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 |

Fonte: Dados primários obtidos no experimento

Tabela 2: Valores em mm das variáveis comprimento médio \bar{X} e altura média \bar{Y} conforme a orientação do stent e o cálculo do desvio padrão (σ) 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% |

Fonte: Dados primários obtidos no experimento

Valores de coeficiente de variação (cv) inferiores a 15% mostram que os dados são normais e se constituem consistentes para análises estatísticas¹³. Os dados de \bar{X} e \bar{Y} apresentam esta normalidade desejada. Após a obtenção das medidas, com os dados tabelados, gere-se um gráfico de Comprimento *versus* Altura e uma função que define o comportamento das células através destes parâmetros, conforme a Figura 7.

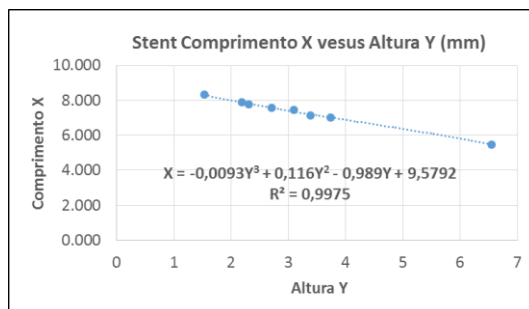


Figura 7. Obtenção da equação comprimento versus altura das células do Stent.

Fonte: Autores.

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:

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

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.

Faz-se necessário a definição de outros dois parâmetros: N_y e N_x . Considerando-se que o stent agora seja “aberto” de forma a transformar sua geometria cilíndrica em um retângulo contido em um plano circular do espaço R^2 .

N_y é o número de células no eixo Y, sendo a soma de suas alturas, responsável por formar o diâmetro do stent cobrindo o perímetro do círculo resultante.

N_x é o número de células no eixo X, sendo a soma de seus comprimentos responsável por formar o comprimento do stent.

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

$$N_y = 18 \text{ e } N_x = 27,5$$

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

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

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:

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

Considerando os valores acima conhecidos a partir da 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:

$$L = N_X \cdot X \quad (\text{Equação 4})$$

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 (\emptyset) 10,0 e (\emptyset) 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 |

Fonte: Dados primários obtidos no experimento

5. CONCLUSÃO

Com as medições das células deformadas e o comportamento da relação dos parâmetros desde o ponto de inserção até a zona de repouso do stent, é possível com o processamento dos dados em relação as variáveis altura e comprimento da célula, gerar uma curva que permite deduzir uma equação matemática dependente da relação de variação da altura e o comprimento das células que facilita predeterminar o 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

- [1] HONÓRIO PALMA, J.; BUFFOLO, E.; GAIA, D. **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery. Curso de cirurgia endovascular de aorta. Tratamento endovascular das doenças da aorta: visão geral.** *Print version* ISSN 0102-7638 *On-line version* ISSN 1678-9741, Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular, vol.24 no.2 supl.1. São José do Rio Preto, 2009. <https://doi.org/10.1590/S0102-76382009000300007>.
- [2] MACHADO, R.; TEIXEIRA, G.; LOUREIRO, L.; OLIVEIRA, P.; ALMEIDA, R. **A idade e o tratamento endovascular do aneurisma da aorta abdominal.** *Angiologia e Cirurgia Vascular*, 01 March 2016, Vol.12(1), pp.31-34. ISSN: 1646-706X. DOI: 10.1016/j.ancv.2015.12.007.
- [3] PERES, H. A.; CASTRO, S. H. R. **Tratamento farmacológico e interações medicamentosas em pacientes com aneurisma da orta abdominal.** *Pharmacological treatment and drug interactions in patients with abdominal aortic aneurysm.* *Infarma.* DOI: <http://dx.doi.org/10.14450/2318-9312.v27.e2.a2015.pp135-141>.
- [4] DIAS NETO, M.; RAMOS, J. F.; SAMPAIO, S.; FREITAS, A. **Angiologia e Cirurgia Vascular, A transição epidemiológica no aneurisma da aorta abdominal.** ISSN 1646-706X, vol.13 no.1, Lisboa - março 2017.
- [5] SOUSA, J.; BRANDÃO, D.; BARRETO, P.; FERREIRA, J.; ALMEIDA-LOPES, J.; MANSILHA, A. (2018). **Tratamento de Aneurisma da Aorta Abdominal por PEVAR Complicado de Pseudo-Aneurisma Femoral.** *Gazeta Médica*, 3(2). <https://doi.org/10.29315/gm.v3i2.114>.
- [6] SIGWART, U.; PUEL, J.; MIRKOVITCH, V.; JOFRE, F.; KAPPENBERGER, L. **Intravascular Stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty.** *The New England Journal of Medicine*, 1987; 316: 701-6.
- [7] FRANÇA, L. H. G.; PEREIRA, A. H. **Atualização sobre endopróteses vasculares (stents): dos estudos experimentais à prática clínica.** *J. vasc. Bras.*, v. 7, n. 4, 2008.
- [8] MAHNKEN, A. H. et al. **Initial Experience with the Transapical Access for TEVAR.** In: *Oc Georg Thieme Verlag KG. RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren.* [S.l.], 2017. v. 189, n. 08, p. 760–764. MARTY, B. et al. **Biologic fixation of polyester-versus polyurethane-covered stents in a porcine model.** *J Vasc Interv Radiol.* v. 13, n. 6, p. 601-7, 2002.

Aristides Rivera Torres, Nilton Costa, Gilberto Garcia del Pino, Antonio Claudio Kieling, Daniel Barbosa Cabral, Guilherme Benjamin Brandão Pitta, Cleinaldo de Almeida Costa - **Algoritmo Matemático para Predefinir a Mudança da Extensão Linhal do Tamanho do Stent Convencional e Triplo Stent em Termos de Sua Acomodação na Artéria Aórtica com Aneurisma**, in *Silico*

[9] RODRIGUES, T. O. et al. **Resultados do uso de stent de nitinol superflexível em artérias poplíteas**. *Rev. Bras. Cardiol. Invasiva*, v. 22, n. 2, p. 161-7, 2014.

[10] CHEN, P. L. et al. **The impact of aortic tortuosity on delayed type i or iii endoleak after endovascular aortic repair**. *Annals of Vascular Surgery*, Elsevier, v. 41, p. 110–117, 2017.

[11] BASTO, F; VALENTIM, H; QUINTAS, A; ABREU, R. **Isquemia pélvica aguda: uma complicação fatal após tratamento endovascular de aneurisma aorto-iliaco com prótese ramificada da íliaca**. *Angiologia e Cirurgia Vascular*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ancv.2016.04.0011646-706X/2016>. (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

[12] US 7,588,597B2. **Three-Dimensional Braided Structure Stent**. Sep15, 2009.

[13] PIMENTEL-GOMES, F. **Curso de estatística experimental**. 15. ed., Piracicaba: Fealq, 2009, 451 p.