



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICAS

Giovani de Figueiredo Locks

**Avaliação *in vitro* das conexões dos dispositivos utilizados na correção do aneurisma de
artéria poplítea**

Florianópolis

2020

Giovani de Figueiredo Locks

Avaliação *in vitro* das conexões dos dispositivos utilizados na correção do aneurisma de artéria poplítea

Tese submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para aquisição do grau de Doutor em Ciências Médicas.

Orientador: Dr. Getúlio Rodrigues de Oliveira Filho

Coorientador: Dr. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler

Florianópolis

2020

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

Locks, Giovani de Figueiredo

Avaliação in vitro das conexões dos dispositivos
utilizados na correção do aneurisma de artéria poplítea /
Giovani de Figueiredo Locks ; orientador, Getúlio
Rodrigues de Oliveira Filho, coorientador, Carlos Rodrigo
de Mello Roesler, 2020.

63 p.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós
Graduação em Ciências Médicas-Novo, Florianópolis, 2020.

Inclui referências.

1. Ciências Médicas-Novo. 2. Artéria Poplítea. 3.
Aneurisma. 4. Procedimentos endovasculares. 5. Resistência
de Materiais. I. Oliveira Filho, Getúlio Rodrigues de. II.
Roesler, Carlos Rodrigo de Mello . III. Universidade
Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em
Ciências Médicas-Novo. IV. Título.

Giovani de Figueiredo Locks

Avaliação *in vitro* das conexões dos dispositivos utilizados na correção do aneurisma de artéria poplítea

O presente trabalho em nível de Doutorado foi avaliado e aprovado por banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof. Getúlio Rodrigues de Oliveira Filho, Dr.
Orientador

Prof. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. (Presidente)
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Charles Kondageski, Dr.
Universidade do Sul de Santa Catarina

Prof. Eng. Daniel Martins, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Rafael Narciso Franklin, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a **versão original e final** do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Doutor em Ciências Médicas.

Profa. Katia Lin, Dra.
Coordenadora do Programa

Prof. Eng. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr.
Co-Orientador

Florianópolis, 2020

RESUMO

Este estudo propõe uma nova metodologia para investigar o potencial de desconexão (Endoleak Tipo III) de pares de endopróteses sobrepostas em um modelo de vaso poplíteo submetidos a um teste de carga cíclica comparando três diferentes comprimentos de sobreposição. Um teste de fadiga cíclica foi desenvolvido para simular as cargas fisiológicas e movimentos aos quais a artéria é submetida durante a marcha (extensão, flexão, torção, compressão extrínseca e distensão diametral). O desenvolvimento do experimento foi baseado nas normas técnicas ASTM F2477-07 e ASTM F2942-13. Migração e desconexão foram medidos por DIC (Digital Image Correlation) para três comprimentos de sobreposição (20, 30 ou 40 milímetros). A metodologia desenvolvida neste estudo foi eficiente em criar um ambiente simulado que avalie a influência da marcha em endopróteses sobrepostas. Os resultados obtidos demonstram migração relevante mínima ou ausente entre as endopróteses (variação -0,06 a 0,34 milímetros). Conclui-se que a metodologia proposta é uma ferramenta importante para investigar a influência da biomecânica aos quais os dispositivos são submetidos sobre migração de endopróteses sobrepostas

Palavras-chave: Artéria Poplítea. Aneurisma. Procedimentos endovasculares. *Endoleak*. Resistência de Materiais.

ABSTRACT

This work proposes a new methodology to investigate the potential for disconnection (Type III endoleak) of pairs of overlapped endoprosthesis in a popliteal model vessel after a cyclic physiologic load, for three different overlap lengths. A multiaxial fatigue testing was designed to mimic the physiological loads and movements to which the arteries are submitted during gait (extension, flexion, torsion, extrinsic compression and diametral distension). The experiment design was based on the technical standards ASTM F2477-07 and ASTM F2942-13. Migration and disconnection were monitored by DIC (Digital Image Correlation) for three different overlap lengths (20, 30 or 40mm). The methodology developed in this work was efficient to provide a simulated environment to evaluate the influence of gait biomechanics on overlapped endoprosthesis disconnection. Obtained results demonstrated minimal or absence of relevant migration between the endoprosthesis, range -0.06 to 0,34 millimeters. The proposed methodology was verified as a valuable tool to investigate the influence of the biomechanical environment which the devices are submitted to on the migration of overlapped endoprosthesis. It may become a new alternative to study the pre-clinical *in vitro* performance of single endoprosthesis or multiple connected devices with different overlapped regions.

Keywords: Popliteal artery. Aneurysm. Endovascular procedures. Endoleak. Material resistance.

RESUMEN

Este estudio propone una nueva metodología para investigar el potencial de desconexión (Endoleak Tipo III) de pares de stent superpuestos en un modelo de vaso poplíteo sometido a una prueba de carga cíclica que compara tres longitudes de superposición diferentes. Se desarrolló una prueba de fatiga cíclica para simular las cargas y movimientos fisiológicos a los que se somete la arteria durante la marcha (extensión, flexión, torsión, compresión extrínseca y distensión diametral). El desarrollo del experimento se basó en los estándares técnicos ASTM F2477-07 y ASTM F2942-13. La migración y la desconexión se midieron mediante DIC (correlación de imagen digital) para tres longitudes de superposición (20, 30 o 40 milímetros). La metodología desarrollada en este estudio fue eficiente en la creación de un entorno simulado que evalúa la influencia de la marcha en las endoprótesis superpuestas. Los resultados obtenidos demuestran una migración mínima o nula entre las endoprótesis (rango - 0.06 a 0.34 mm). Se concluye que la metodología propuesta es una herramienta importante para investigar la influencia de la biomecánica a la que se someten los dispositivos en la migración de endoprótesis superpuestas

Palabras clave: Arteria poplítea. Aneurisma. Procedimientos endovasculares. Endoleak. Resistencia de materiales.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Anatomia da aorta e seus ramos demonstrada através de angiotomografia	14
Figura 2 - Angiotomografia da artéria femoral superficial, artéria poplítea e seus ramos	15
Figura 3 - Tratamento cirúrgico de aneurisma de artéria poplítea. a) aneurisma de artéria poplítea exposto cirurgicamente via posterior (seta). b) reconstrução com veia safena reversa (seta). c) resultado final	23
Figura 4 - Tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea. a) angiografia demonstrando o aneurisma. (seta) b) passagem de guia e sistema de entrega com marcas radiopacas. (setas) c) angiografia de controle	25
Figura 5 - Endoprótese vascular auto-expansível GORE VIABAHN [®] com cinco centímetros de extensão e cinco milímetros de diâmetro em politetrafluoroetileno expandido com suporte externo de nitinol em toda a sua extensão	28
Figura 6 - Detalhe de uma endoprótese GORE VIABAHN [®] . Notar a cobertura com politetrafluoretileno na superfície externa da extremidade da endoprótese (seta)	32
Figura 7 - a) desenho assistido por computador do modelo de aneurisma periférico. b) análise de elementos finitos do modelo.....	34
Figura 8 - Vaso modelo simulando aneurisma arterial em silicone com endopróteses sobrepostas em seu interior.....	35
Figura 9 - Máquina de ensaios Bose MAPS (multiaxial peripheral system) Electroforce Systems Group, Eden Prairie, Minnesota, Estados Unidos da América	36
Figura 10 - Máquina de ensaios com oito modelos de silicone com conjuntos de endopróteses em seu interior	37
Figura 11 - Forças cíclicas que atuaram nos conjuntos de endopróteses. Painel da esquerda: em repouso. Painel da direita: em estresse. a) alongamento; b) flexão; c) rotação; d) compressão	38
Figura 12 - Exemplo de imagem feita pela câmera 1, monitorando os corpos de prova 1 e 2, da esquerda para a direita	39
Figura 13 - Escala de precisão usada para obter a correspondência entre distância real (milímetros) e distância na imagem (pixels)	39
Figura 14 - Funcionamento simplificado do sistema de marcação de pontos a. Marcação. b. Procura horizontal. c. Centralização. d. Procura vertical	41
Figura 15 - Marcação de dois pares de pontos em uma imagem de corpo de prova.....	42
Figura 16 - Modelo de silicone de aneurisma seccionado, evidenciando o conjunto de	

endopróteses em seu interior (seta)	42
Figura 17 - Conjunto de endopróteses sendo submetido a teste de tração na máquina EMIC universal, Instron Brasil equipamentos científicos Ltda, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil.....	43
Figura 18 - Rompimento de um dos modelos de aneurisma em silicone junto à conexão com sistema de carga (seta).....	44
Figura 19 - Distribuição entre os grupos dos conjuntos de endopróteses e desfechos avaliados	45
Figura 20 - Média por grupos da migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico com três diferentes valores de sobreposição	47
Figura 21 - Resultados do teste de tração estática dos conjuntos de endoprótese com 30 milímetros (linha contínua) ou 40 milímetros (linha tracejada) de sobreposição	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 20 milímetros de sobreposição	45
Tabela 2 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 30 milímetros de sobreposição	46
Tabela 3 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 40 milímetros de sobreposição	46
Tabela 4 - Força necessária para desconexão dos conjuntos de endopróteses com 30 ou 40 milímetros de sobreposição após carregamento de fadiga cíclica	48

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
1.1	HISTOLOGIA DAS ARTÉRIAS	13
1.2	ANATOMIA ARTERIAL DO MEMBRO INFERIOR.....	14
1.3	BIOMECÂNICA DA ARTÉRIA POPLÍTEA DURANTE A MARCHA	15
1.3.1	Mudança de comprimento axial.....	16
1.3.2	Flexão.....	16
1.3.3	Torção.....	17
1.3.4	Compressão extrínseca.....	17
1.3.5	Alterações diametraís.....	17
1.4	PONTO DE DOBRA	17
1.5	ANEURISMA ARTERIAL.....	18
1.6	CLASSIFICAÇÃO DOS ANEURISMAS	18
1.7	EPIDEMIOLOGIA DOS ANEURISMAS	19
1.8	FISIOPATOLOGIA DA DOENÇA ANEURISMÁTICA.....	19
1.9	SIMILARIDADE ENTRE A PAREDE VASCULAR DA AORTA E DA ARTÉRIA POPLÍTEA	20
1.10	TROMBO MURAL	21
1.11	COMPLICAÇÕES DOS ANEURISMAS.....	21
1.12	TRATAMENTO DOS ANEURISMAS DAS ARTÉRIAS POPLÍTEAS	22
1.12.1	Aspectos históricos.....	22
1.12.2	Técnicas com reconstrução do fluxo.....	22
1.12.3	Cirurgia endovascular.....	23
1.13	VAZAMENTOS.....	26
1.14	SOBREPOSIÇÃO.....	27
1.15	SOBRE-DIMENSIONAMENTO.....	27
1.16	GORE VIABAHN®	28
1.17	RECOMENDAÇÕES DE USO DO FABRICANTE PARA TRATAMENTO ENDOVASCULAR DE ANEURISMAS DE ARTÉRIA POPLÍTEA COM	29
1.18	INDICAÇÕES TERAPÊUTICAS NO TRATAMENTO DO ANEURISMA DE ARTÉRIA POPLÍTEA	30
2	REFERENCIAL TEÓRICO DO PROJETO DE PESQUISA.....	31
2.1	ESTUDO PRELIMINAR COM PRÓTESES SOBREPOSTAS COM DEZ MILÍMETROS DE DISTÂNCIA	31
2.2	HIPÓTESE	32
3	OBJETIVOS	33
4	MATERIAL E MÉTODO	34
4.1	DESCRIÇÃO DO MODELO DE ANEURISMA EM SILICONE.....	34
4.2	INSTALAÇÃO DA PRÓTESE	36
4.3	PROCEDIMENTO DO TESTE.....	37
4.4	AVALIAÇÃO DA MIGRAÇÃO	38
4.5	TESTE DE TRAÇÃO	42

4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA	43
5	RESULTADOS	44
6	DISCUSSÃO	49
7	CONCLUSÕES	53
	REFERÊNCIAS	54
	APÊNDICE A - Descrição do programa escrito em MATLAB utilizado para medição dos pares de pontos homólogos nas imagens seriadas das endopróteses submetidas ao teste de fadiga cíclica com diferentes comprimentos de sobreposição.	60

1 INTRODUÇÃO

O sistema cardiovascular é responsável pela circulação do sangue desde a fase embrionária. Ele tem a responsabilidade de transportar nutrientes, oxigênio, hormônios e os produtos celulares para todas as células do corpo. No mundo desenvolvido, doenças do sistema cardiovascular são a maior causa de mortalidade em ambos os sexos (MURRAY; LOPEZ, 1997). O aumento progressivo no número de casos de doenças degenerativas vasculares é esperado com o aumento da expectativa de vida da população mundial.

1.1 HISTOLOGIA DAS ARTÉRIAS

As artérias são formadas por três camadas, chamadas de túnicas. Elas são denominadas túnica: adventícia, média e íntima. As artérias podem ser classificadas de acordo com a sua função, com diferentes arquiteturas histológicas para cada tipo (PECKHAM; KNIBBS; PAXTON, 2003).

As artérias elásticas incluem a aorta, a artéria pulmonar e seus ramos centrais. Estas artérias precisam se dilatar para acomodar o volume de sangue ejetado do coração e em seguida recuperar o calibre prévio para impulsionar o sangue adiante. A túnica média destas artérias é larga e rica em elastina, uma proteína com propriedades elásticas. Colágeno é outra proteína que existe em menor quantidade na túnica média e em maior quantidade na adventícia.

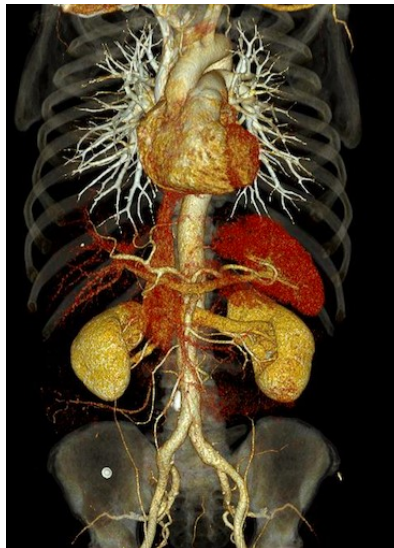
As artérias musculares, como as artérias femorais e as coronárias, distribuem o sangue para diversos órgãos do corpo. A túnica média das paredes destas artérias é rica em células musculares lisas ordenadas de modo circular. Elas possuem a capacidade de relaxar e contrair para regular o fluxo de sangue necessário aos órgãos. As artérias musculares possuem fina camada de elastina entre as camadas média e íntima (lâmina elástica interna) e entre as camadas média e adventícia (lâmina elástica externa). Nas artérias elásticas e musculares a túnica íntima é composta de um endotélio, que consiste em células achatadas.

As arteríolas tem uma luz entre 100 e 300 micrômetros. Elas levam sangue das artérias aos capilares e são determinantes na resistência vascular. A túnica média contém células musculares lisas circulares. A túnica íntima é fina, consistindo em uma única camada de células.

1.2 ANATOMIA ARTERIAL DO MEMBRO INFERIOR

A aorta é a maior artéria em diâmetro e comprimento do corpo humano. Ela tem sua origem após a válvula aórtica. Sua primeira porção é ascendente, onde origina os troncos supra aórticos. Após a artéria subclávia esquerda, toma o nome de Aorta descendente. Após a passagem pelo diafragma, é denominada Aorta Abdominal. A aorta abdominal bifurca-se originando as artérias ilíacas no nível da quarta vértebra lombar. As artérias ilíacas fornecem um ramo interno para irrigar os órgãos da pelve e um ramo externo que se dirige ao membro inferior. Após passar sob o ligamento inguinal, o ramo externo é denominado artéria femoral. (Figura 1).

Figura 1 - Anatomia da Aorta e seus ramos demonstrada por meio de angiotomografia.



Fonte: Imagem cedida pela Dra. Bruna Serpa (Clínica Imagem)

A artéria femoral fornece ramos para as artérias epigástrica superficial, pudenda e circunflexa do fêmur antes de originar um grande ramo denominado artéria femoral profunda. Após este ramo passa a ser denominada artéria femoral superficial e fornece a artéria descendente genicular. Ela continua seu trajeto no canal adutor (canal de Hunter). O canal é um túnel aponeurótico no terço médio da coxa, que se estende desde o ápice do triângulo femoral até a abertura no músculo adutor magno. O canal contém a artéria e veia femoral, assim como o nervo safeno (BAJZER, 2004).

A artéria poplítea fica localizada na porção posterior do joelho, na fossa poplítea e é uma extensão direta da artéria femoral superficial após passar pelo hiato do músculo adutor

magno. Este vaso apresenta-se posterior ao fêmur e anterior à veia poplítea. A artéria e a veia poplítea situam-se entre as cabeças medial e lateral do músculo gastrocnêmio. A artéria poplítea pode ser dividida didaticamente em duas porções. A primeira porção é medida do hiato adutor aos côndilos femorais. A segunda porção vai dos côndilos femorais até o local de bifurcação em artéria tibial anterior e artéria tibial posterior. A artéria poplítea fornece ramos superior lateral do joelho, superior medial do joelho, inferior lateral do joelho e inferior medial do joelho no nível do joelho que formam uma intensa rede colateral peri-articular que se anastomosa com a artéria descendente genicular (WRIGHT et al., 2004). Ela divide-se para formar a artéria tibial anterior e tibial posterior, da qual se origina a artéria fibular entre 89 e 92% da população (CROSS et al., 2000; KIL; JUNG, 2009). A extensão média da artéria desde o hiato adutor até a bifurcação é de $20,2 \pm 2,6$ centímetros (COLBORN et al., 1994) (Figura 2). O diâmetro de referência da artéria poplítea é de $0,9 \pm 0,2$ centímetros (JOHNSTON et al., 1991).

Figura 2 - Angiotomografia da artéria femoral superficial, artéria poplítea e seus ramos.



Fonte: Imagem cedida pela Dra. Bruna Serpa (Clínica Imagem)

1.3 BIOMECÂNICA DA ARTÉRIA POPLÍTEA DURANTE A MARCHA

O comportamento biomecânico das artérias varia conforme sua localização e características anatômicas. A artéria poplítea é afetada por um conjunto único de condições

físicas e biológicas pela posição posterior ao joelho. Diferentemente das artérias coronarianas ou ilíacas, ela se deforma significativamente devido a ação do sistema musculoesquelético durante a marcha e atividades do dia a dia. Sabe-se que a articulação do joelho é exposta a forças em três eixos anatômicos: extensão/flexão, adução/abdução e torção interna/externa (PILLAI, 2008). A artéria ainda é submetida a distensão diametral devido a onda de pressão derivada do ciclo cardíaco e também a compressão extrínseca pelas estruturas músculo-tendinosas da fossa poplíteia. Estudos determinaram quais são as deformações que a flexão do joelho causa nas artérias femoral distal e poplíteia (ANSARI et al., 2013). Métodos diversos foram utilizados para medir esses valores em cadáveres, pacientes com doença arterial periférica ou voluntários saudáveis. (Angiografia pareada, Simulação por tomografia com análise de elementos finitos, tomografia computadorizada e reconstrução em três dimensões, ressonância nuclear magnética e ultra-som) (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999). Estas alterações não são uniformes e ocorrem em três dimensões.

1.3.1 Mudança de comprimento axial

A flexão do joelho encurta a artéria enquanto que a extensão alonga-a. As artérias de pessoas jovens encurtam-se por meio de elasticidade enquanto que as artérias de pessoas idosas desenvolvem curvaturas e/ou dobras. Mudança pode ser definida como a alteração no comprimento de determinado segmento arterial desde a posição supina até determinado grau de flexão do joelho. Alterações positivas implicam em alongamento e alterações negativas caracterizam encurtamento. A variação reportada em artérias normais varia de 8 a 30% ou cerca de 1,5 milímetro a cada centímetro da artéria (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999).

1.3.2 Flexão

O valor de flexão ou mudança na curvatura de um vaso é relacionado à tortuosidade do vaso e ponto de apoio sobre o qual o vaso se dobra. Pode ser medido por meio do método do raio da curvatura, medida ao longo do eixo do vaso sobre determinado segmento. É o principal parâmetro para comparação direta da aplicabilidade de testes *in vitro* para avaliação de *stents*. Os valores descritos para pacientes normais variam de 6 a 22 milímetros de raio ou cerca de 0,2 milímetros de flexão a cada centímetro do vaso (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999).

1.3.3 Torção

O valor de torção de um segmento arterial é definido como a mudança angular entre dois ramos do vaso. No segmento fêmoro-poplíteo é definida como a mudança entre a origem da artéria femoral profunda e a artéria genicular descendente e reportada como grau de torção por unidade de comprimento. Os valores normais encontrados variam de 0,06 a cada centímetro, ou entre 28 e 30°. (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999)

1.3.4 Compressão extrínseca

O vaso poplíteo é comprimido de tal forma durante a contração muscular que a forma seccional muda de circular para elíptica. Esta alteração pode ser quantificada com a alteração na forma seccional do segmento arterial. A variação deste parâmetro na população normal está descrita entre 12 e 50% (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999).

1.3.5 Alterações diamétrais

Além das forças ocasionadas pela flexão do joelho, com qualquer outra artéria, a artéria poplíteia é também sujeita às alterações pulsáteis do seu diâmetro induzidas pela sístole e diástole do ciclo cardíaco. Seu valor normal aproximado é 0,2 milímetros ou 3%. (CHENG et al., 2006; KLEIN et al., 2009; MACTAGGART et al., 2014; NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013; TAI et al., 1999)

1.4 PONTO DE DOBRA

Um estudo avaliou arteriografia digital do segmento fêmoro-poplíteo na posição estendida e comparou com uma nova imagem com flexão do joelho de 100° em 63 membros de pacientes com doença. Foi demonstrado que o ponto de maior dobra (*hinge point*) não se situa na linha articular. O ponto com a curvatura principal e mais aguda da artéria foi vinculado radiologicamente a uma linha que cruza a borda superior da patela e o tubérculo supracondilar medial do fêmur, que é a origem do músculo gastrocnêmio medial. Normalmente esta linha fica em torno de três a quatro centímetros acima da linha articular.

Existe 95% de chance do ponto de dobra estar em uma área de três vezes o calibre da artéria a partir do tubérculo ósseo na posição estendida (DIAZ et al., 2004).

1.5 ANEURISMA ARTERIAL

As alterações do envelhecimento arterial têm muitas repercussões clínicas. Existe substituição da elastina por colágeno e depósitos de cálcio. O colágeno é muito mais rígido do que a elastina. O colágeno e a calcinose promovem perda da capacidade de acomodação do volume sanguíneo proveniente do coração com conseqüente aumento da pressão arterial. As principais doenças degenerativas do sistema vascular arterial são: a doença obstrutiva, na qual há diminuição do fluxo sanguíneo devido a estreitamento das artérias, e a doença aneurismática.

Aneurisma arterial é definido como uma dilatação segmentar permanente de uma artéria tendo ao menos 50% de aumento no diâmetro quando comparado ao diâmetro esperado para esta determinada artéria (JOHNSTON et al., 1991). Quando a dilatação é inferior a 50%, mas o calibre da artéria é aumentado em relação ao valor normal ou proximal à dilatação é denominada *ectasia*. Arteriomegalia consiste em um aumento generalizado de mais de 50 % em relação aos segmentos normais que engloba diversos segmentos arteriais e é visto com frequência em pacientes idosos.

1.6 CLASSIFICAÇÃO DOS ANEURISMAS

Os aneurismas podem ser classificados segundo uma combinação de fatores. Aneurismas verdadeiros ocorrem quando todas as paredes da artéria estão dilatadas. Falsos aneurismas, também chamados de pseudoaneurismas, ocorrem quando há uma brecha na artéria (devido a trauma, punção ou cirurgia) e existe extravasamento de sangue, que fica contido pela adventícia ou tecidos circunvizinhos. Também são classificados quanto à artéria de origem do aneurisma. Podem ser qualificados quanto à etiologia em: congênito, traumático, inflamatório, infeccioso, pós-arteriotomia ou degenerativo (mais comum). A morfologia (sacular ou fusiforme) e as dimensões de um aneurisma também deve ser reportadas. Finalmente, a apresentação clínica do aneurisma deve ser levada em conta. A manifestação pode ser apenas massa pulsátil. Em outros casos pode haver compressão (de nervos, veias, órgãos digestivos, urinários, traqueia, brônquios, ossos), erosão (de osso ou da

traqueia), ruptura (contida ou não), oclusão trombótica, embolização distal e dissecação (JOHNSTON et al., 1991).

1.7 EPIDEMIOLOGIA DOS ANEURISMAS

Os principais fatores de risco para aneurisma arterial são idade avançada, sexo masculino, história familiar de aneurisma, tabagismo, consumo elevado de álcool, hipertensão arterial e obesidade central (NORDON et al., 2011).

O vaso mais acometido por aneurismas é a aorta. Um estudo americano avaliou 51.949 aneurismas não-cerebrais que foram tratados cirurgicamente. Cerca de 75% deles eram aneurismas de aorta abdominal (LAWRENCE et al., 1999). Um estudo que avaliou mais de 52.000 pacientes reportou uma incidência de aneurisma de aorta abdominal de 1,2% entre pacientes de 50 a 79 anos (LEDERLE et al., 2000).

O mais comum dos aneurismas periféricos é o aneurisma de artéria poplítea. Cerca de 70% dos casos de aneurismas periféricos não aórticos estão localizados nas artérias poplíteas. A prevalência na população geral de pacientes internados foi estimada em 0,4% (MEES et al., 2013).

Considerando que os fatores de risco para aneurisma de aorta e poplíteo são os mesmos, a avaliação da artéria poplítea deve ser realizada em pacientes com aneurisma de aorta. Aneurismas pequenos de artéria poplítea podem ser encontrados em até 70% dos pacientes tratados de aneurisma de aorta e podem ser bilaterais em mais de 50% dos casos (WRIGHT et al., 2004).

1.8 FISIOPATOLOGIA DA DOENÇA ANEURISMÁTICA

A artéria mais estudada quanto à fisiopatologia dos aneurismas é a aorta. Aneurismas de aorta são associados a arteriomegalia generalizada, provavelmente representam uma apresentação localizada de um processo sistêmico. Há dilatação arterial e redução da distensibilidade e de segmentos vasculares distantes do aneurisma, como as artérias carotídeas e femorais (MAKITA et al., 2000).

O desenvolvimento de aneurismas está associado a alterações do tecido conjuntivo da parede vascular. Três processos distintos contribuem para o surgimento do aneurisma: proteólise da matriz vascular, inflamação e apoptose das células musculares lisas. Existe um

desequilíbrio entre a síntese de proteínas e a sua degradação. Células da parede vascular (músculo liso e fibroblastos) e um infiltrado linfo-monocítico produzem metaloproteases que diminuem a quantidade de elastina e colágeno. Além da rarefação da matriz extracelular, a inflamação diminui o número total de células musculares lisas (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). O enfraquecimento localizado da parede vascular faz com que esta seja incapaz de resistir à pressão arterial e dilate-se.

A perda da elastina associada ao envelhecimento, o aumento da onda de pressão do pulso arterial nas regiões mais distais da aorta são fatores que tornam este o vaso mais vulnerável ao surgimento de aneurisma (NORDON et al., 2011). O segmento infrarrenal é o mais susceptível. Este segmento contém menos elastina e apresenta maior turbulência por estar entre duas grandes bifurcações (artérias renais e artérias ilíacas) (NORMAN; POWELL, 2010).

1.9 SIMILARIDADE ENTRE A PAREDE VASCULAR DA AORTA E DA ARTÉRIA POPLÍTEA

Um estudo com 108 indivíduos saudáveis de diferentes faixas etárias avaliou a rigidez arterial, coeficiente de complacência, coeficiente de distensibilidade e relação da extensão das camadas íntima e média da artéria poplítea através de ultrassonografia. Ao comparar os resultados com dados históricos destes índices da aorta percebeu-se que tanto as alterações induzidas pela idade e gênero, como rigidez da parede arterial, alterações no diâmetros e distensibilidade eram semelhantes a aorta (artéria elástica) e não à artéria femoral (artéria muscular) (DEBASSO et al., 2004). Uma possível explicação seria a origem embrionária da artéria poplítea. A formação do sistema arterial do membro inicia-se a partir de uma única artéria axial, originada da quinta artéria segmentar. Com o desenvolvimento do embrião, ocorre regressão da artéria axial e crescimento simultâneo da artéria ilíaca primitiva. A partir da segunda semana de desenvolvimento embrionário, a artéria ilíaca primitiva substitui gradativamente a vascularização do membro inferior, originando as artérias femorais profunda e superficial, além das artérias tibiais. Com o feto na nona semana, apenas parte da artéria poplítea, artéria fibular e um pequeno ramo para o nervo isquiático permaneceriam como vestígios da artéria axial (ALMEIDA; YOSHIDA; MELO, 2003; MAURO; JAQUES; MOORE, 1987).

1.10 TROMBO MURAL

Entre as porções normais do vaso, denominadas colo proximal e colo distal, a reologia do sangue fica alterada. Em cerca de 80% dos casos de pacientes com aneurisma de aorta, a parede celular é coberta de trombo intraluminal que não obstrui o fluxo de sangue. O trombo é composto de uma rede densa de fibrina com presença de leucócitos e eritrócitos e plaquetas ativadas. O trombo é mais denso na camada luminal e mais friável na camada em contato com parede do vaso. Proteases, espécies reativas de oxigênio e citocinas são liberadas e ativadas no interior do trombo e transportadas até a parede do vaso, onde aumentam a inflamação e promovem ainda mais degradação da parede da aorta e maior crescimento do aneurisma. Por outro lado, foi sugerido que o trombo diminui o risco de ruptura do aneurisma (PIECHOTA-POLANCZYK et al., 2015).

Diferentemente da aorta, o fluxo arterial na artéria poplítea aneurismática não é tão bem mantido. Em cerca de 50% dos casos de pacientes com artéria poplítea aneurismática existe isquemia aguda de membro inferior (ROBINSON; BELKIN, 2009). Um estudo encontrou trombose completa da artéria poplítea em 40% dos pacientes. Quanto à permeabilidade de artérias distais (artéria tibial anterior, tibial posterior e fibular): as três estavam pérvias em 40% dos casos, duas artérias em 15%, uma artéria em 15% e nenhuma em 30%.

1.11 COMPLICAÇÕES DOS ANEURISMAS

Apesar dos sintomas descritos acima, a maioria dos casos de aneurisma de aorta abdominal são assintomáticos até a sua ruptura (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). O extravasamento de sangue pode ocorrer para a cavidade abdominal retroperitônio, duodeno ou veia cava. Os sintomas de ruptura incluem dor abdominal ou nos flancos (que pode ser irradiada para a bolsa escrotal), estado de choque e massa pulsátil abdominal (SAKALIHASAN; LIMET; DEFAWE, 2005). A mortalidade é muito alta. Cerca de 30% dos casos morrem antes mesmo de chegar ao hospital. Uma meta-análise demonstrou que apesar da mortalidade diminuir em relação aos estudos anteriores a 1990, a mortalidade geral ainda é de aproximadamente 80% (REIMERINK et al., 2013).

Diferentemente do que ocorre com aneurismas de aorta abdominal, nos aneurismas de artéria poplítea a complicação mais frequente é a trombose (MEES et al., 2013). Raramente

há ruptura (SIE et al., 1997). Além dos casos assintomáticos, pode ser percebido massa pulsátil atrás na fossa poplítea, edema dos membros inferiores e dor, nos casos de isquemia crônica ou aguda. Casos de isquemia aguda com perda de pulsos associados a trombose ou embolia podem evoluir para amputação do membro inferior em até 20% dos casos não operados (ROBINSON; BELKIN, 2009; WHITEHOUSE et al., 1983).

1.12 TRATAMENTO DOS ANEURISMAS DAS ARTÉRIAS POPLÍTEAS

O tratamento cirúrgico dos aneurismas de artéria poplítea é recomendado em aneurisma acima de 2,5 centímetros de diâmetro, mesmo em pacientes assintomáticos, a não ser que o risco cirúrgico seja muito alto. Esta recomendação é baseada na alta prevalência de complicações, independente do tamanho do aneurisma, na alta taxa de amputações em caso de complicação e na baixa taxa de sucesso de permeabilidade em pacientes que desenvolveram complicações (MEES et al., 2013; WRIGHT et al., 2004).

1.12.1 Aspectos históricos

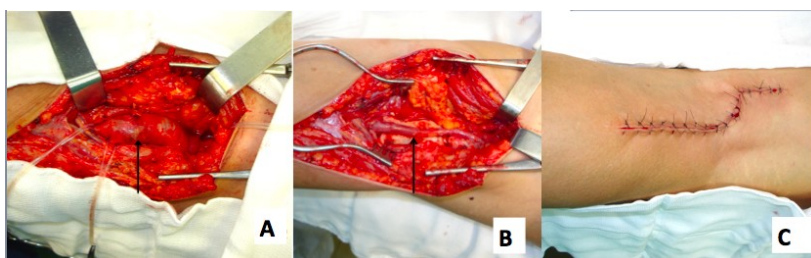
Várias técnicas cirúrgicas foram descritas. Antillus, no terceiro século antes de Cristo, sugeriu o uso de torniquetes para interromper o fluxo, seguido da ligadura proximal e distal do aneurisma para permitir seu esvaziamento. Esta técnica era muito perigosa, ainda mais sem os benefícios da anestesia moderna e antissepsia. Em 1779, Wilmer relatou “não existe, que eu saiba, nenhum caso registrado que essa operação tenha obtido sucesso”. Pott, ainda no século XVIII, recomendava a amputação. John Hunter sugeriu uma nova estratégia. A ligadura proximal da artéria saudável, longe do aneurisma, contando com a circulação colateral para manutenção do fluxo para o membro inferior. Na virada do século XX, Rudolph Matas propôs a chamada endoaneurismorrafia, na qual o aneurisma era aberto, realizada ligaduras das artérias nutridoras do aneurisma, que posteriormente era suturado e deixado *in situ* (GALLAND, 2007).

1.12.2 Técnicas com reconstrução do fluxo

Posteriormente foram introduzidas cirurgias com restauração do fluxo sanguíneo. Uma incisão na perna é realizada, em seguida, realiza-se a ressecção do aneurisma e o fluxo é restaurado através de enxerto de veia ou de prótese sintética. A técnica de uso de veia poplítea

para substituir o saco aneurismático foi descrita pelo espanhol José Goyanes, em 1906. Pringle descreveu o uso da veia safena reversa em 1913. Esta técnica persiste como a técnica padrão-ouro (Figura 3). As próteses artificiais foram desenvolvidas na década de 50, utilizando inicialmente *Nylon*, posteriormente Polietileno tereftalato (Dacron^R) e mais recentemente de Politetrafluoretileno expandido. As complicações mais comuns da cirurgia aberta são infecção de ferida operatória e sangramento. Além disso complicações clínicas como infarto do miocárdio, insuficiência renal, arritmias e pneumonia, lesão nervosa e trombose venosa profunda também são descritas (ESLAMI et al., 2015; WAGENHÄUSER et al., 2015).

Figura 3 - Tratamento cirúrgico de aneurisma de artéria poplítea.



Fonte: Imagens cedidas pelo Dr. Rafael Narciso Franklin.

a) aneurisma de artéria poplítea exposto cirurgicamente via posterior (seta). b) reconstrução com veia safena reversa (seta). c) resultado final.

Um estudo que avaliou 583 casos de aneurismas de artéria poplítea operados cirurgicamente determinou que a cirurgia promove melhores desfechos em comparação ao tratamento conservador. Neste estudo, a taxa de sobrevivência não-ajustada foi de 86,1% enquanto que taxa de amputação foi de 3,8% após dois anos de estudo. A mortalidade em 30 dias foi de 1,4% (JOHNSON III et al., 2008).

Nos casos com oclusão arterial aguda, a administração de trombolíticos ou trombectomia mecânica tem sido utilizada. No entanto, um estudo que avaliou os desfechos cirúrgicos de 895 casos de cirurgia de emergência não conseguiu demonstrar superioridade da trombólise ou trombectomia previamente à cirurgia na patência do enxerto a longo prazo (KROPMAN et al., 2010). Uma complicação tardia da cirurgia é a recidiva de aneurisma no enxerto venoso ou periprotético (RAVN; WANHAINEN; BJÖRCK, 2008).

1.12.3 Cirurgia endovascular

A abordagem endovascular das doenças arteriais transformou esse paradigma. Inicialmente era considerada técnica de segunda linha. Sua indicação era restrita aos casos nos

quais o risco anestésico-cirúrgico era muito alto para cirurgia aberta ou para pacientes que recusassem o tratamento cirúrgico. Com a evolução foram ampliadas suas indicações. Através de uma abordagem minimamente invasiva podem ser corrigidas doenças obstrutivas e aneurismáticas.

Logo após a introdução do Raio-X por Roentgen em 1895 foi realizado em cadáveres o estudo da trama vascular. Em 1923, Osborn percebeu que a bexiga de pacientes que haviam recebido iodeto de sódio para o tratamento de sífilis estava contrastada. Desta observação evoluíram os contrastes iodados utilizados até hoje. Um médico português chamado Egas Moniz demonstrou a circulação cerebral através da injeção intracarotídea de iodeto de sódio 25%. A evolução da radiologia e fluoroscopia permitiu o desenvolvimento de cateteres que permitem a navegação no sistema vascular. Forssmann demonstrou que era possível realizar o cateterismo cardíaco. A punção direta dos vasos ainda era prática corrente, até que em 1952, Seldinger desenvolveu a técnica de passagem de um guia através de agulha de punção. A retirada da agulha permite a entrada de um cateter de maior diâmetro. Até as décadas de 60/70, no entanto, a angiografia era ferramenta majoritariamente diagnóstica. O primeiro uso endovascular de um dispositivo para tratamento de oclusão arterial aguda foi proposto por Fogarty. Ele desenvolveu o cateter com balão distal para retirada de trombos. Também foram descritas embolização de malformação arteriovenosa cerebral, filtros de veia cava e controle de hemorragia digestiva nesse período (TEITELBAUM, 2000). Em 1964, Dotter e Judkins realizaram a primeira angioplastia de artéria femoral com dilatadores no tratamento de doenças estenosantes (DOTTER; JUDKINS, 1965). Gruentzig desenvolveu a técnica de angioplastia de artéria coronária com balão. Reoclusão surgiu como um problema secundário à hiperplasia da íntima e/ou retração elástica. Foi proposto o uso de *stents*, que consistem em um suporte metálico auto-expansível em forma de malha para manter a artéria aberta. Um *stent* foi implantado pela primeira vez em um humano em 1986 (IQBAL; GUNN; SERRUYS, 2013).

Foi Cragg quem propôs o uso percutâneo de anéis de Nitinol ao invés de aço como suporte para prótese vascular em trabalhos experimentais em cães. Nitinol consiste de uma liga de Níquel e Titânio que apresenta memória térmica e propriedade de superelasticidade. Os anéis de Nitinol foram esticados em água gelada e ao serem implantados na aorta adquiriram a sua forma original (CRAGG et al., 1984). Em 1991, foi realizada a primeira correção de doença aneurismática por via endovascular. Após também realizar estudos experimentais em cães, Parodi e sua equipe propuseram a opção de tratamento endovascular para pacientes portadores de aneurisma de aorta com alto risco cirúrgico que recusaram a

cirurgia aberta convencional. Através da canulação retrógrada da artéria femoral foram instaladas na aorta próteses customizadas de Polietileno tereftalato (Dacron^R) com *stents* nas extremidades para selar o vaso dilatado e excluir o aneurisma da circulação (PARODI; PALMAZ; BARONE, 1991).

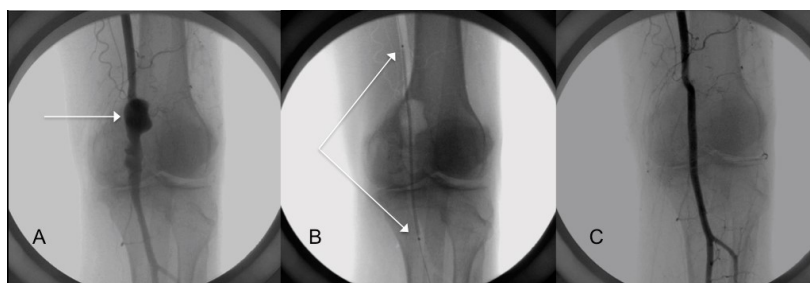
Atualmente são usadas próteses de tecido, normalmente politetrafluoroetileno ou poliéster, fixadas a estruturas metálicas (denominadas *stents*) de aço inoxidável ou Nitinol. O revestimento do dispositivo garante a exclusão e contato do fluxo sanguíneo com as paredes aneurismáticas, conseqüentemente diminuindo a pressão dentro do saco aneurismático impedindo o crescimento e a ruptura do mesmo. O sistema de entrega é uma bainha introduzida pelas artérias femorais com uma válvula hemostática e um sistema para liberação da prótese. As posições corretas das extremidades proximal e distal da prótese são determinadas por fluoroscopia e angiografia. A prótese é liberada e há fixação entre a mesma e a parede vascular pela força radial da prótese. O revestimento do dispositivo diminui a pressão no saco aneurismático e impede a ruptura (ENGLAND; MC WILLIAMS, 2013)

O primeiro relato de tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea ocorreu em nove de fevereiro de 1993.(MARIN et al., 1994) Um homem de 63 anos com insuficiência cardíaca avançada, fumante por 50 anos e com episódios recorrentes de taquiarritmias internou com dor em repouso na perna esquerda de início agudo. Foi diagnosticado um aneurisma de artéria poplítea trombosado e outro aneurisma contralateral pérvio. Após o paciente consentir para o tratamento experimental, uma prótese de politetrafluoroetileno foi suturada com fio prolene 5-0 a um *stent* Palmaz[®]. O conjunto foi montado em um cateter balão de angioplastia e introduzido por fluoroscopia. Foi usada anestesia local para dissecar a artéria femoral comum. A extremidade proximal da prótese foi fixada com o *stent* metálico na artéria femoral superficial. Um segundo *stent* foi usado para ancorar o conjunto na artéria poplítea abaixo da linha articular do joelho. O aneurisma foi excluído. No seguimento até o terceiro mês o exame com ultrassonografia demonstrou perviedade do enxerto. Os autores sugeriram que um maior tempo de seguimento seria necessário para determinar a durabilidade do conjunto antes de recomendar o uso em larga escala.

Uma série de três casos no período inicial relatou o seguinte. Uma endoprótese trombosou no primeiro mês (associado à oclusão distal), um paciente não realizou seguimento e o último estava com fluxo sanguíneo pérvio até o sexto mês de acompanhamento. Este autor sugeriu que a boa vasculatura distal era necessária para o sucesso da técnica (LINK et al., 1996).

Obviamente que a evolução tecnológica e de conhecimento, assim como a introdução da antiagregação plaquetária, aumentaram as taxas de sucesso e reduziram as complicações precoces ou tardias. Posteriormente foram desenvolvidos *stents* recobertos, chamados de endopróteses. Foi necessário tempo para reunir casuística suficiente mais o tempo necessário para acompanhamento a longo prazo desses pacientes. As taxas de perviedade primária e secundária (pós re-intervenção) após 4,5 anos são de 84.8% e 96.8%, respectivamente (IDELCHIK et al., 2009). A incidência de amputação é muito baixa (GOLCHEHR; ZEEBREGTS; REIJNEN, 2017). O tratamento endovascular tem seu papel como alternativa aceita no aneurisma de artéria poplítea (Figura 4).

Figura 4. Tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea.



(A) Angiografia demonstrando o aneurisma. (seta) (B) Passagem de guia e sistema de entrega com marcas radiopacas. (setas) (C) Angiografia de controle.

1.13 VAZAMENTOS

Uma das causas de falha do tratamento endovascular são os chamados vazamentos ou *endoleaks* que são definidos como exclusão incompleta do saco aneurismático devido à falta de selamento. Este fenômeno resulta em fluxo entre a prótese e o vaso (WHITE; YU; MAY, 1996). *Endoleaks* podem ser classificados em quatro categorias de acordo com a fonte do fluxo paraprotrético (SCHLÖSSER; MUHS, 2012).

Endoleak Tipo I – relacionado ao local de acoplamento da prótese com o vaso.

- a. Extremidade proximal da prótese.
- b. Extremidade distal da prótese.

Endoleak Tipo II – relacionado ao fluxo da circulação colateral preenchendo o saco aneurismático.

Endoleak Tipo III – relacionado a falha estrutural da prótese ou das conexões entre seus dispositivos.

- c. Desconexão de dispositivos ou fluxo na junção entre eles.
- d. Orifícios no tecido da prótese.

Endoleak Tipo IV – relacionado a porosidade da prótese, presente no período pós-intervenção.

Falhas estruturais e desconexões de dispositivos instalados na região fêmoro-poplíteia são conhecidas (KRÖGER; SANTOSA; GOYEN, 2004). Migração (*Endoleak* Tipo I) e desconexões (*Endoleak* Tipo III) são complicações encontradas de 8 a 14% dos pacientes submetidos a tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplíteia (MARAGLINO et al., 2017; TIELLIU et al., 2005).

1.14 SOBREPOSIÇÃO

No tratamento endovascular de lesões de grande extensão, outra limitação se impõe: o diâmetro e comprimento das próteses são relativamente limitados, dificultando o tratamento de artérias com uma grande diferença entre o calibre proximal e o distal. Uma alternativa para permitir o tratamento endovascular de lesões mais longas, com diâmetros muito diferentes ou afetadas por variação (seja anatômica ou patológica) é a sobreposição de próteses endovasculares, mais conhecida pelo termo em língua inglesa *overlapping*. Esta necessidade pode ocorrer em cerca 70% dos casos (GOLCHEHR; ZEEBREGTS; REIJNEN, 2017; TIELLIU et al., 2005). Sobreposição consiste na conexão das extremidades de dois *stents* ou próteses endovasculares com o objetivo de aumentar o comprimento da área tratada, sempre com o dispositivo de maior diâmetro dentro do menor. A maior extensão da endoprótese vascular final tem como desvantagem uma área do conjunto com características físicas diferentes e sujeita a desconexão das estruturas associadas.

1.15 SOBRE-DIMENSIONAMENTO

Por vezes, existe diferença de calibre entre as zonas de ancoragem proximal e distal (*landing zones*). É recomendado que, nos casos nos quais a conexão proposta seja realizada entre dispositivos com calibres diferentes, a prótese de menor calibre seja instalada previamente à de maior calibre, em um processo denominado sobre-dimensionamento, ou *oversizing*, com variação de no mínimo um milímetro (GORE; FLAGSTAFF; ARIZONA, 2014). Esta estratégia impacta em aumento da força radial da prótese interna e em menor risco

de desconexão. Sabe-se também que oversizing excessivo (acima de 20%) também reduz a perviedade após um ano de implante deste dispositivo (SAXON et al., 2013).

1.16 GORE VIABAHN®

O dispositivo mais reportado no reparo endovascular de aneurismas de artéria poplítea é o Gore VIABAHN® (GOLCHEHR; ZEEBREGTS; REIJNEN, 2017; SHAHIN; BARAKAT; SHRIVASTAVA, 2016; GORE, W. L & ASSOCIATES, 2011). Gore Viabahn® é uma endoprótese autoexpansível que consiste em um revestimento de politetrafluoroetileno com suporte externo de nitinol em toda a sua extensão. A estrutura de Nitinol é fixada ao tecido por uma fina camada de etileno propileno fluorado. O revestimento de politetrafluoroetileno vem atualmente com heparina ligada à sua superfície interna, o que melhora a sua performance. Apresenta duas marcas radiopacas em cada extremidade do sistema de liberação para facilitar a instalação no local correto. Ao ser disparada a endoprótese abre-se da porção distal para proximal. Pode haver encolhimento de 10% no comprimento final após a abertura da prótese. Pode ser usada pós-dilatação com balão para expansão completa e melhor acomodação do dispositivo em relação às paredes do vaso (GORE, W. L & ASSOCIATES, 2014) (Figura 5).

Figura 5 - Endoprótese vascular auto-expansível Gore VIABAHN® com cinco centímetros de extensão e cinco milímetros de diâmetro em politetrafluoroetileno expandido com suporte externo de nitinol em toda a sua extensão.



1.17 RECOMENDAÇÕES DE USO DO FABRICANTE PARA TRATAMENTO ENDOVASCULAR DE ANEURISMAS DE ARTÉRIA POPLÍTEA COM GORE VIABAHN[®]

São recomendados as seguintes cuidados para obtenção de desfechos seguros e duradouros no tratamento de aneurismas de artéria poplítea com Gore VIABAHN[®] GORE, W. L & ASSOCIATES, 2011):

1. Planejamento pré-procedimento: Exames de imagem com angio-tomografia, angio-ressonância são usadas para estudar o calibre dos vasos, tortuosidade, presença de trombo, avaliar o colo proximal e distal do aneurisma, avaliar locais de possível sobreposição e patência da circulação distal.
2. Verificar se o paciente tolera anticoagulação pós-procedimento.
3. Verificar se há colo distal e proximal do aneurisma de pelo menos dois centímetros para ancorar a prótese.
4. Verificar se há diferença grande de diâmetro entre as zonas de ancoragem para evitar sobreposição em área de flexão.
5. Verificar se há pelo menos um vaso distal patente (dentre artéria tibial anterior, posterior e fibular).

Há recomendação que quando múltiplos dispositivos forem utilizados que haja pelo menos dois centímetros de sobreposição para minimizar o risco de migração e *endoleak*. Recomenda evitar a área do ponto de dobra (*hinge point*) para sobreposição das próteses (zona de quatro centímetros que termina três a quatro centímetros a partir da linha articular).

Outra recomendação é que, nos casos nos quais a conexão proposta seja realizada entre dispositivos com calibres diferentes, a prótese de menor calibre seja instalada previamente e então a prótese maior seja instalada dentro da prótese menor. Além disso, sugere que pacientes jovens e ativos recebam tratamento aberto com veia ou prótese sintética.

1.18 INDICAÇÕES TERAPÊUTICAS NO TRATAMENTO DO ANEURISMA DE ARTÉRIA POPLÍTEA

Alguns autores sugerem que o tratamento de escolha ainda permanece a cirurgia aberta com utilização de veia safena para reconstrução do fluxo, devido ao melhor benefício a médio e longo prazo em relação ao tratamento endovascular. As principais desvantagens a longo prazo das próteses endovasculares são oclusão, migração e fratura (KRÖGER; SANTOSA; GOYEN, 2004; SERRANO HERNANDO et al., 2015). As taxas de complicação no período peri-operatório e tempo de internação, no entanto, são menores no tratamento endovascular (ESLAMI et al., 2015). O tratamento endovascular não impede que o paciente receba o tratamento cirúrgico posteriormente (ANTONELLO et al., 2007). Ambas as técnicas, a cirurgia aberta e o tratamento endovascular, são atualmente aceitas no tratamento do aneurisma de artéria poplítea (HIRSCH et al., 2006; JOSHI; JAMES; JONES, 2014) devendo ser realizada uma análise caso-a-caso sobre qual o procedimento será indicado.

2 REFERENCIAL TEÓRICO DO PROJETO DE PESQUISA

As próteses endovasculares instaladas no segmento femoro-poplíteo são expostas a estresse mecânico repetitivo extremo imposto pela flexão do joelho. Há muitos fatores que podem influir no desfecho final de pacientes com aneurisma de artéria poplíteia e que são fontes de variação quando estudos de diferentes serviços são comparados. O tipo de acesso, o número de dispositivos, o grau de sobreposição, o grau de sobre-dimensionamento, o tipo e tempo de antiagregação plaquetária e, finalmente, e método de acompanhamento são alguns exemplos e nem sempre são relatados.

Apesar do conhecimento relativamente avançado da anatomia, fisiologia, fisiopatologia do aneurisma de artéria poplíteia e da biomecânica desta artéria, pouco se sabe sobre como as zonas de sobreposição de endopróteses podem ser avaliadas *in vitro* para investigar e prevenir desconexão *in vivo*. Há necessidade de novas metodologias para avaliar desconexão (*Endoleak* Tipo III) e/ou migração (*Endoleak* Tipo I) nos pares de endopróteses que poderão ser implantadas nestas artérias.

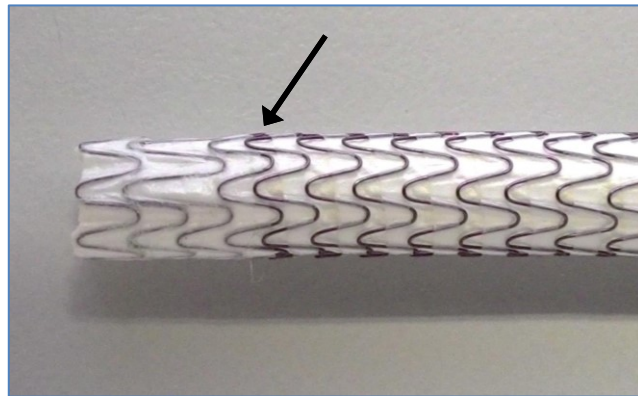
Embora o valor do comprimento de sobreposição tenha influência no desfecho final e na resistência ao desprendimento e migração das endopróteses (*Endoleak* tipo IIIa), há grande variação na literatura médica a respeito de sobreposição de endopróteses no tratamento endovascular do aneurisma de artéria poplíteia. Um estudo de meta-análise encontrou 14 estudos sobre o tema. Houve grande variação de valores de sobreposição de endopróteses.(PATEL et al., 2015a) Foram descritos valores de meio centímetro (AHMADI et al., 2002), um centímetro (ANTONELLO et al., 2005; STONE et al., 2013) e até mais de quatro centímetros (HUANG et al., 2014; PATEL et al., 2015b). No entanto, pouco se sabe sobre como a sobreposição influencia o resultado final no tratamento endovascular do aneurisma de artéria poplíteia.

2.1 ESTUDO PRELIMINAR COM PRÓTESES SOBREPOSTAS COM DEZ MILÍMETROS DE DISTÂNCIA

Um estudo preliminar realizado no Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina sugeriu que o valor de sobreposição de dez milímetros é insuficiente para o tratamento do aneurisma de artéria poplíteia.(HORN et al., 2015) Foi realizada uma simulação *in vitro* de uma artéria aneurismática. O modelo de

aneurisma foi tratado com duas endopróteses e sobreposição de 10 milímetros em três corpos de prova e sobreposição de 20 milímetros em outros três corpos de prova. O conjunto foi submetido em um teste de carga cíclica às mesmas forças que a artéria poplítea (alongamento, torção, flexão, e distensão diametral) em uma máquina de testes. Houve desconexão dos três conjuntos com dez milímetros de sobreposição, dois deles nas fases iniciais dos ciclos de carga. Foi sugerido que o tecido de Politetrafluoretileno que recobre ambas superfícies externas das extremidades da prótese contribuiu para a desconexão. (Figura 6) Esta cobertura de tecido é necessária para permitir acabamento e a fixação da estrutura metálica ao tecido. O fabricante das endopróteses recomenda nas Instruções de uso que seja utilizado um sobreposição de pelo menos 20 milímetros GORE, W. L & ASSOCIATES, 2014)

Figura 6 - Detalhe de uma endoprótese Gore VIABAHN[®]. Notar a cobertura com Politetrafluoretileno na superfície externa da extremidade da endoprótese (seta).



Considerando que 10 milímetros não é um valor seguro de sobreposição, justifica-se que mais estudos sejam realizados para determinar se maiores comprimentos de sobreposição serão mais robustos e resistentes às solicitações mecânicas da artéria poplítea induzidas pela marcha e atividades humanas diárias.

2.2 HIPÓTESE

A hipótese a ser testada neste estudo é que migração ou desconexão não ocorrerão durante o tratamento endovascular simulado com pares de endopróteses sobrepostas de um modelo em silicone de aneurisma de artéria poplítea submetido a um teste *in vitro* de fadiga cíclica com valores de sobreposição de 20, 30 ou 40 milímetros.

3 OBJETIVOS

Os objetivos deste estudo foram:

1. Desenvolver um modelo para avaliação das conexões entre endopróteses utilizadas no reparo endovascular de aneurismas poplíteos.
2. Medir a migração de pares de endopróteses sobrepostas durante o tratamento endovascular simulado de um modelo em silicone de aneurisma de artéria poplíteia submetido a um teste *in vitro* de fadiga cíclica com valores de sobreposição de 20, 30 ou 40 milímetros.
3. Verificar a incidência de desconexão de pares de endopróteses sobrepostas durante o tratamento endovascular simulado de um modelo em silicone de aneurisma de artéria poplíteia submetido a um teste *in vitro* de fadiga cíclica com valores de sobreposição de 20, 30 ou 40 milímetros.
4. Verificar se a força necessária para desconectar endopróteses sobrepostas é maior quanto maior for o comprimento de sobreposição.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 DESCRIÇÃO DO MODELO DE ANEURISMA EM SILICONE

Foram usados modelos simulados de aneurisma arterial periférico em silicone injetado, feito em um molde de alumínio. O modelo foi projetado em CAD (*computer aided design*) e para reproduzir o comportamento fisiológico arterial, onde o diâmetro do modelo é alterado por pressurização em um ambiente líquido aquecido, imitando a distensão diamétrica biológica. O modelo apresenta uma complacência semelhante à da artéria poplíteia *in vivo* (8,5%) (TAI et al., 1999) e distensão diamétrica (2,8%). O coeficiente de Poisson é de 0,485 para silicone (Figura 7).

O vaso modelo foi criado com um diâmetro interno de 4,4 milímetros. Quando combinado com um stent de 5 milímetros de diâmetro nominal existe um *oversizing* de 12%. No centro do modelo existe uma dilatação simulando um aneurisma de 40 milímetros de extensão, onde o diâmetro interno do modelo alcança 8 milímetros. No ponto central do modelo ocorreu a junção das próteses. Um vaso normal não é recomendado para simular tratamento de aneurismas, porque a perda de contato entre a parede arterial e o corpo do stent representa a condição clínica do aneurisma e aumenta a possibilidade de afrouxamento e desconexão das próteses (Figura 8).

Figura 7 - a) Desenho assistido por computador do modelo de aneurisma periférico. b) Análise de Elementos Finitos do modelo.

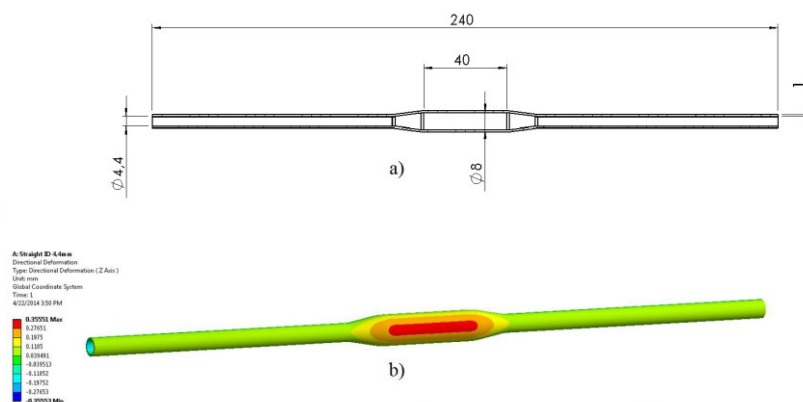
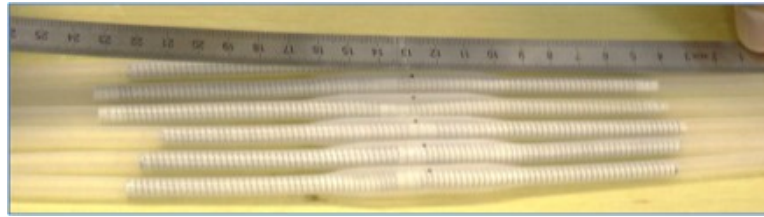


Figura 8 - Vaso modelo simulando aneurisma arterial em silicone com endopróteses sobrepostas em seu interior.



O conjunto de próteses no modelo de aneurisma em silicone foi montado em uma máquina de ensaios TA ElectroForce[®] 9400 Multiaxial Peripheral System Instrument (TA Instruments ElectroForce Systems Group, Eden Prairie, Minnesota, Estados Unidos da América) localizada no Laboratório de Engenharia Biomecânica da Universidade Federal de Santa Catarina (Figura 9).

A especificação dos intervalos de cada parâmetro e frequências máximas de operação é:

- a. Distensão diametral pulsátil: 5%, 60 Hz;
- b. Flexão: 0 a 90°, 1,5 Hz;
- c. Extensão: 0 a 20%, 1,5 Hz;
- d. Rotação: 0 a 60°, 1,5 Hz.

Podem ser testados modelos de vasos carotídeos, renais e fêmoro-poplíteos com variação de três a oito milímetros. A máquina de ensaios permite o teste de carga de até oito corpos de prova simultaneamente controlada por um computador anexo. Foram, então, realizadas duas baterias de testes. No primeira, foram testados quatro corpos de prova com 30 milímetros de sobreposição e quatro corpos de prova com 40 milímetros de sobreposição. Em um segundo momento, foram testados quatro corpos de prova com 20 milímetros de sobreposição nas posições centrais da máquina.

Figura 9 - Máquina de ensaios TA ElectroForce® 9400 Multiaxial Peripheral System Instrument e computador de controle no Laboratório de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina.



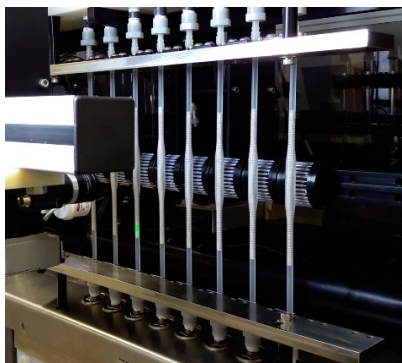
4.2 INSTALAÇÃO DA PRÓTESE

Um emissor de laser foi acoplado à máquina de testes, projetando uma franja de laser na região central da porção dilatada do vaso modelo durante a implantação das endopróteses. Sua função foi de auxiliar na execução da técnica de sobreposição.

Para montagem dos conjuntos foi evitada pré-tensão. Pela abertura superior do modelo, uma guia de 300 mm de comprimento foi instalada atravessando todo o modelo de aneurisma. Em seguida foi introduzido o sistema de entrega da endoprótese Gore VIABAHN® com cinco milímetros de diâmetro e dez centímetros. A endoprótese foi liberada segundo as instruções do fabricante. O sistema de entrega foi retirado e um segundo stent, seis milímetros de diâmetro e dez centímetros foi introduzido pela guia. Uma régua foi usada para criar a sobreposição desejada. Os conjuntos foram separados em três grupos com quatro corpos de prova cada um de acordo com a distância de sobreposição: 20, 30 ou 40 milímetros. A faixa de sobreposição permaneceu no centro do modelo de aneurisma, na razão de 50% do comprimento sobreposto no eixo distal/proximal em relação ao ponto central. Metade do comprimento de sobreposição. A endoprótese foi disparada segundo as instruções do fabricante. Os modelos foram, então, preenchidos com solução salina tamponada fosfatada aquecida a 37 graus Celsius com fluxo de pressão oscilando entre 80 milímetros de mercúrio e 160 milímetros de mercúrio na frequência fisiológica de 1,2 Hertz (Figura 10).

Cada corpo de prova refere-se a um par de endopróteses, sobrepostas posicionado individualmente em um vaso modelo na máquina de testes.

Figura 10 - Máquina de ensaios com oito modelos de silicone com conjuntos de endopróteses em seu interior.



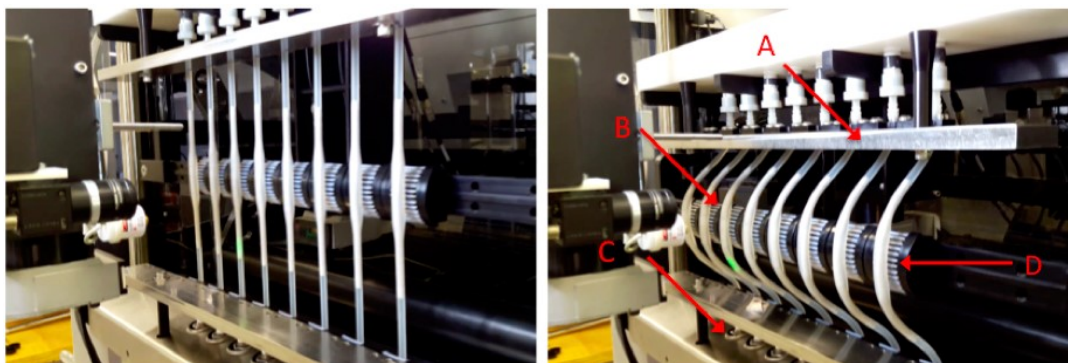
4.3 PROCEDIMENTO DO TESTE

A metodologia adotada na realização deste trabalho foi baseada nas normas técnicas ASTM F2477-07 (ASTM, 2013a) e ASTM F2942-13 (ASTM, 2013b) simulando o pior caso possível e no estudo prévio realizado no mesmo laboratório.

Os conjuntos foram submetidos ao carregamento cíclico de 76 milhões de ciclos pulsáteis, frequência de 1,2 Hertz, (para simular a distensão diametral imposta a artéria poplítea com o fluxo pulsátil).

Juntamente ao teste de pulsatilidade, uma carga de estresse sobre o modelo e as endopróteses simulou a flexão do joelho durante as atividades de marcha (65°) com picos de flexão (135°), relacionados a flexões maiores (atividades como as de levantar objetos ou tomar banho de banheira) (ROWE et al., 2000). A carga de simulação da flexão do joelho reproduziu a condição de caminhada de 6 milhões de ciclos (cerca de dez anos de marcha) ISO 14242-1 (ISO, 2014) com angulações de pico na frequência de 10 vezes a cada 24 horas. A carga de rotação do joelho (que simulou a torção do fêmur em relação à tíbia e a torção na artéria poplítea) foi definida como 30° (NÍ GHRIALLAIS; BRUZZI, 2013). Os carregamentos definidos foram: alongamento (14,2%), flexão (58,0 milímetros, raio de curva de 24 milímetros) e torção (30°) na frequência de 0,5 Hertz aplicados simultaneamente (Figura 11).

Figura 11 - Forças cíclicas que atuaram nos conjuntos de endopróteses. Pannel da esquerda: Em Repouso. Pannel da Direita: Em estresse. (A) Alongamento; (B) Flexão; (C) Rotação; (D) Compressão



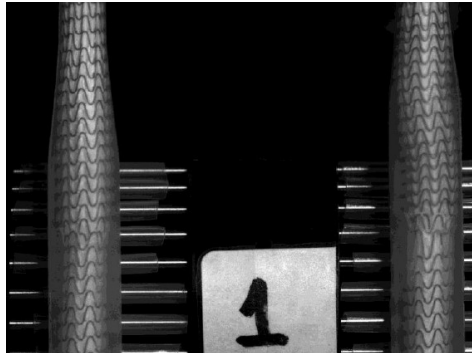
O ensaio foi encerrado quando o número predefinido de ciclos foi atingido, ou no caso de uma eventual desconexão completa das endopróteses.

4.4 AVALIAÇÃO DA MIGRAÇÃO

Para medir o eventual deslocamento das endopróteses dentro do modelo de aneurisma submetidas ao carregamento cíclico foi utilizado um sistema DIC (do inglês *Digital Image Correlation*). Deslocamentos podem ser determinados por mudanças em pixels em uma imagem digital e permitem caracterizar o comportamento de materiais e resposta de estruturas a cargas externas (HILD; ROUX, 2006). O trabalho sobre o desenvolvimento e validação do sistema de monitoramento utilizado neste estudo foi descrito e validado previamente (SCHMIDT, 2016).

Um sistema de monitoramento composto por 4 câmeras com resolução de 1280 x 960 pixels controladas por um computador foi utilizado para efetuar o registro do ensaio e criar uma imagem digital. Uma imagem digital é armazenada em um computador de forma semelhante a uma matriz. Cada posição dessa tabela contém informações sobre a cor da imagem naquela respectiva posição, e corresponde ao menor elemento da imagem (denominado *pixel*). As imagens do presente estudo foram em preto e branco. Sua representação digital foi feita na forma de uma matriz com 1280 colunas e 960 linhas (correspondente à resolução do sensor óptico da câmera utilizada), onde cada elemento representa um *pixel* e pode ter valores entre 0 (preto) e 255 (branco). Valores intermediários caracterizam diferentes tons de cinza. Cada câmera realizou imagens de dois corpos de prova adjacentes a cada parada programada do teste (Figura 12).

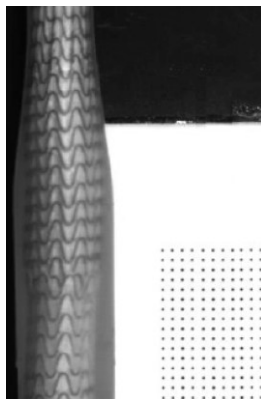
Figura 12 - Exemplo de imagem feita pela Câmara 1, monitorando os corpos de prova 1 e 2, da esquerda para a direita.



A fixação à máquina foi feita por uma guia, peças modeladas em CAD (*Computer Aided Design*) e impressas em 3D e parafusos. Para melhorar a qualidade das imagens adquiridas ao longo do ensaio, foi utilizado um sistema de iluminação próprio.

Para possibilitar a medição de distância a partir das imagens capturadas pelas câmeras, foi utilizada uma escala, com alta precisão ($1 \pm 0,001$ milímetro) (EDMUND OPTICS INC.) onde 1 pixel correspondeu a uma distância de 0,05 milímetros. (Figura 13) O erro associado à escala é de 0,001 milímetro a cada 1 milímetro.

Figura 13 - Escala de precisão usada para obter a correspondência entre distância real (milímetros) e distância na imagem (*pixels*).



O sistema de monitoramento realizou o registro visual do estado do comportamento de cada um dos oito corpos de prova. Ao longo do ensaio, a cada 3600 ciclos de tração e flexão, correspondente a uma hora de teste, a máquina realizou uma pausa de 30 segundos, durante a qual imagens foram feitas e armazenadas digitalmente.

As imagens resultantes do ensaio corresponderam a sequência de estados dos oito corpos de prova testados, em instantes conhecidos de tempo. Elas possibilitaram a análise do comportamento de cada associação de dispositivos ao longo da duração do ensaio mecânico, através do acompanhamento da distância vertical entre pares de pontos nas imagens. Um ponto faz parte da endoprótese superior e outro ponto faz parte da endoprótese inferior. Admite-se que somente o deslocamento vertical entre as endopróteses é relevante para a medição do desprendimento.

O procedimento inicial de medição do desprendimento de um par de endopróteses foi o acompanhamento de pontos homólogos marcados manualmente. Os pontos foram marcados aos pares, de modo que um dos pontos do par fazia parte da endoprótese superior e o outro ponto do par fazia parte da endoprótese inferior. A escolha de pontos de referência iniciais foi arbitrária. Foi feita a tentativa de assinalar os mesmos pontos em outras imagens de instantes posteriores, e a variação da distância entre pares de pontos forneceu informações sobre a movimentação relativa entre a associação de endopróteses. Porém, ao executar o método, percebeu-se que sua repetibilidade era muito baixa. A dificuldade de realizar a marcação de um mesmo ponto repetidamente em uma mesma imagem foi alta, dependendo substancialmente de critérios subjetivos do operador. Assim, sua precisão ficou comprometida, e limitada a vários pixels da imagem. Além disso, o processo de medição tornou-se tedioso e cansativo.

Como alternativa ao método de marcação manual de pontos – particularmente rudimentar e com baixa repetibilidade, uma ferramenta de auxílio à medição foi proposta. Ela consistiu basicamente de um código escrito em *software* MATLAB, e seu propósito foi auxiliar a marcação de pontos homólogos em imagens do ensaio (Apêndice).

Em relação ao funcionamento deste, duas hipóteses foram feitas: a primeira é de que o formato da curva da estrutura metálica da endoprótese repete-se suficientemente bem e pode ser facilmente identificado; e a segunda é de que o ponto mais escuro de uma região da imagem está sempre localizado sobre o mesmo ponto geométrico da prótese, uma vez que os ângulos da luz incidente (posição da iluminação) e luz refletida (posição da câmera) permaneceram os mesmos.

As seguintes instruções foram realizadas pelo algoritmo:

- A. Entrada de uma posição próxima à região de interesse, por meio de um clique;
- B. Leitura dos valores da mesma linha da matriz (horizontalmente) em busca do menor valor (ponto mais escuro) para ambos os lados, com um alcance determinado. A partir do pressuposto de que a região mais escura está localizada na estrutura metálica da

endoprótese, obtém-se aproximadamente a localização dos extremos horizontais da curva em observação;

C. Média aritmética dos dois extremos encontrados, obtendo-se assim a posição horizontal centralizada aproximada;

D. Leitura dos valores da mesma coluna da matriz (verticalmente) em busca do menor valor (ponto mais escuro) para baixo, com um alcance determinado (função da distância entre extremos horizontais encontrados em B). Este, portanto, foi o ponto em que a marcação foi realizada, em vez de efetuada manual e arbitrariamente.

Ao final deste procedimento para a totalidade de imagens de um corpo de prova, têm-se valores de distância entre os dois pares de pontos homólogos ao longo do ensaio. Cada medida foi realizada cinco vezes e o valor médio foi considerado como representativo do deslocamento. Considerou-se a resolução de centésimo de milímetro (Figuras 14 e 15). Valores positivos indicam aumento da distância entre os dispositivos enquanto valores negativos indicam redução da distância entre os dispositivos.

Figura 14 - Funcionamento simplificado do sistema de marcação de pontos A. Marcação. B. Procura Horizontal. C. Centralização. D. Procura Vertical

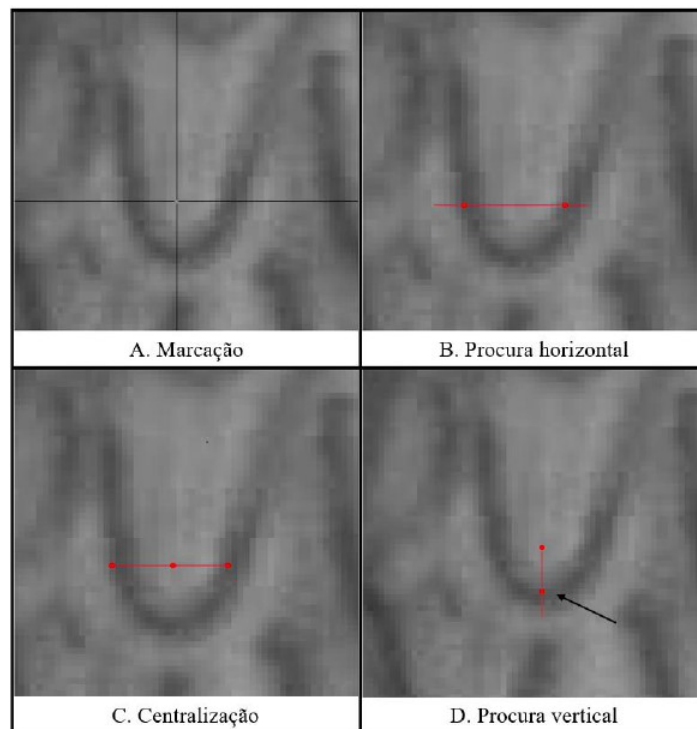
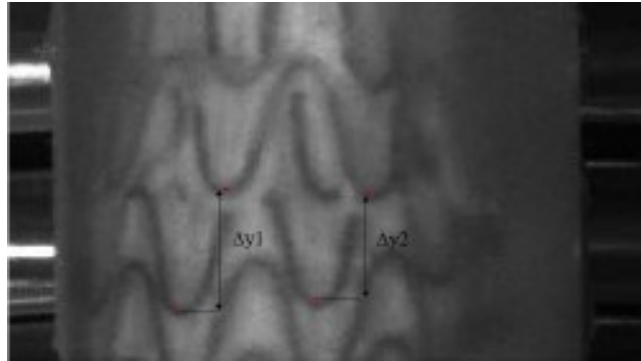


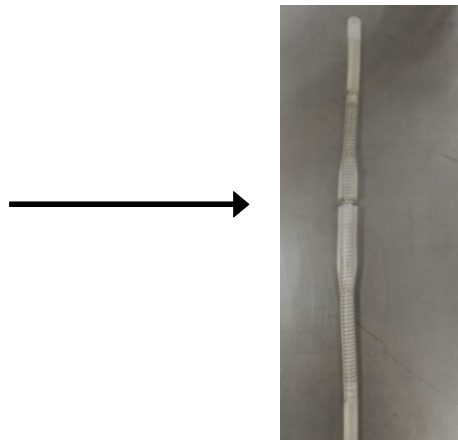
Figura 15 - Marcação de dois pares de pontos em uma imagem de corpo de prova.



4.5 TESTE DE TRAÇÃO

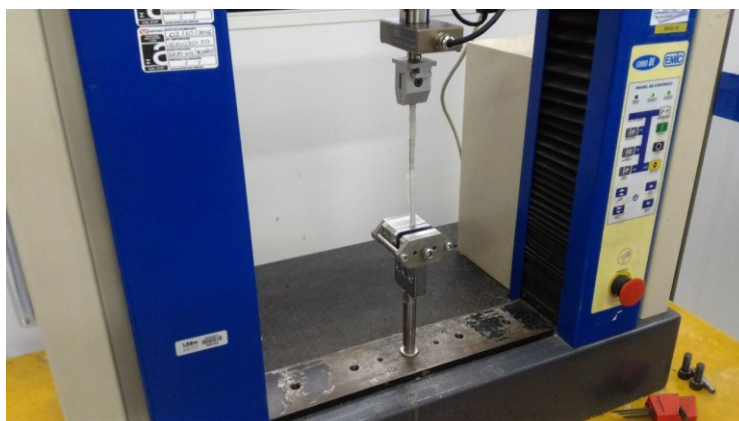
Posteriormente, o conjunto foi retirado da máquina de ensaios. O modelo de aneurisma de silicone foi seccionado sem danificar o conjunto de endopróteses (Figura 16).

Figura 16 - Modelo de silicone de aneurisma seccionado, evidenciando o conjunto de endopróteses em seu interior (seta).



Foi realizado um teste de tração axial sobre o conjunto de endopróteses até que houvesse desconexão dos mesmos (EMIC Universal, Instron Brasil Equipamentos Científicos LTDA, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) operando com célula de carga de 20 Newtons e controle de migração para velocidade de 0,4 milímetros por segundo (Figura 17).

Figura 17 - Conjunto de endopróteses sendo submetido a teste de tração na máquina EMIC Universal, Instron Brasil Equipamentos Científicos LTDA, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil.



4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para análise, a carga cumulativa foi dividida em cinco momentos de progressão do teste: 0% (inicial), 25%, 50%, 75% e 100% (final).

O número de corpos de prova testados a cada comprimento de sobreposição foi mantido no mínimo necessário devido ao alto custo de cada dispositivo.

O deslocamento vertical final, foi definido como a média das cinco medidas da distância de Δy_1 e Δy_2 .

Os dados foram descritos graficamente como média e apresentados em forma de tabela acrescentados de média e desvio padrão.

Foi usada análise de variância para medidas repetidas para estudo da diferença entre os grupos. Este tipo de teste permitiu o estudo da variância entre grupos quantos aos momentos, ou seja, do momento inicial em cada grupo e os diversos momentos de progressão do teste (análise intra-grupos) e também para analisar diferenças entre os grupos estudados (análise inter-grupos). O nível de significância estatística foi de 95%.

5 RESULTADOS

Não houve desconexões ou quebras visíveis dos conjuntos de endopróteses ao final do número predefinido de ciclos de carregamento. O teste foi, então, interrompido quando o número predefinido de ciclos foi atingido.

O tubo de silicone do modelo de aneurisma do corpo de prova número (3) no grupo com 20 milímetros de sobreposição rompeu com $3,78 \times 10^7$ ciclos, aproximadamente metade do total de ciclos do ensaio (Figura 18). Os demais modelos de aneurisma em silicone completaram o ensaio sem intercorrências.

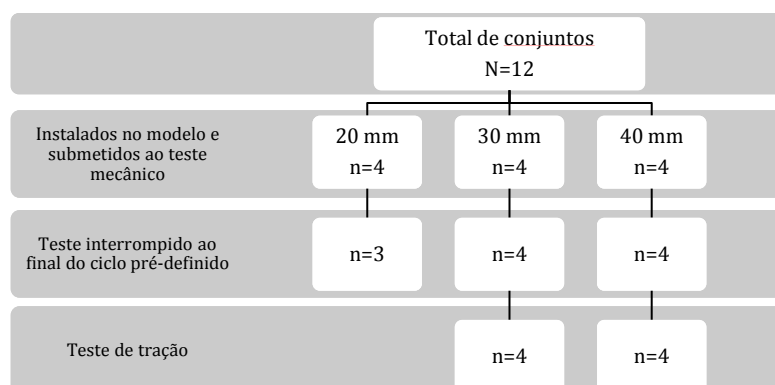
Figura 18 - Rompimento de um dos modelos de aneurisma em silicone junto à conexão com sistema de carga (seta branca).



Para realização do teste de tração os modelos foram retirados da máquina de testes. Houve desconexão não intencional dos dispositivos vasculares com 20 milímetros de sobreposição durante a retirada, que impediu que fosse realizado o teste neste grupo. Os demais dispositivos foram submetidos ao teste de tração sem intercorrências.

O fluxograma final do experimento está descrito na Figura 19.

Figura 19 - Distribuição entre os grupos dos conjuntos de endopróteses e desfechos avaliados.



Nas tabelas 1 a 3 e na Figura 20 são apresentados os resultados de medições da migração dos doze corpos de prova testados no ensaio. Não houve diferença significativa das distâncias entre os dispositivos submetidos ao teste de fadiga no que tange aos momentos avaliados, ($p = 0,087$), ou seja, entre a posição final e a inicial. Houve, no entanto, diferença entre os grupos avaliados. O grupo com sobreposição de 20 milímetros apresentou migração maior em relação ao grupo com sobreposição de 40 milímetros ($p = 0,034$). O grupo com 30 milímetros de sobreposição não apresentou diferença em relação ao grupo com 20 milímetros de sobreposição nem em relação ao grupo com 40 milímetros de sobreposição ($p = 0,125$ e $p = 0,620$, respectivamente).

Tabela 1 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 20 milímetros de sobreposição.

Progressão do teste	Migração (milímetros)				Média	Desvio padrão
	I	II	III	IV		
Corpo de Prova						
0%	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
25%	-0,06	-0,02	0,05	0,10	0,02	0,07
50%	-0,06	-0,02	0,01	0,11	0,01	0,07
75%	0,06	0,39	*	0,11	0,19	0,18
100%	0,11	0,38	*	0,10	0,20	0,16
Média	0,01	0,15	0,02	0,08		
Desvio padrão	0,07	0,22	0,03	0,05		

*interrompido devido desconexão do modelo em silicone da máquina de testes

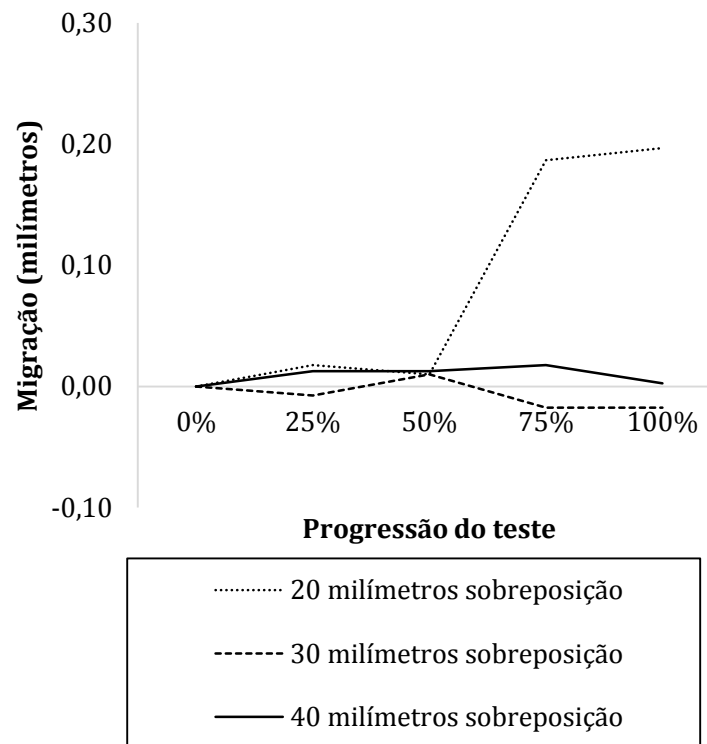
Tabela 2 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 30 milímetros de sobreposição.

Progressão do teste	Migração (milímetros)				Média	Desvio padrão
	V	VI	VII	VIII		
Corpo de Prova						
0%	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
25%	-0,06	0,04	-0,01	0,00	-0,01	0,04
50%	-0,04	0,06	0,02	0,00	0,01	0,04
75%	-0,06	0,03	0,01	-0,05	-0,02	0,04
100%	-0,06	0,04	-0,01	-0,04	-0,02	0,04
Média	-0,04	0,03	0,00	-0,02		
Desvio padrão	0,03	0,02	0,01	0,02		

Tabela 3 - Migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico do grupo de dispositivos com 40 milímetros de sobreposição.

Progressão do teste	Migração (milímetros)				Média	Desvio padrão
	IX	X	XI	XII		
Corpo de Prova						
0%	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
25%	-0,02	-0,05	0,08	0,04	0,01	0,06
50%	-0,03	0,03	0,08	-0,03	0,01	0,05
75%	-0,02	0,00	0,11	-0,02	0,02	0,06
100%	-0,06	0,00	0,09	-0,02	0,00	0,06
Média	-0,03	0,00	0,07	-0,01		
Desvio padrão	0,02	0,03	0,04	0,03		

Figura 20 - Média por grupos da migração em milímetros dos corpos de provas durante o teste de carregamento cíclico com três diferentes valores de sobreposição.



Os resultados do teste de tração estática estão descritos na Figura 21. A força necessária para desconexão dos conjuntos de endopróteses foram maiores no grupo com maior sobreposição (Tabela 4).

Figura 21 - Resultados do teste de tração estática dos conjuntos de endoprótese com 30 milímetros (linha contínua) ou 40 milímetros (linha tracejada) de sobreposição.

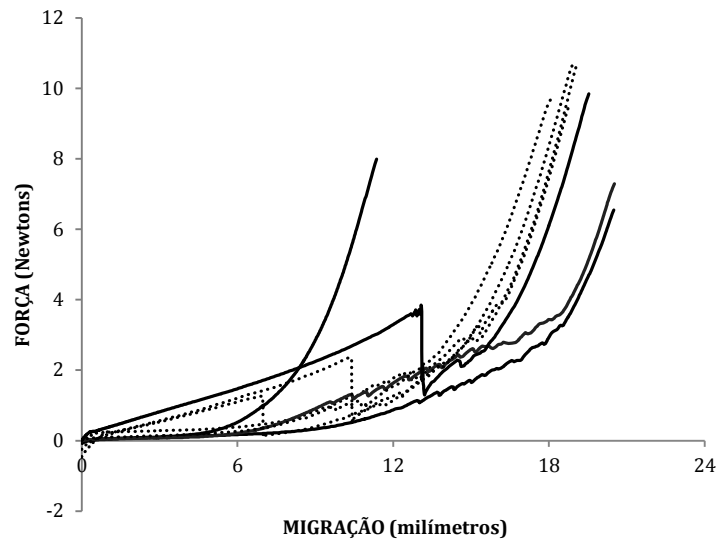


Tabela 4 - Força necessária para desconexão dos conjuntos de endopróteses com 30 ou 40 milímetros de sobreposição após carregamento de fadiga cíclica.

	30 mm	40 mm	p
Força	7.85	± 10.25	± 0.01
(Newtons)	1.28	0.56	4

6 DISCUSSÃO

É relevante a avaliação de novos dispositivos biomédicos além dos testes *pre-marketing* realizados pela indústria, assim como a validação de dispositivos estabelecidos no mercado em diferentes contextos clínicos (CHAIKOF et al., 2002). A interação de duas ou mais endopróteses na complexa biomecânica do joelho merece atenção pois a perviedade a longo prazo não é equivalente à perviedade da cirurgia aberta (CERVIN et al., 2015; MARAGLINO et al., 2017). O presente estudo propõe uma nova metodologia para avaliação de stents e endopróteses. Essa abordagem permite avaliar a performance mecânica desses dispositivos e o comportamento *in vitro* de endopróteses sobrepostas em condições que reproduzem o meio biomecânico submetido *in vivo*. A ausência de desconexões em todos os grupos demonstra bons resultados em termos de performance dos dispositivos testados. Além disso demonstra que, se comprimentos de sobreposição acima de 20 milímetros são usados, o risco de desconexão pode ser reduzido.

Os mecanismos envolvidos na falha de dispositivos endovasculares não são completamente conhecidos. Foi sugerido que dispositivos instalados da região fêmoro-poplíteia tem maior tendência a falha, fraturas ou desconexões por aumento na rigidez axial em relação à artéria nativa, que tem elasticidade e permite alterações conformacionais (SMOUSE; NIKANOROV; LAFLASH, 2005).

Tradicionalmente a avaliação de próteses vasculares sobrepostas foi realizada através de imagens (como angiografia, tomografia ou ultrassom). Estas imagens, no entanto, revelam apenas o efeito final da cirurgia promovendo poucos detalhes de como o a sobreposição influencia o processo de implante do dispositivo. Em uma simulação através de Análise de Elementos Finitos de stents cardíacos não revestidos expandidos por balão, foi explicado como ocorre o contato das estruturas e descrito padrões borda-a-borda e borda-superfície. Também foi especulado que as forças de cisalhamento e deslizamentos entre as estruturas podem levar a fraturas das estruturas a longo prazo (XU et al., 2017).

Foi realizada uma avaliação de fadiga a longo prazo de seis *stents* autoexpansíveis comercialmente disponíveis após deformações repetitivas. Foram realizados 10 milhões de ciclos de compressão axial 5% e de curvatura 48°, isoladamente, a uma frequência de 7 Hertz. Uma capacidade variável de suportar as deformações foi percebida. Também foi demonstrado que as fraturas de Nitinol são dependentes do tipo de deformação e do tipo de *stent* (NIKANOROV et al., 2008). Outro grupo avaliou 12 diferentes dispositivos utilizados em doença periférica obstrutiva e comparou deformação por força, rigidez, e forma geométrica

sob cada tipo de deformação (compressão axial, compressão radial, flexão e torção). Não puderam concluir qual destas forças tem maior impacto clínico. Nenhum dos 12 dispositivos demonstrou características superiores de resistência sob todas as deformações (MALECKIS et al., 2017). O desfecho mais procurado em ambos os estudos foi a fratura das estruturas de Nitinol.

O presente estudo realizou uma abordagem diferente, mais fisiológica, em relação à biomecânica da artéria poplítea, combinando flexão, torção, tração, compressão e distensão diametral simultaneamente no mesmo teste. Além disso, os estudos prévios usaram um tubo reto de silicone como modelo arterial, enquanto que no presente estudo foi usado um modelo de silicone que representa uma artéria aneurismática, simulando perda do contato com a superfície arterial.

Este estudo teve foco dirigido para migração e desconexão e não para fraturas. Na doença oclusiva, fraturas de anéis de nitinol de *stents* não recobertos são fortemente associada a perda do fluxo arterial a longo prazo (SCHEINERT et al., 2005). Curiosamente, fraturas no nitinol de endopróteses usadas no tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea não foram associadas a perda de fluxo, embora foi notado que as fraturas ocorreram principalmente em áreas de sobreposição (MARAGLINO et al., 2017; TIELLIU et al., 2010). A maior rigidez axial do segmento sobreposto é a possível explicação.

Embora desconexão não seja a complicação mais comum após tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea, elas ocorrem (TIELLIU et al., 2010) e podem ser sub-reportadas (CHAIKOF, 2002). A consequência da desconexão de próteses é a repressurização do saco aneurismático e um procedimento secundário está indicado o mais rápido possível.

Outra originalidade deste estudo é a comparação da migração de endopróteses com diferentes comprimentos de sobreposição. Ausência de migração é um ponto chave na durabilidade de procedimentos endovasculares (TONNESSEN; STERNBERGH; MONEY, 2005). A migração pode levar a *endoleaks* e procedimentos secundários. Neste estudo, migrações significativas ou desconexões não foram demonstradas nos dispositivos avaliados. Deslocamento em bloco do conjunto no interior do vaso também não foi registrado, provavelmente devido ao sobredimensionamento em relação ao vaso promovendo ancoramento do dispositivo. Infelizmente não existe definição padronizada de migração no tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea, mas estudo em aneurisma de aorta abdominal definiram que migração acima de 10 milímetros tem impacto clínico (CHAIKOF et al., 2002), valor bem acima do encontrado neste estudo.

Não existe um teste padrão-ouro sobre durabilidade e avaliação de fadiga que adequadamente preveja a performance clínica de dispositivos para doença arterial (ANSARI et al., 2013), tornando a comparação de testes uma tarefa muito difícil. Diferentes sujeitos de pesquisa e diferentes métodos de avaliação da deformação da artéria normal durante atividades do dia a dia criaram uma faixa de valores normais problemática. Os valores usados neste estudo estão na faixa descrita, contudo, qual carga é adequada para simulação de cada necessidade de mudança conformacional ainda não foi padronizada. Estudos de laboratório são úteis para conceber *insights* ou novos conceitos e a padronização de métodos é o primeiro passo para aquisição de resultados confiáveis assim como permitir comparação entre laboratórios distintos. Considerando que Endoleak Tipo III pode ocorrer após o tratamento endovascular do aneurisma de artéria poplítea, mais estudos podem ser realizados usando a metodologia aqui proposta variando além da sobreposição o número de dispositivos conectados (GOLCHEHR et al., 2018; TIELLIU et al., 2005).

Um grande estudo aleatório prospectivo sobre o comprimento da sobreposição de dispositivos vasculares conectados na região fêmoro-poplítea poderia ser realizado para determinar o comprimento ideal, se é que ele existe. Dificuldades precisariam ser superadas para cumprir tal tarefa, ao que se acrescentam preocupações éticas. Por enquanto, a recomendação do fabricante de no mínimo dois centímetros de comprimento persiste como único critério de decisão médica além de séries de casos (PATEL et al., 2015a). Baseado nos resultados do presente estudo, aumento deliberado do comprimento de sobreposição acima de 20 milímetros não estaria associado a menor risco de complicações a médio ou longo prazo (*Endoleak* Tipo III).

Como era esperado, a força necessária para desacoplar os dois dispositivos conectados foi maior com os pares com maior comprimento de sobreposição. A ausência de desconexões faz supor que esta força é maior do que a força aplicada durante a simulação da marcha no modelo.

A migração em bloco do conjunto de endopróteses, ou seja, migração no sentido longitudinal do vaso sem o distanciamento dos dispositivos entre si pode ocorrer tanto *in vivo*, no chamado *Endoleak* Tipo I, no qual há repressurização do saco aneurismático pelas extremidades proximal ou distal do conjunto. Este movimento não foi contemplado para avaliação no presente estudo, mas é pouco provável que tenha ocorrido de forma significativa.

A metodologia proposta também pode ser usada ainda para avaliação da migração de outros dispositivos que não o VIABAHN[®] usados no reparo endovascular do aneurisma de artéria poplítea. O teste de fadiga cíclica também permite avaliação da resistência dos anéis de

nitinol às forças combinadas de alongamento, flexão e torção dos dispositivos usados no tratamento da doença arterial obstrutiva dos vasos do membro inferior, que até hoje foram realizadas apenas de forma isolada (MALECKIS et al., 2017; NIKANOROV et al., 2008).

Em resumo, este estudo propôs um novo método para avaliar a performance mecânica de endopróteses com diferentes sobreposições submetidas a condição de dez anos de marcha simulada. A migração detectada foi mínima e não houve desconexões. O método é uma ferramenta útil para investigar o ambiente biomecânico ao qual os dispositivos serão submetidos assim como a migração de endopróteses sobrepostas. Pode tornar-se uma alternativa para o estudo da performance *in vitro* de dispositivos isolados ou conectados que são implantados neste segmento arterial específico.

7 CONCLUSÕES

As conclusões deste estudo foram:

1. Este estudo propôs um novo método para avaliar as conexões de endopróteses sobrepostas após carregamento de fadiga cíclica.
2. O grupo com sobreposição de 20 milímetros apresentou maior migração do que o grupo com sobreposição de 40 milímetros. O grupo com 30 milímetros não apresentou diferença em relação ao grupo com 20 ou 40 milímetros de sobreposição. No entanto, a migração da conexão das endopróteses foi mínima.
3. Não houve desconexão de pares de endopróteses durante o teste de fadiga e estresse simulado de dez anos de marcha.
4. A força necessária para desconectar endopróteses sobrepostas é maior com 40 milímetros de sobreposição do que com 30 milímetros de sobreposição.

REFERÊNCIAS

- AHMADI, R. et al. Femoropopliteal arteries: immediate and long-term results with a Dacron-covered stent-graft. **Radiology**, v. 223, n. 2, p. 345-350, 2002.
- ALMEIDA, M. J.; YOSHIDA, W. B.; MELO, N. R. Síndrome do aprisionamento da artéria poplíteia. **J Vasc Bras**, v. 2, n. 3, p. 211-219, 2003.
- ANSARI, F. et al. Design considerations for studies of the biomechanical environment of the femoropopliteal arteries. **Journal of Vascular Surgery**, v. 58, n. 3, p. 804-813, 2013.
- ANTONELLO, M. et al. Open repair versus endovascular treatment for asymptomatic popliteal artery aneurysm: Results of a prospective randomized study. **Journal of Vascular Surgery**, v. 42, n. 2, p. 185-193, 2005.
- ANTONELLO, M. et al. Endovascular treatment of asymptomatic popliteal aneurysms: 8-year concurrent comparison with open repair. **The Journal of cardiovascular surgery**, v. 48, n. 3, p. 267-74, jun. 2007.
- ASTM. **ASTM F2477-07(2013), Standard Test Methods for in vitro Pulsatile Durability Testing of Vascular Stents**, ASTM International, West Conshohocken, PA., 2013a.
- ASTM. **ASTM F2942-13, Standard Guide for in vitro Axial, Bending, and Torsional Durability Testing of Vascular Stents**, ASTM International, West Conshohocken, PA., 2013b.
- BAJZER, C. T. Arterial supply of the lower extremities. In: BHATT, D. L. (Ed.). **Guide to Peripheral and Cerebrovascular Intervention**. London, UK: Remedica, 2004.
- CERVIN, A. et al. Treatment of Popliteal Aneurysm by Open and Endovascular Surgery: A Contemporary Study of 592 Procedures in Sweden. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 50, n. 3, p. 342-350, 2015.
- CHAIKOF, E. L. et al. Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 35, n. 5, p. 1048-1060, 2002.
- CHAIKOF, E. L. Hear no evil, see no evil, speak no evil: Postmarket monitoring, underreporting, and estimating the prevalence of endograft-related adverse events. **Journal of Vascular Surgery**, v. 35, n. 6, p. 1299-1300, 2002.
- CHENG, C. P. et al. In vivo MR angiographic quantification of axial and twisting deformations of the superficial femoral artery resulting from maximum hip and knee Flexion. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 17, n. 6, p. 979-987, 2006.
- COLBORN, G. L. et al. The surgical anatomy of the popliteal artery. **The American surgeon**, v. 60, n. 4, p. 238-46, abr. 1994.
- CRAGG, A. H. et al. Percutaneous Arterial Grafting. **Radiology**, v. 150, n. 1, p. 45-49, 1 jan. 1984.
- CROSS, L. et al. Clinical anatomy of the popliteal blood vessels. **Clinical Anatomy**, v. 13, n. 5, p. 347-353, 2000.

DEBASSO, R. et al. The popliteal artery, an unusual muscular artery with wall properties similar to the aorta: Implications for susceptibility to aneurysm formation? **Journal of Vascular Surgery**, v. 39, n. 4, p. 836–842, 2004.

DIAZ, J. A. et al. Flexions of the popliteal artery: dynamic angiography. **J Invasive Cardiol**, v. 16, n. 12, p. 712–5, dez. 2004.

DOTTER, C. T.; JUDKINS, M. P. Percutaneous Transluminal Treatment of Arteriosclerotic Obstruction. **Radiology**, v. 84, n. November, p. 631–643, 1965.

ENGLAND, A.; MC WILLIAMS, R. Endovascular aortic aneurysm repair (EVAR). **The Ulster medical journal**, v. 82, n. 1, p. 3–10, 2013.

ESLAMI, M. H. et al. Open repair of asymptomatic popliteal artery aneurysm is associated with better outcomes than endovascular repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 61, n. 3, p. 663–669, 2015.

GALLAND, R. B. Popliteal aneurysms : from John Hunter to the 21st century. **Ann R Coll Surg Engl**, v. 89, p. 466–471, 2007.

GOLCHEHR, B. et al. Long-term outcome of endovascular popliteal artery aneurysm repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 67, n. 6, p. 1797–1804, 2018.

GOLCHEHR, B.; ZEEBREGTS, C. J.; REIJNEN, M. M. P. J. Long-term outcome of endovascular popliteal artery aneurysm repair. **Journal of Vascular Surgery**, p. 1–8, 2017.

GORE, W. L & ASSOCIATES, INC. FLAGSTAFF, ARIZONA, E. Endovascular Treatment of Popliteal Artery Aneurysms with the GORE® VIABAHN® Endoprosthesis Physician - **Physician Guide**. p. 5–8, 2011.

GORE, W. L & ASSOCIATES, INC. FLAGSTAFF, ARIZONA, E. **Instructions for use for GORE VIABAHN endoprosthesis**, 2014.

HILD, F.; ROUX, S. Digital image correlation: From displacement measurement to identification of elastic properties - A review. **Strain**, v. 42, n. 2, p. 69–80, 2006.

HIRSCH, A. T. et al. ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease (Lower Extremity, Renal, Mesenteric, and Abdominal Aortic). **Circulation**, v. 113, n. 11, p. e463–e465, 2006.

HORN, F. et al. **Development of a method to evaluate the safety of joints of peripheral endovascular prosthesis**. Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica. **Anais...Uberlândia**: 2015

HUANG, Y. et al. Outcomes of endovascular and contemporary open surgical repairs of popliteal artery aneurysm. **Journal of Vascular Surgery**, v. 60, n. 3, p. 631- 638.e2, 2014.

IDELCHIK, G. M. et al. Endovascular exclusion of popliteal artery aneurysms with stent-grafts: a prospective single-center experience. **Journal of endovascular therapy : an official journal of the International Society of Endovascular Specialists**, v. 16, n. 2, p. 215–23, 2009.

IQBAL, J.; GUNN, J.; SERRUYS, P. W. Coronary stents : historical development , current status and future directions. **Br Med Bull**, v. 106, p. 193–211, 2013.

ISO. **ISO 14242-1, Implants for Surgery -Wear of Total Hip-Joint Prostheses – Part 1: loading and displacement parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test. ISO International Organization for Standardization, 2014.** [s.l: s.n.].

JOHNSON III, O. N. et al. Outcomes of surgical management for popliteal artery aneurysms : An analysis of 583 cases. **J Vasc Surg**, v. 48, p. 845–851, 2008.

JOHNSTON, K. W. et al. **Suggested standards for reporting on arterial aneurysms** *Journal of Vascular Surgery*, 1991.

JOSHI, D.; JAMES, R. L.; JONES, L. Endovascular versus open repair of asymptomatic popliteal artery aneurysm. **The Cochrane database of systematic reviews**, v. 8, p. CD010149, jan. 2014.

KIL, S. W.; JUNG, G. S. Anatomical variations of the popliteal artery and its tibial branches: Analysis in 1242 extremities. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 32, n. 2, p. 233–240, 2009.

KLEIN, A. J. et al. Quantitative assessment of the conformational change in the femoropopliteal artery with leg movement. **Catheterization and Cardiovascular Interventions**, v. 74, n. 5, p. 787–798, 2009.

KRÖGER, K.; SANTOSA, F.; GOYEN, M. Biomechanical incompatibility of popliteal stent placement. **Journal of endovascular therapy**, v. 11, n. 6, p. 686–694, 2004.

KROPMAN, R. H. J. et al. Clinical Outcome of Acute Leg Ischaemia Due to Thrombosed Popliteal Artery Aneurysm : Systematic Review of 895 Cases. **European Journal of Vascular & Endovascular Surgery**, v. 39, n. 4, p. 452–457, 2010.

LAWRENCE, P. F. et al. The epidemiology of surgically repaired aneurysms in the United States. **Journal of vascular surgery**, v. 30, n. 4, p. 632–40, out. 1999.

LEDERLE, F. A. et al. The Aneurysm Detection and Management Study Screening Program: Validation Cohort and Final Results. **Archives of Internal Medicine**, v. 160, n. 10, p. 1425–1430, 2000.

LINK, J. et al. Preliminary results of percutaneous therapy of popliteal aneurysms with stents. **RoFo**, v. 164, n. 3, p. 244–248, mar. 1996.

MACTAGGART, J. N. et al. Three-dimensional bending, torsion and axial compression of the femoropopliteal artery during limb flexion. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 10, p. 2249–2256, 2014.

MAKITA, S. et al. Dilation and reduced distensibility of carotid artery in patients with abdominal aortic aneurysms. **American Heart Journal**, v. 140, n. 2, p. 297–302, 2000.

MALECKIS, K. et al. Comparison of femoropopliteal artery stents under axial and radial compression, axial tension, bending, and torsion deformations. **Journal of the Mechanical**

Behavior of Biomedical Materials, v. 75, n. June, p. 160–168, 2017.

MARAGLINO, C. et al. Endovascular Treatment of Popliteal Artery Aneurysms : A Word of Caution after. **Ann Vasc Surg**, v. 41, p. 62–68, 2017.

MARIN, M. L. et al. Transfemoral endoluminal stented graft repair of a popliteal artery aneurysm. **Journal of vascular surgery**, v. 19, n. 4, p. 754–7, abr. 1994.

MAURO, M. A.; JAQUES, P. F.; MOORE, M. The popliteal artery and its branches: embryologic basis of normal and variant anatomy. **American Journal of Roentgenology**, v. 150, n. 2, p. 435–437, 1987.

MEES, B. et al. Non-aortic aneurysms. **Australian Family Physician**, v. 42, n. 6, p. 370–374, 2013.

MURRAY, C. J.; LOPEZ, A. D. Global mortality, disability, and the contribution of risk factors: Global Burden of Disease Study. **The Lancet**, v. 349, n. 9063, p. 1436–1442, 17 maio 1997.

NÍ GHRIALLAIS, R.; BRUZZI, M. Effects of knee flexion on the femoropopliteal artery: A computational study. **Medical Engineering and Physics**, v. 35, n. 11, p. 1620–1628, 2013.

NIKANOROV, A. et al. Fracture of self-expanding nitinol stents stressed in vitro under simulated intravascular conditions. **Journal of Vascular Surgery**, v. 48, n. 2, p. 435–440, 2008.

NORDON, I. M. et al. Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms. **Nature Reviews Cardiology**, v. 8, n. 2, p. 92–102, 2011.

NORMAN, P. E.; POWELL, J. T. Site specificity of aneurysmal disease. **Circulation**, v. 121, n. 4, p. 560–568, 2010.

PARODI, J.; PALMAZ, J.; BARONE, H. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms. **Ann Vasc Surg**, v. 5, n. 4, p. 491–499, 1991.

PATEL, S. R. et al. A Systematic Review and Meta-analysis of Endovascular Popliteal Aneurysm Repair Using the Hemobahn / Viabahn Stent-Graft. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 22, n. 3, p. 1–8, 2015a.

PATEL, S. R. et al. A Systematic Review and Meta-analysis of Endovascular Popliteal Aneurysm Repair Using the Hemobahn / Viabahn Stent-Graft. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 22, n. 3, p. 1–8, 10 jun. 2015b.

PECKHAM, M.; KNIBBS, A.; PAXTON, S. **The Histology Guide - Circulatory System - Arteries**. Disponível em: <<https://www.histology.leeds.ac.uk/circulatory/arteries.php>>. Acesso em: 22 maio. 2018.

PIECHOTA-POLANCZYK, A. et al. The Abdominal Aortic Aneurysm and Intraluminal Thrombus: Current Concepts of Development and Treatment. **Frontiers in Cardiovascular Medicine**, v. 2, n. May, p. 1–14, 2015.

PILLAI, J. A current interpretation of popliteal vascular entrapment. **Journal of Vascular**

Surgery, v. 48, n. 6 SUPPL., p. 61–65, 2008.

RAVN, H.; WANHAINEN, A.; BJÖRCK, M. Risk of new aneurysms after surgery for popliteal artery aneurysm. **British Journal of Surgery**, v. 95, n. 5, p. 571–575, 2008.

REIMERINK, J. J. et al. Systematic review and meta-analysis of population-based mortality from ruptured abdominal aortic aneurysm. **British Journal of Surgery**, v. 100, n. 11, p. 1405–1413, 2013.

ROBINSON, W. P.; BELKIN, M. Acute Limb Ischemia Due to Popliteal Artery Aneurysm: A Continuing Surgical Challenge. **Seminars in Vascular Surgery**, v. 22, n. 1, p. 17–24, 2009.

ROWE, P. J. et al. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: How much knee motion is sufficient for normal daily life? **Gait and Posture**, v. 12, n. 2, p. 143–155, 2000.

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

SAXON, R. R. et al. Heparin-bonded , Expanded Polytetrafluoroethylene- lined Stent Graft in the Treatment of Femoropopliteal Artery Disease : 1-Year Results of the VIPER (Viabahn Endoprosthesis with Heparin Bioactive Surface in the Treatment of Superficial Femoral Artery Obstructive Disease) Trial. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 24, n. 2, p. 165–173, 2013.

SCHEINERT, D. et al. Prevalence and clinical impact of stent fractures after femoropopliteal stenting. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 45, n. 2, p. 312–315, 2005.

SCHLÖSSER, F. J. V; MUHS, B. E. Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: What one needs to know. **Current Opinion in Cardiology**, v. 27, n. 6, p. 598–603, 2012.

SCHMIDT, A. F. **Validação de segurança da associação de endopróteses para tratamento de aneurisma periférico: caracterização e monitoramento do ensaio mecânico multiaxial de fadiga.** Trabalho (Conclusão de curso de graduação) – Engenharia Mecânica. Universidade Federal de Santa Catarina: Florianópolis, 2016.

SERRANO HERNANDO, F. J. et al. Comparison of popliteal artery aneurysm therapies. **Journal of Vascular Surgery**, v. 61, n. 3, p. 655–661, 2015.

SHAHIN, Y.; BARAKAT, H.; SHRIVASTAVA, V. Endovascular versus Open Repair of Asymptomatic Popliteal Artery Aneurysms : A Systematic Review and Meta-Analysis. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, v. 27, n. 5, p. 715–722, 2016.

SIE, R. B. et al. Ruptured popliteal artery aneurysm. An insidious complication. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 13, n. 5, p. 432–438, 1997.

SMOUSE, H.; NIKANOROV, A; LAFLASH, D. Biomechanical forces in the femoropopliteal arterial segment. **Endovascular Today**, n. June, p. 60–6, 2005.

STONE, P. A. et al. Evolving treatment of popliteal artery aneurysms. **Journal of Vascular**

Surgery, v. 57, n. 5, p. 1306–1310, 2013.

TAI, N. R. M. et al. In vivo femoropopliteal arterial wall compliance in subjects with and without lower limb vascular disease. **Journal of Vascular Surgery**, v. 30, n. 5, p. 936–945, 1999.

TEITELBAUM, G. P. A Brief History of Angiography and Endovascular Therapy. **Seminars in Anesthesia, Perioperative Medicine and Pain**, v. 19, n. 4, p. 237–240, 2000.

TIELLIU, I. F. J. et al. Endovascular treatment of popliteal artery aneurysms: results of a prospective cohort study. **J Vasc Surg**, v. 41, n. 4, p. 561–567, 2005.

TIELLIU, I. F. J. et al. Stent fractures in the Hemobahn/Viabahn stent graft after endovascular popliteal aneurysm repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 51, n. 6, p. 1413–1418, 2010.

TONNESSEN, B. H.; STERNBERGH, W. C.; MONEY, S. R. Mid- and long-term device migration after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: A comparison of AneuRx and Zenith endografts. **Journal of Vascular Surgery**, v. 42, n. 3, p. 392–401, 2005.

WAGENHÄUSER, M. U. et al. Long-term results of open repair of popliteal artery aneurysm. **Annals of medicine and surgery (2012)**, v. 4, n. 1, p. 58–63, 2015.

WHITE, G. H.; YU, W.; MAY, J. “Endoleak”—A Proposed New Terminology to Describe Incomplete Aneurysm Exclusion by an Endoluminal Graft. **Journal of Endovascular Surgery**, v. 3, n. 1, p. 124–125, fev. 1996.

WHITEHOUSE, W. M. et al. Limb-threatening potential of arteriosclerotic popliteal artery aneurysms. **Surgery**, v. 93, n. 5, p. 694–9, 1983.

WRIGHT, L. B. et al. Popliteal artery disease: diagnosis and treatment. **Radiographics**, v. 24, n. 2, p. 467–79, 2004.

XU, J. et al. Finite Element Analysis of the Implantation Process of Overlapping Stents. **Journal of Medical Devices**, v. 11, n. 2, p. 021010, 2017.

APÊNDICE A - Descrição do programa escrito em MATLAB utilizado para medição dos pares de pontos homólogos nas imagens seriadas das endopróteses submetidas ao teste de fadiga cíclica com diferentes comprimentos de sobreposição.

```

clc, clear all, close all
%%Ferramenta de auxílio ‡ marcação de pares de pontos homólogos
pares=2; %Número de pares de pontos
Ni=5; %Número de instantes de observação (>1)
nrep=5; %Número de repetições da execução da medição
n=2*pares; %Número de marcações por imagem
total=5; %Total de imagens
foto=round(1:((total-1)/(Ni-1)):total); %Imagens escolhidas para análise
warning('off', 'Images:initSize:adjustingMag');

%Marcação de imagens
for rep=1:nrep
for N=1:Ni
A=imread([' ' num2str(foto(N)) '.jpeg']);
hFig=figure('Name',['Medição ' num2str(rep) ' Instante ' num2str(N) '/' num2str(Ni)]
,'Toolbar','none','Menubar','none');
hIm=imshow(A);
hSP=imscrollpanel(hFig,hIm);
set(gcf,'Units','pixels','Position',[240 150 1472 840]);
hMagBox = immagbox(hFig,hIm);
pos = get(hMagBox,'Position');
set(hMagBox,'Position',[0 0 pos(3) pos(4)])
imoverview(hIm)
api = iptgetapi(hSP);
r = api.getVisibleImageRect();
api.setMagnificationAndCenter(1.5,200,400) %Zoom e coordenadas

[x,y] = ginput(n);
x=round(x);
y=round(y);
[x,y];

```

```

for j=1:n
%Procura do pixel mais escuro limite esquerdo
g=A(y(j),(x(j)-13):x(j));
[M,I]=min(g);
pixel_limite_esq(j)=[x(j)-13+I-2];

%Procura do pixel mais escuro limite direito
g=A(y(j), x(j):(x(j)+13));
[M,I]=min(g);
pixel_limite_dir(j)=[x(j)+I-2];

%Procura do pixel mais escuro central
X(j)=round((pixel_limite_esq(j)+pixel_limite_dir(j))*0.5);
dx=abs(pixel_limite_esq(j)-pixel_limite_dir(j));

%Procura do pixel mais escuro vertical
vsr=round(0.032*dx^2+0.054*dx-0.1863);
g=A(y(j):(y(j)+vsr),x(j));
[M,I]=min(g);
pixel_limite_v_inf(j)=[y(j)+I-2];
Y(j)=pixel_limite_v_inf(j);
end

hold on;
plot(X, Y, 'r+', 'MarkerSize', 4, 'LineWidth', 3);

d1(N)=abs(Y(1)-Y(2));
d2(N)=abs(Y(3)-Y(4));

pause(0.5)
close all
end

```

```

for j=1:Ni
deltay1(j)=d1(j)-d1(1);
deltay2(j)=d2(j)-d2(1);
end

OL(rep,:)=(deltay1+deltay2).*0.5;
end

for j=1:Ni
OLm(j)=mean(OL(:,j));
end

CORRECAO=[ 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0]*20; %Correção em pixels

for j=1:Ni
if (OLm(j) > 0) && (OLm(j) <= 0.5)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(2);
elseif (OLm(j) > 0.01) && (OLm(j) <= 1)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(3);
elseif (OLm(j) > 0.02) && (OLm(j) <= 1.5)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(4);
elseif (OLm(j) > 0.03) && (OLm(j) <= 2)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(5);
elseif (OLm(j) > 0.04) && (OLm(j) <= 2.5)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(6);
elseif (OLm(j) > 0.05) && (OLm(j) <= 3)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(7);
elseif (OLm(j) > 0.06) && (OLm(j) <= 3.5)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(8);
elseif (OLm(j) > 0.07) && (OLm(j) <= 4)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(9);
elseif (OLm(j) > 0.08) && (OLm(j) <= 4.5)
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(10);
elseif (OLm(j) > 0.09) && (OLm(j) <= 5)

```

```
    OLm(j)=OLm(j)-CORRECAO(11);  
end  
end  
  
OLm=OLm';  
mmOLm=OLm/20;  
Progresso=(0:(100/(Ni-1)):100)';  
  
figure('Name', 'Comportamento aproximado do desprendimento ao longo do  
ensaio','MenuBar','none','Position',[300 162 1300 400])  
plot(Progresso,OL./20,'g+',Progresso,mmOLm,'b')  
title('Perda de overlapping')  
ylabel('Deslocamento [mm]')  
xlabel('Progresso do ensaio [%]')  
  
table(Progresso,mmOLm)  
FinalOverlapLoss=mmOLm(Ni);  
disp(['Perda final de overlapping: ', num2str(FinalOverlapLoss) , ' mm'])
```