

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

RAFAEL NARCISO FRANKLIN



**NOVA TÉCNICA PARA CORREÇÃO DO ANEURISMA DA
AORTA TORACOABDOMINAL, COM AVALIAÇÃO EM UM
MODELO EXPERIMENTAL “*IN VITRO*” COM FLUXO
PULSÁTIL E AVALIAÇÃO DAS CONEXÕES POR MÉTODO
TOMOGRÁFICO**

CURITIBA

2014

RAFAEL NARCISO FRANKLIN

**NOVA TÉCNICA PARA CORREÇÃO DO ANEURISMA DA
AORTA TORACOABDOMINAL, COM AVALIAÇÃO EM UM
MODELO EXPERIMENTAL “*IN VITRO*” COM FLUXO
PULSÁTIL E AVALIAÇÃO DAS CONEXÕES POR MÉTODO
TOMOGRÁFICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Clínica Cirúrgica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Jorge Rufino Ribas Timi

Co-orientador: Prof. Dr. Pierre Galvagni Silveira

Coordenador do Programa: Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias

CURITIBA

2014

Franklin, Rafael Narciso

Nova técnica para correção do aneurisma da aorta toracoabdominal, com avaliação em um modelo experimental "*in vitro*" com fluxo pulsátil e avaliação das conexões por método tomográfico / Rafael Narciso Franklin. – Curitiba, 2014.

76 f : il.

Orientador: Prof. Dr. Jorge Rufino Ribas Timi.

Dissertação (Mestrado) – Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná.

1.Aneurisma da aorta. 2.Aneurisma toracoabdominal.
3.Tratamento endovascular. 4.Endopróteses vasculares.
5.Técnica do "Polvo". 6.Endoleak. NLM: WG 410

AGRADECIMENTOS

Aos meus Pais Antônio José Franklin e Maria de Lourdes Narciso Franklin pela dedicação, ensinamentos e incentivo irrestrito em todas as etapas de minha formação.

A minha esposa, Lucelena, e aos meus filhos, Anna Clara e Arthur, pelo apoio, carinho e pela compreensão nos diversos momentos em que precisei me afastar do convívio da nossa família.

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Jorge Rufino Ribas Timi por incentivar a busca pelo continuo aperfeiçoamento. Pelo seu apoio incondicional a este projeto desde o início. Agradeço pelos ensinamentos preciosos e pela sua orientação bastante clara e objetiva.

Agradeço especialmente ao Prof. Dr. Pierre Galvagni Silveira por incentivar e instigar a busca pelo conhecimento. Além de ser uma fonte inspiradora de idéias e da busca por torna-las úteis no tratamento de doenças vasculares.

Agradeço ao Prof. Dr. Jorge Eduardo Fouto Matias, Coordenador do Programa de Pós-Graduação, por incentivar a pesquisa e favorecer a sua inclusão na realidade cotidiana profissional.

A Sra. Regina Sass pela sua especial atenção e colaboração. Além de estar sempre disponível para ajudar e orientar os pós graduandos.

Ao Engenheiro Sr. Marcelo Corbelini por auxiliar no estudo "*in vitro*" e disponibilizar o material utilizado no modelo experimental.

A Clínica Coris de Cirurgia Vascular e Endovascular por ceder o seu espaço físico e o aparelho de Hemodinâmica para realizar os testes "*in vitro*".

A Clínica Imagem por disponibilizar o uso dos aparelhos de tomografia, bem como todos os equipamentos e *softwares* de medidas utilizados neste estudo.

As Físicas Médicas, Srta. Karine Isabela Stieven e Srta. Paula Pra Veleda Mezomo, que se dedicaram de forma especial a este projeto e realizaram todas as medidas nos cortes tomográficos.

A Sra. Vania Hirakata pela especial dedicação na análise estatística e orientações sobre resultados encontrados.

“A mente que se abre a uma nova ideia, jamais volta
ao seu tamanho original”

Albert Einstein

RESUMO

O aneurisma da aorta toracoabdominal (AATA) é uma doença degenerativa crônica, cuja história natural geralmente envolve a deterioração estrutural progressiva da parede do vaso, com gradual expansão e eventual ruptura. A ruptura, com suas desastrosas repercussões, é a sua mais importante complicação, com taxa de mortalidade global de aproximadamente 90%. A história desta doença tem refletido o notável progresso da cirurgia ao longo das gerações. A cirurgia aberta foi sendo progressivamente refinada e melhorada com advento de novas tecnologias. Porém, mesmo nos melhores centros, a morbimortalidade ainda é considerada elevada. Semelhante ao que ocorreu no tratamento do aneurisma da aorta abdominal, a técnica endovascular surgiu como uma forma menos invasiva e promissora para correção do AATA. A real possibilidade de transformar uma cirurgia de grande porte em um procedimento minimamente invasivo seduziu os especialistas e produziu profundas mudanças conceituais, com uma busca constante na melhoria da técnica, dos materiais e, conseqüentemente, dos resultados. Esta dissertação tem como objetivo descrever uma nova técnica de intervenção endovascular para correção do AATA intitulada como “Polvo”, que tem como aspecto principal a abordagem totalmente endovascular, possibilitando o tratamento de aneurismas complexos da aorta com manutenção do fluxo para o tronco celíaco, artéria mesentérica superior e ambas as artérias renais através de ramos formados pela justaposição de *stents* recobertos. Como objetivos específicos foram avaliadas a factibilidade técnica no modelo experimental com fluxo pulsátil, a integridade das conexões, o acomodamento entre as peças utilizadas e a busca pela melhor relação entre os diâmetros possíveis de utilização para minimizar espaço de “goteiras” com possibilidade de vazamentos (“*endoleak*”) através de método computadorizado de medidas em cortes tomográficos. Neste estudo pode ser demonstrada que a execução da técnica intitulada como “Polvo” é factível no modelo experimental. Pode-se observar um adequado acomodamento entre as peças utilizadas e integridade das conexões. A avaliação tomográfica demonstrou que a combinação dos *stents* recobertos (Viabahn®) de 8mm e 7mm apresentam a melhor relação entre os diâmetros possíveis de utilização, excetuando-se a combinação de três unidades de 7mm, dentro da perna “curta” da endoprótese bifurcada para garantir melhor conformabilidade e justaposição, com menor área de goteiras e possivelmente menor vazamento (“*endoleak*”). O pós-baloneamento interfere negativamente na conformabilidade e justaposição dos *stents* recobertos (Viabahn®), nas combinações de 8mm e 7mm de diâmetro.

Palavras chave: Aneurisma da aorta. Aneurisma toracoabdominal. Tratamento endovascular. Endopróteses vasculares. Técnica do “Polvo”. *Endoleak*.

ABSTRACT

The thoracoabdominal aortic aneurysm (TAAA) is a chronic degenerative disease whose natural history usually involves structural progressive deterioration of the vessel wall, with gradual expansion and eventual rupture. The rupture is the major complication with disastrous consequences and overall mortality rate of approximately 90 %. The history of this disease has reflected the remarkable progress of surgery over the generations. Open surgery has been progressively refined and improved with the advent of new technologies. But even in the best medical centers the mortality is still considered high. Similar to what occurred in the treatment of abdominal aortic aneurysm, endovascular technique has emerged as a less invasive and promising treatment to the TAAA. The real possibility of transforming a major surgery in a minimally invasive procedure seduced experts and produced profound conceptual changes with a constant search on improving the techniques, the material and achieving better results. This paper aims to describe a new technique for endovascular treatment of thoracoabdominal aortic aneurysm titled as "Octopus technique", which has as main feature the possibility of total endovascular intervention of complex aortic aneurysms with maintaining the flow to the celiac trunk, superior mesenteric artery and both renal arteries through branches formed by the juxtaposition of stentgrafts. Additionally, this study had the objective of testing the technical feasibility in the experimental model with pulsatile flow, the integrity of the connections, the best accommodation among the components used and the search for the best possible relationship between the diameters of the stentgrafts used through a computerized method of measurements on tomography slices. This study can demonstrate that the "Octopus" technique is feasible in the experimental model, with appropriate accommodation among the components used and integrity of the connections. Tomography analyses demonstrated that the combination of stentsgrafts (Viabahn®) of 8mm and 7mm of diameter, inside the "short" leg of the bifurcated endoprosthesis, have the best possible relationship between the diameters of used, except for the combination of three units of 7mm. These combinations demonstrated to ensure a better conformability and juxtaposition, with smaller areas of "gutters" and theoretically less possibly of "endoleak". Also, it is demonstrated that the post-dilatation impairs the conformability and juxtaposition of the stentgrafts (Viabahn®) in these group of best combinations (8mm and 7mm in diameter).

Keywords: Aortic aneurysm. Thoracoabdominal aneurysm. Endovascular treatment. Vascular endoprosthesis. Octopus technique. Endoleak.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - CLASSIFICAÇÃO DOS ANEURISMAS TORACOABDOMINAIS .	19
FIGURA 2 - TÉCNICAS HÍBRIDAS(A); TÉCNICA ANASTOMOSE HÍBRIDA VORTEC (B).....	24
FIGURA 3 - ENDOPRÓTESES RAMIFICADAS CUSTOMIZADAS	24
FIGURA 4 - MODIFICAÇÃO DO DISPOSITIVO PELO CIRURGIÃO NO MOMENTO DA INTERVENÇÃO CRIANDO RAMOS E FENESTRAS	29
FIGURA 5 - TÉCNICA DE “PERISCÓPIO”	30
FIGURA 6 - TÉCNICA DE “CHAMINÉ” PARA ARTÉRIA CARÓTIDA ESQUERDA (A) E TÉCNICA DE “CHAMINÉ” PARA AS ARTÉRIAS RENAIIS (B)	30
FIGURA 7 - TÉCNICA “SANDUICHE”	32
FIGURA 8 - ENDOPRÓTESE EXCLUDER®	35
FIGURA 9 - MARCADORES E CARACTERÍSTICAS DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER®	36
FIGURA 10 - DIMENSÕES E DETALHES DOS DIÂMETROS DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER®	36
FIGURA11 - DIMENSÕES E CARACTERÍSTICAS DA EXTENSÃO EXCLUDER® TIPO “BOCA DE SINO”	36
FIGURA 12 - <i>STENT</i> RECOBERTO VIABAHN®	37
FIGURA 13 - ESQUEMA ILUSTRATIVO DA TÉCNICA DO “POLVO”	39
FIGURA 14 - TÉCNICA DO “POLVO” DEMOSTRADO POR ESQUEMA MONTADO COM ENDOPRÓTESES BIFURCADAS E <i>STENTS</i> REVESTIDOS AUTO- EXPANSSÍVEIS (A) VISUALIZAÇÃO APROXIMADA PARA DETALHE DOS RAMOS VISCERAIS (B)	39
FIGURA 15 - FOTO DO MODELO DE ANEURISMA DE SILICONE (A) E FOTO DA BOMBA PROPULSORA DE FLUXO PULSÁTIL (B)	41

FIGURA 16 - FOTO DO MODELO DE ANEURISMA DE SILICONE COM POSICIONAMENTO DO ENDOSCÓPIO (A). FOTO DO DISPARO DOS STENTS REVESTIDOS (B)	41
FIGURA 17 - ENDOPRÓTESE BIFURCADA COM OS TRÊS <i>STENTS</i> RECOBERTOS (VIABAHN®) DENTRO DA “PERNA” CURTA (A); IMAGEM DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM RECONSTRUÇÃO MIP (B); IMAGEM DO CORTE AXIAL NA TOMOGRAFIA E NA AVALIAÇÃO VISUAL (C)	44
FIGURA 18 - TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM EXEMPLOS DE MEDIDA DA EXTENSÃO DA “PERNA” CURTA DA ENDOPRÓTESE BIFURCADA E DO LOCAL ESCOLHIDO PARA ANÁLISE DO CORTE AXIAL.....	46
FIGURA 19 - EXEMPLO DE CORTE AXIAL DA TOMOGRAFIA COM MÉTODO DE MEDIDA DO TIPO A E CORTE AXIAL DA TOMOGRAFIA COM MÉTODO DE MEDIDA DO TIPO B	46
FIGURA 20 - TESTE PÓS-BALONEAMENTO PADRONIZADO E SIMULTÂNEO (“KISSING BALLOON”).....	48

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALMAN COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”	51
GRÁFICO 2 - RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALMAN COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”	53
GRÁFICO 3 - RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALMAN COMPARANDO O FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A” E A “MEDIDA DO TIPO B” QUANDO EFETUADO PELO AVALIADOR 1(ESQUERDA) E QUANDO EFETUADO PELO AVALIADOR 2 (DIREITA)	54
GRÁFICO 4 - VALORES DA ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A.....	55
GRÁFICO 5 - ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”, PELO TESTE DE MANN-WHITNEY, QUANDO O VIABAHN DE 6MM ESTAVA PRESENTE OU AUSENTE NO AGRUPAMENTO	56
GRÁFICO 6 - VALORES DA ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”	57
GRÁFICO 7 - ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”, PELO TESTE DE MANN-WHITNEY, QUANDO O VIABAHN DE 6MM ESTAVA PRESENTE OU AUSENTE NO AGRUPAMENTO	58

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - VALORES DA ÁREA TOTAL DA PERNA “CURTA” DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER® EM CM2, ÁREAS INDIVIDUAIS DE CADA VIABAHN® EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA RESIDUAL (“GOTEIRA”) EM CM2 (FORMATO DE MEDIDA A). VALORES DO AVALIADOR 1 E DO AVALIADOR 2	50
TABELA 2 - RESULTADOS DO TESTE PARA AMOSTRAS EMPARELHADAS (TESTE T) COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”	51
TABELA 3 - VALORES INDIVIDUAIS DAS ÁREAS DE GOTEIRAS EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA TOTAL DAS GOTEIRAS EM CM2 (FORMATO DE MEDIDA B). VALORES DO AVALIADOR 1 E DO AVALIADOR 2	52
TABELA 4 - RESULTADOS DO TESTE PARA AMOSTRAS EMPARELHADAS (TESTE T) COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”	53
TABELA 5 - VALORES DA ÁREA TOTAL DA PERNA “CURTA” DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER® EM CM2, ÁREAS INDIVIDUAIS DE CADA VIABAHN® EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA RESIDUAL (“GOTEIRA”) EM CM2, PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO (FORMATO DE MEDIDA A).....	55
TABELA 6 - VALORES INDIVIDUAIS DAS ÁREAS DE GOTEIRAS EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA TOTAL DAS GOTEIRAS EM CM2, PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO (FORMATO DE MEDIDA B)	57
TABELA 7 - DIFERENÇAS ENTRE PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO, TANTO NA MEDIDA A QUANTO NA MEDIDA B, EM NÚMEROS ABSOLUTOS	58
TABELA 8 - DIFERENÇAS ENTRE PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO, TANTO NA MEDIDA A QUANTO NA MEDIDA B, EM PORCENTAGEM	59

LISTA DE ABREVIATURAS

AATA -	Aneurisma da Aorta Toracoabdominal
EUA -	Estados Unidos da América
ANVISA -	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
FDA -	<i>Food and Drug Administration</i>
AVC -	Acidente Vascular Cerebral
UTI -	Unidade de Tratamento Intensivo
MARS -	<i>Stent</i> Multicamadas Não Recoberto
ePTFE -	Politetrafluoretileno expandido
FEP -	Etileno Propileno Fluorado
NiTi -	Nitinol ou Níquel Titanium
ATM -	Atmosferas
TC -	Tronco Celíaco
AMS -	Artéria Mesentérica Superior
ARD -	Artéria Renal Direita
ARE -	Artéria Renal Esquerda

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
1.1 OBJETIVOS	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 ASPECTOS GERAIS	15
2.1.1 Epidemiologia	15
2.1.2 Etiopatogenia	16
2.1.3 Diagnóstico	17
2.1.4 Classificação	17
2.1.5 Tratamento clínico	19
2.2 INDICAÇÕES DE TRATAMENTO CIRÚRGICO E ENDOVASCULAR .	19
2.3 TRATAMENTO CIRÚRGICO ABERTO.....	20
2.4 TRATAMENTO HÍBRIDO	22
2.5 TRATAMENTO ENDOVASCULAR	24
2.5.1 Endopróteses customizadas com ramos e fenestras	25
2.5.2 Técnicas com uso fora das recomendações formais (“ <i>off-label</i> ”)	27
2.5.2.1 Técnicas com modificações estruturais dos dispositivos realizadas pelo cirurgião no momento da intervenção (fenestrações e ramos).....	28
2.5.2.2 Técnica de “periscópio” e “chaminé”	29
2.5.2.3 Técnica de “sanduíche”	31
2.5.2.4 Técnica de endopróteses paralelas.....	33
2.5.3 <i>Stent</i> Multicamadas (“ <i>Multilayer stent</i> ”)	33
3 NOTA TÉCNICA	35
3.1 DESCRIÇÃO DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER® E <i>STENT</i> REVESTIDO VIABAHN®	35
4 MATERIAIS E MÉTODO	38
4.1 DESCRIÇÃO DA TÉCNICA DO “POLVO”	38
4.2 IMPLANTE DAS ENDOPRÓTESES NO MODELO “ <i>IN VITRO</i> ”	40

4.3 TESTE DA MELHOR JUSTAPOSIÇÃO ENTRE OS DIÂMETROS DOS DISPOSITIVOS	43
4.4 TESTE DE JUSTAPOSIÇÃO PÓS-BALONEAMENTO.....	46
5 RESULTADOS	49
5.1 FACTIBILIDADE DA TÉCNICA DO “POLVO” EM MODELO “IN-VITRO” ..	49
5.2 AVALIAÇÃO DA ÁREA DE “GOTEIRAS” ENTRE DIFERENTES DIÂMETROS UTILIZADOS	49
5.3 AVALIAÇÃO DA ÁREA DE “GOTEIRAS” PÓS-BALONEAMENTO	54
6 DISCUSSÃO	60
7 CONCLUSÕES	69
REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

O aneurisma da aorta toracoabdominal (AATA) é uma doença degenerativa crônica, cuja história natural geralmente envolve a deterioração estrutural progressiva da parede do vaso, com gradual expansão e eventual ruptura. Apresenta incidência de 5.9 casos por 100.000 indivíduos / ano e juntamente com outras doenças da aorta são consideradas a 12^a causa de morte nos EUA¹⁻² e a 3^a causa de morte súbita³. O diagnóstico clínico é notoriamente difícil, sendo que os pacientes são muitas vezes assintomáticos e a presença da dilatação aórtica é um achado incidental em exames de imagem. A ruptura, com suas desastrosas repercussões, é a sua mais importante complicação, com taxa de mortalidade global de aproximadamente 90%. O principal fator preditivo de ruptura é o seu diâmetro máximo, pois quando atinge 6 cm o risco combinado (ruptura e morte) chega a 16% ao ano. Contudo, a taxa de crescimento e a presença de sintomas (principalmente a dor) também são considerados fatores importantes e associados ao maior risco de ruptura.

A história desta doença tem refletido o notável progresso da cirurgia ao longo das gerações. Inúmeras tentativas frustradas ocorreram na busca de uma solução. No entanto, antes do desenvolvimento das técnicas modernas, o manejo cirúrgico era considerado catastrófico. A chamada era moderna da cirurgia da aorta torácica foi inicialmente creditada a Lam e Aram que usaram um homoenxerto para substituir a aorta torácica no anos de 1952¹. Dois anos mais tarde foi realizada uma correção de AATA com implante de enxerto sintético. Contudo, somente em 1955 foi que Etheredge e colegas publicaram a primeira correção bem sucedida de um aneurisma aórtico com envolvimento dos vasos viscerais¹. O procedimento cirúrgico passou a ser popularizado por DeBakey, Crawford, Kieffer e seus colaboradores, apresentando resultados considerados mais satisfatórios. Nos últimos 50 anos a cirurgia aberta do AATA foi sendo progressivamente refinada e melhorada com advento de novas tecnologias, melhores cuidados clínicos, Unidades de Terapia Intensiva (UTI) mais equipadas e Bancos de Sangue mais estruturados. Também passou a ser realizado melhor controle transoperatório, com minimização da perda sanguínea, uso de sistema “*Cell-Saver*”, redução de transfusões, aquecimento do paciente e circulação extracorpórea. Porém,

mesmo nos melhores centros, a morbimortalidade ainda é considerada elevada, chegando a mortalidade global nos casos eletivos de 22%, sendo bem mais expressiva nos casos de urgência (chegando a 60%)⁴.

Semelhante ao que ocorreu no tratamento do aneurisma da aorta abdominal, a técnica endovascular surgiu como uma forma menos invasiva e promissora para correção dos AATA. A real possibilidade de transformar uma cirurgia de grande porte em um procedimento minimamente invasivo seduziu os especialistas e produziu profundas mudanças conceituais, com uma busca constante na melhoria da técnica, dos materiais e, conseqüentemente, dos resultados.

Mesmo que a técnica endovascular esteja bem estabelecida para o tratamento da doença aneurismática da aorta torácica e da aorta abdominal, ainda existem importantes restrições a sua utilização no manejo dos pacientes com envolvimento dos ramos viscerais. Existe uma persistente busca pelo aprimoramento de materiais e técnicas para tornar este tratamento factível e seguro.

1.1 OBJETIVOS

Esta dissertação tem como objetivo geral descrever uma nova técnica de intervenção endovascular para correção do aneurisma da aorta toracoabdominal (AATA) denominada de “Polvo”.

Como objetivos específicos pretende-se avaliar a factibilidade de sua execução técnica em um modelo experimental de aneurisma de silicone associado a um sistema de fluxo pulsátil, avaliar a integridade das conexões e o acomodamento entre as peças utilizadas. Além disso, buscamos avaliar a melhor relação entre os diâmetros possíveis de utilização para minimizar o espaço de “goteiras” com possibilidade de vazamentos (“*endoleak*”) através de método computadorizado de medidas em cortes tomográficos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O aneurisma da aorta é definido com uma dilatação localizada e permanente da aorta, com diâmetro superior a 1.5 vezes o diâmetro do vaso normal adjacente. O aneurisma é considerado toracoabdominal quando acomete o segmento da aorta que origina os vasos viscerais, podendo também acometer segmentos mais proximais ou mais distais. Quando consideramos todos os aneurismas da aorta torácica, os que acometem a aorta ascendente são os mais prevalentes (40%)¹, os aneurismas da aorta descendente correspondem por aproximadamente 35% e os da aorta toracoabdominal são os menos comuns (10%)¹.

2.1 ASPECTOS GERAIS

2.1.1 Epidemiologia

O aneurisma da aorta é a 12^a causa de morte nos EUA e a 3^a causa de morte súbita³. A prevalência está aumentando progressivamente, o que pode ser explicado tanto pelo aumento da expectativa de vida quanto pelo aperfeiçoamento dos exames diagnósticos. O AATA é uma doença de idosos, com média de idade de 65 anos no diagnóstico, preferencia para o sexo masculino (1.7:1)² e com componente genético em estudos recentes demonstrando que mais de 20% tem familiar de primeiro grau com doença aneurismática^{1,5-7}. Além do fator genético, os fatores de risco mais importantes são hipertensão, tabagismo e aterosclerose.

A história natural do AATA não foi tão estudada quanto a dos aneurismas infrarrenais, principalmente pela sua menor prevalência. Estudos iniciais de Pressler e McNamara na década de 1970 observaram que aproximadamente 40% dos pacientes que não foram submetidos a cirurgia morreram da ruptura do aneurisma e que 32% morreram de outras causas cardiovasculares. Durante o período de acompanhamento mais de 90% dos pacientes apresentaram a ruptura do aneurisma, com mais de 68% das rupturas acontecendo mais de um mês após o diagnóstico^{1,8}. A sobrevida em 5 anos para pacientes com AATA de 6cm de diâmetro foi de 54%, com riscos de ruptura

de 3.7% ao ano e um risco de morte de 12% ao ano. A média de sobrevivência dos não operados foi de 3.3 anos. Crawford e DeNatale observaram que entre os pacientes que não eram considerados candidatos ao tratamento cirúrgico a sobrevivência era de apenas 24% em 2 anos, com mais de 50% das mortes relacionadas a ruptura do aneurisma¹.

Como ocorre nos aneurismas abdominais, o diâmetro do aneurisma é o fator de risco mais importante para a ruptura. Dapunt e colaboradores observaram que AATA maiores que 8 cm tem um risco de ruptura de aproximadamente 80% em um ano¹. Crawford e colaboradores³ observou que 14% dos aneurismas rompem com diâmetro entre 5 e 6 cm, 36% entre 6 e 8 cm, 39% entre 8 e 10 cm, e 12% acima de 10 cm. Contudo, o diâmetro em que vai ocorrer a ruptura do aneurisma é impreciso. A taxa de crescimento parece ter uma relação significativa com o risco de ruptura, sendo que o crescimento médio do AATA é de aproximadamente 0,1 a 0,4 cm / ano, quando ocorre um crescimento maior que 1 cm ao ano o risco de ruptura é bastante considerável^{1,3}.

2.1.2 Etiopatogenia

O desenvolvimento do AATA é um evento multifatorial que envolve fatores genéticos, distúrbios celulares e fatores hemodinâmicos. Uma vez iniciado o processo de formação do aneurisma, ocorre uma remodelação da matriz extra-celular, pela maior taxa de degradação de metaloproteínases em comparação a sua produção e reparo. Alterando as propriedades biomecânicas e a composição da parede da aorta, incluindo a proporção de elastina e colágeno na matriz arterial.

Além da comprovação da herança familiar e da herança autossômica dominante de uma parte dos casos de AATA, estudos recentes tem demonstrado que variações genéticas da actina e miosina na matriz extracelular podem contribuir para formação do AATA^{1,9}. Outros estudos recentes tem demonstrado que existe uma elevada expressão e aumento da atividade de varias proteínases da matriz extra-celular, especificamente a matriz metaloproteinase-9 (MMP-9) na gênese do AATA¹. Sinha e colaboradores observaram que existe uma produção assimétrica de MMP-9 e na parede do AATA em expansão, associado a um número elevado de macrófagos. Alguns outros estudos observaram a presença elevada de MMP-2 na parede do AATA estável e sem

crescimento. Ikonomidis e colaboradores, em um modelo animal de AATA, chegaram a concluir que a relação entre a MMP-9 e a MMP-2 é um fator importante para facilitar a sua progressão¹.

Histologicamente, o AATA é caracterizado por uma degeneração da camada muscular média, formalmente chamada de necrose cística da camada média. Caracterizada por uma fragmentação e perda de fibras elásticas, perda de células musculares lisas, e acúmulo de tecido intersticial, substâncias basofílicas e proteoglicanos^{1,3}. A degeneração da camada média é um processo intrínseco do envelhecimento, contudo alguns fatores ambientais e genéticos parecem acelerar seu desenvolvimento.

Dos AATA a maior parte (80%) é secundária a degeneração da camada média. Os outros 15 a 20% estão relacionados a dissecação aórtica, doenças do colágeno, trauma e infecções.

2.1.3 Diagnóstico

A maioria dos pacientes com AATA não apresentam sintomas relacionados à doença no momento do diagnóstico, sendo que este ocorre, muitas vezes, de forma incidental durante a investigação de sintomas ou avaliação de doença não relacionada ao aneurisma. No entanto, muitos dos pacientes vão apresentar alguma manifestação clínica antes da ruptura¹⁰. Panneton e Holier demonstraram que 57% dos pacientes apresentaram sintomas antes da ruptura do aneurisma¹. O sintoma inicial mais comum é a dor, muitas vezes vaga e inespecífica, podendo ocorrer no tórax, dorso, flanco ou abdômen. O diagnóstico diferencial deve ser feito com angina, dissecação aórtica e doenças degenerativas da coluna.

2.1.4 Classificação

Os aneurismas torácicos são primariamente classificados entre aqueles localizados na aorta ascendente, no arco aórtico, na aorta descendente e a associação entre estes. Em relação aos aneurismas da aorta torácica descendente e aorta

toracoabdominal (AATA), diversas foram as classificações propostas nas últimas décadas, contudo as mais utilizadas são a original de Crawford (1978) e a modificada por Safi^{1,11-12}.

- **Tipo I:** envolve toda a aorta torácica descendente, desde a emergência da artéria subclávia esquerda até a transição toracoabdominal (preserva os ramos viscerais). Incidência aproximada de 14% dos casos;
- **Tipo II:** envolve toda a aorta torácica descendente e aorta abdominal, desde a emergência da artéria subclávia esquerda até a bifurcação da aorta abdominal. Incidência aproximada de 11% dos casos;
- **Tipo III:** envolve parcialmente a aorta torácica descendente e total ou parcialmente a aorta abdominal, inicia-se no segmento médio da aorta torácica descendente (6^o espaço intercostal) e prolonga-se até o segmento infrarrenal da aorta abdominal. Incidência aproximada de 20% dos casos;
- **Tipo IV:** envolve toda a aorta abdominal, desde a transição toracoabdominal (emergência do tronco celíaco), envolvendo os ramos viscerais e renais, prolongando-se até o segmento infrarrenal da aorta abdominal. Incidência aproximada de 40% dos casos;
- **Tipo V:** envolve parcialmente a aorta torácica descendente e parcialmente a aorta abdominal, inicia-se no segmento médio da aorta torácica descendente (6^o espaço intercostal) e prolonga-se até a origem das artérias renais. Incidência aproximada de 15% dos casos.

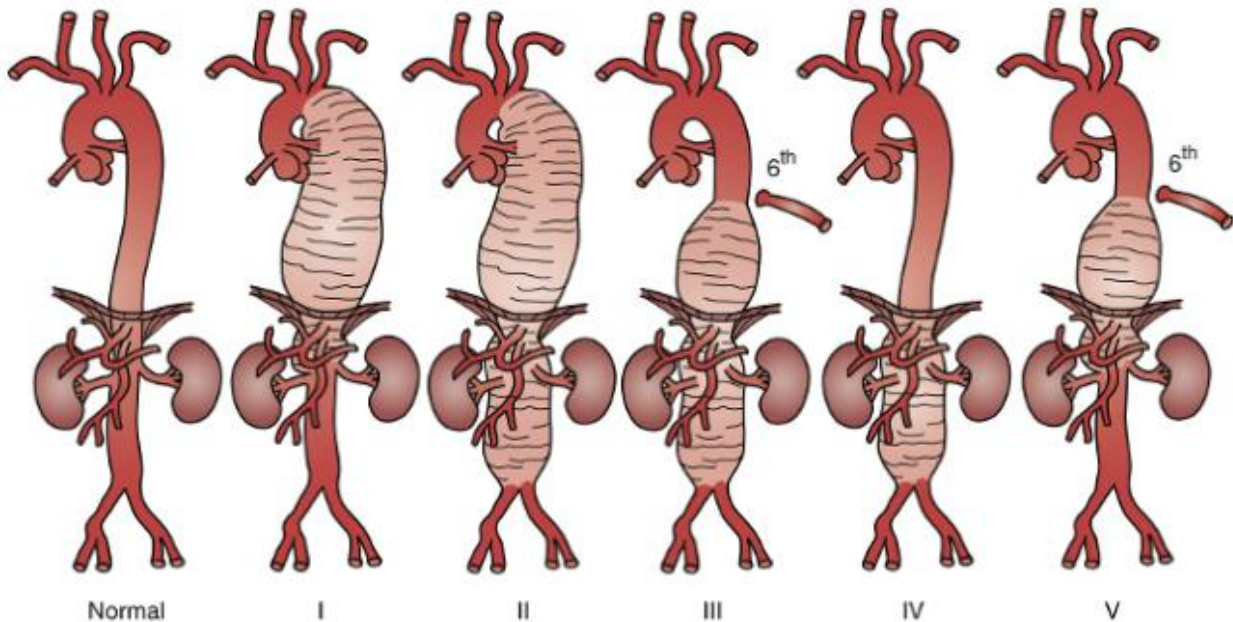


FIGURA 1 - CLASSIFICAÇÃO DOS ANEURISMAS TORACOABDOMINAIS
 FONTE: UPCHURCH e PATEL (2010)¹

2.1.5 Tratamento clínico

Em geral, o tratamento do aneurisma da aorta é baseado na intervenção cirúrgica aberta ou endovascular. Contudo, existe a necessidade de tratamento clínico dos pacientes com aneurisma pequenos (ainda sem indicação de intervenção) e os pacientes com contra-indicações para sua correção. Nestes casos, é importante realizar exames de imagem periódicos (Ex: tomografia computadorizada) para avaliar o seu crescimento, buscar o controle estrito da pressão arterial, uso de beta bloqueadores e parar de fumar. Não existe evidência suficiente de que qualquer ação possa limitar ou reduzir o crescimento do aneurisma^{1,3}.

2.2 INDICAÇÕES DE TRATAMENTO CIRÚRGICO E ENDOVASCULAR

As indicações formais de tratamento cirúrgico convencional também se aplicam ao tratamento endovascular^{1,3}. Desta forma, está indicado a correção nos pacientes

assintomáticos com AATA descendente fusiformes > 6.0cm ou AATA descendente fusiformes com crescimento rápido (> 0,5 cm em 6 meses ou 1 cm em 1 ano), pacientes com aneurismas saculares e em pacientes sintomáticos, independente do diâmetro (embolização distal, compressão de órgãos adjacentes, dor ou outros sintomas relacionados ao AATA) ^{1,3}.

Atualmente os critérios de indicação do tratamento cirúrgico convencional ou endovascular são muito semelhantes, porém cabe ao cirurgião vascular ou cirurgião cardiovascular decidir a melhor estratégia para um determinado paciente. Esta decisão deve ser criteriosa e baseada em alguns fatores, tais como a experiência do cirurgião, a disponibilidade do método, os aspectos clínicos do paciente e os aspectos anatômicos do aneurisma, da aorta torácica, da aorta abdominal e dos vasos do eixo íliaco-femoral. Alguns fatores podem desfavorecer a escolha do tratamento endovascular, sendo os principais a anatomia desfavorável, o paciente muito jovem e aqueles que não podem manter o acompanhamento adequado ou não aceitam esta modalidade terapêutica.

2.3 TRATAMENTO CIRÚRGICO ABERTO

O tratamento cirúrgico aberto do AATA é um procedimento bastante complexo, com necessidade de tóraco-freno-laparotomia, extensa exploração da cavidade torácica e da cavidade abdominal, substituição de grande parte da aorta descendente e revascularização dos ramos viscerais, renais e intercostais. Em muitos casos complexos existe a necessidade de circulação extra-copórea, hipotermia, perfusão dos órgãos abdominais, proteção medular e outros. Desta forma, caracteriza-se como um procedimento bastante invasivo e com morbimortalidade superior a correção isolada de um aneurisma torácico. Mesmo com todos os avanços recentes nos cuidados transoperatórios e unidades especializadas em manejo crítico após o procedimento, a morbimortalidade da correção cirúrgica aberta do AATA e a taxa de complicações pós-operatórias permanecem bastante elevadas. Somente alguns poucos centros no mundo apresentam realmente um ambiente adequado e uma equipe especializada com grande volume de pacientes neste tipo de cirurgia. Desta forma, os dados publicados na literatura não condizem com a realidade da maior parte dos hospitais.

A mortalidade de 19% em 30 dias e 31% em um ano demonstrada em um estudo com 797 pacientes operados eletivamente no estado da Califórnia é relevante porém ainda não demonstra a realidade¹³. Essas taxas são ainda mais altas dependendo da idade do paciente, extensão do aneurisma e comorbidades pré operatórias¹⁴. Cowan e colaboradores analisaram os dados de um banco de dados norte americano e mapearam 1542 pacientes entre 1988-1998. Obtiveram uma mortalidade global 22% para aneurismas não rotos (eletivos). A mortalidade foi maior nos grupos com cirurgiões menos experientes e em centros com baixa demanda de pacientes complexos¹⁵. Esses dados demonstram que o resultado não depende apenas da habilidade do cirurgião e sim de uma equipe multidisciplinar preparada^{14,16-17}.

De modo geral, a morbidade está relacionada ao trauma tissular e aos efeitos do clampeamento da aorta. A estreita relação entre o tempo de clampeamento aórtico e complicações pós-operatórias já está estabelecida. Complicações cardíacas como infarto, arritmia, insuficiência cardíaca e angina instável ocorrem em 12-25% dos pacientes¹³. Já a falência respiratória é a complicação mais comum e provavelmente a mais evitável. Ela ocorre em 32-49% dos pacientes em estudos mais recentes^{13,18}. A função pulmonar muitas vezes se torna debilitada devido a liberação de citocinas pela disfunção de múltiplos órgãos e pela resposta inflamatória sistêmica induzida pela isquemia-reperfusão.

A insuficiência renal pós-operatória predispõe a resultados das animadores¹⁹. Esse fato tem levado a pesquisas clínicas com métodos diferentes de proteção renal como o uso de cristalóide frio ou sangue normotérmico para manter a perfusão^{14,18,20-21}. Complicações gastrointestinais são menos frequentes, mas quando presentes acarretam um aumento significativo na mortalidade (superior a 40%)^{3,14,22}.

A isquemia medular pode ser representada por sintomas transitórios ou permanentes. Muitos estudos somente apresentam a taxa de paraplegia permanente, o que pode falsamente reduzir a taxa global de isquemia medular. No tratamento cirúrgico convencional do AATA, a combinação de drenagem liquórica, perfusão aórtica distal e reimplante de artérias intercostais têm reduzido o risco de isquemia medular significativamente¹⁴. Em alguns centros esta taxa chega a ser inferior a 3% quando o tempo de clampeamento foi menor do que 30 minutos^{13,17,23}. Contudo, na maioria do

estudos e dos centros a taxa de isquemia medular chega a 10-12%^{3,14}. Os índices também variam de acordo com o tipo de aneurisma, Kouchoukos e colaboradores descreveram o risco de paraplegia no tipo I de 2.6%, no tipo II de 4.1% e no tipo III de 5.9%¹⁷. Contudo, outras publicações demonstram existir uma maior relação entre a extensão da aorta tratada com a incidência de déficit neurológico, transitório ou permanente, chegando a aproximadamente 15.7% para o tipo I, 20.3% para o tipo II, 14% para o tipo III e 2.9% para o tipo IV¹.

Influenciado pelos grandes ensinamentos de Crawford, Conrad publicou seus 20 anos de experiência com a técnica convencional, evitando usar extra-corpórea porém utilizando hipotermia para proteção medular, infusão de fluido gelado para proteção renal e shunt mesentérico para evitar isquemia visceral. Com esse conjunto de medidas, Conrad e cols. obtiveram mortalidade global de 8%, mortalidade de 5% quando avaliado somente os casos eletivos e 8% de complicações com isquemia medular²⁴.

Estudos recentes demonstram acompanhamento a longo prazo e sobrevida de pacientes submetidos a tratamento cirúrgico aberto do AATA. Coseli relatou 66% de sobrevida em 5 anos para os casos do tipo II, e 74.5% para os outros tipos²⁵. Conrad relatou sobrevida de 54% em 5 anos, 29% em 10 anos e 21% em 15 anos¹⁸.

2.4 TRATAMENTO HÍBRIDO

A estratégia de tratamento híbrido envolve a revascularização extra-anatômica por cirurgia convencional (aberta) dos ramos viscerais e renais seguida da intervenção endovascular para corrigir o aneurisma da aorta (*"debranching"* é o termo usado em inglês). Os procedimentos híbridos foram indicados inicialmente para pacientes de alto risco para reparo aberto de todo AATA, mas com condições de suportar uma intervenção cirúrgica menos agressiva, sem clampeamento aórtico e sem abertura de ambas as cavidades, abdominal e torácica. Contudo, alguns centros começaram a publicar resultados melhores do que os obtidos com a técnica convencional e passaram a adotar esta estratégia para um maior grupo de pacientes, inclusive naqueles de baixo risco cirúrgico²⁶⁻²⁷. Ham e cols. publicaram sua experiência com 39% de complicações

maiores em 30 dias, incluindo oclusão do enxerto (“by-pass”), reintervenção por *endoleak* e paraplegia. A mortalidade global foi de 3.9%. Sobrevida de 86% em 1 ano e 67% em 3 anos²⁷. Em outro estudo, Quinones-Baldrich e cols. publicaram sua experiência com 32% de complicações maiores em 30 dias, nenhuma morte em 30 dias e sobrevida de 76% em 2 anos²⁸. Chiesa *et al.* demonstram 23% de mortalidade perioperatória e 30.8% de morbidade em 30 dias. No acompanhamento médio de 14.9 meses, não houve ruptura de nenhum aneurisma, nenhuma morte relacionada ao aneurisma, nenhuma oclusão de enxerto e sem migração da endoprótese²⁹. Huges *et al.* observaram que, nos 47 pacientes tratados com técnica híbrida, não houve diferença estatística na mortalidade e na morbidade quando comparados os casos de abordagem simultânea (único tempo cirúrgico) e de abordagem estagiada (dois tempos)³⁰.

A maior parte das publicações são de experiência em um Centro único. Em uma revisão sistemática com 507 pacientes e 19 artigos publicados, Moulakakis demonstrou uma mortalidade de 13% intra hospitalar e em até 30 dias, 7.5% de paraplegia (sendo 4.5% de paraplegia irreversível) e 96% de perviedade dos enxertos extra-anatômicos em uma média de 35 meses de acompanhamento³¹. Já o Registro Norte Americano de “*Debranching*” nos aneurismas complexos da aorta, incluindo 14 centros de referência nos EUA, observou mortalidade intra-hospitalar ou em até 30 dias de 14%, sendo 16% para aneurismas toracoabdominais e 9% para pararenais. A mortalidade variou de 0% a 21% em centros com mais de 10 casos incluídos na amostra. A morbidade global foi de 73%, sendo que mais comumente de origem pulmonar (22%), renal (19%), gastrointestinal (14%) e paraplegia reversível / irreversível (10%). A média de hospitalização foi de 21 dias. Sobrevida em 1 ano de 77% e em 5 anos de 61%. *Endoleaks* em 13% dos casos e patência primária dos enxertos viscerais de 90%³².

Uma das grandes dificuldades do tratamento híbrido é o número de anastomoses e o acesso ao vaso visceral / renal para ter um bom campo operatório para proceder a revascularização. Alguns autores buscaram facilitar esta abordagem com algumas variações técnicas, como a publicada por Donas *et al.* onde demonstram a possibilidade de revascularização aberta dos vasos *viscerais / renais com uso de endoprótese do tipo Viabahn® (técnica denominada VORTEC)*³³. Outra dificuldade encontrada era no local da anastomose proximal, geralmente feita na artéria ilíaca, porém muitos pacientes

apresentavam doença aterosclerótica aorto-iliaca dificultando a anastomose do enxerto. Alguns autores buscaram alternativas, como Markatis *et al.* que publicaram sua série com anastomose anterógrada da aorta descendente ou na aorta ascendente³⁴.

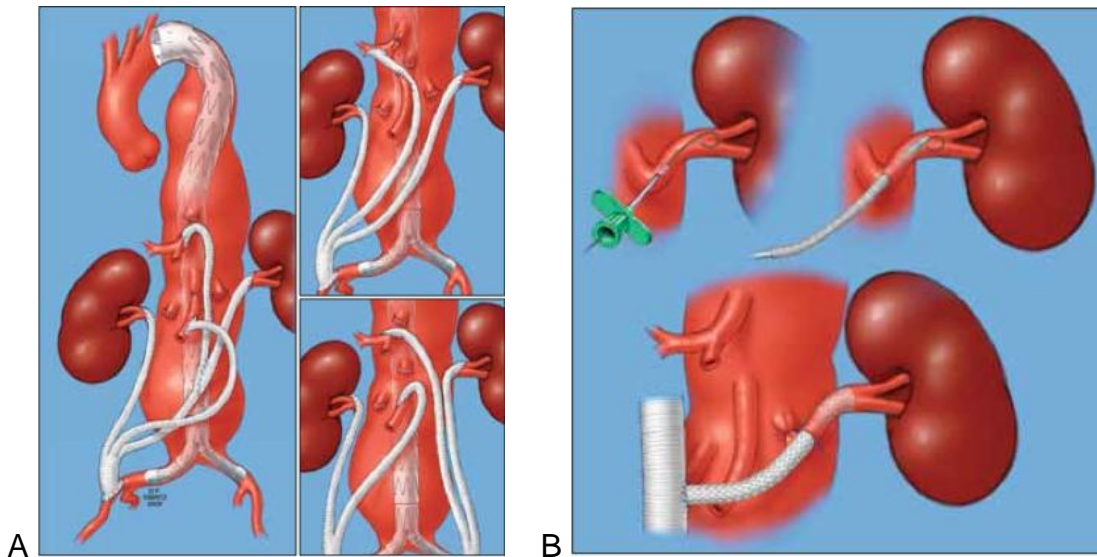


FIGURA 2 - TÉCNICAS HÍBRIDAS(A); TÉCNICA ANASTOMOSE HÍBRIDA VORTEC (B)
 FONTE: ODERICH (2012)³²

2.5 TRATAMENTO ENDOVASCULAR

Mesmo que o manejo endovascular dos aneurismas da aorta torácica e da aorta abdominal estejam bem estabelecidos, a técnica ainda é bastante limitada quando os ramos viscerais estão acometidos. A possibilidade de tratamento totalmente endovascular do AATA já foi descrita por alguns autores, utilizando uma ampla variedade de técnicas e de modificações das endopróteses. Em muitos casos, foram observadas altas taxas de sucesso e morbi-mortalidade transoperatória inferior as descritas no tratamento cirúrgico aberto. A grande dificuldade atual com estas técnicas está no fato da customização da endoprótese demorar aproximadamente de 10 a 14 semanas, o que inviabiliza sua aplicabilidade nos casos de maior urgência, tais como os pacientes com dor, com expansão recente, sinais de ruptura contida ou ruptura franca. O desenvolvimento de dispositivos com tamanhos padronizados está sendo estudado

pela Indústria, mas ainda não está disponível para utilização.

Neste contexto, o uso de dispositivos aprovados pela ANVISA e pelo órgão de controle norte americano FDA (*Food and Drug Administration*) para tratamento da doença aneurismática da aorta, porém fora das recomendações formais dos fabricantes, pode ser uma alternativa acessível e interessante, especialmente em pacientes com grandes e/ou sintomáticos AATA que não podem esperar por um dispositivo customizado.

2.5.1 Endopróteses customizadas com ramos e janelas

As endopróteses fenestradas e ramificadas foram desenvolvidas no início dos anos 2000 como uma alternativa minimamente invasiva e totalmente endovascular para correção dos AATA em pacientes de alto risco. Pelo fato de apresentarem resultados favoráveis de curto e médio prazo, existe uma tendência em considerar este procedimento como a forma mais apropriada de tratamento endovascular do AATA³⁵⁻³⁸. Contudo, os resultados se limitam a poucos centros no mundo, pois houve uma forte limitação da disponibilidade do material por parte da empresa Cook Medical, detentora dos direitos do dispositivo, e que por alguns anos foi um produto único no mercado. Em 2013 e início de 2014 outras empresas apresentaram para o mercado os seus dispositivos para o tratamento do AATA e diversas empresas estão com projetos em andamento, mas a endoprótese da Cook Medical é a que tem maior número de implantes no mundo e certamente é a mais estudada. A desvantagem deste tipo de material é a necessidade de customização para cada paciente, que demora em torno de 90 a 120 dias, além disso existem rígidas normas de aprovação do caso por parte da empresa e a indicação para ser realizado somente com cirurgião designado pela detentora dos direitos da endoprótese. Desta forma, limita o uso em casos mais graves que não podem esperar e também limita-se a disseminação do conhecimento e da técnica.

O tratamento endovascular tem demonstrado resultados superiores aos da cirurgia convencional³⁹⁻⁴⁵. Inclusive com autores sugerindo a migração para o tratamento totalmente endovascular em todos os casos de anatomia factível para esta

técnica⁴⁶⁻⁴⁷. Na maior das séries publicadas, Greenberg *et al.* da Cleveland Clinic, compararam um grupo cirúrgico e um grupo totalmente endovascular com resultados de mortalidade em 30 dias similar entre os dois grupos. Não houve diferença na taxa de isquemia medular, contudo puderam observar uma tendência a menor morbidade para grupo endovascular e menor mortalidade em 12 meses também no grupo endovascular (22% x 12%)³⁹. Vale ressaltar que neste estudo os pacientes selecionados para o grupo endovascular foram aqueles com maior média de idade, mais comorbidades e foram considerados de alto risco para cirurgia aberta³⁹. Uma meta análise publicada por Bakoyiannis *et al.*⁴⁸, com 7 estudos que cumpriram os critérios de inclusão, somando 155 pacientes, demonstrou sucesso técnico em 94.2% dos casos, 18.4% de *endoleak* primário, 7.1% de mortalidade em 30 dias e sobrevida em um ano de 82.6%. A taxa de paraplegia permanente foi de 1.9%, de paraparesia permanente de 1.3% e 5.8% tiveram sintomas transitórios de isquemia medular. Insuficiência renal em 5.8%, infarto do miocárdio 6.5%, pneumonia 4.5%, AVC 1.9%, dissecação aórtica 1.9% e hemorragia pós-operatória em 2.6%. O tempo de internação na UTI foi de 2.9 dias em média e o tempo de internação hospitalar foi de 6.5 dias em média⁴⁸.

Os resultados para os aneurismas do tipo IV de Crawford tem sido ainda mais favoráveis⁴⁹⁻⁵⁰. Haulon e Greenberg publicaram uma série de 231 pacientes, nenhuma morte transoperatória, 2.6% de mortalidade em 30 dias, 83% de sobrevida em 24 meses, 1% de isquemia medular e 97.8% de perviedade dos ramos viscerais. Não houve mortes por ruptura do aneurisma, contudo a taxa livre de *endoleak* foi de 84% em 30 dias e 75% em 2 anos⁴⁴. Outro estudo da Cleveland Clinic demonstrou que existe uma taxa maior de estenoses / oclusões de *stents* não recobertos (10%) quando comparado com *stents* recobertos (2.5%) para ramos viscerais e renais na composição do tratamento endovascular do AATA⁴⁹.

Como se trata de intervenções bastante complexas existe um alto grau de dificuldade técnica que limita sua aplicação em muitos centros⁵¹. A facilidade de ter ramos pré-cateterizados exige um sistema de entrega de maior diâmetro, muitas vezes desfavorecendo ou impossibilitando o uso por vias convencionais (femoral / ilíaca).

Existe uma busca constante por um formato de endoprótese ramificada que possa estar disponível para pronta entrega na comercialização, abrangendo um grande

grupo de variantes da anatomia visceral e renal, sem necessidade de customização⁵². Sweet *et al.* publicaram um estudo demonstrando que 58 (88%) em um grupo de 66 pacientes foi possível o tratamento com dispositivo de tamanho padronizado⁵³. A publicação de Chuter e Greenberg demonstra a busca pela padronização do formato da endoprótese para correção do AATA com possibilidade de 4 ramos ou 2 ramos e 2 janelas⁵⁴. Park *et al.* evidenciaram que graus moderados de desalinhamento entre o ramo e a origem da artéria não tem efeito negativo sobre a possibilidade de execução do procedimento em endopróteses multi-ramos⁵⁵.

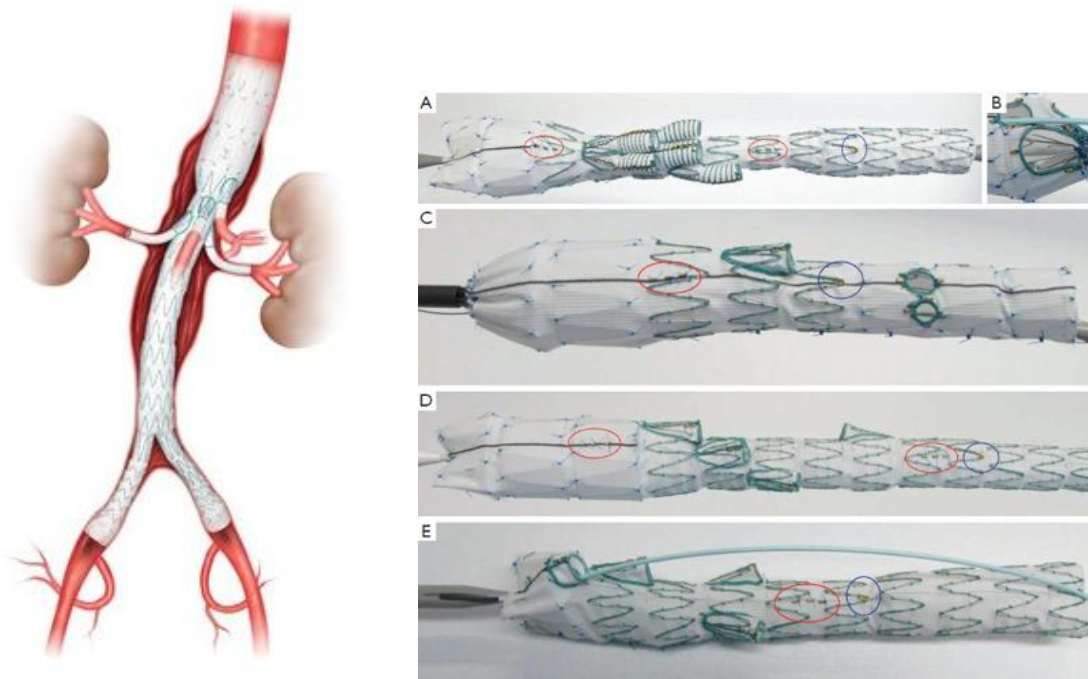


FIGURA 3 - EXEMPLOS DE ENDOPRÓTESES RAMIFICADAS CUSTOMIZADAS
 FONTE: WWW.COOKMEDICAL.COM

2.5.2 Técnicas com uso fora das recomendações formais (“*off-label*”)

Atualmente, as possibilidades de tratamento do AATA com uso de endopróteses disponíveis no mercado com técnica fora das recomendações formais do fabricante, podem ser divididas naquelas que envolvem modificações estruturais da endoprótese e naquelas que não envolvem modificações estruturais. Dentre as que não proporcionam

modificações na estrutura pode-se incluir a técnica de “chaminé”, a técnica de “sanduíche” e a técnica de endopróteses paralelas.

2.5.2.1 Técnicas com modificações estruturais dos dispositivos realizadas pelo cirurgião no momento da intervenção (fenestrações e ramos)

O fato de existirem casos de AATA com necessidade de tratamento urgente, por ruptura, expansão rápida ou sintomas, sem possibilidade de aguardar pela customização do dispositivo e com alto risco para o tratamento aberto, fez com que alguns cirurgiões passassem a modificar as endopróteses disponíveis no mercado com a construção de ramos e janelas⁵⁶.

Algumas publicações apresentam bons resultados quando se seleciona os pacientes graves, sem possibilidade de tratamento aberto e sem possibilidade de aguardar a customização. Porém, são estudos restritos a relatos de casos ou pequenas série de casos. Ricotta e Tisilimpris apresentam uma série de 12 pacientes com alta taxa de sucesso técnico (95-100%), sobrevida em 30 dias de 92%, sem eventos de isquemia medular, 17% de insuficiência renal sem necessidade de hemodiálise, 100% de perviedade dos ramos (média de 9 meses de acompanhamento) e *endoleak* tipo II persistente em um caso⁵⁷.

As técnicas que modificam a estrutura do dispositivo, com construção improvisada de janelas e ramos, podem levar a uma alteração significativa com consequências e durabilidade questionáveis. Além disso, estas técnicas envolvem um intenso trabalho da equipe, prolongando o tempo de cirurgia / anestesia, expondo o dispositivo a um ambiente inadequado e também propiciam uma técnica de implante peculiar com maiores índices de insucesso da completa exclusão do aneurisma.

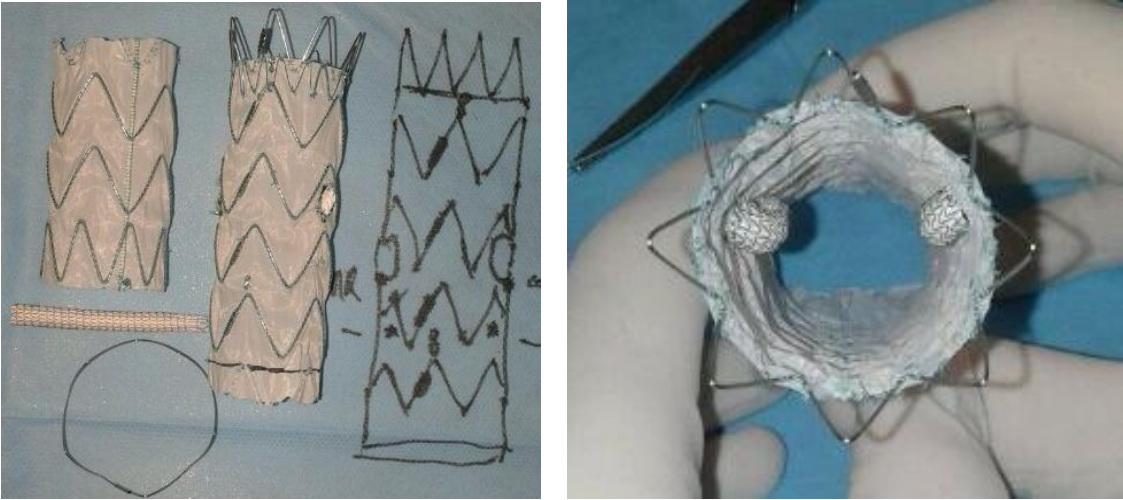


FIGURA 4 - MODIFICAÇÃO DO DISPOSITIVO PELO CIRURGIÃO NO MOMENTO DA INTERVENÇÃO CRIANDO RAMOS E FENESTRAS

FONTE: acervo cirurgias do autor: Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

2.5.2.2 Técnica de “periscópio” e “chaminé”

A técnica descrita como “periscópio” consiste na cateterização seletiva dos ramos viscerais por via femoral, seguido do posicionamento de *stents* recobertos ou não recobertos, desde o segmento proximal do vaso visceral até a aorta, com direcionamento caudal. Assim, o fluxo para os ramos viscerais ocorre de forma reversa. O aneurisma é corrigido da forma convencional com implante de endoprótese aórtica. Após a liberação desta, os *stents* recobertos são liberados e realizada pós-dilatação concomitante na aorta e *stents*⁵⁸⁻⁵⁹. Um ponto característico desta técnica é que os *stents* recobertos ficam posicionados entre a parede da aorta e a endoprótese aórtica. Os autores que descrevem a técnica ressaltam a vantagem de conseguir “alongar” o colo distal e a zona de selamento no AATA tipo III.

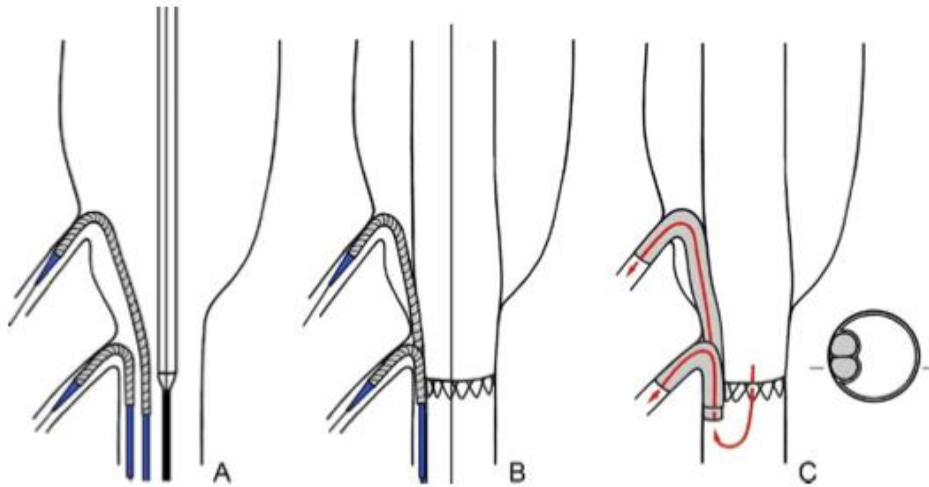


FIGURA 5 - TÉCNICA DE "PERISCÓPIO"
 FONTE: RANCIC *et al.* (2010)⁵⁸.

A técnica descrita como "chaminé" tem características de execução muito semelhantes as descritas para o "periscópio", contudo na "chaminé" os *stents* recobertos ou não recobertos apresentam direcionamento cranial e com fluxo anterógrado. Inicialmente descrita para possibilitar o tratamento de aneurismas torácicos com restrito colo proximal⁶⁰⁻⁶¹ foi também aplicada no tratamento do AATA⁶².

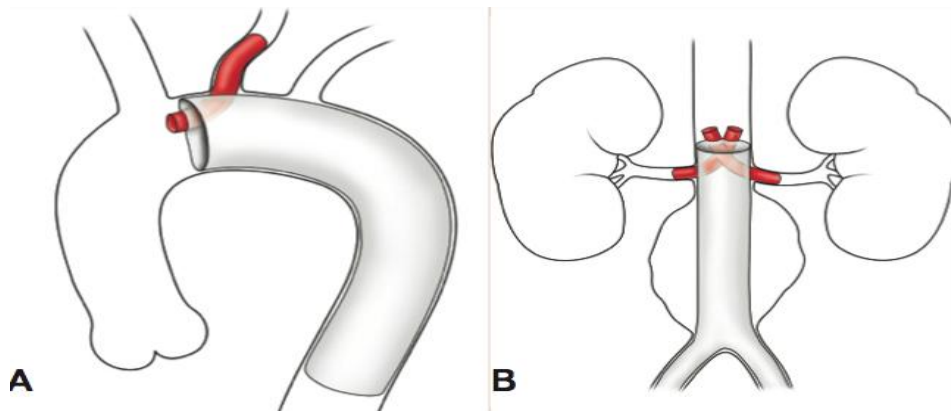


FIGURA 6 - TÉCNICA DE "CHAMINÉ" PARA ARTÉRIA CARÓTIDA ESQUERDA (A) E TÉCNICA DE "CHAMINÉ" PARA AS ARTÉRIAS RENAIIS (B)
 FONTE: WWW.VASCULARDISEASEMANAGEMENT.COM

As técnicas de “chaminé”, “periscópio” e associações entre estas tem sido empregadas em diversos centros especializados, contudo não existe um acompanhamento de médio e longo prazo. A maior parte das publicações se refere a série de casos. Em uma meta-análise, que envolveu estudos com tratamento de aneurismas abdominais sem colo proximal (77.4% dos casos) e AATA (22.6%), foi observada taxa de *endoleak* inicial de 14% e mortalidade de 4.3% nos primeiros 30 dias⁶³. Em uma série de casos, Bruem e colaboradores observou que o tratamento com técnica de “chaminé” em aneurismas complexos e em pacientes graves, sem condições de cirurgia aberta, apresentou mortalidade similar e menor morbidade quando comparado ao grupo de pacientes de baixo risco e que foram submetidos a cirurgia aberta⁶⁴.

As possíveis vantagens destas técnicas está no fato de não necessitar customização da endoprótese para cada caso, utilização de dispositivos que já estão disponíveis no mercado, não ter necessidade de cateterizar os ramos da endoprótese como ocorre no caso das ramificadas / fenestradas, e não tem necessidade de alteração da estrutura da endoprótese com longo período de customização na sala de cirurgia como ocorre nos casos em que o cirurgião modifica o dispositivo^{60,62,65}.

2.5.2.3 Técnica de “sanduíche”

Esta técnica descrita por Lobato foi inicialmente desenvolvida para manutenção da perviedade da circulação pélvica na correção de aneurismas da aorta abdominal com extensão para as artérias ilíacas⁶⁶. Com o passar do tempo foi também utilizada, de forma similar e seguindo os mesmos preceitos, para o tratamento do AATA⁶⁷. A técnica consiste no implante de uma endoprótese torácica reta no colo proximal, seguida da cateterização e posicionamento das endopróteses tipo Viabahn® Gore nos ramos viscerais e renais através de acesso bilateral de membro superior, seguido de implante de endoprótese ramificada na aorta abdominal e com um endoprótese torácica reta faz-se a comunicação entre a peça proximal torácica e a peça distal abdominal. Por fim, liberam-se os Viabahn® Gore posicionados nos ramos viscerais e renais, sendo que no segmento proximal estes estarão como dentro de um “sanduíche” de duas

endopróteses torácicas⁶⁷. Alguns aspectos técnicos sobre extensão da sobreposição e diâmetros não estão bem estabelecidos. Na publicação do autor está descrito sucesso técnico de 98.7%, mortalidade em 30 dias de 5.1% e mortalidade após 30 dias de 1.3%, com patência primária dos ramos viscerais e renais de 96.7%, em acompanhamento médio de 17 meses⁶⁷.

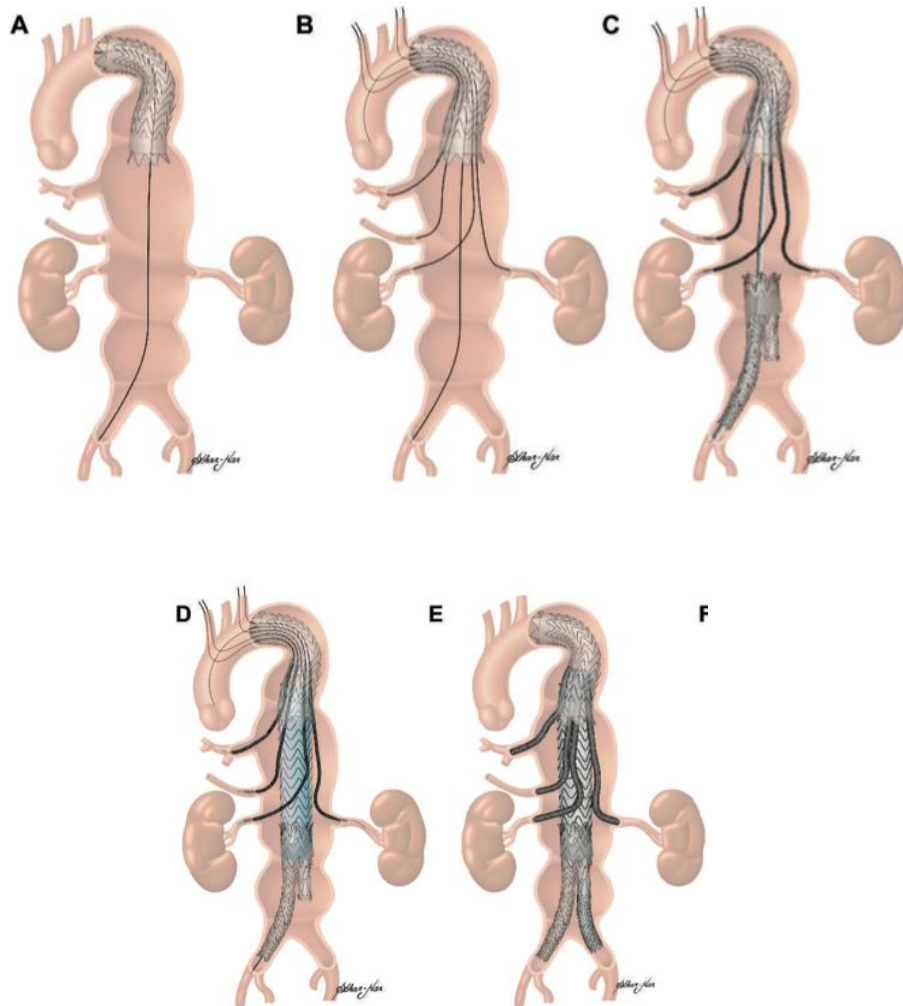


FIGURA 7 - TÉCNICA "SANDUICHE"
FONTE: LOBATO; LOBATO-CAMACHO (2010)⁶⁷

2.5.2.4 Técnica de endopróteses paralelas

Esta técnica descrita por Kasirajan⁶⁸ consiste no implante de duas endopróteses bifurcadas do tipo Excluder® Gore de forma justaposta no segmento saudável da aorta torácica descendente possibilitando a utilização da “perna” longa de uma das endopróteses ramificadas e a “perna” curta de ambas as endopróteses ramificadas para servirem de origem para os ramos da artéria mesentérica superior, tronco celíaco e artérias renais. A “perna” longa restante serve para implante de uma conexão e possibilitando o uso de nova endoprótese ramificada para concluir o tratamento até as artérias ilíacas direita e esquerda⁶⁸. As vantagens descritas pelo autor incluem a não necessidade de customização individualizada, não necessidade de orientação espacial do ramo na endoprótese para direcionar ao vaso alvo, a flexibilidade dos ramos pode tolerar melhor a acomodação aórtica sem oclusão ou migração e o formato modular pode proporcionar sobreposição maior de 3cm favorecendo a durabilidade de selamento. O mesmo autor já realizou procedimento em maior número de pacientes, mas ainda carece de publicação dos dados.

2.5.3 Stent Multicamadas (“*Multilayer stent*”)

O *stent* “*multilayer*” (MARS) ou multicamadas tem sua construção baseada na técnica de múltiplas camadas de ligas do cobalto trançadas para desenvolver *stents* com estruturas geométricas tridimensionais espaciais. Teoricamente, a vantagem principal desta plataforma encontra-se no fato de tornar possível a modulação do fluxo hemodinâmico dentro do segmento aneurismático, reduzindo a velocidade de fluxo dentro da dilatação (“efeito vortex”) e, ao mesmo tempo, melhora o fluxo laminar na artéria principal, preservando os ramos vitais. Teoricamente, permite a redução da pressão dentro do saco aneurismático, fazendo com que haja a formação de um trombo organizado. O *stent* multicamadas está sendo estudado em aneurismas cerebrais, aórticos (abdominal e torácico) e em vasos periféricos⁶⁹⁻⁷¹.

No caso dos AATA, as publicações ainda são bastante restritas a relatos de casos ou série de casos. Algumas vantagens são explícitas, pois não é necessário

customizar o dispositivo de acordo com a anatomia da aorta do paciente e não é preciso cateterizar os ramos durante o procedimento, o que simplifica muito a intervenção, diminui o uso do contraste, o tempo da radiação, o tempo cirúrgico e a necessidade de dispositivos adicionais. Resultados preliminares apresentados em relatos de casos demonstram bom sucesso técnico, patência primária dos ramos em até 97%, nenhum caso de isquemia medular e exclusão do aneurisma bastante variável chegando a até 75% dos pacientes⁷²⁻⁷³. Em outro estudo publicado recentemente, com acompanhamento do *stent* multicamadas em 243 pacientes com aneurisma da aorta ou dissecção aórtica, foi observado sucesso técnico de 98.2%, nenhum caso de paraplegia, sobrevida global em 1 ano de 84.8% e patência de todos os ramos cobertos pelo dispositivo⁷¹.

3 NOTA TÉCNICA

3.1 DESCRIÇÃO DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER® E STENT REVESTIDO VIABAHN®

Desenvolvida pela W.L. Gore and Associates, a Excluder® é um dispositivo bimodular, auto-expansível, que não apresenta *stent* proximal descoberto, sendo formada de ePTFE (politetrafluoretileno expandido) e FEP (etileno propileno fluorado), sustentado por um esqueleto de *stent* de nitinol auto-expansível de fio único ao longo de sua superfície externa. O sistema de fixação dos *stents* de nitinol não recorre a sutura com fios, empregado na maioria das endopróteses, sendo fixados externamente por uma fina camada de PTFE. Como resultado, obtém-se um enxerto vascular de ePTFE reforçado e totalmente aderido ao *stent* de nitinol. Para facilitar o adequado posicionamento existem 3 marcas radiopacas que demarcam o início proximal do tecido da endoprótese, e as outras 2 marcas radiopacas na altura da bifurcação, sendo uma mais longa e outra mais curta, que indicam respectivamente a perna curta e a perna longa. Um anel radiopaco na extremidade da perna curta facilita a cateterização e posterior implante do ramo contralateral. Encontra-se ainda, na extremidade distal da perna longa, uma marca radiopaca para posicionamento preciso⁷⁴⁻⁷⁵.



FIGURA 8 - ENDOPRÓTESE EXCLUDER®
FONTE: [HTTP://WWW.GOREMEDICAL.COM/EXCLUDER/](http://www.goremedical.com/excluder/)

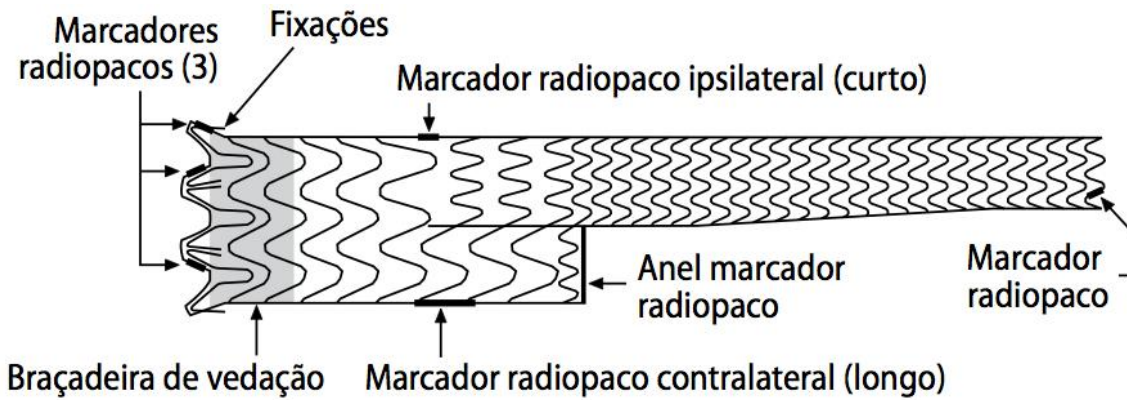


FIGURA 9 - MARCADORES E CARACTERÍSTICAS DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER®
 FONTE: [HTTP://WWW.GOREMEDICAL.COM/EXCLUDER/](http://www.goremedical.com/excluder/)

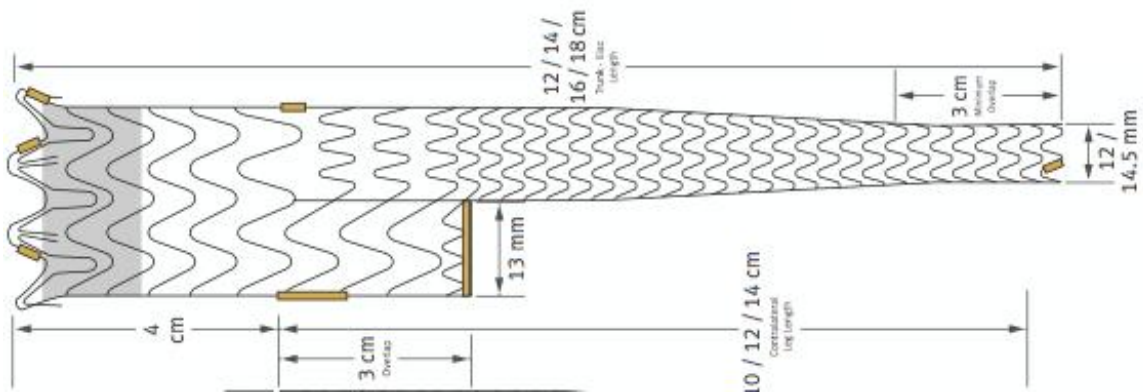


FIGURA 10 - DIMENSÕES E DETALHES DOS DIÂMETROS DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER®
 FONTE: [HTTP://WWW.GOREMEDICAL.COM/EXCLUDER/](http://www.goremedical.com/excluder/)

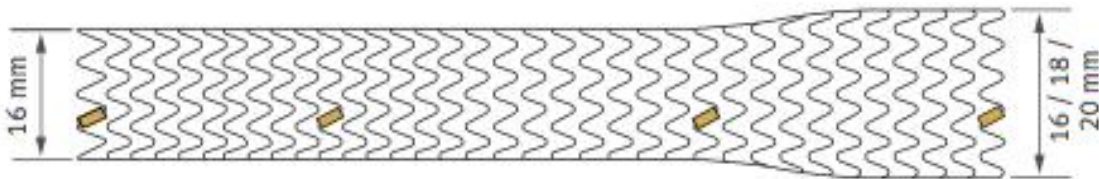


FIGURA 11 - DIMENSÕES E CARACTERÍSTICAS DA EXTENSÃO EXCLUDER® TIPO "BOCA DE SINO"
 FONTE: [HTTP://WWW.GOREMEDICAL.COM/EXCLUDER/](http://www.goremedical.com/excluder/)

O Viabahn® é um *stent* endoluminal recoberto e auto-expansível constituído por um tubo de politetrafluoretileno expandido (ePTFE) e com esqueleto de nitinol externo (NiTi = Níquel: Titanium) que se estende ao longo de toda sua extensão. Também foi desenvolvido pela W.L. Gore and Associates^{76,77}.

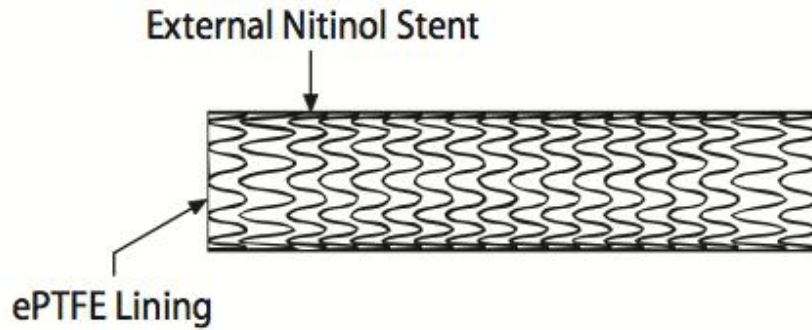


FIGURA 12 - STENT RECOBERTO VIABAHN®
FONTE: [HTTP://WWW.GOREMEDICAL.COM/VIABAHN/](http://www.goremmedical.com/viabahn/)

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 DESCRIÇÃO DA TÉCNICA DO “POLVO”

A técnica intitulada de “Polvo” é descrita aqui e busca ser uma opção de uso fora das recomendações formais do fabricante para ser utilizado em pacientes com indicação de tratamento urgente e que não podem esperar para a produção de uma endoprótese customizada. Consiste no implante de um dispositivo bifurcado do tipo Excluder® (WL Gore & Associates) na aorta torácica descendente, sendo que o seu limite distal (“perna” longa) deve ficar posicionada aproximadamente 2 cm acima do nível da artéria renal anatomicamente mais caudal. A partir dos acessos nos membros superiores (bilateral) é realizada a cateterização seletiva do tronco celíaco, da artéria mesentérica superior e da artéria renal anatomicamente mais cranial. Todos estes vasos através da “perna” curta da endoprótese bifurcada Excluder® implantada na aorta torácica descendente no início do procedimento. Em seguida, são implantados *stents* revestidos auto-expanssíveis do tipo Viabahn® (WL Gore & Associates) no tronco celíaco, artéria mesentérica superior e na artéria renal anatomicamente mais cranial, buscando uma aposição dentro da “perna” curta e com sobreposição de aproximadamente 3 cm (que é sua extensão padronizada).

O passo seguinte é a cateterização seletiva da artéria renal anatomicamente mais caudal, por acesso no membro superior e através da “perna” longa da endoprótese Excluder®. Segue-se com implante de um *stent* revestido auto-expanssível do tipo Viabahn® na artéria renal mais caudal e, em posição paralela a este, dentro da “perna” longa da Excluder® uma extensão do tipo “boca de sino” para possibilitar a transição de diâmetros (de 14 para 20 mm). O próximo passo é o implante de uma nova endoprótese bifurcada do tipo Excluder® dentro da extensão “boca de sino”, com extensão para artérias ilíacas comum direita e esquerda. Para finalizar, pode-se optar pela dilatação com balão complacente das extremidades das endopróteses e das suas conexões, para melhor acomodação.

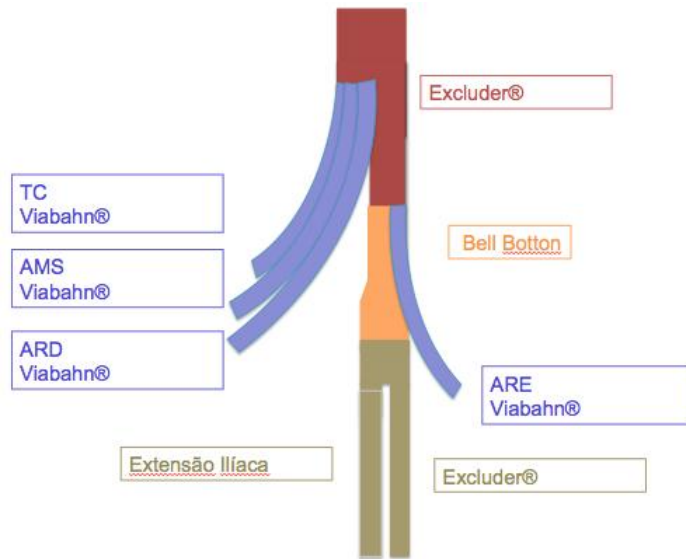


FIGURA 13 – ESQUEMA ILUSTRATIVO DA TÉCNICA DO “POLVO”
 FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

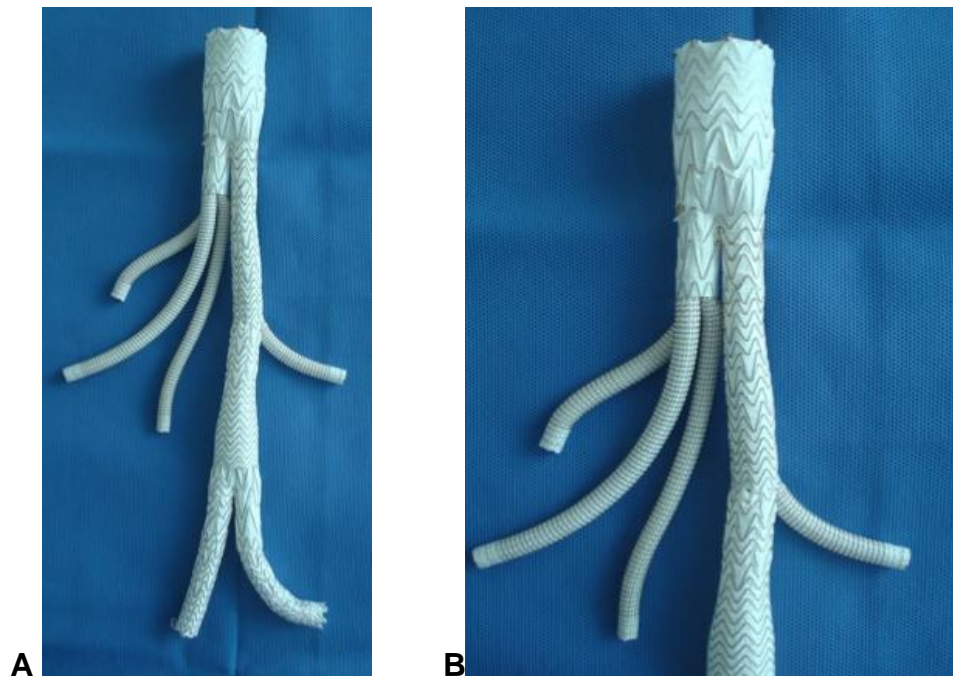


FIGURA 14 – TÉCNICA DO “POLVO” DEMOSTRADO POR ESQUEMA MONTADO COM ENDOPRÓTESES BIFURCADAS E STENTS REVESTIDOS AUTO-EXPANSSÍVEIS (A) VISUALIZAÇÃO APROXIMADA PARA DETALHE DOS RAMOS VISCERAIS (B)
 FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

4.2 IMPLANTE DAS ENDOPRÓTESES NO MODELO “*IN VITRO*”

Trata-se de um estudo “*in vitro*” utilizando um modelo de aneurisma aórtico de silicone, com dispositivo de fluxo tipo pulsátil e avaliação da viabilidade técnica sob visão direta, visão endoscópica e fluoroscopia digital.

O modelo de aneurisma aórtico utilizado, “*Alastrat Aortic Model*” (Alastrat Genebra, Suíça), tem sua confecção baseada em uma tomografia computadorizada com reconstrução tridimensional, mimetizando a anatomia de uma aorta aneurismática. É produzido com silicone transparente e maleável, possibilitando a visualização direta do implante da endoprótese. Além disso, este modelo é compatível com métodos de imagem como tomografia, raio-X e fluoroscopia. O sistema de fluxo pulsátil, tipo “*Physio Pulse 100 Flow System*” (Shelley Medical Imaging Technologies), é um sistema de circulação composto por uma bomba que reproduz formatos de onda de vazão mássica do sistema circulatório humano. A bomba é controlada por computador através de *software* (TracerDaq Pro, Measurement Computing Corporation) que permite o controle dos valores e do formato da onda de vazão entregue ao circuito. O controle da pressão no sistema foi avaliada através de um manômetro, adaptado em uma das portas do sistema, sendo mantida entre 80 e 120mmHg. Todo o sistema foi preenchido com soro fisiológico 0,9% e aquecido a 36 graus Celsius. A escolha deste líquido de preenchimento foi baseada nas suas características químicas e por possibilitar a adequada visualização dos dispositivos pelo endoscópio. O aquecimento foi realizado para mimetizar a temperatura corpórea e também pelo fato de as endopróteses utilizadas são construídas com estrutura de nitinol que apresenta propriedades com efeito térmico de memória e de elasticidade.

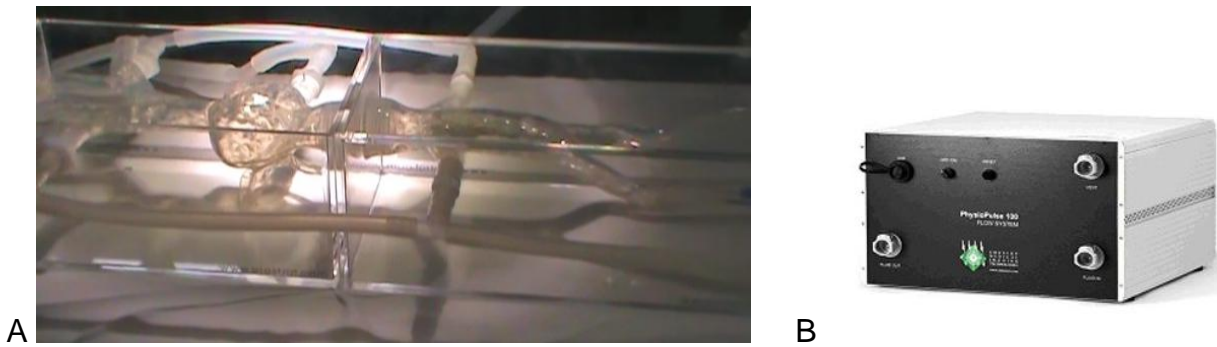


FIGURA 15 – FOTO DO MODELO DE ANEURISMA DE SILICONE (A) E FOTO DA BOMBA PROPULSORA DE FLUXO PULSÁTIL (B)
 FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

Todo o sistema foi montado sobre a mesa radiotransparente, em uma sala de cirurgia híbrida, equipada com aparelho de hemodinâmica do tipo *Philips Allura* possibilitando a avaliação fluoroscópica durante todos os testes de implante. Em seguida, foi introduzido o endoscópio do tipo *Olympus Exera 145* pela porta de acesso no segmento do modelo referente a artéria subclávia esquerda e posicionado na aorta descendente.



FIGURA 16 – FOTO DO MODELO DE ANEURISMA DE SILICONE COM POSICIONAMENTO DO ENDOSCÓPIO (A). FOTO DO DISPARO DOS STENTS REVESTIDOS (B)
 FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

Após ajustes de pressão e fluxo no sistema, foi realizado o implante das endopróteses como previamente descrito e respeitando os passos da técnica do “polvo”. A primeira endoprótese bifurcada do tipo Excluder® (WL Gore & Associates) foi

implantada no segmento do modelo de silicone referente a aorta torácica descendente. Apresentava 23mm diâmetro proximal para adequado selamento na aorta de 18mm, 120mm de extensão, que é a menor extensão disponível no mercado brasileiro e 14.5mm de diâmetro distal na “perna” longa para melhor acomodar o *stent* recoberto para a renal esquerda em paralelo com extensão tipo “boca de sino”. Esta endoprótese bifurcada tipo Excluder® tem a dimensão padronizada na “perna” curta com 13mm de diâmetro e também extensão padronizada de 3cm desde a bifurcação da endoprótese (vide descrição detalhada da endoprótese no item 3.1).

Na sequência, foi realizada cateterização da “perna” curta da Excluder® a partir das portas de acesso no modelo experimental referente as artérias subclávias (bilateral) e realizada a liberação de três *stents* revestidos auto-expanssíveis do tipo Viabahn® (WL Gore & Associates) concomitantes e na mesma posição, mimetizando o ramo para tronco celíaco, artéria mesentérica superior e artéria renal anatomicamente mais cranial. Todos com sobreposição de aproximadamente 3cm dentro da “perna” curta (que é a extensão padronizada na referida endoprótese bifurcada). Os três *stents* recobertos tinham as mesmas dimensões de 8mm de diâmetro e 100mm de comprimento.

O passo seguinte foi realizar a cateterização seletiva da “perna” longa da endoprótese através da porta de acesso na subclávia esquerda e concomitante cateterização seletiva da “perna” longa da endoprótese pela porta de acesso na femoral direita do modelo experimental. Seguiu-se com implante, dentro da “perna” longa da Excluder®, de um *stent* revestido para a artéria renal anatomicamente mais caudal e, em posição paralela a este, uma extensão do tipo “boca de sino” para possibilitar a transição de diâmetros (de 14 para 20mm). O próximo passo foi o implante de uma nova endoprótese bifurcada do tipo Excluder® dentro da extensão “boca de sino”, com dimensões de 23mm de diâmetro proximal, 120mm de extensão da perna longa e 12mm de diâmetro distal. A “perna” longa desta endoprótese ficou posicionada na íliaca comum direita, sendo necessário cateterização da “perna” curta por via femoral esquerda e implante da extensão contra-lateral até a íliaca comum esquerda (PXC 12mm x 140mm) para finalizar o procedimento.

Todo o procedimento foi realizado através de visualização por fluoroscopia e

visualização direta, sem necessidade de qualquer tipo de interferência manual por parte dos pesquisadores. Somente foram usados materiais próprios para procedimentos endovasculares.

4.3 TESTE DA JUSTAPOSIÇÃO ENTRE OS DIÂMETROS DOS DISPOSITIVOS

Na busca pela melhor conformabilidade e justaposição entre os três *stents* recobertos do tipo Viabahn® implantados dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder® e utilizados como ramos para tronco celíaco, mesentérica superior e uma das artérias renais, foi realizado estudo das possíveis combinações entre os diâmetros mais comumente utilizados nestes vasos. Os diâmetros escolhidos foram de 8mm, 7mm e 6mm, sendo possível identificarmos 10 diferentes agrupamentos de 3 Viabahns® usando os referidos diâmetros. A ordem ou posição de cada diâmetro dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder® não foi levada em consideração. Todos os diâmetros da endoprótese Excluder® utilizada e de cada um dos Viabahns® utilizados foram conferidos com auxílio de um paquímetro digital (Digimess 100.174BL) previamente calibrado. Para a montagem dos agrupamentos de Viabahn®, conforme descrito previamente, foi realizada compressão dos mesmos dentro de uma folha de papel em forma de cone, permitindo o posicionamento dentro da “perna” curta da endoprótese bifurcada. Ajustes finos de posição, para que todos ficassem justapostos, foi realizada com auxílio de uma pinça cirúrgica.

A endoprótese Excluder® utilizada tinha dimensões de 26mm de diâmetro proximal, 14.5mm de diâmetro distal (na “perna” longa) e 120mm de comprimento. Na “perna” curta existe um diâmetro padronizado de 13mm e extensão padronizada de 30mm. Os *stents* recobertos Viabahn® utilizados foram 3 unidades de 8mm de diâmetro, 3 unidades de 7mm de diâmetro e 3 unidades de 6mm de diâmetro, sendo que todos apresentavam 100mm de comprimento.

Cada um dos 10 possíveis agrupamentos de Viabahns® dentro da “perna” curta da Excluder® foram submetidos a tomografia computadorizada, em aparelho Siemens tipo Somaton Sensation de 64 canais, com cortes de 1mm de espessura, incremento de 0.9mm, 300ma e Kv de 120. As séries de cortes tomográficos de cada agrupamento

foram avaliadas e sendo escolhida uma imagem de corte axial na mediana da extensão da “perna” curta (aproximadamente 15mm) com os três viabahn® dentro. Cada uma das imagens escolhidas de cada agrupamento foi submetida a mensuração por dois métodos distintos e por dois indivíduos em momentos diferentes, sem que um não pudesse ter acesso a medida do outro. Os dois indivíduos eram previamente treinados e capacitados, com experiência cotidiana em executar medidas tomográficas e reconstruções, com formação em Física Médica.

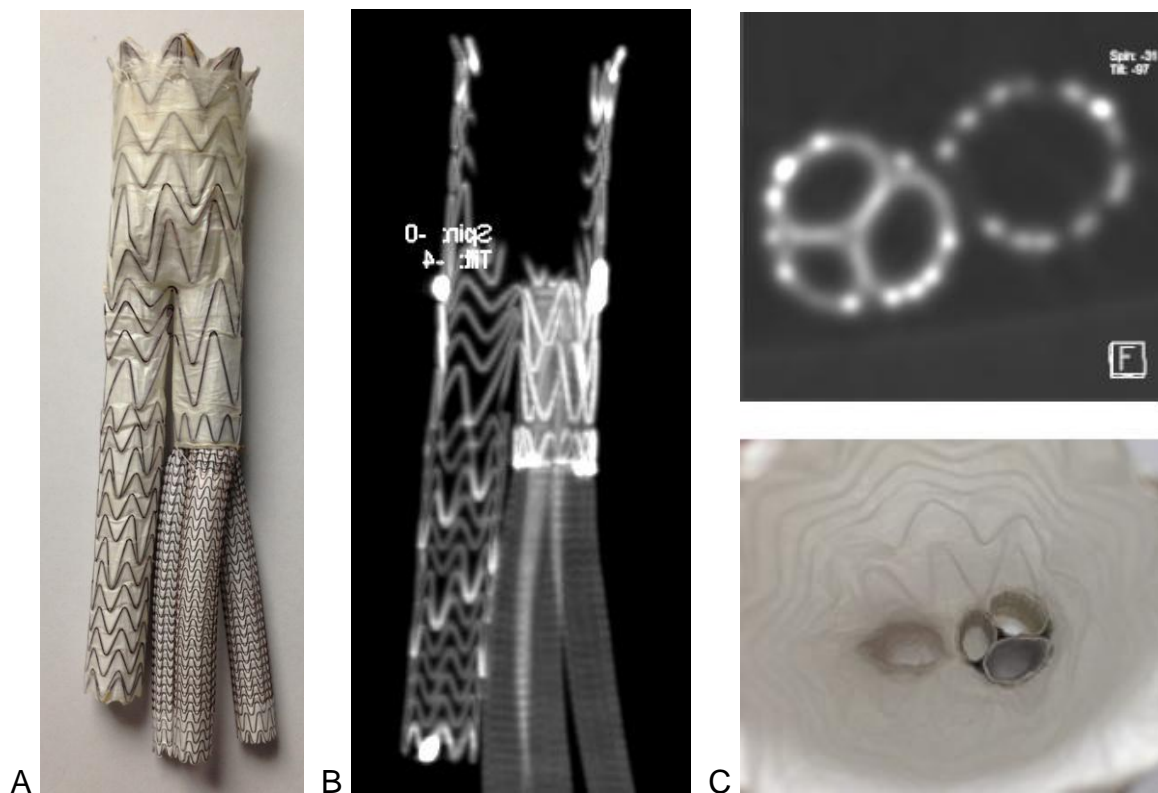


FIGURA 17 - ENDOPRÓTESE BIFURCADA COM OS TRÊS STENTS RECOBERTOS (VIABAHN®) DENTRO DA “PERNA” CURTA (A); IMAGEM DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM RECONSTRUÇÃO MIP (B); IMAGEM DO CORTE AXIAL NA TOMOGRAFIA E NA AVALIAÇÃO VISUAL (C)

FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

A medida doravante denominada de “medida A” foi realizada em software Siemens Syngo Multimodality Workplace (Syngo 2008ADRE24 Série 9874 / Software Syngo MMWP Versão VE31A). Inicialmente foi aferida a área total da “perna” curta da endoprótese Excluder® em centímetros quadrados, em corte axial e com delimitação

pela face interna dos *stents*, seguido de medida da área em centímetros quadrados de cada um dos Viabahn®, em corte axial e com delimitação pela face externa dos *stents*. Ao final foi realizada a soma simples das áreas dos três Viabahns® e o resultado foi subtraído da área total da “perna” curta da Excluder®, sendo que o resultado foi considerado como sobra de espaço dentro da “perna” curta (goteiras). A medida doravante denominada de “medida B” foi realizada em software Siemens Syngo Multimodality Workplace (Syngo 2008ADRE24 Série 9874 / Software Syngo MMWP Versão VE31A), sendo aferida a medida da área, em centímetros quadrados, de cada sobra de espaço dentro da “perna” curta da Excluder (goteira), sendo que a soma destas áreas foi considerado como a sobra total de espaço dentro da “perna” curta (soma das goteiras).

Nenhuma das séries foi rotulada com indicadores que possibilitassem a sua identificação e, muito menos, da combinação de *stents* recobertos existentes. Somente o pesquisador principal tinha acesso a identificação das combinações para controle e posterior avaliação.

Todos os resultados foram submetidos a análise estatística utilizando os programas SPSS versão 20 e o SIGMAPLOT versão 11.0. Para a descrição dos valores das áreas de goteiras, foram utilizadas a média e o desvio-padrão. A concordância das medidas das goteiras entre os métodos e entre os avaliadores foi feita através da análise conjunta do “teste t” para amostras emparelhadas e o método de Bland-Altman. Para a comparação das amostras contendo ou não o diâmetro de 6mm foi utilizado o teste U de Mann-Whitney. Para todas as comparações foi considerado o nível de significância de 0,05.

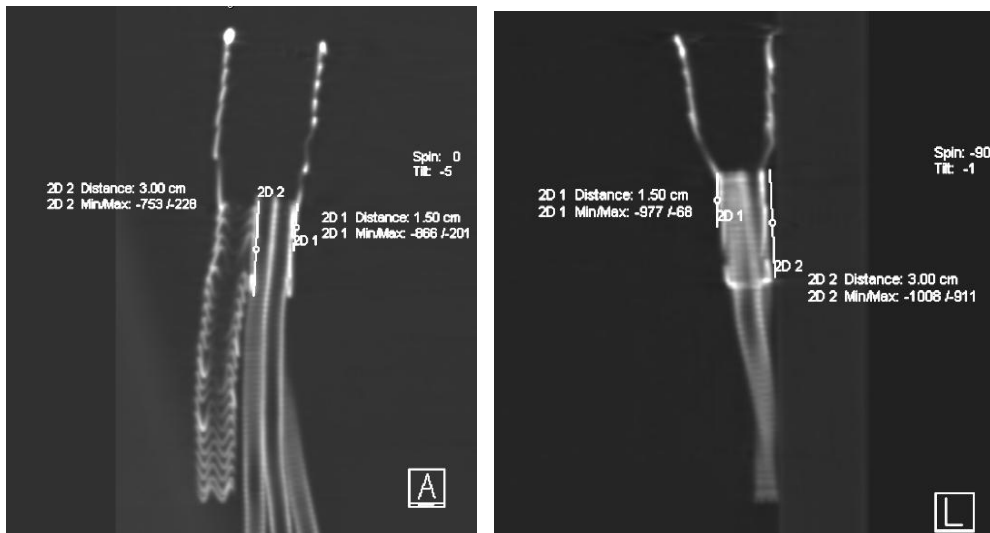


FIGURA 18 - TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA COM EXEMPLOS DE MEDIDA DA EXTENSÃO DA “PERNA” CURTA DA ENDOPRÓTESE BIFURCADA E DO LOCAL ESCOLHIDO PARA ANÁLISE DO CORTE AXIAL

FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

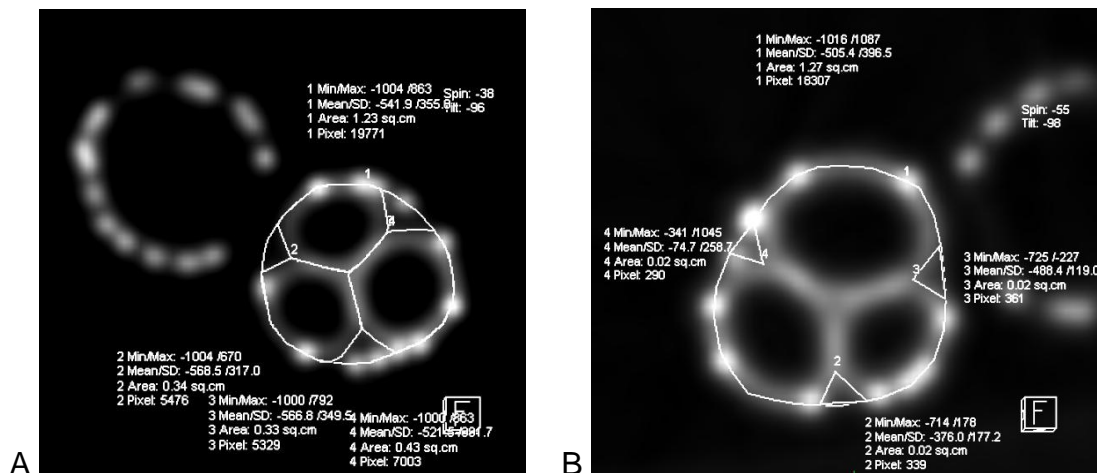


FIGURA 19 - EXEMPLO DE CORTE AXIAL DA TOMOGRAFIA COM MÉTODO DE MEDIDA DO TIPO A E CORTE AXIAL DA TOMOGRAFIA COM MÉTODO DE MEDIDA DO TIPO B

FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

4.4 TESTE DE JUSTAPOSIÇÃO PÓS-BALONEAMENTO

Cada um dos 10 possíveis agrupamentos dentro da “perna” curta da Excluder® foram submetidos a pós-dilatação simultânea com um balão de angioplastia de 6mm x 80mm em cada Viabahn® (três no total) e insuflação simultânea (técnica de “*kissing balloon*”) com três insufladoras de angioplastia até manter em 10 ATMs pelo período de

1 minuto. Sempre foi conferida visualmente a posição dos balões para ficarem justapostos e paralelos, com pelo menos 1cm além do limite proximal do Viabahn®. As insufladoras utilizadas são padronizadas para angioplastia, previamente calibradas e preenchidas com soro fisiológico. Os balões utilizados foram todos de 6mm de diâmetro e 80mm de comprimento, do tipo EverCross® da empresa Covidien EV3. A escolha foi baseada no menor diâmetro dos *stents* recobertos utilizados de 6mm.

Após o processo de pós-dilatação, todos os 10 agrupamentos testados foram submetidos novamente ao mesmo protocolo de tomografia computadorizada descrito previamente no item 4.3. Também foi realizado o mesmo processo de pós-processamento das imagens, com escolha da imagem axial no mesmo ponto e mesmo padrão de mensuração com padrão de medida A e medida B. Nenhuma das séries foi rotulada com indicadores que possibilitassem a sua identificação como pós-dilatação. Somente o pesquisador principal tinha acesso a identificação das combinações para controle e posterior avaliação.

Todos os resultados foram submetidos a análise estatística utilizando os programas SPSS versão 20 e o SIGMAPLOT versão 11.0. Para a descrição dos valores das áreas de goteiras, foram utilizadas a média e o desvio-padrão. A concordância das medidas das goteiras entre os métodos e entre os avaliadores foi feita através da análise conjunta do “teste t” para amostras emparelhadas e o método de Bland-Altman. Para a comparação das amostras contendo ou não o diâmetro de 6mm foi utilizado o teste U de Mann-Whitney. Para todas as comparações foi considerado o nível de significância de 0,05.



FIGURA 20 - TESTE PÓS-BALONEAMENTO PADRONIZADO E SIMULTÂNEO ("KISSING BALLOON")
FONTE: acervo do autor Coris Cirurgia Vascular e Endovascular

5 RESULTADOS

5.1 FACTIBILIDADE DA TÉCNICA DO “POLVO” EM MODELO “IN-VITRO”

O implante das endopróteses vasculares no modelo de aneurisma aórtico de silicone (“*Alastrat Aortic Model*”), com dispositivo de fluxo tipo pulsátil (“*Physio Pulse 100 Flow System*”), mostrou ser factível a associações dos dispositivos e possível de realizar sua implantação conforme descrito na técnica de correção do AATA intitulada de “Polvo”.

Através de visualização direta, fluoroscópica e endoscópica pode-se observar a integridade das conexões entre as endopróteses utilizadas, com adequado acomodamento das peças, sem sinais de plijamento, colabamento, estenoses ou restrições ao fluxo.

No modelo “*in vitro*”, através de fotos produzidas com endoscópio, pode-se observar pequena área de “goteiras” com possibilidade de vazamentos (“*endoleak*”) no local de associação de três *stents* recobertos tipo Viabahn® dentro da “perna” curta da endoprótese bifurcada implantada na aorta torácica descendente e que proporcionam os ramos para os vasos viscerais (TC e AMS) e para renal anatomicamente mais cranial. Após a realização de baloneamento concomitante dos três Viabahns® (balão 6x80mm), também através de fotos produzidas com endoscópio, pode-se observar aumento da área de possível vazamento (“goteira”).

5.2 AVALIAÇÃO DA ÁREA DE “GOTEIRAS” ENTRE DIFERENTES DIÂMETROS UTILIZADOS

Com a avaliação dos cortes tomográficos, conforme descrito no item 4.3, pode-se constatar os achados descritos nas tabelas:

TABELA 1 - VALORES DA ÁREA TOTAL DA PERNA “CURTA” DA ENDOPRÓTESE EXCLUDER® EM CM2, ÁREAS INDIVIDUAIS DE CADA VIABAHN® EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA RESIDUAL (“GOTEIRA”) EM CM2 (FORMATO DE MEDIDA A). VALORES DO AVALIADOR 1 E DO AVALIADOR 2

Combinação	Avaliador	Área perna	Área Viabahn1	Área Viabahn 2	Área Viabahn 3	Calculo Goteira
08/08/08	Avaliador 1	1,29	0,39	0,47	0,42	0,01
08/08/08	Avaliador 2	1,29	0,37	0,48	0,43	0,01
08/08/07	Avaliador 1	1,26	0,35	0,44	0,45	0,02
08/08/07	Avaliador 2	1,26	0,35	0,44	0,44	0,03
08/08/06	Avaliador 1	1,27	0,48	0,48	0,25	0,06
08/08/06	Avaliador 2	1,27	0,46	0,46	0,29	0,06
08/07/07	Avaliador 1	1,25	0,36	0,50	0,37	0,02
08/07/07	Avaliador 2	1,25	0,35	0,49	0,39	0,02
08/07/06	Avaliador 1	1,27	0,40	0,53	0,30	0,04
08/07/06	Avaliador 2	1,27	0,39	0,53	0,29	0,06
08/06/06	Avaliador 1	1,23	0,30	0,30	0,50	0,13
08/06/06	Avaliador 2	1,23	0,29	0,30	0,49	0,15
07/07/07	Avaliador 1	1,26	0,39	0,39	0,43	0,05
07/07/07	Avaliador 2	1,26	0,39	0,39	0,42	0,06
07/07/06	Avaliador 1	1,22	0,42	0,30	0,43	0,07
07/07/06	Avaliador 2	1,22	0,41	0,30	0,43	0,06
07/06/06	Avaliador 1	1,22	0,33	0,33	0,43	0,13
07/06/06	Avaliador 2	1,22	0,33	0,32	0,42	0,15
06/06/06	Avaliador 1	1,20	0,36	0,31	0,34	0,19
06/06/06	Avaliador 2	1,20	0,36	0,32	0,33	0,19

Para a comparação das medidas entre os dois avaliadores (Avaliador 1 e Avaliador 2), dentro do formato de medida descrito como “Medida A”, foi utilizado o teste para amostras emparelhadas e o gráfico de Bland-Altman. Pelo teste t, não houve diferença significativa entre as medidas. Na análise gráfica de Bland-Altman os limites de concordância variaram de -0,0138 a 0,0278, sendo que a média das diferenças foi de 0,007. Nesta avaliação, todas as medidas ficam dentro do intervalo de confiança de 95%.

TABELA 2 – RESULTADOS DO TESTE PARA AMOSTRAS EMPARELHADAS (TESTE T) COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”

	Média	N	Desvio	Média erro
CalculoGoteira.1	,0720	10	,05922	,01873
CalculoGoteira.2	,0790	10	,06190	,01958

	Diferenças Pareadas					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio	Média erro	Intervalo de Confiança 95% da Diferença				
				Menor	Maior			
CalculoGoteira.1- CalculoGoteira.2	-,00700	,01059	,00335	-,01458	,00058	-2,090	9	,066

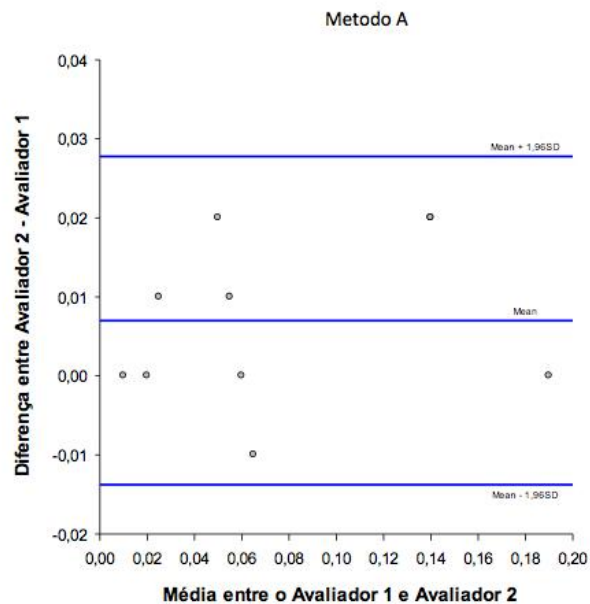


GRÁFICO 1 – RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALMAN COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”

TABELA 3 - VALORES INDIVIDUAIS DAS ÁREAS DE GOTEIRAS EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA TOTAL DAS GOTEIRAS EM CM2 (FORMATO DE MEDIDA B). VALORES DO AVALIADOR 1 E DO AVALIADOR 2

Combinação	Avaliador	Área perna	Área Goteira 1	Área goteira 2	Área goteira 3	Área goteira 4	Calculo Goteira
08/08/08	Avaliador 1	1,29	0,01	0,01	0,00	0,00	0,02
08/08/08	Avaliador 2	1,29	0,01	0,01	0,00	0,00	0,02
08/08/07	Avaliador 1	1,26	0,01	0,01	0,01	0,00	0,03
08/08/07	Avaliador 2	1,26	0,01	0,01	0,01	0,00	0,03
08/08/06	Avaliador 1	1,27	0,02	0,01	0,04	0,00	0,07
08/08/06	Avaliador 2	1,27	0,02	0,01	0,04	0,00	0,07
08/07/07	Avaliador 1	1,25	0,01	0,01	0,01	0,00	0,03
08/07/07	Avaliador 2	1,25	0,01	0,02	0,01	0,00	0,04
08/07/06	Avaliador 1	1,27	0,02	0,02	0,02	0,00	0,06
08/07/06	Avaliador 2	1,27	0,02	0,02	0,01	0,00	0,05
08/06/06	Avaliador 1	1,23	0,04	0,04	0,04	0,00	0,12
08/06/06	Avaliador 2	1,23	0,04	0,04	0,03	0,00	0,13
07/07/07	Avaliador 1	1,26	0,01	0,03	0,02	0,00	0,06
07/07/07	Avaliador 2	1,26	0,02	0,03	0,02	0,00	0,07
07/07/06	Avaliador 1	1,22	0,03	0,03	0,02	0,00	0,08
07/07/06	Avaliador 2	1,22	0,03	0,03	0,02	0,00	0,08
07/06/06	Avaliador 1	1,22	0,05	0,04	0,06	0,00	0,15
07/06/06	Avaliador 2	1,22	0,05	0,05	0,06	0,00	0,16
06/06/06	Avaliador 1	1,20	0,07	0,07	0,04	0,02	0,20
06/06/06	Avaliador 2	1,20	0,06	0,08	0,04	0,02	0,20

Para a comparação das medidas entre os dois avaliadores (Avaliador 1 e Avaliador 2), dentro do formato de medida descrito como “Medida B”, foi utilizado o teste para amostras emparelhadas e o gráfico de Bland-Altman. Pelo teste t, não houve diferença significativa entre as medidas. Na análise gráfica de Bland-Altman os limites de concordância variaram de -0,0102 a 0,0162, sendo que a média das diferenças foi de 0,003. Nesta avaliação, todas as medidas ficam dentro do intervalo de confiança de 95%.

TABELA 4 – RESULTADOS DO TESTE PARA AMOSTRAS EMPARELHADAS (TESTE T) COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”

	Média	N	Desvio	Média erro
CalculoGoteira.1	,0820	10	,05808	,01837
CalculoGoteira.2	,0850	10	,05949	,01881

	Diferenças Pareadas					t	df	Sig. (2-tailed)
	Média	Desvio	Média erro	Intervalo de Confiança 95% da Diferença				
				Menor	Maior			
CalculoGoteira.1 - CalculoGoteira.2	-,00300	,00675	,00213	-,00783	,00183	-1,406	9	,193

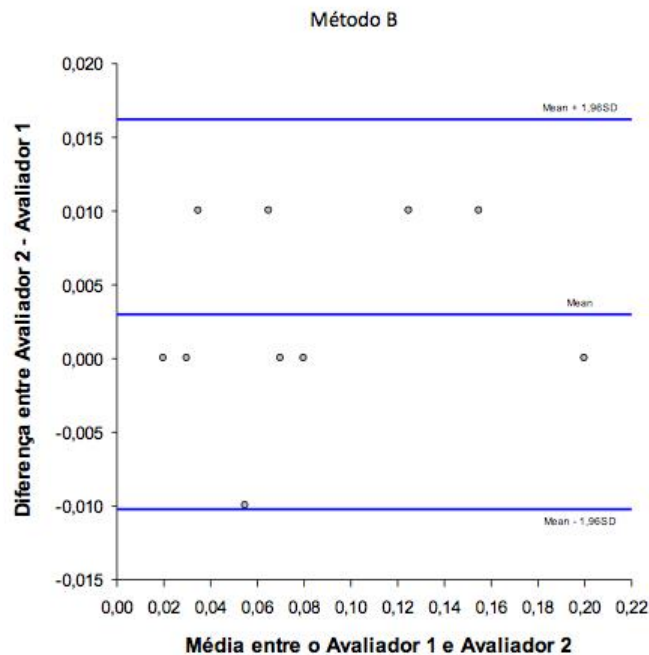


GRÁFICO 2 – RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALMAN COMPARANDO O AVALIADOR 1 E O AVALIADOR 2 DENTRO DO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”

Para a comparação dos métodos de medida descritos como “Medida A” e “Medida B”, dentro do grupo de medidas efetuadas pelo Avaliador 1 e pelo Avaliador 2, foi utilizado o teste para amostras emparelhadas e o gráfico de Bland-Altman. Pelo teste t, não houve diferença significativa entre as medidas. Na análise gráfica de Bland-Altman os limites de concordância variaram de -0,0060 a 0,0260, com média das diferenças de 0,010 para o grupo do Avaliador 1. Nesta mesma análise gráfica os limites de concordância variaram de -0,0188 a 0,0306, com média das diferenças de 0,006 para o grupo do Avaliador 2.

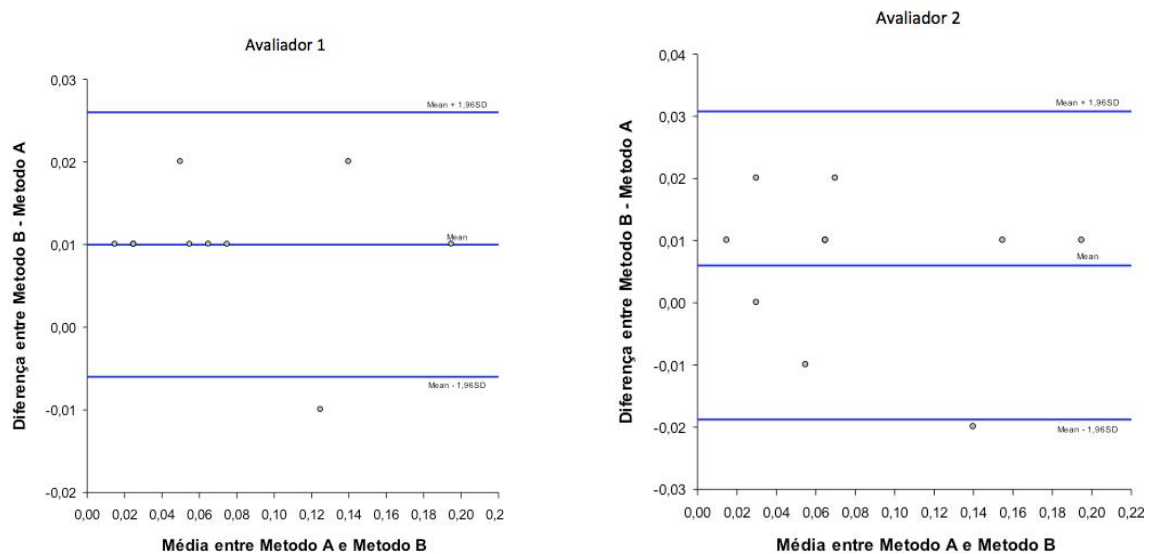


GRÁFICO 3 – RESULTADOS DO GRÁFICO DE BLAND-ALTMAN COMPARANDO O FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A” E A “MEDIDA DO TIPO B” QUANDO EFETUADO PELO AVALIADOR 1 (ESQUERDA) E QUANDO EFETUADO PELO AVALIADOR 2 (DIREITA)

5.3 AVALIAÇÃO DA ÁREA DE “GOTEIRAS” PÓS-BALONEAMENTO

Com a avaliação dos cortes tomográficos, conforme descrito no item 4.3, pode-se constatar os achados pré e pós-baloneamento descritos nas tabelas:

TABELA 5 - VALORES DA ÁREA TOTAL DA PERNA “CURTA” DA ENDOPROTESE EXCLUDER® EM CM2, ÁREAS INDIVIDUAIS DE CADA VIABAHN® EM CM2 E CÁLCULO DA ÁREA RESIDUAL (“GOTEIRA”) EM CM2, PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO (FORMATO DE MEDIDA A)

Combinação	Área perna	Área Viabahn1	Área Viabahn 2	Área Viabahn 3	Calculo Goteira
8/8/8 Pré	1,29	0,39	0,47	0,42	0,01
8/8/8 Pós	1,30	0,45	0,40	0,43	0,02
8/8/7 Pré	1,26	0,35	0,44	0,45	0,02
8/8/7 Pós	1,28	0,35	0,45	0,45	0,03
8/8/6 Pré	1,27	0,48	0,48	0,25	0,06
8/8/6 Pós	1,29	0,48	0,48	0,25	0,08
8/7/7 Pré	1,25	0,36	0,50	0,37	0,02
8/7/7 Pós	1,28	0,37	0,50	0,39	0,02
8/7/6 Pré	1,27	0,40	0,53	0,30	0,04
8/7/6 Pós	1,27	0,40	0,53	0,30	0,04
8/6/6 Pré	1,23	0,30	0,30	0,50	0,13
8/6/6 Pós	1,22	0,30	0,30	0,47	0,15
7/7/7 Pré	1,26	0,39	0,39	0,43	0,05
7/7/7 Pós	1,28	0,41	0,41	0,39	0,07
7/7/6 Pré	1,22	0,42	0,30	0,43	0,07
7/7/6 Pós	1,20	0,34	0,40	0,39	0,07
7/6/6 Pré	1,22	0,33	0,33	0,43	0,13
7/6/6 Pós	1,23	0,34	0,33	0,41	0,15
6/6/6 Pré	1,20	0,36	0,31	0,34	0,19
6/6/6 Pós	1,20	0,34	0,35	0,34	0,17

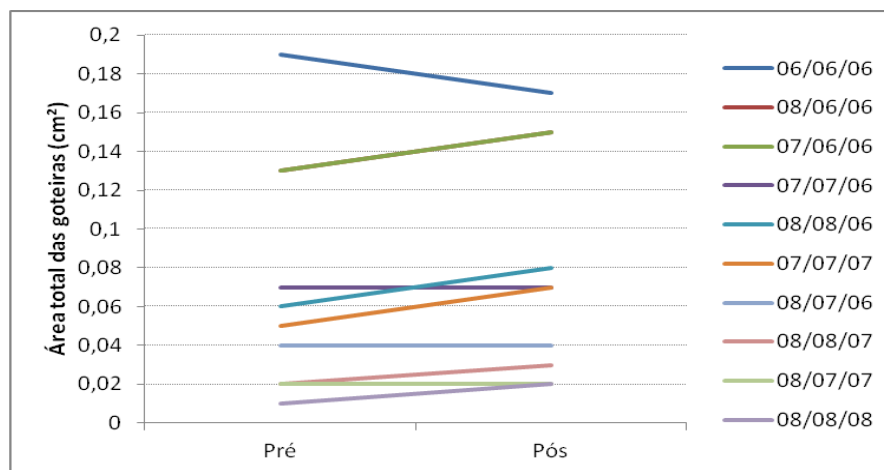


GRÁFICO 4 – VALORES DA ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO A”

Para a comparação das áreas de goteiras pré e pós balneamento, foi utilizado o teste para amostras emparelhadas. O valores das goteiras são diferentes, tanto no pré ($P = 0,019$) quanto no pós balneamento ($P = 0,019$). No entanto, pelo teste de Mann-Whitney, as diferenças do pré para o pós balneamento não apresentam diferença significativa ($P > 0,999$).

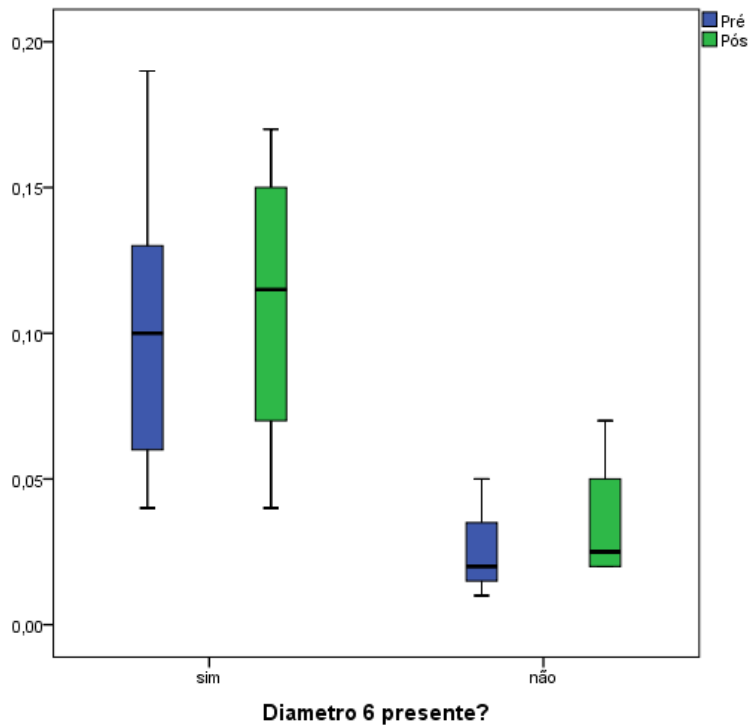


GRÁFICO 5 - ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALNEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO "MEDIDA DO TIPO A", PELO TESTE DE MANN-WHITNEY, QUANDO O VIABAHN DE 6MM ESTAVA PRESENTE OU AUSENTE NO AGRUPAMENTO

TABELA 6 - VALORES INDIVIDUAIS DAS ÁREAS DE GOTEIRAS EM CM2 E CALCULO DA ÁREA TOTAL DAS GOTEIRAS EM CM2, PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO (FORMATO DE MEDIDA B)

Combinação	Área perna	Área Goteira 1	Área goteira 2	Área goteira 3	Área goteira 4	Goteira Total
8/8/8 Pré	1,29	0,01	0,01	0,00	0,00	0,02
8/8/8 Pós	1,30	0,01	0,02	0,00	0,00	0,03
8/8/7 Pré	1,26	0,01	0,01	0,01	0,00	0,03
8/8/7 Pós	1,28	0,01	0,01	0,02	0,00	0,04
8/8/6 Pré	1,27	0,02	0,01	0,04	0,00	0,07
8/8/6 Pós	1,29	0,03	0,02	0,04	0,00	0,09
8/7/7 Pré	1,25	0,01	0,01	0,01	0,00	0,03
8/7/7 Pós	1,28	0,02	0,01	0,01	0,00	0,04
8/7/6 Pré	1,27	0,02	0,02	0,02	0,00	0,06
8/7/6 Pós	1,27	0,02	0,02	0,02	0,00	0,06
8/6/6 Pré	1,23	0,04	0,04	0,04	0,00	0,12
8/6/6 Pós	1,22	0,06	0,04	0,05	0,00	0,15
7/7/7 Pré	1,26	0,01	0,03	0,02	0,00	0,06
7/7/7 Pós	1,28	0,03	0,02	0,02	0,00	0,07
7/7/6 Pré	1,22	0,03	0,03	0,02	0,00	0,08
7/7/6 Pós	1,20	0,04	0,03	0,01	0,00	0,08
7/6/6 Pré	1,22	0,05	0,04	0,06	0,00	0,15
7/6/6 Pós	1,23	0,05	0,05	0,07	0,00	0,17
6/6/6 Pré	1,20	0,07	0,07	0,04	0,02	0,20
6/6/6 Pós	1,20	0,06	0,08	0,03	0,00	0,17

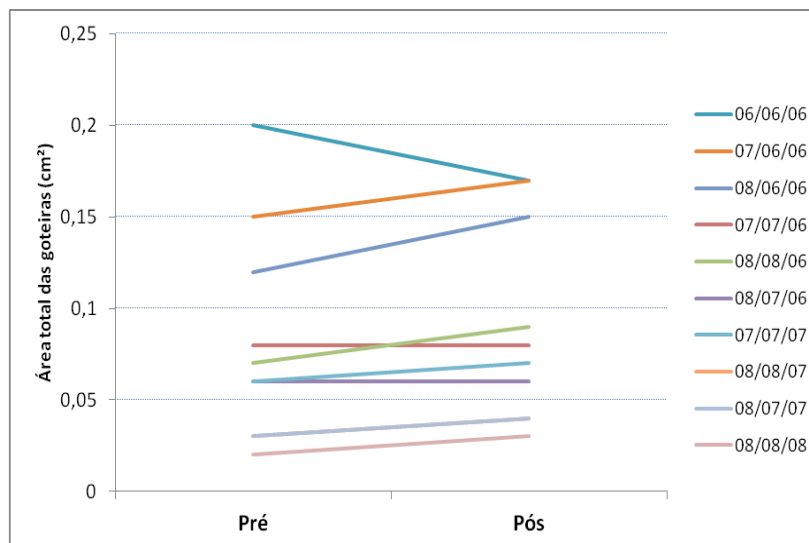


GRÁFICO 6 – VALORES DA ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO “MEDIDA DO TIPO B”

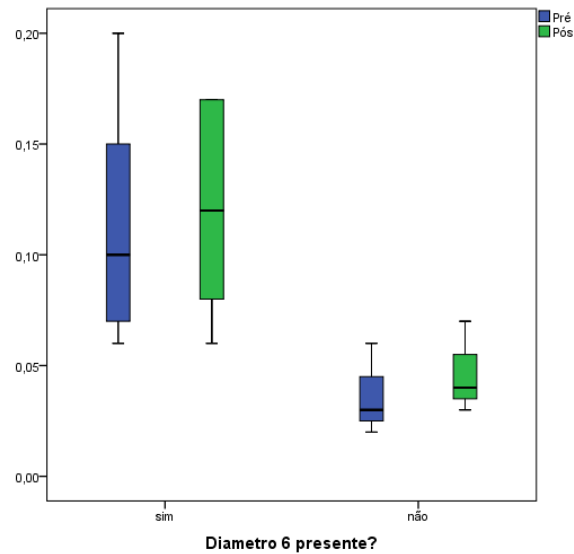


GRÁFICO 7 - ÁREA DE GOTEIRA PRÉ E PÓS BALONEAMENTO NO FORMATO DE MEDIDA DESCRITO COMO "MEDIDA DO TIPO B", PELO TESTE DE MANN-WHITNEY, QUANDO O VIABAHN DE 6MM ESTAVA PRESENTE OU AUSENTE NO AGRUPAMENTO

TABELA 7 - DIFERENÇAS ENTRE PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO, TANTO NA MEDIDA A QUANTO NA MEDIDA B, EM NÚMEROS ABSOLUTOS

Combinação	Pré A	Pré B	Pós A	Pós B	Diferença A	Diferença B
08/08/08	0,01	0,02	0,02	0,03	0,01	0,01
08/08/07	0,02	0,03	0,03	0,04	0,01	0,01
08/08/06	0,06	0,07	0,08	0,09	0,03	0,02
08/07/07	0,02	0,03	0,02	0,04	0,00	0,01
08/07/06	0,04	0,06	0,04	0,06	0,00	0,00
08/06/06	0,13	0,12	0,15	0,15	0,02	0,02
07/07/07	0,05	0,06	0,07	0,07	0,02	0,01
07/07/06	0,07	0,08	0,07	0,08	0,00	0,00
07/06/06	0,13	0,15	0,15	0,17	0,02	0,02
06/06/06	0,19	0,20	0,17	0,17	-0,02	-0,03

TABELA 8 - DIFERENÇAS ENTRE PRÉ E PÓS-BALONEAMENTO, TANTO NA MEDIDA A QUANTO NA MEDIDA B, EM PORCENTAGEM

Combinação	Pré A	Pré B	Pós A	Pós B	% A	% B
08/08/08	0,01	0,02	0,02	0,03	+50%	+50%
08/08/07	0,02	0,03	0,03	0,04	+50%	+35%
08/08/06	0,06	0,07	0,08	0,09	+34%	+29%
08/07/07	0,02	0,03	0,02	0,04	0%	+20%
08/07/06	0,04	0,06	0,04	0,06	0%	0%
08/06/06	0,13	0,12	0,15	0,15	+16%	+25%
07/07/07	0,05	0,06	0,07	0,07	+40%	+17%
07/07/06	0,07	0,08	0,07	0,08	0%	0%
07/06/06	0,13	0,15	0,15	0,17	+15%	+15%
06/06/06	0,19	0,20	0,17	0,17	-12%	-17%

6 DISCUSSÃO

O aneurisma da aorta toracoabdominal (AATA) é uma doença relativamente comum e com alta mortalidade. Juntamente com outras doenças da aorta é considerada a 12^a causa de morte nos EUA^{1,2} e a 3^a causa de morte súbita³. A ruptura, com suas desastrosas repercussões, é a sua complicação mais importante, com taxa de mortalidade global de aproximadamente 90%.

A história desta doença tem refletido o notável progresso da cirurgia ao longo das gerações. Nos últimos 50 anos a cirurgia aberta do AATA foi sendo progressivamente refinada e melhorada com advento de novas tecnologias, melhores cuidados clínicos, Unidades de Terapia Intensiva mais equipadas e Bancos de Sangue mais estruturados. Também passou a ser realizado melhor controle transoperatório, com minimização da perda sanguínea, uso de sistema “*Cell-Saver*”, redução de transfusões, aquecimento do paciente e circulação extra-corpórea. Porém, a morbimortalidade ainda é considerada elevada, chegando a uma taxa mortalidade global nos casos eletivos de 22%, e bem mais expressiva nos casos de urgência (até 60%)⁴.

Semelhante ao que ocorreu no tratamento do aneurisma da aorta abdominal, a técnica endovascular surgiu como uma forma menos invasiva e promissora para correção do AATA. A real possibilidade de transformar uma cirurgia de grande porte em um procedimento minimamente invasivo seduziu os especialistas e produziu profundas mudanças conceituais, com uma busca constante na melhoria da técnica, dos materiais e, conseqüentemente, dos resultados.

Mesmo que o manejo endovascular esteja bem estabelecida para o tratamento da doença aneurismática da aorta torácica e da aorta abdominal, ainda existem importantes restrições para sua aplicação nos casos de envolvimento dos ramos viscerais. Existe uma persistente busca por aprimoramento de materiais e das técnicas para tornar este tratamento factível e seguro.

Uma das grandes dificuldades atuais com as técnicas de tratamento totalmente endovascular do AATA está no fato da customização da endoprótese demorar aproximadamente de 10 a 12 semanas, o que dificulta sua aplicabilidade nos casos de maior urgência, tais como os pacientes com dor, com expansão recente, sinais de

ruptura contida ou ruptura franca. Existem ainda os pacientes com aneurismas de grande diâmetro e, mesmo que assintomáticos, apresentam maior chance de ruptura enquanto aguardam pela customização. O desenvolvimento de dispositivos com tamanhos padronizados está sendo estudado pela Indústria, mas ainda não está disponível para utilização no Brasil até o início de 2014. A busca por uma alternativa acessível e interessante, especialmente neste grupo de pacientes com grandes e/ou sintomáticos aneurismas toracoabdominais, que não podem esperar pela customização, levou alguns autores a desenvolverem técnicas com o uso de dispositivos aprovados pela ANVISA e pelo órgão de controle norte americano “FDA (*Food and Drug Administration*)” para tratamento da doença aneurismática da aorta, porém fora das recomendações formais dos fabricantes (“*off-label*”).

As técnicas descritas como “periscópio”, “chaminé” e “sanduiche” apresentaram taxa de sucesso bastante elevada e baixa morbimortalidade quando comparado com tratamento cirúrgico aberto. Contudo, alguns autores demonstraram haver uma maior taxa de vazamentos (“*endoleaks*”) e reintervenções quando comparada com o tratamento com endopróteses customizadas com ramos e fenestras. Esse fato, talvez possa ser explicado pela opção de uso das técnicas “periscópio”, “chaminé” e “sanduiche” em casos mais complexos, urgentes, rotos, de alto risco de ruptura (sintomáticos) e anatomicamente desfavoráveis para as customizadas.

Com o passar do tempo e depois de adquirir maior experiência com estas técnicas “*off-label*”, alguns autores passaram a utiliza-las em pacientes eletivos com anatomia desfavorável para as endopróteses customizadas com ramos e fenestras, e até mesmo em pacientes eletivos de anatomia favorável, mas que o Serviço ou o paciente não teriam acesso a customização. Não existem publicações, até o momento da finalização da revisão bibliográfica desta dissertação (fevereiro de 2014), que forneça resultados consistentes sobre o uso das técnicas “*off-label*” para o tratamento de aneurisma da aorta toracoabdominal em pacientes eletivos e anatomia favorável, apenas existem relatos de casos e pequenas series de casos. Na experiência de vida real e nestas séries de casos, o que se pode observar é que existe uma dificuldade de adequado selamento entre a parede da aorta e as formatações do conjunto de endopróteses na técnica da “chaminé” e do “sanduiche”, com casos de “*endoleaks*”

persistentes e de difícil resolução. Além disso, não existem estudos para “periscópio” e “sanduiche” que possam demonstrar qual a melhor relação entre os diferentes diâmetros de dispositivos a serem usados e sua conformação. No caso da “chaminé” existem poucos estudos “in-vitro” que podem ajudar a entender esta relação. Em uma análise tomográfica da técnica descrita como “chaminé” pode-se observar que a chance de vazamentos e, conseqüentemente, reintervenções e complicações, está relacionado com o espaço de “goteira” entre as endopróteses utilizadas, isto é, na conformabilidade e adaptação entre os dispositivos⁷⁸.

Na busca para melhorar a relação entre os materiais, reduzindo as áreas de possível vazamento, é que foi idealizada uma nova técnica para correção de aneurismas da aorta toracoabdominal. Esta técnica foi intitulada de “Polvo” devido aos múltiplos ramos que se pode criar neste modelo de tratamento. Tem como aspecto principal o tratamento totalmente endovascular, possibilitando a correção de aneurismas complexos da aorta com manutenção do fluxo para o tronco celíaco, artéria mesentérica superior e ambas as artérias renais através de ramos formados pela justaposição dos *stents* recobertos (Viabahn®). Diferente das outras técnicas “*off-label*” descritas previamente, “o Polvo” utiliza apenas um corpo principal bifurcado na aorta torácica (diferente da técnica de endopróteses paralelas) e os três ramos para vasos viscerais e renal mais cranial estão justapostos dentro da “perna curta” da endoprótese bifurcada, com sua relação espacial e a sobreposição de 3cm proporcionando o selamento. Conceito diferente das técnicas até então descritas. Uma outra característica importante é o fato de utilizar somente dispositivos que já estão disponíveis comercialmente no Brasil a pronta entrega pelo fornecedor, não necessitando aguardar qualquer customização. Diferente de algumas técnicas descritas, o “Polvo” não necessita de modificações estruturais da endoprótese, assim favorece a redução no tempo cirúrgico / anestésico, não expõe o material a um ambiente inadequado e não apresenta o risco de que a modificação possa danificar a estrutura e alterar sua durabilidade.

A escolha pela endoprótese Excluder® se deu pelo fato deste dispositivo já ter demonstrado em outros estudos e na prática cotidiana que tem características de construção que favorecem a sua adaptação e conformabilidade quando usada em

conjunto com outros dispositivos, tanto que muitas das outras técnicas previamente descritas como “chaminé”, “periscópio” e “sanduiche” são, na maior parte das vezes, realizadas com uso desta endoprótese. O mesmo acontece com o *stent* revestido Viabahn®, que apresenta características de construção que facilitam sua navegação, maleabilidade e conformabilidade.

O *stent* revestido Viabahn® é bastante maleável e auto-expanssível, desta forma apresenta uma vantagem teórica sobre os *stents* revestidos expandidos por balão, pois podem se adaptar melhor as tortuosidades do vaso alvo e também as variações da anatomia que ocorrem na aorta após o selamento do aneurisma (remodelamento aórtico). Alguns estudos mostram que existe aumento da taxa de fratura de *stents* expandidos por balão quando usados em próteses fenestradas e ramificadas^{48,52,79-80}, possivelmente pela estrutura ficar fixa e pouco adaptável ao remodelamento aórtico. No caso das fenestras existe apenas um reforço na parede da endoprótese para servir de ancoragem para o *stent* revestido, assim não existe sobreposição de selamento, podendo aumentar a força de stress localizado na tênua relação do *stent* revestido expandido por balão e a endoprótese, gerando fraturas e desalinhamento⁴⁶. No caso da construção com ramos existe uma sobreposição entre o *stent* revestido e a endoprótese para proporcionar o adequado selamento. A técnica do “Polvo” reúne as vantagens descritas por utilizar somente *stents* recobertos auto-expanssíveis e também por ter uma área de 3cm de sobreposição com a “perna” curta do corpo principal bifurcado para adequado selamento.

A técnica do “Polvo” possibilita maior maleabilidade na escolha dos diâmetros e comprimentos dos materiais utilizados, reduzindo a chance de que erros de mensuração em exames pré-operatórios possam atrapalhar o tratamento ou os resultados pós-operatórios. O artigo publicado por Austermann e cols.⁷⁹ mostra que maior parte das complicações e reintervenções após a correção totalmente endovascular com endopróteses ramificadas e fenestradas ocorre devido a escolha inadequada de tamanhos dos dispositivos. Além disso, nas endopróteses ramificadas e fenestradas existe a necessidade de que o implante do corpo principal ocorra de forma a proporcionar adequada aposição entre o ramo / fenestra da endoprótese e o óstio do vaso alvo, o que muitas vezes não é tecnicamente fácil. O planejamento da construção

tem que ser muito cuidadosa e criteriosa, tanto que foram realizadas mudanças do projeto das endopróteses ramificadas para que os ramos tivessem direção caudal e assim facilitar a saída pelo corpo principal e cateterização do vaso alvo. Mesmo assim, em casos onde o lúmen do aneurisma é estreito essa necessidade de perfeita aposição é ainda mais importante, podendo inclusive inviabilizar a cateterização e proporcionar a perda de um vaso alvo.

No caso do “Polvo”, como as peças vão sendo montadas de cranial para caudal, sem ocupar o lúmen aórtico antes da cateterização de todos os ramos viscerais e renais, esta limitação não é importante. No caso de haver o implante do corpo principal em posição ântero-posterior ou látero-lateral diferente do planejado, não deverá ocorrer dificuldade adicional de cateterização dos vasos alvo. Uma dificuldade na execução da técnica do “Polvo” poderá ocorrer no caso de implante em posição muito caudal, ou seja, a abertura da “perna” curta da Excluder® ficar abaixo do óstio do tronco celíaco ou da artéria mesentérica superior (caso optado por excluir o tronco celíaco), desta forma inviabilizando a sua cateterização pela via de acesso no membro superior. No caso de ocorrer o implante mais cranial do que foi planejado haverá a necessidade de utilizar *stents* recobertos (Viabahn®) mais longos para chegar até o vaso alvo ou associar mais de uma unidade de viabahn®, contudo não inviabiliza a correção endovascular pela técnica do “Polvo”.

Uma das restrições a utilização da técnica do “Polvo” está na necessidade de que a aorta torácica descendente, no local apropriado para adaptação proximal, não tenha diâmetro superior a 28mm, pois a endoprótese Excluder® disponível até 2013 no Brasil tem no máximo 31mm de diâmetro. Já em 2014 foi iniciada comercialização da endoprótese Excluder® C3 com até 35mm de diâmetro proximal, favorecendo o implante em segmentos da aorta com até 31mm a 33mm. Quando o diâmetro do colo proximal na aorta torácica for maior que 31 a 33mm pode-se optar por uma variação na técnica com implante de uma endoprótese torácica, que possui diâmetros maiores, acoplada internamente a Excluder® e se adaptando no segmento mais proximal da aorta torácica descendente com adequada fixação e favorecendo o selamento.

A possibilidade de usar *stents* recobertos do tipo Viabahn® para manutenção da perfusão dos vasos viscerais e renais já foi demonstrada em estudos com outras

técnicas, inclusive em um modelo de endopróteses paralelas por Kasijaran e cols⁶⁸. Contudo, a técnica do “Polvo” é a primeira a utilizar três *stents* revestidos do tipo Viabahn®, formando ramos viscerais e renais, justapostos dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder®. No modelo experimental de silicone com fluxo pulsátil foi possível observar que os Viabahns® se adaptam ao espaço e foi factível o implante das três unidades justapostas e hermeticamente posicionadas na parte superior da “perna” curta da endoprótese Excluder®, junto a bifurcação desta. O posicionamento e adequado alinhamento foi realizado com sucesso por fluoroscopia, mesmo que os Viabahns® não apresentem marcas radiopacas no dispositivo e somente no cateter de entrega. Ainda no modelo experimental foi realizado baloneamento simultâneo dos *stents* recobertos (Viabahns®), com balão não complacente de angioplastia, sendo observado aumento da área de goteira, piora visual da conformabilidade entre as três unidades e maior possibilidade de vazamento.

O modelo experimental de aneurisma de silicone com fluxo pulsátil demonstrou que era factível o implante das endopróteses como havia sido teoricamente planejado. Uma das restrições deste experimento é o fato de o modelo de aneurisma aórtico utilizado não representar integralmente as características anatômicas do implante em um modelo real (animal ou humano), mesmo que tenha sua confecção baseada em uma tomografia computadorizada com reconstrução tridimensional, mimetizando a anatomia de uma aorta aneurismática. As características de construção do modelo, com silicone flexível, o sistema de controle do fluxo pulsátil e o tipo de fluído utilizado, também restringem a possibilidade de comparações com um modelo real ou de vida real.

Pode-se observar que era factível o uso dos três *stents* revestidos (Viabahns®) dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder®, mas ainda não podíamos definir a melhor escolha dentre os diferentes diâmetros a serem utilizados. Por isso, foi realizado teste de conformabilidade e justaposição entre os três *stents* recobertos do tipo Viabahn® implantados dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder® e utilizados como ramos para tronco celíaco, mesentérica superior e uma das artérias renais. Os diâmetros escolhidos foram de 8mm, 7mm e 6mm, sendo possível identificar 10 diferentes agrupamentos de 3 Viabahns® usando os referidos diâmetros. Não foi levada

em consideração a posição ou ordem de cada *stent* recoberto pois consideramos que não existiria diferença quando se utiliza, por exemplo, a ordem 8mm / 8mm / 7mm ou 8mm / 7mm / 8mm. Para ser definido os diâmetros que seriam testados, foi realizada uma avaliação dos pacientes tratados de aneurisma toracoabdominal na Clínica Coris (Florianópolis – SC - Brasil) nos anos de 2008 a 2013. Observado que estes vasos apresentavam em média 5mm a 8mm de diâmetro, sendo que na grande parte dos casos foram utilizados dispositivos com 6mm a 8mm para manter a perviedade durante a intervenção.

Todas as combinações (agrupamentos de 3 Viabahns®) foram submetidas a tomografia computadorizada *multi-slice* e avaliadas por dois indivíduos “cegados” em relação a medida do outro e utilizando dois métodos distintos de medidas. Pelo fato de não encontrar uma forma padronizada de medida de “goteiras” em cortes tomográficos na literatura, foi decidido pela realização de dois métodos distintos possibilitando a comparação entre estes e também a mensuração por dois indivíduos permitindo avaliar sua reprodutibilidade.

Inicialmente foram comparadas as formas de medidas (Medida A e Medida B) para averiguar possíveis diferenças entre estas. Medida A se refere a área total da perna “curta” da Excluder subtraída das áreas ocupadas pelos Viabahns® e a Medida B se refere a medida da área das goteiras em centímetros quadrados. O interessante foi observar que não houve diferença significativa entre as formas de medidas A e B. Também não houve diferença significativa entre as medidas aferidas pelos dois indivíduos, contudo existiu uma tendência a menor variação no formato de medida do tipo B. Sugerindo confiabilidade nos valores encontrados e sua reprodutibilidade.

A avaliação dos agrupamentos demonstrou que, tanto pela Medida tipo A quanto pela Medida tipo B, a combinação de três Viabahns® com diâmetros de 8mm e 7mm, exceto aquela em que as três unidades tinham 7mm, apresentaram menor área de “goteira”. Quando foi colocado pelo menos um Viabahn® de 6mm na combinação, observou-se um aumento da área de “goteira”, piora na justaposição e possivelmente aumento do vazamento (“*endoleak*”). O pior resultado desta análise foi observada no agrupamento com três unidades de 6mm.

Em busca de averiguar o observado durante o teste no modelo experimental de

silicone, todos os 10 diferentes agrupamentos foram submetidos a avaliação pelo método tomográfico após o balneamento concomitante (“kissing balloon”) dos três *stents* recobertos, com mesmo diâmetro de balão (6mm). A escolha pelo balão de 6mm foi baseada no menor diâmetro do Viabahn® utilizado. Interessante foi observar que nos grupos com Viabahns® de maiores diâmetros (8mm e 7mm, exceto o grupo com três unidades de 7mm) houve aumento da área de goteira e possível vazamento após o balneamento. Justamente no mesmo grupo de combinações que inicialmente apresentaram menor área de “goteira”. O fato de o balão favorecer um formato cilíndrico no Viabahn®, possivelmente proporcionou uma pior conformabilidade e justaposição após o balneamento. Mesmo nos agrupamentos com um ou dois Viabahns® de 6mm houve aumento da área de goteira após o balneamento ou, pelo menos, não houve redução. Exceto, no agrupamento com três unidades de 6mm, que apresentou a maior área de “goteiras” na avaliação inicial, passou a ter uma menor área de “goteiras” após o balneamento. Já neste caso, o fato de o balão favorecer um formato cilíndrico e expandir ao máximo o diâmetro dos três Viabahns® favoreceu o aumento da área ocupada e reduziu a área de possível “vazamento”.

Não foi realizada pós-dilatação com balões de diferentes diâmetros devido intenção de padronizar a amostra e também pela disponibilidade limitada de material a ser utilizado. Não foi testado se existe diferença no comportamento dos agrupamentos de Viabahns® quando utilizado balões de diferentes diâmetros e de diferentes graus de complacência.

Neste estudo houve a necessidade de buscar uma forma para montar os agrupamentos de Viabahn® dentro da perna “curta” da endoprótese bifurcada, pois não tínhamos a disponibilidade de dispositivos fechados dentro do seu sistema de entrega original, principalmente devido ao alto custo deste tipo de material. Cada um dos Viabahns® foi utilizado diversas vezes para completar cada agrupamento.

Pode-se inferir, com estes resultados, que as melhores combinações de três unidades de Viabahn® para serem utilizados como ramos viscerais dentro da “perna” curta da endoprótese Excluder® durante a execução da técnica do “Polvo” para o tratamento do AATA são aquelas com dispositivos de 8mm e 7mm, excetuando-se a combinação de três unidades de 7mm. Também pode-se inferir que o pós-

baloneamento desfavorece a conformabilidade e a justaposição nas combinações de Viabahns® de 8mm e 7mm. Na eventualidade de existir a necessidade de uso de combinação com pelo menos um viabahn de 6mm também não existe vantagem de realizar o pós-baloneamento. Somente existe uma possível vantagem da pós-dilatação quando as três unidades forem de 6mm.

Mesmo com o advento de novas tecnologias, novos materiais e aumento do conhecimento sobre o tratamento endovascular do AATA ainda não dispomos de um método ideal para todos os casos e, conforme a situação clínica do paciente e a anatomia do aneurisma poderemos optar por uma técnica diferente. A técnica do “Polvo” poderá ser uma nova opção para o tratamento destes pacientes com aneurismas complexos, principalmente em pacientes que necessitem tratamento em curto prazo e não podem aguardar pela customização.

7 CONCLUSÕES

Nesta dissertação foi descrita uma nova técnica para correção do AATA intitulada como “Polvo”, sendo demonstrada que sua execução é factível no modelo experimental de aneurisma de silicone em um sistema de fluxo pulsátil. Pode-se observar um adequado acomodamento entre as peças utilizadas e integridade das conexões.

Na busca pela melhor relação entre os diâmetros possíveis de utilização, a avaliação tomográfica demonstrou existir uma melhor combinação entre os diâmetros de *stents* recobertos (Viabahn®) dentro da perna “curta” da endoprótese bifurcada para garantir melhor conformabilidade e justaposição, com menor área de goteiras e possivelmente menor vazamento (“*endoleak*”). O pós-baloneamento interfere negativamente na conformabilidade e justaposição dos *stents* recobertos (Viabahn®), nas combinações de 8mm e 7mm de diâmetro.

Este é um estudo experimental “*in-vitro*” e necessita uma análise bastante criteriosa para progredir para o implante em animais ou até utilização com segurança na prática médica.

REFERÊNCIAS

1. UPCHURCH JR., G.R.; PATEL H.J. Thoracic and thoracoabdominal aneurysms: evaluation and decision making. In: CRONENWETT, J.L. *et al.* **Rutherford's vascular surgery**. 7th ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010. p. 2014-2030.
2. BICKERSTAFF, L.K. *et al.* Thoracic aortic aneurysms: a population-based study. **Surgery**, St. Louis, v.92, p.1103-1108, 1982.
3. ANACLETO, A.; MORALES, M.M.; ANACLETO, J.C. Aneurismas da aorta torácica e toracoabdominal. In: BRITO, C.J. *et al.* **Cirurgia vascular: cirurgia endovascular, angiologia**. 3.ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2014. p.661-687.
4. COWAN JR., J.A. *et al.* Surgical treatment of intact thoracoabdominal aortic aneurysms in the United States: hospital and surgeon volume-related outcomes. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.37, p.1169-1174, 2003.
5. BIDDINGER, A. *et al.* Familial thoracic aortic dilatations and dissections: a case control study. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.25, p.506-511, 1997.
6. COADY, M.A. *et al.* Familial patters of thoracic aortic aneurysms. **Arch. Surg.**, Chicago, v.134, p.361-367, 1999.
7. HASHAM, S.N. *et al.* Mappin a locus for familial thoracic aortic aneurysms and dissections (TAAD2) to 3p24-25. **Circulation**, Dallas, v.107, p.3184-390, 2003.
8. PRESSLER, V.; MCNAMARA, J.J. Aneurysm of the thoracic aorta: review of 260 cases. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v.89, p.50-54, 1985.
9. GUO, D.C. *et al.* Mutations in smooth muscle alpha-actin (ACTA2) lead to thoracic aortic aneurysms and dissections. **Nat. Genet.**, New York, v.39, p.1488-1493, 2007.
10. PANNETON, J.M.; HOLLIER, L.H. Nondissecting thoracoabdominal aortic aneurysms: Part I. **Ann. Vasc. Surg.**, Detroit, v.9, p.503-514, 1995.
11. CRAWFORD, E.S. *et al.* Thoracoabdominal aortic aneurysms: preoperative and intraoperative factors determining immediate and long-term results of operations in 605 patients. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.3, p.389-404, 1986.
12. SAFI, H.J.; MILLER, C.C. Spinal cord protection in descending thoracic and thoracoabdominal aortic repair. **Ann. Thorac. Surg.**, Boston, v.67, p.1937-1939, 1999.

13. RIGBERG, D.A. *et al.* Thirty-day mortality statistics underestimate the risk of repair of thoracoabdominal aortic aneurysms: a statewide experience. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.43, p. 217-222, 2006
14. JACOBS, M.J.; SCHURINK, G.W. Thoracic and thoracoabdominal aneurysms: open surgical treatment. In: CRONENWETT, J.L. *et al.* **Rutherford's vascular surgery**. 7th ed. Philadelphia: Saunders Elsevier, 2010. p. 2031-2052.
15. COWAN JR., J.A. *et al.* Surgical treatment of intact thoracoabdominal aortic aneurysms in the United States: hospital and surgeon volume-related outcomes. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.37, p. 1169-1174, 2003.
16. COSELLI, J.S.; CONKLIN, L.D.; LEMAIRE, S.A. Thoracoabdominal aortic aneurysm repair: review and update of current strategies. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.74, p.S1881-S1884, 2002.
17. KOUCHOUKOS, N.T.; MASETTI, P.; MURPHY, S.F. Hypothermic cardiopulmonary by-pass and circulatory arrest in the management of extensive thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysms. **Semin. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, Philadelphia, v.15, p.333-339, 2003.
18. CONRAD, M.F. *et al.* Thoracoabdominal aneurysm repair: a 20-year perspective. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.83, p. S856-S861, 2007.
19. KASHYAP, V.S. *et al.* Renal failure after thoracoabdominal aortic surgery. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.26, p.949-955, 1997.
20. KOKSOY, C. *et al.* Renal perfusion during thoracoabdominal aortic operations: cold crystalloid is superior to normothermic blood. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.73, p.730-738, 2002.
21. JACOBS, M.J. *et al.* The value of motor evoked potential in reducing paraplegia during thoracoabdominal aneurysm repair. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.43, p.239-246, 2006.
22. ACHOUH, P.E. *et al.* Gastrointestinal complications after descending thoracic and thoracoabdominal aortic repair: a 14-year experience. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.44, p. 442-446, 2006.
23. COSELLI, J.S. *et al.* Left heart by-pass during descending thoracic aortic aneurysm repair does not reduce the incidence of paraplegia. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.77, p. 1298-1303, 2004.
24. CONRAD, M.F. *et al.* Thoracoabdominal aneurysm repair: a 20-year perspective. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.83, p. S856-861, 2007. Discussion p.S890-892.

25. COSELLI, J.S., *et al.* Morbidity and mortality after extent II thoracoabdominal aortic aneurysm repair. **Ann. Thorac. Surg.**, Tokyo, v.73, p. 1107-1115, 2002.
26. JENKINS, M.P. *et al.* Debate regarding the best surgical option for type IV thoracoabdominal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.54, p. 258-268, 2011.
27. HAM, S.W. *et al.* Arch and visceral / renal debranching combined with endovascular repair for thoracic and thoracoabdominal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.54, p. 30-41, 2011.
28. QUINONES-BALDRICH, W. *et al.* Combined endovascular and surgical approach (CESA) to thoracoabdominal aortic pathology: a 10-year experience. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.49, p.1125-1134, 2009.
29. CHIESA, R. *et al.* Hybrid approach to thoracoabdominal aortic aneurysms in patients with prior aortic surgery. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.45, p.1128-1135, 2007.
30. HUGHES, G.C. *et al.* Staged total abdominal debranching and thoracic endovascular aortic repair for thoracoabdominal aneurysm. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.56, p.621-629, 2012.
31. MOULAKAKIS, K.G. *et al.* Hybrid open endovascular technique for aortic thoracoabdominal pathology. **Circulation**, Dallas, v.124, p.2670-2680, 2011.
32. ODERICH, G.S. The Role of debranching in endovascular repair of TAAAS. **Endovascular Today**, p. 64-68, March 2012 Disponível em: evtoday.com/pdfs/et0312_F6_Oderich.pdf. Acesso em: 12/01/2014.
33. DONAS, K.P. *et al.* Early and midterm outcome of a novel technique to simplify the hybrid procedures in the treatment of thoracoabdominal and pararenal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.50, p.1280-1284, 2009.
34. MARKATIS, F. *et al.* Hybrid repair with antegrade visceral artery debranching: the preferred treatment option for thoracoabdominal aneurysms in high-risk patients. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.19, p.356-362, 2012.
35. TSILIMPARIS, N.; RICOTTA, J.J. Type IV Thoracoabdominal aneurysms: what's next? **Endovascular Today**, p.56 – 63, March 2012 Disponível em: http://bmctoday.net/evtoday/pdfs/et0312_F7_Ricotta.pdf. Acesso em: 12/01/2014.
36. GREENBERG, R.K. *et al.* Intermediate results of a United States multicenter trial of fenestrated endograft repair for juxtarenal abdominal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.50, p. 730-737 e1, 2009.

37. GREENBERG, R.K. LYTLE, B. Endovascular repair of thoracoabdominal aneurysms. **Circulation**, Dallas, v.117, p.2288-2296, 2008.
38. BAKOYIANNIS, C.N. *et al.* Fenestrated and branched endografts for the treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms: a systematic review. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.17, p.201-219, 2010.
39. GREENBERG, R.K. *et al.* Contemporary analysis of descending thoracic and thoracoabdominal aneurysm repair: a comparison of endovascular and open techniques. **Circulation**, Dallas, v.118, p.808-817, 2008.
40. ROSELLI, E.E. *et al.* Endovascular treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, St. Louis, v. 33, p.1474-1482, 2007.
41. VERHOEVEN, E.L. *et al.* Present and future of branched stent grafts in thoracoabdominal aortic aneurysm repair: a single-center experience. **Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.**, London v.38, p.155-161, 2009.
42. CHUTER, T.A. *et al.* Endovascular treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.47, p.6-16, 2008.
43. BICKNELL, C.D. *et al.* Treatment of complex aneurysmal disease with fenestrated and branched stent grafts. **Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.**, London, v. 37, p.175-181, 2009.
44. HAULON, S. *et al.* Endovascular repair of thoracoabdominal aortic aneurysms. **Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.**, London, v.39, p.171-178, 2010.
45. GUILLOU, M. *et al.* Endovascular treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.56, p.63-73, 2012.
46. REILLY, L.M. *et al.* Efficacy and durability of endovascular thoracoabdominal aortic aneurysm repair using the caudally directed cuff technique. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.56, p.53-64, 2012.
47. SWEET, M.P. *et al.* A standardized multi-branched thoracoabdominal stent-graft for endovascular aneurysm repair. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.16, p.359-364, 2009.
48. BAKOYIANNIS, C.N. *et al.* Fenestrated and branched endografts for the treatment of thoracoabdominal aortic aneurysms: a systematic review. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.17, p.201-219, 2010.
49. MOHABBAT, W. *et al.* Revised duplex criteria and outcomes for renal stents and stent grafts following endovascular repair of juxtarenal and thoracoabdominal aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.49, p.827-837, 2009.

50. FERREIRA, L.M. *et al.* Endovascular repair of type IV thoracoabdominal aneurysms. **Rev. Argent. Cardiol.**, Buenos Aires, v.80, p.372-374, 2012.
51. D'ELIA, P. *et al.* Challenging catheterization of a branch in an endovascular thoracoabdominal aneurysm repair. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.17, p.391-394, 2010.
52. CHUTER, T.A.M. *et al.* The transition from custom-made to standardized multibranched thoracoabdominal aortic stent grafts. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.54, p.660-668, 2011.
53. SWEET, M.S. *et al.* A Standardized multi-branched thoracoabdominal stent-graft for endovascular aneurysm repair. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.16, p. 359-364, 2009.
54. CHUTER, T.; GREENBERG. R.K. Standardized off-the-shelf components for multibranched endovascular repair of thoracoabdominal aortic aneurysms. **Perspec. Vasc. Surg. Endovasc. Ther.**, New York, v.23, p.195-201, 2011.
55. PARK, K.H. *et al.* Variation in the shape and length of the branches of a thoracoabdominal aortic stent graft: Implications for the role of standard off-the-shelf components. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.51, p.572-576, 2010.
56. ODRICH, G.S.; RICOTTA 2nd, J.J. Modified fenestrated stent grafts: device design, modifications, implantation and current applications. **Perspec. Vasc. Surg. Endovasc. Ther.**, New York, v.21, p. 157-167, 2009.
57. RICOTTA, J.J.; TSILIMPARIS, N. Surgeon-modified fenestrated-branched stent grafts to treat emergently ruptured and symptomatic complex aortic aneurysms in high-risk patients. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.56, p.1535-1543, 2012.
58. RANCIC, Z. *et al.* Periscope graft to extend distal landing zone in ruptured thoracoabdominal aneurysms with short distal necks. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.51, p.1293-1296, 2010.
59. DIAS, N.V. *et al.* Single superior mesenteric artery periscope grafts to facilitate urgent endovascular repair of acute thoracoabdominal aortic pathology. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.18, p.665-660, 2011.
60. OURLANDER, T. *et al.* The chimney graft: a technique for preserving or resuing aortic branch vessels in stent-graft sealing zones. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.15, p. 427-432, 2008.
61. CRIADO, F.J. Chimney grafts and bare stents: aortic branch preservation revisited. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.14, p.823-824, 2007.

62. PECORARO, F.; PFMMATTER, T.; MAYER, D. Multiple periscope and chimney grafts to treat ruptured thoracoabdominal and pararenal aortic aneurysms. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.18, p.642-649, 2011.
63. MOULAKAKIS, K.G. *et al.* The chimney graft technique for preserving visceral vessels during endovascular treatment of aortic pathologies. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.12, p.1497-1503, 2012.
64. BRUEN, K.J. *et al.* Endovascular chimney technique versus open repair of juxtarenal and suprarenal aneurysms. **J. Vasc. Surg.**, St. Louis, v.53, p.895-905, 2011.
65. DONAS, K.P. *et al.* Use of abdominal chimney grafts is feasible and safe: short-term results. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.17, p.589-593, 2010.
66. LOBATO A.C. Sandwich technique for aortoiliac aneurysms extending to the internal iliac artery or isolated common / internal iliac artery aneurysms: a new endovascular approach to preserve pelvic circulation. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.18, p. 106-111, 2011.
67. LOBATO, A.C.; LOBATO-CAMACHO, L. Endovascular treatment of complex aortic aneurysms using the sandwich technique. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.17, p.589-593, 2010.
68. KASIRAJAN, K. Branched grafts for thoracoabdominal aneurysms off-label use of FDA-approved devices. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.18, p. 471-476, 2011.
69. RUFFINO, M.A; RABBIA, C.; ITALIAN CARDIATIS REGISTRY INVESTIGATORS GROUP. Endovascular repair of peripheral and visceral aneurysms with cardiatis multilayer flow modulator: one-year results from the Italian Multicenter Registry. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.19, p.599-610, 2012.
70. HENRY, M.; BENJELLOUN, A.; HENRY, I. TCT-591: a new concept of the stent: the multilayer stent - first human study in TAAA&AAA. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v.58, p.B159, 2011.
71. SULTAN, S.; HYNES, N. One-year results of the multilayer flow modulator stent in the management of thoracoabdominal aortic aneurysms and type B dissection. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.20, p. 366-377, 2013.
72. BENJELLOUN, A. *et al.* Case report: endovascular treatment of a tuberculous thoracoabdominal aneurysm with the multilayer stent. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.12, p.115-120, 2012.
73. NATRELLA, M. *et al.* Treatment of juxtarenal aortic aneurysm with the multilayer stent. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.19, p.121-124, 2012.

74. INSTRUCTIONS for use: Excluder gore endoprosthesis. Disponível em: <http://www.goremedical.com/excluder/>. Acesso em: 20/01/2014.
75. BROCHURE Excluder Gore Endoprosthesis. Disponível em: <http://www.goremedical.com/excluder/>. Acesso em: 20/01/2014
76. INSTRUCTIONS for use: Viabahn Gore. Disponível em: <http://www.goremedical.com/viabahn/>. Acesso em: 20/01/2014
77. BROCHURE Viabahn Gore Endoprosthesis. Disponível em: <http://www.goremedical.com/viabahn/>. Acesso em: 20/01/2014
78. BRUIN, J.L. *et al.* Geometric study of various chimney graft configurations in an *in vitro* juxtarenal aneurysm model. **J. Endovasc. Ther.**, Phoenix, v.20, p.184-190, 2013.
79. AUSTERMANN, M. *et al.* Pararenal and thoracoabdominal aortic aneurysm repair with fenestrated and branched endografts: lessons learned and future directions. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21521055>. Acesso em: 20/01/2014.
80. HUGHES, G.H. Endovascular repair will be the best option for thoracoabdominal aortic aneurysm in 2020. **Endovasc. Repair**, v.39, p.834-835, 2012.