

ATUALIZAÇÃO

Fundamentos da intervenção guiada por imagem

Conceitos essenciais, materiais e tomada de decisão

**Airton Mota Moreira**

Radiologista intervencionista

Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
São Paulo (SP)

airton.mota@criep.com.br

RESUMO

A radiologia intervencionista se consolidou como especialidade central na medicina moderna, combinando imagens e terapias minimamente invasivas. O avanço tecnológico em métodos de imagem, dispositivos e materiais permitiu ampliar significativamente indicações e resultados clínicos. Este artigo revisa princípios fundamentais das intervenções guiadas por imagens, com ênfase nos conceitos básicos relacionados à escolha de material, às propriedades físicas dos dispositivos e ao raciocínio técnico na prática clínica. São conceitos essenciais para quem pratica a especialidade, mas também para aqueles que, sendo de outras especialidades indicam os procedimentos e precisam entender o processo de tomada de decisão para cada caso.

INTRODUÇÃO

Intervenções guiadas por imagem representam procedimentos diagnósticos e terapêuticos que são realizados de forma menos invasiva, com menor morbidade e recuperação mais rápida, impulsionados por avanços em imagem, materiais e técnica precisa. Por ser uma área relativamente recente, a radiologia intervencionista exige a integração do radiologista intervencionista ao contexto que envolve o paciente,

a família e o médico encaminhador, o que reforça o caráter multidisciplinar da especialidade.

EVOLUÇÃO TECNOLÓGICA E INOVAÇÃO

A inteligência artificial auxilia na otimização de fluxos de trabalho e na detecção precoce de lesões, permitindo comparações para a definição das melhores práticas.¹

Softwares de navegação para fusão de imagens combinando tomografia computadorizada (TC), tomografia computadorizada por emissão de fóton único (SPECT, do inglês *single-photon emission computed tomography*), tomografia por emissão de pósitrons (PET, do inglês *positron emission tomography*), ressonância magnética, ultrassom ou fluoroscopia, permitem criar mapas terapêuticos mais precisos, ajudando o planejamento em áreas complexas. O processamento mais rápido e o uso de *softwares* dedicados auxiliam no cálculo volumétrico para o ajuste de doses de radioisótopos.²

“A tecnologia amplia a precisão, mas não substitui o raciocínio clínico.”

Princípios fundamentais na escolha do material

Conhecimentos básicos são indispensáveis para planejamento e execução. A “escolha adequada” depende diretamente de indicação, disponibilidade, compatibilidade, domínio

Sistemas robóticos auxiliam na menor exposição radiológica, melhor navegação e maior precisão em ablações, procedimentos osteoarticulares e biópsias.³

Avanços em substitutos biológicos têm permitido criar materiais com maior integração, crescimento e autorreparo. Implantes inteligentes melhoram o monitoramento de dados hemodinâmicos, além do desenvolvimento de *stents* bioabsorvíveis e balões farmacológicos que tem otimizado procedimentos já consagrados.

técnico e questões ligadas ao custo. Deve respeitar regras institucionais regulatórias, pois o uso indiscriminado de tecnologias, excesso de apelo industrial e furor médico podem comprometer e restringir qualidade e extensão assistencial.

“A escolha de materiais deve ser guiada pela indicação clínica.”

Sistemas de medida e compatibilidade

O contato inicial com a área vai expor o médico a termos, siglas ou expressões novas, como diâmetro, perfil, bisel, curvas, radiopacidade, torque, pressão nominal, complacência, OTW (*over the wire*) e *mono-rail*. Ou ainda, ligas metálicas (aço, elgiloy e nitinol), força radial, flexibilidade, revestimento e conceitos acerca de agentes embolizantes, como tamanho, agregação, flexibilidade ou tempo de polimerização.

A compatibilidade entre materiais e o conhecimento das unidades de medida garantem o uso combinado, com maior segurança e eficácia, especialmente se coaxial.

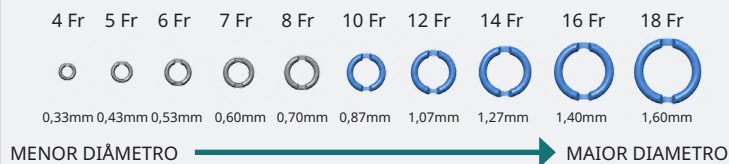
- **French (F):** Joseph-Frédéric-Benoît Charrière criou a escala “French”.⁴⁻⁶
- **Polegadas ou inches (in ou “)** são utilizadas para medida de fios-guia.
- **Gauge (G):** para medida de agulhas

DIÂMETRO EXTERNO DE CATETERES E INTRODUTORES

Frances (Fr)	Polegadas (in)	Milímetros (mm)	Comparação visual (Diâmetro Externo)	
4 Fr	0,013"	0,33 mm		
5 Fr	0,017"	0,43 mm		
6 Fr	0,020"	0,53 mm		
7 Fr	0,023"	0,60 mm		
8 Fr	0,027"	0,70 mm		
10 Fr	0,033"	0,87 mm		
12 Fr	0,040"	1,07 mm		
14 Fr	0,047"	1,27 mm		
16 Fr	0,053"	1,40 mm		
18 Fr	0,060"	1,60 mm		

CONVERSÃO RÁPIDA

Para converter rapidamente de Frances para milímetros, multiplique o valor em Fr por 0,33.



O QUE É FRANCES (Fr)?

O sistema Frances (Fr) é uma unidade de medida baseada no diâmetro externo.

1 Fr = 0,33 mm = 0,013 polegadas

FÓRMULAS ÚTEIS

$\text{mm} = \text{Fr} \times 0,33$
 $\text{Fr} = \text{mm} \div 0,33$
 $\text{in} = \text{Fr} \times 0,013$
 $\text{Fr} = \text{in} \div 0,013$

EXEMPLO PRÁTICO

Um introdutor de 6 Fr possui diâmetro externo de aproximadamente **0,53 mm** ou **0,020 polegadas**.

OBSERVAÇÃO

As medidas podem apresentar pequenas variações conforme o fabricante.

Tabela 1: Comparação entre frances (fr), polegadas (in) e milímetros (mm).

Fonte: Acervo pessoal do autor.

“Incompatibilidade entre materiais utilizados em sistemas coaxiais pode comprometer o procedimento.”

Acesso vascular e técnica de punção

De acordo com Maynar Molliner, agulhas abrem a porta para procedimentos diagnósticos e terapêuticos.⁷ Constituídas basicamente de aço inoxidável, são utilizadas tanto para acesso como obtenção de líquidos ou tecidos. Variam em modelo quanto a bisel, mandril, ecogenicidade, compatibilidade com fios-guia, objetivo e técnica. Alguns exemplos incluem as agulhas de Seldinger, Potts, Amplatz, butterfly, jelco,

Chiba ou outras especiais, como a direcional do Rösch-Uchida para acesso hepático transjugular.

A técnica de Seldinger, de 1953, permanece como padrão para acesso seguro. Devemos manter o hábito de marcar o local da punção, preferir vasos calibrosos, utilizar o bisel para cima, não prosseguir na presença de resistência local, além de nunca injetar ativamente na ausência de refluxo.⁸

“Sem refluxo sanguíneo, não há confirmação de acesso vascular seguro.”

Fios-guia: propriedades e aplicações

Fios-guia são fundamentais para navegação vascular, permitindo transposição, acesso e transporte de itens. A escolha da extensão (150, 180, 260 ou 300 cm) ou perfil (macro ou micro) dependerá da finalidade (acesso, seletividade ou suporte).⁹

A constituição estrutural (aço inoxidável ou nitinol) impacta na capacidade de avanço (*pushability*), na transmissão de rotação

(*torqueability*), no direcionamento (*steerability*) e na navegabilidade (*trackability*). Diferentes formatos de ponta (reta, semi-curva ou em “J”) e revestimentos, com molas (*coiled*), polímeros hidrofílicos, poliuretano, silicone ou PTFE influenciam na fricção/no atrito e no desempenho, especialmente em vasos tortuosos. A resistência estrutural da ponta (“*floppy*”, *balanced* ou *extra support*”) é utilizada para transposição de segmentos vasculares ocluídos.

“Aspectos estruturais impactam na *pushability*, *torqueability* e *trackability*.”

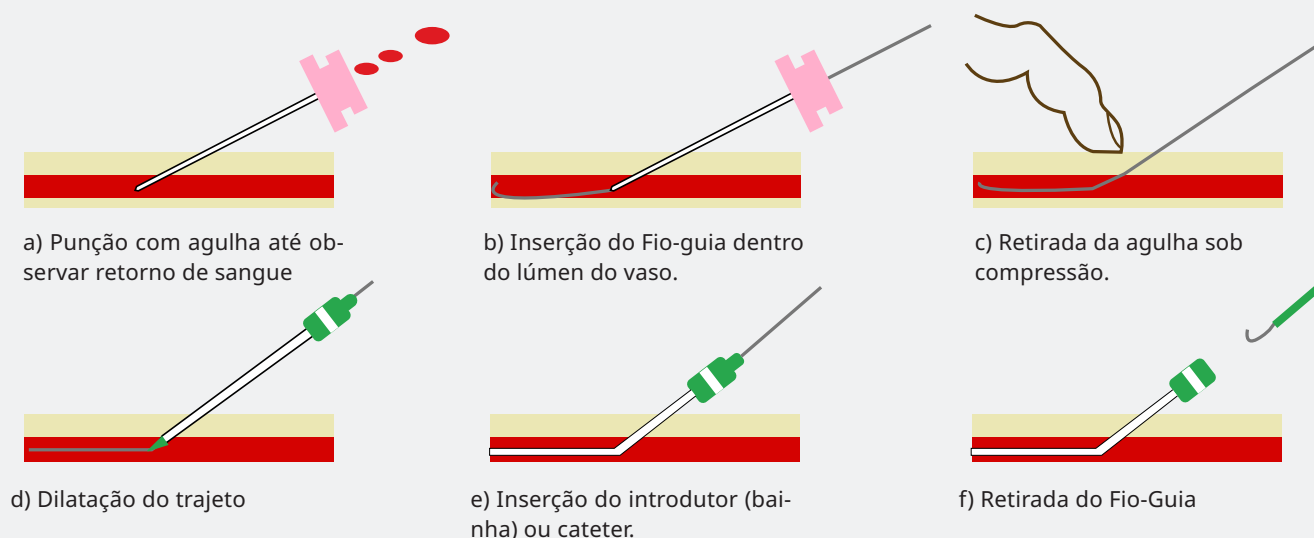


Figura 1: Técnica de Seldinger.

Fonte: Acervo pessoal do autor.

Introdutores e cateteres

Bainhas introdutoras (*sheaths*) incluem basicamente dilatador, camisa plástica e válvula hemostática. São utilizadas para acesso estável e menos traumático (femoral, radial ou outros). Considere na escolha: diâmetro, extensão (longo ou convencional), formato da curva (reta, RDC, LIMA, *multipurpose*), flexibilidade e risco de complicações.

Cateteres podem ser diagnósticos ou terapêuticos e apresentar variedade estrutural, calibre, forma e diferentes curvas (única: *hook*, *hockey stick*, *multipurpose*; ou múltipla: cobra, *headhunter*, Simmons ou Mickaelson). O corpo plástico pode estar estruturado com aço inoxidável ou tungstênio. A radiopacidade se correlaciona à impregnação por sais de bário, bismuto ou chumbo. Alguns modelos trazem informações referentes a extensão, calibre,

diâmetro e limite de pressão na extremidade distal (*hub*).¹⁰

A constituição estrutural tanto de macro como de microcateteres pode influenciar no desempenho, na navegabilidade, no torque, no suporte e na flexibilidade. A escolha do cateter é determinada pelo tipo de ramo secundário, angulação ou diâmetro da aorta. Reconformar curvas complexas pode exigir o conhecimento de manobras.

A possibilidade de adaptar características a diferentes propósitos permitiu a criação de cateteres para acesso venoso central, drenagem biliar, tromboaspiração, recanalização vascular, suporte coaxial, como os cateteres-guia, e mecanismos antirreflexo ou deflexão.¹¹

BALÕES DE ANGIOPLASTIA

Os balões são reservatórios complacentes e elásticos constituídos de policloreto de vinila (PVC) flexível, polivinil, polietileno, polietileno *tetraphthalate* (PET), nylon ou poliuretano reforçado, utilizados em diferentes territórios e propósitos. Correlacionam-se a termos como “diâmetro”, “extensão”, “complacência”, “pressão nominal” ou “rotura” (RBP, do inglês

rated burst pressure).¹²

Embora o conceito de angioplastia esteja ligado a Charles Dotter, considerado o pai da radiologia intervencionista, que utilizou a técnica de dilatação progressiva com cateteres, balões só foram desenvolvidos e utilizados originalmente na década de 1970 a partir das pesquisas de Gruentzig.¹³

Indicados inicialmente para dilatação vascular, podem também tratar vias biliares, vias aéreas ou tubo digestivo. Apresentam extensões, diâmetros, elasticidade e complacência variáveis conforme tipo de lesão, diâmetro do vaso e risco de reestenose. São construídos sob sistema *over-the-wire* (OTW) ou *monorail* (rápida troca). Exemplos de balões não complacentes (Conquest e Atlas/BSC, Mustang/BD), semicomplacentes (Sterling/BSC, Armada/Abbott) e de alta complacência (Coda/Cook, Reliant/Medtronic).

Modificações estruturais permitiram criar *cutting balloons*, balões com substâncias antiproliferativas (DEB, do inglês *drug eluting balloon*; IN.PACT/Medtronic, Lutonix/BD) e balões para fratura de placas calcificadas como o “*Shock wave*”.¹⁴

"Complacência e elasticidade definem o comportamento do balão."

Stents: estrutura e propriedades

Stents evoluíram desde sua introdução na década de 1980 a partir das pesquisas de Julio Palmaz e Richard Schatz sobre estruturas simples a dispositivos complexos. O conceito original se pautava num *stent* expansível montado sobre balão (Grüntzig modificado), que o expandia ao diâmetro máximo de segurança estrutural.

Apresentam formas (cônica ou reta), força radial, flexibilidade, *design* (células abertas ou fechadas) e materiais de constituição

distintos (aço, nitinol, cromo-cobalto) que impactam na interação com a parede vascular e hemodinâmica.

O tipo de liga metálica e a espessura do fio influenciam na forma de entrega/liberação, comportamento e desempenho na zona de tratamento. Aço inoxidável, nitinol, tântalo ou cromo-cobalto se comportam de forma diferente em relação à força radial e deformação plástica. Podem ser entregues na zona de tratamento por exposição da malha (*pull-back*) ou de forma controlada (*controlled deployment*

system). Em *stents* autoexpansíveis, mais flexíveis e adaptáveis a zonas tortuosas, a força radial e a memória térmica favorecem a liberação. *Stents* expansíveis por balão, mais precisos e com maior força radial, necessitam de força expansora interior. Nesses últimos, associa-se o conceito de OTW, ou *monorail*, pela presença do balão.

Os diferentes processos de construção, como corte a laser, gera *stents* tubulares com maior força radial e mínimo encurtamento (Xcience/Abbott, Omega/BSC); naqueles com malha trançada (Wallstent/BSC, Pipeline/Medtronic), o encurtamento merece atenção (10 a 20%) e, nos construídos, a partir de anéis conectados (Luvia/BSC, Hanaro/Scitech), as aberturas na célula guardam relação com flexibilidade estrutural.

São utilizados tanto no território arterial como

venoso, linfático, biliar, intestinal e noutras regiões. Os primeiros *stents* (*bare metal*) evoluíram para dispositivos farmacológicos, revestidos e depois para autodegradáveis ou bioabsorvíveis.¹⁵⁻¹⁷

No início década de 1990, estudos de Parodi e cols. tornaram possível o tratamento aórtico por meio da ideia de *stents* acoplados a próteses endovasculares de dacron ou politetrafluoretileno expandido (PTFE) de grande calibre e sua liberação controlada sequencial. Posteriormente, endopróteses com diferentes estruturas, liberação mais precisa, fixação ativa e controlada foram criadas. Endoâncoras, fixações suprarrenais, fenestras e ramificações permitiram maior estabilidade e uso em diferentes propósitos, como EVAR (aorta infrarrenal), TEVAR (para aorta torácica), FEVAR (uso de próteses fenestradas), BEVAR (uso de próteses ramificadas) ou tratamentos híbridos.^{18,19}

“Força radial e flexibilidade são determinantes na escolha do *stent*.”

Agentes embolizantes

A embolização é uma importante vertente da radiologia intervencionista, baseada na oclusão seletiva de vasos como parte do processo de isquemia terapêutica controlada.

A grande variedade de características e propriedades permite classificar os embolizantes em permanentes (particulados – embosphere e

PVA; molas; líquidos – onyx, álcool, cianoacrilato) ou temporários (coágulo autólogo, gelfoam, colágeno, trombina e agentes biodegradáveis). Infelizmente, a mesma grande variedade de mecanismos de ação impede uma classificação mais ampla. A escolha deve se basear em objetivo, nível da oclusão (arterial, arteriolar, capilar, venular ou venoso), risco de embolização não alvo e características do fluxo local.^{20,21}

“O nível de oclusão é mais importante que o agente embolizante.”

MICROPARTÍCULAS

Um dos primeiros agentes particulados foi o polivinilálcool (PVA), obtido a partir da reação entre acetato de vinila em espuma e formaldeído. Ainda é muito utilizado tanto na sua forma irregular (nsPVA) quanto na forma esférica (sPVA).

O avanço ocorreu a partir da criação de esferas com núcleos de PVA revestido, acrílico embebido em gelatina (embosferas) ou núcleos hidrogel

de polimetilmetacrilato com revestimentos anti-inflamatórios (embozene). Tamanho, compressibilidade e recuperação elástica são diferenciais no processo de escolha. Partículas de PVA apresentam maior compressibilidade e recuperação elástica mais longa, enquanto as de acrílico embebido em gelatina (embosferas), menor compressibilidade e recuperação elástica rápida. Para evitar embolizações excessivamente distais devemos utilizar partículas de maior diâmetro, dentre aquelas com maior compressibilidade

ou recuperação elástica mais lenta. Enquanto a distribuição do agente no leito vascular tem relação direta com velocidade de infusão e concentração, o nível de oclusão tem tamanho, rigidez e elasticidade.²²

Há partículas para diferentes propósitos, como as carreadoras de medicação (DEB – *drug eluting beads*/ Hepasphere e DC-Beads), radiopacas (LC Bead LUMI), radioativas (Theraspheres e SIR-spheres) e, mais recentemente, as biodegradáveis (Embocept/Starch, BioPearl/Terumo).²³

MOLAS E PLUGUES

Criadas na década de 1970 a partir de pesquisas do Dr. Gianturco, as molas e os plugues apresentam como base o aço inoxidável, alumínio, nitinol, tungstênio, ouro ou tântalo e atuam por meio da oclusão vascular, trombose e inflamação parietal. Necessitam, em diferentes proporções, do processo de coagulação para maior eficácia. O efeito trombótico local e o maior preenchimento da área embolizada foram potencializados pela associação de fibras (Nester/Cook, Interlock/BSC) ou recobrimento com hidrogel (Azur/Terumo, Hydrospt/MicroVention). A adequada fixação à parede vascular exige, em geral, molas 20 a 30% maiores que o diâmetro do vaso. A falta de compactação perfeita e o risco reabsorção do trombo com recanalização determinaram a criação de molas com estrutura metálica de baixa densidade e menor dependência do efeito trombótico local (Ruby LP, POD, Packing coil/Penumbra, Embold/BSC, Azur system/Terumo). Maior volume metálico e a associação a outros materiais estão presentes em sistemas como o AVP (*amplatz vascular plug*/Abbott), o MVP (*microvascular plug*/Medtronic – com revestimento) e o plugue (IMPEDE/Shape Memory Medical) de geometria tridimensional de liberação controlada. Outros, como o IMPEDE, são constituídos de espuma de poliuretano bioabsorvível de densidade ultrabaixa associados a mola.²⁴⁻²⁶

AGENTES LÍQUIDOS

Na atualidade, o lipiodol (óleo de semente de papoula iodizado), os agentes esclerosantes (álcool absoluto, tetradecilsulfato sódico), as colas (N-butyl cianoacrilato-NBCA) e copolímeros (etileno vinil álcool/dimetilsulfóxido) estão entre os agentes líquidos mais utilizados.

Colas de origem sintética, como cianoacrilato (Indermil/Covidien, Cianoacrilato/Tissue seal, Dermabond/Ethicon, Glubran/GEM), sofrem solidificação rápida quando em contato com sangue, solução salina ou cavidades. O tempo de solidificação e opacidade são ajustados com base nas diferentes concentrações de óleo de papoula iodizado com retardo progressivo (1:1/ 1:2/ 1:3/ 1:4 ou outras). Copolímeros como o Onyx/Medtronic, Squid/Balt e PHIL/MicroVention requerem injeção mais controlada, com menor aderência ao microcateter. Na última década, vimos também surgir diversos agentes embólicos com distintos mecanismos. Alguns ainda em pesquisa, como os que agem por mudança de fase (temperatura, pH, luz, cisalhamento, solvência ou reação sol-gel), reação química (reticulação química ou iônica), precipitação (copolímeros EVOH) ou outros mecanismos. Dentre os mais recentes, há o Embrace/HES (*hydrogel PEG in situ*), Obsidio/BSC (*phase transition-shear-thinning hydrogel*), LAVA/Sirtex (EVOH *based* não adesivo) e EasyX/Endomed (polímero não adesivo radiopaco).²⁷⁻³¹

TOMADA DE DECISÃO

A decisão terapêutica tem de ser individualizada e deve considerar:

- Tipo de doença;
- Estado clínico do paciente;
- Anatomia vascular;
- Objetivo do tratamento (curativo ou paliativo).

No caso de doenças oncológicas, também devem ser levados em consideração, vascularização tumoral, taxa de crescimento e a real eficácia para determinação da continuidade terapêutica baseada em resultados.

“A decisão em radiologia intervencionista é centrada no paciente e na doença.”

CONCLUSÃO

A radiologia intervencionista representa uma das áreas mais dinâmicas da medicina contemporânea. O domínio de conceitos básicos, incluindo propriedades dos materiais, compatibilidade entre dispositivos e raciocínio técnico, é essencial para a prática segura e eficaz.

O avanço contínuo das tecnologias, associado à integração multidisciplinar, tende a ampliar ainda mais o papel do radiologista intervencionista no manejo de diversas doenças, consolidando-a como pilar fundamental da medicina moderna.

Referências bibliográficas: 1. Lesaunier A, Khlaut J, Dancette C, Tselikas L, Bonnet B, Boeken T. Artificial intelligence in interventional radiology: Current concepts and future trends. *Diagn Interv Imaging*. 2024;10:5–10. 2. Chehab M, Kouri BE, Miller MJ, Venkatesan AM. Image fusion technology in interventional radiology. *Tech Vasc Interv Radiol*. 2023;26:100915. 3. Lanza C, Carriero S, Buijs EFM, Mortellaro S, Pizzi C, Sciacqua LV, et al. Robotics in Interventional Radiology: Review of Current and Future Applications. *Technol Cancer Res Treat*. 2023;22:15330338231152084. 4. Radiopaedia. French gauge. 2025 [internet] [acesso em 18 ago. 2026]. Disponível em: <https://radiopaedia.org/articles/french-gauge?lang=us> 5. Iserson KV. J.-F.-B. Charrière: the man behind the “French” gauge. *J Emerg Med*. 1987;5(6):545–8. 6. Kibriya N, Hall R, Powell S, How T, McWilliams RG. French sizing of medical devices is not fit for purpose. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2013;36(4):1073–8. 7. Maynar-Moliner M, Joffre F (ed.). *Percutaneous revascularization techniques*. New York: Thieme Medical Publishers; 1993. 8. Argyriou C, Georgiadis GS, Lazarides MK. Vascular Access Guidelines: Do We Need Better Evidence? *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2018;56(4):608. 9. Khabbaz RC, Polikaitis K, Niemeyer MM. Understanding the Basics of Commonly Used Catheters in Interventional Radiology. *Semin Intervent Radiol*. 2023;40(2):247–52. 10. Ojha V, Raju SN, Deshpande A, Ganga KP, Kumar S. Catheters in vascular interventional radiology: an illustrated review. *Diagn Interv Radiol*. 2023;29(1):138–45. 11. Taslakian B, Sridhar D. Post-procedural Care in Interventional Radiology: What Every Interventional Radiologist Should Know-Part II: Catheter Care and Management of Common Systemic Post-procedural Complications. *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2017;40(9):1304–20. 12. King SB 3rd. Role of new technology in balloon angioplasty. *Circulation*. 1991;84(6):2574–9. 13. Wible BC, Walker TG. Angioplasty. In: Wible BC (ed.). *Diagnostic Imaging: Interventional Procedures*. 2. ed. Amsterdam: Elsevier; 2018. p. 26–33. 14. Morgan RA, Müller-Hülsbeck S, Fanelli F, Haage P, Hamady M, Loffroy R, et al. The Current Use of Drug-Eluting Balloons and Stents in Peripheral Arterial Disease: An Online Survey by the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe (CIRSE). *Cardiovasc Intervent Radiol*. 2023;46(12):1743–7. 15. Majeed H, Golla MSG, Chowdhury YS. Percutaneous Transluminal Angioplasty and Balloon Catheters. 2025 [internet] [acesso em 18 ago. 2026]. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK565853>. 16. Rooke TW, Hirsch AT, Misra S, Sidawy AN, Beckman JA, Findeiss L, et al; American College of Cardiology Foundation Task Force; American Heart Association Task Force. Management of patients with peripheral artery disease (compilation of 2005 and 2011 ACCF/AHA Guideline Recommendations): a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *J Am Coll Cardiol*. 2013;61(14):1555–70. 17. Norgren L, Hiatt WR, Dormandy JA, Nehler MR, Harris KA, Fowkes FG; TASC II Working Group, Bell K, Caporusso J, Durand-Zaleski I, Komori K, Lammer J, Liapis C, et al. Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *Eur J Vasc Endovasc Surg*. 2007;33(Suppl. 1):S1–75. 18. Veith FJ, Marin ML, Cynamon J, Schonholz C, Parodi J. 1992: Parodi, Montefiore, and the first abdominal aortic aneurysm stent graft in the United States. *Ann Vasc Surg*. 2005;19(5):749–51. 19. Teraa M, Hazenberg CEVB. The current era of endovascular aortic interventions and what the future holds. *J Clin Med*. 2022;11(19):5900. 20. Landwehr P, Arnold S, Voshage G, Reimer P. Grundlagen der Embolisation und anderer verschliessender Verfahren. *Radiologe*. 2008;48(1):73–95; quiz 96–7. 21. Talaie R, Torkian P, Amili O, Aboufirass Y, Rostambeigi N, Jalaeian H, et al. Particle distribution in embolotherapy, how do they get there? A critical review of the factors affecting arterial distribution of embolic particles. *Ann Biomed Eng*. 2022;50(8):885–97. 22. Golzarian J, Weng L. Particle embolization: factors affecting arterial distribution. *J Vasc Interv Radiol*. 2014;25(11):1773–4. 23. Lee S, Ghosh A, Xiao N, Gordon AC, Heidarpour N, Funaki B, et al. Embolic Agents: Particles. *Semin Intervent Radiol*. 2023;40(3):315–22. 24. Ryer EJ, Garvin RP, Webb TP, Franklin DP, Elmore JR. Comparison of outcomes with coils versus vascular plug embolization of the internal iliac artery for endovascular aortoiliac aneurysm repair. *J Vasc Surg*. 2012;56(5):1239–45. 25. Sarwar A, Esparaz AM, Tapper EB, Brook OR, Grunwald D, Malik R, et al. Comparison of Vascular Plugs and Pushable Coils for Variceal Embolization After TIPS. *AJR Am J Roentgenol*. 2017;208(3):650–5. 26. Ramakrishnan S. Vascular plugs – a key companion to Interventionists - ‘Just Plug it’. *Indian Heart J*. 2015;67(4):399–405. 27. Valji K. Cyanoacrylates for embolization in gastrointestinal bleeding: how super is glue? *J Vasc Interv Radiol*. 2014;25(1):20–1. 28. Lord J, Britton H, Spain SG, Lewis AL. Advancements in the development on new liquid embolic agents for use in therapeutic embolisation. *J Mater Chem B*. 2020;8(36):8207–18. 29. Saeed Kilani M, Izaaryene J, Cohen F, Varoquaux A, Gaubert JY, Louis G, et al. Ethylene vinyl alcohol copolymer (Onyx®) in peripheral interventional radiology: indications, advantages and limitations. *Diagn Interv Imaging*. 2015;96(4):319–26. 30. Maleux G, Cornelissen S, Bonne L. New materials in embolizations. *J Cardiovasc Surg (Torino)*. 2016;57(6):750–7. 31. Marcellin C, Ghelfi J, Villard N. Ethylene-vinyl alcohol copolymer-based non-adhesive liquid embolic agents in interventional radiology: a paradigm shift? *Diagn Interv Imaging*. 2025;106(6):201–2.