



UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Instituto Politécnico de Lisboa – Universidade de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa – Faculdade de Medicina

Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular

Área de especialização: **Intervenção Cardiovascular**

Tese de mestrado

Relatório de estágio

André Fernandes Pereira Jacinto

Novembro 2014



UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Instituto Politécnico de Lisboa – Universidade de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa – Faculdade de Medicina

Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular

Área de especialização: **Intervenção Cardiovascular**

Tese de mestrado

Relatório de estágio

André Fernandes Pereira Jacinto

Orientador:

Professor Doutor Lino Patrício

Hospital do Espírito Santo de Évora, E.P.E.;

Centro Hospitalar de Lisboa Central, E.P.E. – Hospital
de Santa Marta

Novembro 2014

*O presente documento não foi redigido segundo o novo Acordo Ortográfico.
Todas as imagens foram obtidas pelo autor, à exceção de indicação em contrário.*

Agradecimentos

Como agradecer tanto e a tantos tão-somente em tão poucas linhas? Não sei se sei. O esforço subjacente ao trabalho aqui explanado não pode ser traduzido por palavras, por mais inspirado que estivesse para ter a coragem de me propor a tentar. Pretendo nas próximas linhas eternizar por escrito o meu agradecimento a todos aqueles que de algum modo fizeram parte desta viagem.

Deste modo agradeço:

Aos meus amigos mais próximos, Mãe, Pai, Cristiana Monteiro, Filipe Fernandes e Susana Ruivo, pois sem eles nada disto teria sido concretizável. Partiu deles o ânimo nas horas mais penosas, os conselhos mais clarividentes, o carinho mais sentido, a presença quando tudo parecia faltar. Mais do que agradecer, mais do que louvar tudo com que me presentearam, entendo ser justo dedicar-lhes este trabalho, esta tumultuosa aventura...

À minha avó Alice, pela intenção do seu dedicado exercício de invocação divina, no intuito de me auxiliar em todo o percurso volvido.

Ao Professor Doutor Lino Patrício, pela inspiração que a sua atitude para com a Vida e a Medicina encerra, aliada à orientação empreendedora que tanto me fez avançar, sem nunca faltar um conselho sábio na hora certa.

Ao Dr. José Ramón Rumoroso, ao Dr. Mário Sadaba e a toda a equipa do serviço de Hemodinâmica do Hospital de Galdakao - Usansolo (Bilbao, Espanha), pela insuperável colaboração e cooperação na minha formação, com destaque para a Enfermeira Laura Puerta, pela amizade que excedeu o profissionalismo.

Al Dr. José Ramón Rumoroso, al Dr. Mário Sadaba y a todo el equipo de Hemodinámica del Hospital de Galdakao – Usansolo (Bilbao, España), por la insuperable colaboración y cooperación en mi formación, con énfasis en la Enfermera Laura Puerta, por la amistad que sobrepasó la profesionalidad.

Ao Dr. Renato Fernandes, pelo apoio prestado na análise tridimensional e por tantas vezes nos últimos seis anos ter-me chamado “mestre André”, até um dia eu ter pensado... E porque não? Faça-se jus à alcunha.

Ao amigo e colega Fernando Pereira, pelo apoio com que me presenteou durante este percurso e pelas suas análises experientes sobre variados domínios da vida profissional, conseguindo tantas vezes dar-me alento para que tomasse o caminho acertado.

À colega Raquel Alagoinha, pelo contributo na aquisição de imagens angiográficas.

A toda a equipa da Unidade de Angiografia Digital e Cardiologia de Intervenção e do Serviço de Cardiologia do Hospital do Espírito Santo de Évora, pela colaboração e paciência demonstradas.

Aos amigos João Pedro Moreira e Luís Alves da Terumo Europe España, por todo o apoio disponibilizado em diferentes vertentes, especialmente pelo incentivo à obstinação por explorar as potencialidades da técnica.

Ao amigo Manuel Vieira da Boston Scientific, pela disponibilidade e contributo na pesquisa de bibliografia técnica elevada especificidade, relevante para a execução deste documento.

A um punhado de outros amigos, por todos os bons conselhos e por tantas vezes, por mais pequenos que parecessem, prestarem contributos imprescindíveis para me manter focado.

A todos aqueles que de um qualquer modo tentaram tornar mais difícil a minha senda, pelo facto de, mesmo não sabendo, terem permitido que o desconforto que me fizeram sentir se convertesse em estímulo e garra para lutar com mais afinco.

E por último, mas não menos importante, presto um sincero agradecimento a todos os que apesar de estarem mais distantes, desejaram que fosse bem-sucedido.

A todos vós um sentido Bem-haja.



UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Instituto Politécnico de Lisboa – Universidade de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa – Faculdade de Medicina

Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular

Área de especialização: **Intervenção Cardiovascular**

**Caracterização por *optical coherence tomography*
(OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting*
balloon. Contributo das técnicas bidimensional e
tridimensional.**

André Fernandes Pereira Jacinto

Orientador:

Professor Doutor Lino Patrício

Hospital do Espírito Santo de Évora, E.P.E.;

Centro Hospitalar de Lisboa Central, E.P.E. – Hospital
de Santa Marta

Resumo

Introdução: A aterosclerose é a causa mais frequente de doença coronária. Segundo o Registo Nacional de Cardiologia de Intervenção (CI), o número de angioplastias tem aumentado progressivamente. Foi desenvolvido um balão de dilatação específico para lesões coronárias complicadas: o *cutting balloon* (CB). Este possui microlâminas na sua superfície, que fissuram a placa a tratar e dilatam a lesão através da aplicação de maior força a menores pressões. Contudo, as alterações morfológicas provocadas pela sua utilização não se encontram tão bem estudadas quanto desejável. A técnica de *optical coherence tomography* (OCT) possui elevada resolução de imagem, sendo utilizada na CI como meio de avaliação da aterosclerose coronária e da resposta vascular à implantação de *stents*. Recentemente, surgiram *softwares* de reconstrução tridimensional (3D). Não existem ainda indicações para utilização de OCT na avaliação dos efeitos do CB.

Objectivos: Caracterizar as alterações morfológicas provocadas pela utilização de CB através da técnica de OCT e compreender quais as vantagens na utilização da reconstrução 3D.

Metodologia: Estudo observacional descritivo transversal, com abordagem quantitativa. Foram estudados 10 doentes (D) com indicação para angioplastia com CB. As lesões a tratar foram avaliadas com OCT, dilatadas com CB e reavaliadas com OCT. Foram medidas as dimensões de referência da lesão antes e após o tratamento com CB. As alterações morfológicas observadas foram divididas em dissecções e cavitações. Posteriormente foi efectuada reconstrução 3D. A análise estatística foi realizada através de testes de comparação de valores médios entre o momento pré-CB e pós-CB e a correlação entre as variáveis teve por base o coeficiente de correlação não paramétrico de *Spearman*.

Resultados: Dos 10 D estudados, 6 apresentavam placas fibrocalcificadas, 3 hiperplasia neo-intimal e 1 placa lipídica. Antes da aplicação de CB, observou-se por OCT *minimal lumen area* (MLA) de $2,10 \pm 1,20 \text{ mm}^2$, diâmetro mínimo da lesão (DMín) de $1,35 \pm 0,38 \text{ mm}$ e *lumen eccentricity index* (LEI) na MLA de $0,21 \pm 0,16$. Após a aplicação de CB, a MLA aumentou para $4,31 \pm 2,14 \text{ mm}^2$ ($p=0,014$), o DMín para $1,92 \pm 0,50 \text{ mm}$ ($p=0,014$) e o LEI na MLA para $0,28 \pm 0,12$. Observou-se um aumento significativo do número de cavitações (38) ($p=0,006$) e dissecções (19) ($p=0,001$) contabilizadas após o CB.

Conclusão: A utilização de CB induziu um aumento significativo do número de dissecções e cavitações e da MLA. Observou-se um maior número de cavitações do que dissecções, não apresentando as últimas critérios de mau prognóstico. Após a aplicação de CB, verificou-se um aumento do LEI na MLA. O OCT revelou-se uma ferramenta útil na avaliação das alterações morfológicas induzidas pela utilização de CB. A reconstrução 3D demonstrou ser igualmente útil, no entanto não é uma técnica robusta isoladamente e deve ser conjugada com a observação 2D.

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

Palavras-chave: OCT, *cutting balloon*, dissecções, cavitações, 3D

Abstract

Introduction: Atherosclerosis is the most frequent cause of coronary heart disease. According to the Portuguese Interventional Cardiology (IC) Registry, the number of angioplasties has been progressively increasing. A specific balloon for complex coronary lesions has been developed: the cutting balloon (CB). This device possesses microblades on its surface, which fissure the plaque to treat and dilate the lesion using higher strength at lower pressures. To date, the morphological changes induced by the use of CB are not as well studied as desirable. The optical coherence tomography (OCT) technique possesses high image resolution and is used in IC as an assessment method of coronary atherosclerosis and vascular response to stent implantation. Recently, three dimensional (3D) softwares have been developed. So far, there are no known indications for the use of OCT in the assessment of the CB effects.

Objectives: To characterize the morphological changes induced by the use of CB using OCT and to understand which are the advantages in the use of 3D softwares.

Methods: Transversal descriptive observational study, with quantitative approach. 10 patients (P) with indication for angioplasty with CB were studied. The target lesions were evaluated with OCT, dilated with CB and re-evaluated with OCT. The lesion reference dimensions were measured before and after treatment with CB. The morphological changes were divided into dissections and cavities. Subsequently, 3D reconstruction was performed. The statistical analysis was made using mean values comparison tests between the pre-CB and post-CB data and the correlation between variables was performed using the Spearman non parametric correlation coefficient.

Results: From the 10 P studied, 6 presented fibrocalcified plaques, 3 neointimal hiperplasia and 1 lipidic plaque. Before the use of CB, it was measured a minimal lumen area (MLA) of $2,10 \pm 1,20 \text{ mm}^2$, lesion minimum diameter (MinD) of $1,35 \pm 0,38 \text{ mm}$ and *lumen eccentricity index* (LEI) at the MLA of $0,21 \pm 0,16$. After the use of CB, MLA increased to $4,31 \pm 2,14 \text{ mm}^2$ ($p=0,014$), MinD to $1,92 \pm 0,50 \text{ mm}$ ($p=0,014$) and LEI at the MLA to $0,28 \pm 0,12$. A significant increase in the number of cavities (38) ($p=0,006$) and dissections (19) ($p=0,001$) post-CB was also observed.

Conclusions: CB use induced a significative increase in the number of dissections and cavities and in the MLA. More cavities than dissections were created, the latter not presenting with bad prognosis criteria by OCT. After the use of CB, an increase in the LEI at the MLA was observed. OCT seems to be a useful tool in the assessment of the morphological changes induced by CB use. The 3D reconstruction appears to be useful; nevertheless it is not a robust technique when used alone and should be used with 2D observation.

Keywords: OCT, cutting balloon, dissections, cavities, 3D

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

Índice geral

Índice geral.....	v
Índice de tabelas	vii
Índice de figuras	ix
Lista de abreviaturas	xi
1. Introdução	1
2. Objectivos	3
2.1. Objectivos principais	3
2.2. Objectivos secundários	3
3. Hipóteses de investigação.....	5
4. Enquadramento teórico	7
4.1. Aterosclerose	7
4.2. Lesões de bifurcação.....	10
4.3. Flexcome™ Cutting Balloon™	10
4.4. OCT	13
4.5. Dissecção de artérias coronárias	18
5. Metodologia.....	19
5.1. Abordagem metodológica e desenho do estudo	19
5.2. População e amostra	19
5.3. Dimensões, categorias e variáveis.....	20
5.4. Recursos humanos, físicos e materias.....	23
5.5. Protocolo	23
5.5.1. Intervenção coronária percutânea	23
5.5.2. Aquisição de imagens por OCT 2D e reconstrução 3D.....	24
5.5.3. Medições em OCT 2D	24
5.6. Análise estatística	26
5.7. Considerações éticas e legais.....	27
6. Resultados	29
6.1. Caracterização da amostra	29
6.2. Caracterização das lesões.....	30
6.3. Alterações morfológicas.....	33
6.3.1. Dissecções.....	34
6.3.2. Cavitações.....	35
6.3.3. <i>Lumen eccentricity index</i>	35
7. Discussão de resultados	37
7.1. Caracterização das lesões e achados morfológicos.....	37

7.2. Acção do CB	52
7.3. Reconstrução 3D	58
7.4. Limitações ao estudo	61
8. Considerações finais	63
Referências bibliográficas	i

Índice de tabelas

Tabela 4.1: Comparação entre o sistema TD-OCT e os primeiros sistemas de OFDI do mercado.....	13
Tabela 5.1: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas nas dimensões “caracterização da amostra” e “factores de risco da amostra”.....	18
Tabela 5.2: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas na dimensão “caracterização da lesão”.....	19
Tabela 5.3: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas na dimensão “alterações morfológicas”.....	20
Tabela 5.4: Características da imagem OCT.....	23
Tabela 6.1: Caracterização dos indivíduos por idade, peso, altura, raça, sexo e FRC.....	27
Tabela 6.2: Caracterização dos indivíduos por tipo de lesão tratada.....	27
Tabela 6.3: Caracterização das lesões tratadas, através da medição dos DR, AR, MLA, LEI e Vol _L antes e após a aplicação de CB.....	28
Tabela 6.4: Número de dissecções e cavitações observadas por OCT antes e após a aplicação do CB.....	30
Tabela 6.5: Comparação do número médio de dissecções e de cavitações após a aplicação do CB.....	31
Tabela 6.6: Correlação entre o LEI _{MLA} antes da aplicação de CB e a MLA após aplicação de CB.....	32

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

Índice de figuras

Figura 4.1: Secção transversal de artéria coronária em zona de bifurcação.....	5
Figura 4.2: Representação esquemática dos componentes do Flextome™ Cutting Balloon™	9
Figura 5.1: Fluxograma explicativo do desenho do estudo “Caracterização por <i>optical coherence tomography</i> (OCT) de placas coronárias sujeitas a <i>cutting balloon</i> . Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.”	17
Figura 5.2: Avaliação quantitativa por OCT das alterações morfológicas criadas pelo CB.....	24
Figura 6.1: Tipos de tecido observados.....	26
Figura 6.2: Medição da MLA em lesão hemodinamicamente significativa.....	29
Figura 6.3: Medição do Vol _L , com definição dos contornos da zona estudada.....	29
Figura 6.4: Diferenças observadas após a aplicação de CB.....	30
Figura 6.5: Exemplos de alterações morfológicas observadas após a aplicação de CB..	31
Figura 7.1: Exemplos das placas fibrocalcificadas observadas por OCT.....	33
Figura 7.2: Exemplos de RIS observados.....	35
Figura 7.3: Reconstrução tridimensional da bifurcação: TC para DA e Cx.....	36
Figura 7.4: Comparação entre a primeira dilatação e segunda dilatação (1).....	38
Figura 7.5: Comparação entre a primeira dilatação e segunda dilatação (2).....	39
Figura 7.6: Imagens sugestivas de neovascularização ou trombo organizado.....	41
Figura 7.7: Exemplos da possível neovascularização visualizada.....	42
Figura 7.8: Comparação entre as imagens sugestivas de trombo organizado obtidas no presente estudo com imagens anteriormente descritas por outros autores.....	43
Figura 7.9: Imagem sugestiva de trombo organizado, criando dois lúmens no interior do vaso num curto segmento.....	44
Figura 7.10: Exemplos de AIT.....	45
Figura 7.11: Visualização de trombos por OCT 2D e reconstrução 3D.....	46
Figura 7.12: Estruturas lineares, de pequenas dimensões, integradas em placas com <i>thin cap</i> , possuindo elevados <i>backscattering</i> e intensidade de sinal, compatíveis com cristais de colesterol.....	47
Figura 7.13: Exemplos de dissecções visualizadas.....	49
Figura 7.14: Exemplos de dissecções, em diferentes modos de visualização.....	50

Figura 7.15: Exemplo de cavitação, de fácil visualização na reconstrução 3D, em modo <i>Vessel</i>	51
Figura 7.16: Exemplo de cavitação, observada por OCT 2D e reconstrução 3D em modo <i>Carpet</i> e <i>Vessel</i>	52
Figura 7.17: Exemplo de cavitação.....	52
Figura 7.18: Exemplo de linha de fissura visualizada em modo <i>Vessel</i> da reconstrução 3D.....	53
Figura 7.19: Cavitação visualizada por OCT 2D, em corte transversal.....	54
Figura 7.20: Artefacto de <i>washout</i> insuficiente na reconstrução 3D em modo <i>Carpet</i> , impedindo a análise da região parietal a que se sobrepõe.....	55
Figura 7.21: Visualização de zona de <i>overlap</i> de <i>stents</i> , na qual se observam <i>struts</i> não endotelizados.....	56

Lista de abreviaturas

- **2D** – bidimensional
- **3D** – tridimensional
- **AIT** – *abnormal intraluminal tissue*
- **ARd** – área de referência distal
- **ARm** – área de referência media
- **ARp** – área de referência proximal
- **BMS** – *bare metal stent*
- **CB** – *cutting balloon*
- **CC** – cristais de colesterol
- **CML** – células do músculo liso
- **Cx** – artéria coronária circunflexa
- **DA** – artéria coronária descendente anterior
- **DAC** – doença arterial coronária
- **DEB** – *drug eluting balloon*
- **DES** – *drug eluting stent*
- **DM** – *diabetes mellitus*
- **DMáx** – diâmetro máximo da lesão
- **DMín** – diâmetro mínimo da lesão
- **DRd** – diâmetro de referência distal
- **DRm** – diâmetro de referência médio
- **DRp** – diâmetro de referência proximal
- **EAM** – enfarte agudo do miocárdio
- **FCFB** – factor de crescimento fibroblástico básico
- **FCVE** – factor de crescimento vascular endotelial
- **FFR** – *fractional flow reserve*
- **FRC** – factores de risco cardiovasculares
- **HDL** – lipoproteínas de alta densidade
- **HTA** – hipertensão arterial
- **ICP** – intervenção coronária percutânea
- **IVUS** – *intravascular ultrasound*
- **LDL** – lipoproteínas de baixa densidade
- **LEI** – *lumen eccentricity index*
- **LEI,d** – *lumen eccentricity index* distal
- **LEI,MLA** – *lumen eccentricity index* na *minimal lumen area*

- **LEI_p** – *lumen eccentricity index proximal*
- **M_{±DP}** – média ± desvio-padrão
- **MACE** – eventos cardíacos adversos major
- **Máx.** – máximo
- **MB** – *main branch*
- **MDU** – *motor drive unit*
- **Mín.** – mínimo
- **MLA** – *minimal lumen area*
- **OCT** – *optical coherence tomography*
- **OFDI** – *optical frequency domain imaging*
- **ONS** – óxido nítrico-sintase
- **POBA** – *plain old balloon angioplasty*
- **PQM-1** – proteína quimiotática monocítica-1
- **RIS** – reestenose intra-*stent*
- **SB** – *side branch*
- **SCA** – síndrome coronário agudo
- **SCB** – *score de cálcio de base*
- **TC** – tronco comum
- **TCFA** – *thin cap fibroatheroma*
- **TD-OCT** – *time domain optical coherence tomography*
- **TTS** – trombose tardia de *stent*
- **Vol_L** – volume de lúmen

1. Introdução

A aterosclerose é a causa mais frequente de doença arterial coronária, carotídea e periférica.¹ O desenvolvimento da placa de ateroma resulta de um processo inflamatório que envolve a infiltração e modificação de diferentes componentes, estando directamente relacionado com inúmeros factores de risco cardiovasculares (FRC) e com a disfunção endotelial.² A presença de FRC como a hipertensão arterial (HTA), *diabetes mellitus* (DM), tabagismo e o aumento de marcadores inflamatórios aceleram um processo patológico iniciado pela elevação dos níveis plasmáticos de colesterol, nomeadamente de lipoproteínas de baixa densidade (LDL).¹ A aterosclerose provoca um *remodeling* das artérias coronárias afectadas, em que há um aumento das dimensões externas do vaso, de modo a compensar a estenose no seu lúmen.³

Em Portugal, o número de angioplastias coronárias tem vindo a aumentar progressivamente, observando-se, no ano de 2013, um total de 1652 registos oficiais na zona “Sul e Ilhas”.⁴ Um dos tipos de balão para utilização em angioplastias coronárias, o Flextome™ Cutting Balloon™ (CB) (Boston Scientific, Marlborough, Massachusetts, EUA), funciona através da aplicação de maior força em áreas menores, levando à criação de linhas de fissura na placa aterosclerótica. O CB, com microlâminas (aterotomas) dispostas na sua superfície, fissurando a placa a intervir, é aplicável em casos de reestenose intra-*stent* (RIS), lesões ostiais ou de bifurcação, lesões em vasos finos e na preparação de lesões pré-*stenting*.⁵

Durante a insuflação do CB, os aterotomas erguem-se pelo desenrolar dos *folds*, o que reduz a área da superfície em contacto com a placa (a área total das lâminas é inferior à área externa do balão) e a força radial aplicada é potenciada. Assim sendo, o CB necessita de pressões inferiores às de um balão de dilatação *standard* e o aumento do lúmen do segmento estenosado é adquirido em função da compressão da placa.⁶⁻⁹ Devido à disposição radial dos aterotomas, a ruptura da placa é controlada e organizada, pelo que a taxa de complicações é menor e o prognóstico de lesões de bifurcação tratadas com CB é superior.¹⁰⁻¹² No entanto, as alterações morfológicas provocadas pelos aterotomas no endotélio das artérias coronárias não se encontram tão bem estudadas quanto desejável. Sabe-se apenas que ocorre fissuração da placa, criando planos de incisão que aliviam a força circunferencial e previnem a deslocação do balão.⁶⁻⁹ A utilização de CB na RIS é preferível à angioplastia convencional uma vez que previne o efeito de *watermelon seeding*, reduzindo a zona de lesão induzida e a *edge dissection*. A redução do efeito de *plaque shift* em lesões de bifurcação é outra das vantagens apresentadas para a utilização de CB. O facto de a placa ser maioritariamente comprimida e menos expandida no sentido do exterior do vaso, configura-se como razão para a aplicação de CB em vasos finos. Em lesões de elevada resistência, a utilização de aterectomia rotacional é preferível, embora a utilização de CB seja mais simples e intuitiva.⁵

A utilização de *optical coherence tomography* (OCT) na avaliação dos efeitos provocados pela utilização de CB já havia sido descrita anteriormente, nomeadamente na quantificação do número de cortes e em casos de RIS, com o fim de guiar a selecção do CB a utilizar.^{12,13} O OCT é uma técnica de imagem recente, que utiliza luz próxima do infravermelho e que possui uma elevada resolução, sendo 10 vezes superior à técnica de referência – *intravascular ultrasound* (IVUS). Comporta dois grandes ramos de estudo *in vivo*: a avaliação da aterosclerose coronária e a avaliação da resposta da parede vascular à implantação de *stents*, relativamente à sua expansão e aposição e à cobertura dos *struts*.¹⁴ No entanto, não existem indicações para a utilização da técnica OCT na avaliação dos efeitos da utilização de CB. Os sistemas de OCT mais recentes permitem a avaliação rápida e segura das artérias coronárias, através de uma técnica não oclusiva.¹⁵ Uma das tipologias de OCT disponíveis no mercado, a *optical frequency domain imaging* (OFDI) utiliza um *laser* cujo comprimento de onda varia ao longo do tempo, baseando-se nas transformadas de Fourier. A utilização de OFDI tem vindo a disseminar-se um pouco por todo o mundo, abrangendo cada vez mais laboratórios de hemodinâmica.¹⁶⁻¹⁸

Os *softwares* de reconstrução tridimensional (3D) das imagens OCT têm vindo a demonstrar um rápido progresso e franca expansão. As reconstruções 3D apresentam-se como mais intuitivas do que as imagens bidimensionais (2D),¹⁹ apesar de apenas ser possível efectuá-las *offline*.^{17,20-28} A detecção automática de *stents* e a utilização de *frame rates* e velocidade de *pullback* elevados permitem que a reconstrução 3D tenha melhor resolução, existindo já protótipos para utilização *online* desta técnica.²⁹

Deste modo, na avaliação dos efeitos do CB, a utilização de OCT é uma mais-valia para a completa compreensão das características morfológicas das lesões induzidas. O recurso a análise 3D apresenta-se como um método adicional, pelo que a sua aplicação ao estudo dos CB poderá assumir importância significativa.

2. Objectivos

2.1. Objectivos principais

1. Caracterizar através da técnica de OCT as alterações morfológicas induzidas pelo tratamento com CB na placa de ateroma ou hiperplasia neointimal;
2. Compreender as vantagens da reconstrução 3D na visualização das alterações supracitadas, em comparação com a técnica de OCT 2D.

2.2. Objectivos secundários

1. Identificar a presença e descrever as características da placa de ateroma lipídica, fibrocalcificada e de hiperplasia neointimal por OCT 2D;
2. Identificar a presença de lesões de bifurcação por OCT 2D e 3D;
3. Identificar a existência e descrever as características das dissecções, cavitações e *abnormal intraluminal tissue* (AIT) antes e após a aplicação de CB com OCT 2D e 3D.

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

3. Hipóteses de investigação

1. A aplicação de CB induz um aumento significativo da *minimal lumen area* (MLA);
2. A aplicação de CB provoca um aumento do número e das dimensões das dissecções e cavitações induzidas na placa de ateroma;
3. O OCT 3D tem benefício sobre o OCT 2D na detecção de AIT, da fissuração da placa de ateroma e da presença de dissecções após utilização de CB.

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

4. Enquadramento teórico

4.1. Aterosclerose

A aterosclerose é uma patologia imunoinflamatória e fibroproliferativa crónica, associada a diversas alterações estruturais e funcionais na parede arterial, que promovem a infiltração, retenção e modificação de lipoproteínas e mediadores inflamatórios (figura 4.1).^{1,30} O desenvolvimento da placa aterosclerótica envolve ainda outros factores, nomeadamente a matriz extracelular, células do músculo liso (CML), cálcio e a angiogénese. Igualmente relacionada com a aterogénese encontra-se a disfunção endotelial.²

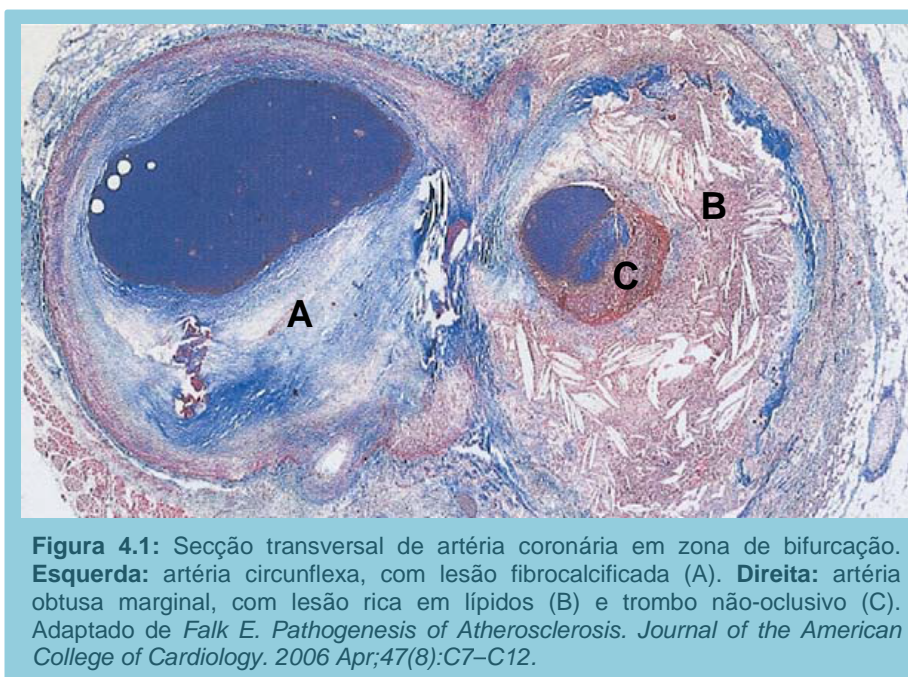


Figura 4.1: Secção transversal de artéria coronária em zona de bifurcação. **Esquerda:** artéria circunflexa, com lesão fibrocalcificada (A). **Direita:** artéria obtusa marginal, com lesão rica em lípidos (B) e trombo não-oclusivo (C). Adaptado de Falk E. *Pathogenesis of Atherosclerosis*. *Journal of the American College of Cardiology*. 2006 Apr;47(8):C7–C12.

A susceptibilidade à aterotrombose apresenta variabilidade interindividual e entre diferentes segmentos arteriais num mesmo indivíduo (susceptibilidade arterial). O endotélio arterial é sensível ao *shear stress*, pelo que as condições hemodinâmicas locais relacionadas com bifurcações e fluxos invertidos tornam as artérias coronárias mais susceptíveis a aterosclerose. A prática de exercício, as lipoproteínas de alta densidade (HDL) e a sua apolipoproteína major, a apoA-I, conferem protecção contra as patologias causadas pela aterotrombose. O complexo HDL/apoA-I previne as alterações aterogénicas causadas pelas LDL, promovendo o transporte invertido do colesterol, lentificando a progressão de placas e, inclusivamente, promovendo a sua rápida regressão.¹

O processo de formação de placa aterosclerótica engloba várias fases. As lesões iniciam o seu desenvolvimento sob um endotélio intacto mas disfuncional. Dependendo do tamanho e concentração das moléculas plasmáticas e lipoproteínas, estas difundem-se do endotélio disfuncionante para o espaço subendotelial. Aqui, as lipoproteínas são retidas e oxidadas, tornando-se citotóxicas, proinflamatórias, quimiotáxicas e proaterogénicas,

provocando um aumento da resposta inflamatória. Mais tarde, podem surgir áreas ausentes de células endoteliais sobre lesões já avançadas, com ou sem adesão de plaquetas ao tecido subendotelial exposto. Seguidamente, decorre a formação de *foam cells*. Os monócitos, ao libertarem factores de crescimento, permitem a proliferação de músculo liso, juntamente com a formação de placa e cápsula fibrótica. Inicialmente, as dimensões do lúmen arterial encontram-se preservadas através de um processo de *remodeling* positivo. Mais tarde, como resultado de *remodeling* negativo, ocorre diminuição progressiva do lúmen.¹ O *remodelling* arterial positivo caracteriza-se por um crescimento da placa ateromatosa no sentido exterior do vaso, associado ao estreitamento da túnica média. O *remodelling* negativo está descrito como um estreitamento paradoxal da parede arterial no local da lesão com crescimento da placa no sentido do lúmen. O *remodelling* parece estar influenciado por mudanças dinâmicas no diâmetro do vaso, causadas por variações no fluxo sanguíneo e no *shear stress*, bem como na libertação de substâncias endógenas que afectam o tónus vasomotor. Os mecanismos inflamatórios e a activação celular endotelial que leva a fissuração da placa em doentes com síndromes coronários agudos (SCA), foram também aceites como tendo um papel importante no *remodelling* arterial.³⁰

Simultaneamente ao processo de *remodeling*, o estímulo angiogénico produzido pelos macrófagos inicia um processo de angiogénese. Mais tarde, a formação de núcleos lipídicos necróticos decorre da apoptose das *foam cells*. A ocorrência subsequente de ruptura da placa leva a que o seu conteúdo fique exposto, criando um fenómeno de trombose arterial.^{1,2}

A modificação das LDL que ocorre na aterosclerose inclui a oxidação mediada por mieloperoxidase, 15-lipoxigenase e óxido nítrico-sintase (ONS). O óxido nítrico é um agente oxidante produzido pelas células endoteliais e pelos macrófagos. Quando produzido pela ONS endotelial, possui características vasodilatadoras e protectoras; quando produzido pela ONS presente nos macrófagos apresenta um carácter proaterogénico. A disfunção endotelial, definida como diminuição da vasodilatação mediada pelo óxido nítrico, é então um factor preditor de eventos causados por aterotrombose. O recrutamento de monócitos e de linfócitos T está ligado à progressão da aterosclerose. A presença de linfócitos B e de células plasmáticas é rara na placa intimal, mas pode ocorrer de forma acentuada na camada adventícia em casos de doença intimal avançada. A presença de neutrófilos está descrita em casos de placas trombosadas, sendo provavelmente recrutados em resposta à ruptura de placa. Estudos indicam que os agentes mais importantes na migração transendotelial destas células são as LDL oxidadas e a proteína quimiotáctica monocítica-1 (PQM-1), uma poderosa quimiocina cujos receptores nos monócitos e macrófagos tendem a aumentar em número durante o desenvolvimento de placas. As células endoteliais, as CML e os macrófagos contribuem para o aumento acentuado da PQM-1 na aterosclerose, que por sua vez causa o recrutamento de mais células. Na fase inicial da aterogénese, as lipoproteínas são removidas

da íntima pelos macrófagos, aumentando a acumulação intracelular de lípidos (ésteres de colesterol) e dando origem às *foam cells*. Esta função protectora dos macrófagos, caso decorra de forma exagerada, transforma-se numa situação prejudicial, levando a que, quando ocorre a morte das *foam cells*, o seu conteúdo lipídico crie um *core* estabilizador, inerte, necrótico, avascularizado, hipocelular e sem colagénio de suporte. As lipoproteínas podem ser igualmente acumuladas pela camada íntima sem existir criação de *foam cells*. A apoptose destas células ocorre como consequência da sua incapacidade em absorver o constante fornecimento de lipoproteínas aterogénicas. A necrose dos macrófagos contribui deste modo para a formação de um *core* rico em lípidos no interior da placa.¹

Os linfócitos não são elementos essenciais para que a aterosclerose se desenvolva mas, ainda assim, o sistema imunitário é responsável pela modulação da progressão da doença. As lesões contemplam na sua constituição inúmeros antigénios, responsáveis pela activação do sistema imunitário, entre as quais as LDL modificadas, proteínas *heat-shock*, glicoproteínas I beta-2 e antigénios microbianos, possuindo o primeiro a maior expressão nas placas ateroscleróticas. A resposta fibroproliferativa mediada pelas CML contribui para a progressão da aterosclerose. As CML são responsáveis pela cicatrização após lesão arterial. Caso os estímulos aterogénicos persistam a longo prazo, a resposta reparadora das CML torna-se tão expressiva e acentuada que ocorre uma diminuição do calibre do lúmen arterial, reduzindo o fluxo sanguíneo e induzindo quadros isquémicos. Ainda assim, são estas células que, em conjunto com a matriz de colagénio produzida, conferem estabilidade às placas, estabelecendo assim um aspecto protector contra a ruptura e trombose de placa. A diminuição da função reparadora das CML e a sua morte são ocorrências observadas nas zonas de ruptura de placa, supondo-se que o processo apoptótico celular está na sua génese.¹

Conforme referido anteriormente, no *remodeling* coronário associado à progressão da aterosclerose, há um aumento da área transversal do lúmen e/ou das dimensões externas do vaso, por forma a compensar o aumento das áreas afectadas por placa.¹ A maioria das placas ateromatosas coronárias são excêntricas e tendem a crescer no sentido da túnica adventícia antes de começarem a invadir o lúmen arterial. Isto foi observado inicialmente por Glagov *et al* num estudo pioneiro, que demonstrou que numa fase inicial o tronco comum (TC) alarga em resposta ao crescimento de uma placa ateromatosa. Em 2001, segundo Ward *et al*, verificou-se uma incidência superior de crescimento das placas no sentido do lúmen em segmentos de artéria coronária com placas excêntricas voltadas para o miocárdio, comparando com aquelas que estavam orientadas para o pericárdio. Esta investigação sugeriu que o miocárdio tem um efeito de contenção, que condiciona e diminui a possibilidade de *remodelling* positivo do vaso, potenciando o crescimento da placa no sentido do lúmen.³⁰ O cálcio *in situ* aparenta estar associado às dimensões da placa de ateroma. A calcificação aterosclerótica tem início logo na segunda década de vida do ser humano, sendo os depósitos

de cálcio mais frequentemente encontrados em indivíduos mais idosos e em lesões mais avançadas. Nestas, também podem estar presentes depósitos lipídicos e aumento de tecido fibrótico. A deposição de cálcio na doença arterial coronária, sob a forma de hidroxapatite, ocorre sob um mecanismo semelhante ao encontrado na osteogénese e *remodeling* ósseo, podendo ocorrer a calcificação de lípidos e do tecido conjuntivo. A quantidade total de cálcio (*score* de cálcio arterial coronário) funciona como marcador da carga aterosclerótica coronária e fornece informação prognóstica adicional. As lesões *culprit* pelos SCA são geralmente menos calcificadas que as placas que estão na base da angina estável.^{1,3}

4.2. Lesões de bifurcação

O tratamento de lesões em bifurcações está associado a maiores taxas de complicações, menor sucesso do procedimento e maiores taxas de reestenose.^{31,32} O advento dos *drug eluting stents* (DES) melhorou o prognóstico destas lesões mas, ainda assim, a reestenose continua a ser um evento frequente, assim como a trombose de *stent*.²⁶

O sistema de classificação de lesões de bifurcação mais utilizado foi criado por Medina *et al*, que atribui valores à ausência (0) ou presença (1) de lesão e divide a bifurcação em 3 segmentos: *main branch* (MB) proximal, MB distal e *side branch* (SB), num algoritmo de 3 dígitos: (x,y,z). As “verdadeiras” lesões de bifurcação envolvem o MB e o SB, correspondendo às caracterizações (0,1,1), (1,0,1) e (1,1,1).³³

Têm sido desenvolvidas diversas técnicas para o tratamento destas lesões, as quais englobam *T-stenting*, *culotte*, *crush* e *kissing stent* simultâneo, por exemplo. Importa salientar que a revascularização de SB cujo diâmetro é inferior a 1,5 mm não apresenta benefício, pelo que lesões em vasos com este calibre são usualmente consideradas pouco/não significativas. Em lesões de bifurcação em que o SB possui diâmetro intermédio (2,00 a 2,75 mm), dever-se-á proceder a *provisional stenting*, com implantação de *stent* no SB para resultados angiográficos subóptimos.³⁴⁻³⁹

4.3. Flextome™ Cutting Balloon™

O CB é um balão criado para lesões específicas, constituído por 3 componentes: balão não *compliant*, catéter *Monorail*® ou *over-the-wire* e aterotomas (microlâminas cirúrgicas com pontos flexíveis) (figura 4.2). A vantagem na utilização de CB consiste na sua capacidade de redução do estiramento e da lesão induzida no vaso, ao provocar fissuras orientadas longitudinalmente. Da mesma forma, o CB provoca uma dilatação da zona alvo com recurso a menor força que os restantes balões de dilatação, diminuindo o risco de resposta neoproliferativa e RIS.⁴⁰ Os aterotomas são construídos em aço inoxidável, estando dispostos longitudinalmente ao longo da superfície do balão. O seu *design* possui indentações em “T”, com o objectivo de melhorar a flexibilidade e a navegabilidade pelo vaso. Os aterotomas

existem em configurações de 3 nos tamanhos 2,00 a 3,25 mm e de 4 aterotomas nos tamanhos 3,50 a 4,00 mm, possuindo 10 ou 15 mm de comprimento, 0,013" (0,3302 mm) de altura total, 0,005" (0,127 mm) de altura útil e 0,004 a 0,006" de largura. Sendo 3 a 5 vezes mais afiados que as lâminas cirúrgicas convencionais, os aterotomas expandem-se radialmente e fissuram a placa e vaso longitudinalmente, criando planos de incisão que aliviam a força circunferencial (*hoop stress*) e previnem a deslocação do balão (efeito de *watermelon seeding*). O *hoop stress* equilibra a pressão intra-arterial, evitando a expansão do vaso. A hiperplasia neointimal existente na RIS e a própria presença de *stent* contribuem para o aumento do *hoop stress*, impedindo que mesmo os balões de dilatação não *compliant* de alta pressão consigam ultrapassá-la e produzir uma deformação permanente na parede arterial.^{6,7,13,40-42}

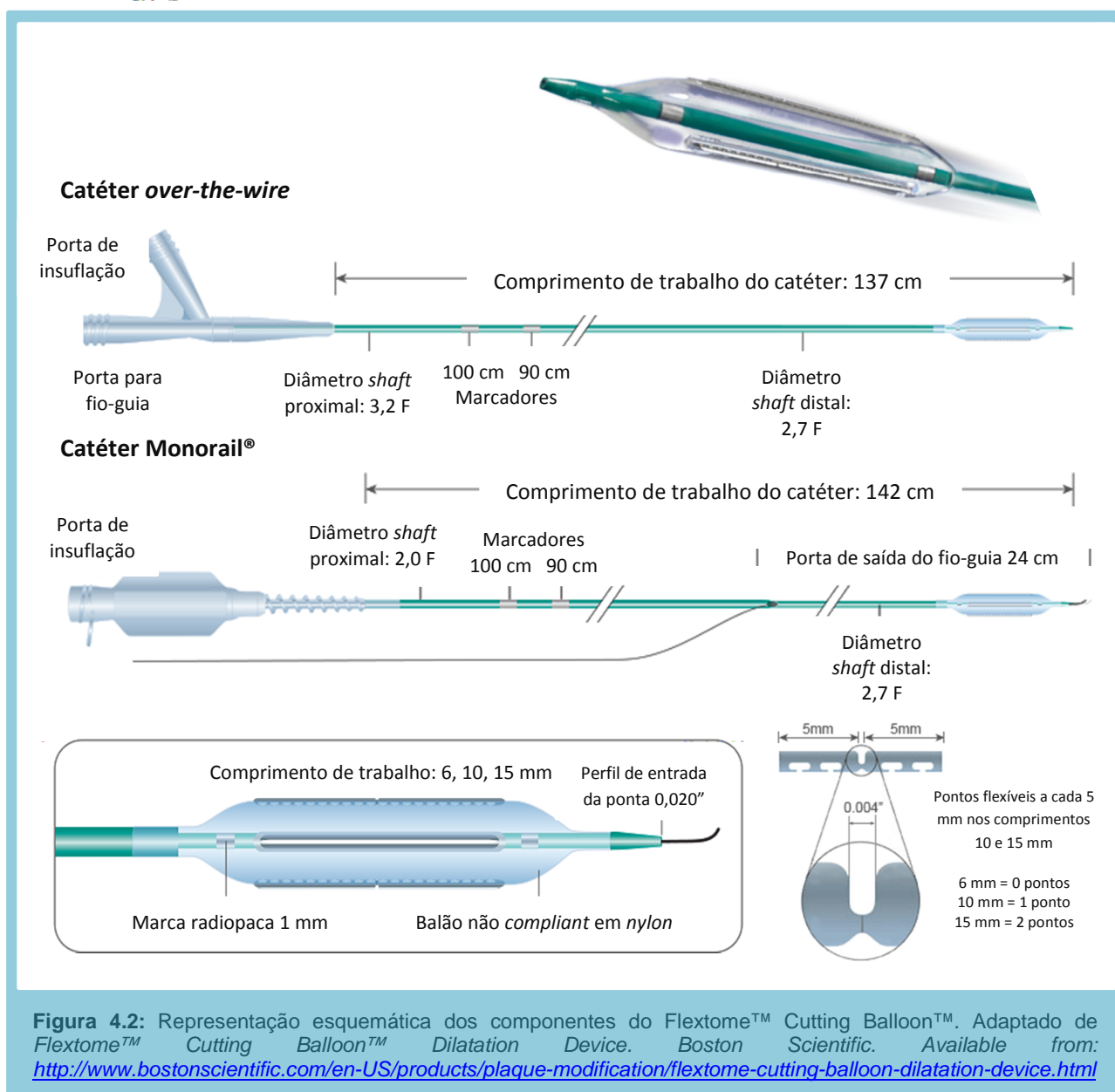


Figura 4.2: Representação esquemática dos componentes do Flextome™ Cutting Balloon™. Adaptado de Flextome™ Cutting Balloon™ Dilatation Device. Boston Scientific. Available from: <http://www.bostonscientific.com/en-US/products/plaque-modification/flextome-cutting-balloon-dilatation-device.html>

O princípio de funcionamento do CB consiste na redução da superfície em contacto com a parede do vaso, concentrando a força. Sabendo que o *hoop stress* resulta do quociente entre a força e a área em contacto com o vaso, quanto menor for esta última, maior será a pressão que expande a lesão. Num vaso pressurizado em que “P” seja a pressão na parede vascular, “r” seja o raio interno e “R” o raio externo, o *hoop stress* pode ser calculado através da lei de Laplace: $\sigma = P(R + r) / (R - r)$.¹³ Estudos^{7,8} demonstram que o CB necessita de pressões de insuflação (média e máxima) inferiores às de um balão de dilatação convencional. Recomenda-se a insuflação do CB a pressões entre 4 e 8 atm.⁴⁰ O aumento do lúmen é principalmente conseguido através da compressão da placa e menos por expansão das paredes do vaso.^{7,9} A preparação da lesão com CB, prévia à implantação de *stent*, apresenta bons resultados, evitando a sua má expansão e aposição. A utilização deste balão está também associada a *plaque shift* mínimo.^{7,9,29,42}

Na *plain old balloon angioplasty* (POBA), a dilatação da lesão é feita através da aplicação de força de forma aleatória, convertendo-se em *shear stress* circunferencial devido à geometria artéria-balão. Os diferentes graus de resistência oferecidos à força radial podem induzir a criação de múltiplos arcos de dissecção. As lesões ostiais são particularmente difíceis de tratar através de POBA, apesar do recurso a insuflações de elevada pressão, existindo também uma maior tendência para o *recoil* do vaso. De acordo com Kurbaan *et al*, estas lesões são facilmente tratadas através da utilização de CB. Na angioplastia de pequenos vasos a realização de POBA está associada a maiores taxas de reestenose e dissecção. Por oposição, a utilização de CB encontra-se associada a taxas significativamente menores de reestenose definida angiograficamente a 3 meses, em pequenos vasos (fibróticos e calcificados), quando comparada com POBA. A RIS, causada por proliferação de CML, formação de matriz extracelular e hiperplasia neointimal, foi inicialmente tratada com POBA que se encontrava associada a taxas de reestenose recorrente entre 30 e 60%. A utilização de CB na RIS oferece vantagens, pela concentração da força de dilatação em superfícies menores. As fissuras provocadas forçam a placa a “quebrar” de forma controlada, estando o aumento do lúmen após a aplicação do CB relacionado com a extrusão do tecido neointimal residual para fora dos *struts* do *stent*. A utilização de CB provoca também uma redução do *elastic recoil*, uma vez que a fissuração do tecido neointimal diminui a continuidade elástica e fibrótica da camada interna fibrosa, o que permite que o tecido seja empurrado para fora através das células do *stent*. Sugere-se então que o mecanismo de dilatação consiste na compressão e redistribuição horizontal da placa. A aplicação de CB é superior à realização de POBA nesta componente. A utilização de baixas pressões associada ao CB conduz a melhores resultados que a realização de POBA, com pressões elevadas (16,7±4,0 atm), atingindo melhores e mais estáveis resultados angiográficos. Na fase aguda, o ganho de

lúmen conseguido com a aplicação de CB é bastante superior ao atingido com POBA, existindo igualmente uma menor perda tardia de lúmen.⁴⁰

O *design* específico do CB protege o vaso dos aterotomas quando o balão não se encontra expandido, minimizando o risco de trauma vascular quando o CB é progredido através da lesão.⁴⁰ Em comparação com POBA, está associado a baixas taxas de complicações agudas, a um menor número total de dissecções e também a baixas taxas de dissecções e perfurações graves. Esta técnica oferece também uma entrega controlada do dispositivo CB, não tendo sido registados deslizamentos. Ainda neste registo, a preparação da lesão com *cutting balloon* demonstrou conseguir prevenir a sub-expansão e má-aposição do *stent*, alterando a *compliance* do vaso e diminuindo o volume da placa.⁹

O CB deve ser utilizado com catéter guia 6F (calibre mínimo) e adequado suporte proporcionado pelo fio guia, apoiado em posição coaxial. A escolha do tamanho correcto do CB a utilizar é um passo essencial no procedimento. Deve ser utilizado um CB cujas dimensões se encontrem num rácio 1:1 com o calibre do vaso normal, podendo ser utilizado um tamanho ligeiramente superior (0,25 a 0,50 mm superior) nos casos de RIS. Ao atravessar lesões tortuosas ou em RIS, a técnica de *buddy wire* pode ser útil. Na insuflação, é importante que esta seja realizada de forma lenta e gradual, aumentando cerca de 1 atm a cada 5 segundos, por forma a garantir que o balão seja expandido de forma homogénea em torno das microlâminas, evitando a inutilização do dispositivo por ruptura causada pelos aterotomas. Quando o CB se encontra completamente insuflado, à pressão nominal, é aconselhado um tempo total de aplicação de 60 a 90 segundos, permitindo a fissuração da lesão. Em lesões excêntricas, aconselha-se a utilização de pressões ligeiramente superiores à nominal. A desinsuflação deve ser igualmente realizada de forma lenta. A realização de múltiplas insuflações é possível, se necessário.^{43,44}

Em resumo, quando comparado com POBA, o uso de CB acarreta menor *recoil* e menores taxas de estenose residual. Ainda neste ponto, as complicações agudas, o total de dissecções e as perfurações e dissecções graves ocorrem em menor número com a utilização de CB do que durante a POBA. Em lesões de bifurcação, a utilização de CB apresenta melhores prognósticos do que a realização de POBA e conduz a uma maximização do aumento do lúmen, com *plaque shift* reduzido.^{10,11}

4.4. OCT

O OCT é um método de imagem que emprega luz próxima do infravermelho para produzir imagens tomográficas. No campo da cardiologia de intervenção, as aplicações de destaque desta tecnologia compreendem a avaliação da placa de ateroma,⁴⁵ a avaliação da cobertura e aposição dos *struts* de *stents*, a avaliação da RIS e enquanto técnica guia e de optimização da intervenção coronária percutânea (ICP).⁴⁶ Os sistemas de OCT intravascular

actuais usam um comprimento de onda de cerca de 1300 nm. A penetração nos tecidos é limitada a 1 a 3 mm; no entanto, a resolução é muito superior à de outros métodos de imagem. A escolha do comprimento de onda a utilizar numa artéria baseia-se nas características de absorção do tecido e no índice de refração entre o catéter e a parede do vaso.¹⁶

O OCT é análogo ao IVUS, criando imagens transversais da artéria coronária para estudo em tempo real e *offline*⁴⁶ mas, em vez de ondas acústicas, mede a intensidade de luz refletida. As suas vantagens são a maior resolução (aproximadamente 15 µm), a velocidade de aquisição elevada, a possibilidade de ser utilizado em conjunto com outras técnicas de imagem e os reduzidos custos associados aos catéteres. Ao contrário do IVUS, o catéter de OCT não possui transdutor, contendo uma única fibra óptica,⁴⁶ pelo que o seu fabrico é menos dispendioso.¹⁶

Na técnica de OCT, são direccionados pulsos de luz de baixa coerência para a amostra. O tempo de reflexão da luz é usado para medir a distância. A intensidade da reflexão é analisada, sendo o feixe então transformado para produzir uma imagem de duas ou três dimensões. Devido à elevada velocidade de propagação da luz, o tempo de atraso do reflexo não pode ser medido electronicamente, pelo que é utilizada a técnica de coerência. O feixe de luz é dividido: metade da luz é dirigida para o objecto a ser observado (artéria do doente) e a outra metade para uma referência (“espelho”). Isto gera um padrão de interferência que é analisado por *backscattering*, determinando-se assim a profundidade e posição transversal. A intensidade da luz reflectida depende das diferenças entre os índices de refração dos tecidos. No caso da placa aterosclerótica, os seus componentes têm diferentes índices de refração. Os lípidos têm elevada atenuação (menor profundidade de penetração) e o cálcio e colagénio têm baixa atenuação (elevada profundidade de penetração).^{16,47-49}

A profundidade de penetração da luz infravermelha é de cerca de 0,1 até 2,0 mm. Uma vez que a luz é atenuada pelo sangue antes de atingir a parede do vaso, o campo de visão deve ser completamente limpo durante a aquisição de imagem (*washout* através da injeção intracoronária de contraste iodado), conseguindo o deslocamento necessário dos glóbulos vermelhos (técnica não oclusiva).^{16,47-49} Importa ressaltar que esta interrupção temporária do fluxo sanguíneo não produz isquémia significativa, seja através da técnica não oclusiva ou da técnica oclusiva (oclusão do vaso proximal com balão insuflado para impedir o seu preenchimento com sangue).⁴⁶ Os primeiros estudos sobre a temática indicavam que injeções de 14 mL de contraste, a um fluxo de 4 mL/segundo seriam suficientes para a aquisição de *pullbacks* entre 2 e 3 segundos das maiores artérias epicárdicas.⁴⁵

Existem dois tipos de OCT: o TD-OCT (*time domain*) e o FD-OCT (*frequency domain* ou *optical frequency domain imaging* – OFDI), que diferem no método usado para calcular a amplitude do campo eléctrico (tabela 4.1).¹⁶⁻¹⁸

O primeiro utiliza uma fonte de luz de banda larga, na faixa de 1280-1350 nm, medindo diretamente a amplitude do campo eléctrico. O OFDI utiliza um *laser* monocromático cujo comprimento de onda varia ao longo do tempo, enquanto a distância de atraso de referência se mantém constante. A amplitude do campo eléctrico é calculada através de transformadas de Fourier. Os sistemas actuais de OCT utilizam um protocolo no domínio da frequência, que tem velocidade elevada de aquisição de imagens, sem necessidade de oclusão do vaso com balão. Estas características têm levado à generalização rápida e abrangente da utilização de OFDI em laboratórios de hemodinâmica. Relativamente ao *washout*, o volume de contraste injectado é francamente menor com OFDI.¹⁶⁻¹⁸

Tabela 4.1: Comparação entre o sistema TD-OCT e os primeiros sistemas de OFDI do mercado. Adaptado de Barlis P, Schmitt JM. *Current and future developments in intracoronary optical coherence tomography imaging*. *EuroInterv*. 2008;4:529-534.

Parâmetro	TD-OCT	OFDI
Comprimento de onda da fonte	1250 – 1350 nm	1250 – 1350 nm
Resolução axial	15 – 20 µm	15 – 20 µm
Resolução lateral	25 – 30 µm	25 – 30 µm
Diâmetro de <i>scan</i>	6,8 mm	8,3 mm
<i>Frame rate</i>	15,6 ou 20 <i>frames</i> /segundo	100 <i>frames</i> /segundo
Número de linhas/ <i>frame</i>	200 ou 240	450
Velocidade de <i>pullback</i> máxima	2,0 ou 3,0 mm/segundo	20 mm/segundo

Os actuais sistemas de OFDI possuem *frame rates* mais elevadas que o TD-OCT, permitindo a aquisição de imagens de longos segmentos da artéria coronária de forma rápida. A título de exemplo, com a injeção de um único bólus de contraste iodado para realização da técnica não oclusiva, com o OFDI é possível obter imagens a velocidades de 100 *frames*/segundo, com resolução de 500000 *pixel/frame* e *pullback* automático de 20 mm/segundo,⁴⁶ bastando um período de 2 segundos para adquirir imagens de um segmento vascular de 4 cm.⁴⁵

A utilização de técnicas de imagem de elevada resolução é importante na avaliação das placas de ateroma e no reconhecimento de placas vulneráveis em risco de ruptura, condicionando SCA e/ou morte súbita. A placa vulnerável, responsável por 80% dos SCA, define-se pela presença de uma “capa fina” (*thin cap*) < 65 µm, de acumulações lipídicas e de um processo inflamatório activo. O OCT tem a capacidade de detectar as zonas de vulnerabilidade, conseguindo distinguir diferenças na composição das placas com um grau de sensibilidade e especificidade comparável à histopatologia.^{46,50}

Estudos definem três tipos de placas de ateroma e as suas características no OCT. As placas fibrosas são homogêneas e possuem elevado *backscattering* (ricas em sinal). As placas fibrocalcificadas apresentam regiões de sinal de baixa intensidade com bordos superiores e/ou inferiores acentuadamente delineados. As placas ricas em lípidos têm limites difusos e regiões de sinal de baixa intensidade.⁵¹⁻⁵⁵ Na avaliação de lesões ateroscleróticas, o OFDI apresenta qualidade de imagem superior ao TD-OCT.⁴⁶ Outros estudos demonstram a capacidade do OCT para detectar trombos intracoronários. Estes caracterizam-se como massas salientes no interior do lúmen dos vasos e podem ser classificadas como vermelhos ou brancos. Os primeiros são compostos principalmente por glóbulos vermelhos e caracterizam-se, como já foi referido anteriormente, por uma elevada atenuação de sinal. Os trombos brancos são compostos por glóbulos brancos e plaquetas, caracterizando-se por uma baixa atenuação de sinal. Outra categoria, o “tecido intraluminal anormal” (*abnormal intraluminal tissue* – AIT) surge na imagem OCT como a presença de massas de contornos irregulares, com protrusão para além dos *struts* de um *stent* para o interior do lúmen. Uma vez que a distinção entre trombo e hiperplasia neointimal pode ser difícil, propõe-se uma abordagem conservadora na avaliação destas estruturas intraluminais. O AIT é definido por quatro características: cobertura de suporte, aposição, presença de hiperplasia neointimal subjacente e localização em segmento fortemente estenótico.^{56,57}

A cobertura neointimal incompleta dos *struts* é um forte preditor de trombose tardia de *stent* (TTS). Doentes que sofrem de TTS apresentam, muito frequentemente, má aposição de *stent*. Tal como referido anteriormente, uma das potencialidades do OCT é a avaliação e seguimento de *stents* implantados, permitindo uma visualização e quantificação reprodutíveis e precisas da cobertura dos *struts*. Apresenta-se assim como uma tecnologia de elevada utilidade e importância. No caso da RIS, esta é uma entidade caracterizada pela proliferação excessiva de tecido neointimal, estando frequentemente associada aos *bare metal stents* (BMS). Os diferentes padrões descritos de RIS são facilmente identificáveis por OCT.⁴⁶

A utilização de OCT durante a ICP pode ser abordada de diferentes perspectivas. As medições efectuadas apresentam elevada utilidade em estenoses coronárias angiograficamente *borderline*. É possível medir os diâmetros e áreas de referência, comprimentos, volumes e a área mínima de lúmen (*minimal lumen area* – MLA). Adicionalmente, é possível caracterizar as lesões, através da análise da constituição das placas que estão na sua génese.⁴⁶

No contexto de lesões de bifurcação, o OCT, na sua vertente 2D, fornece dados importantes quanto ao estado do SB, permitindo decidir qual a abordagem a realizar e as técnicas a usar durante a intervenção terapêutica. Após esta última, o OCT demonstra novamente as suas potencialidades, revelando-se essencial na avaliação do potencial aumento das dimensões na zona de estenose, na avaliação da aposição e expansão dos

stents implantados (permitindo compreender se existe ou não a necessidade de pós-dilatação), na avaliação das zonas de *overlapping* de *stents* e na visualização das *edge dissections*.⁴⁶

Existem poucos riscos associados à utilização de OCT durante a ICP. A energia aplicada durante as aquisições de imagem é reduzida, com potência na ordem dos 5 a 8 mW, sem capacidade de induzir danos tecidulares. No estudo conduzido por Barlis *et al*, não houve registo de eventos cardíacos adversos major (MACE) nas 24 horas após observação por OCT.⁴⁶

A tecnologia OCT 3D tem progredido rapidamente. A maior limitação desta modalidade é a necessidade de efectuar as reconstruções *offline* e não *online*.^{17,20-25,27,28} A aplicação clínica do OFDI 3D continua por definir. Ao nível das lesões de bifurcação, cuja visualização por 2D é difícil e subjectiva, o OCT 3D permite a visualização e avaliação detalhadas de SB. Isto levou a uma proposta de nova classificação dos SB, com divisão segmentar dos seus *ostia*, exemplificando a forma como a resposta neointimal e cobertura dos *struts* do *stent* do MB podem ser afectadas.²⁰⁻²⁴ A utilização do sistema de OFDI da Terumo® (Tóquio, Japão) na avaliação deste tipo de lesões levou à hipotetização de tipos de bifurcação, paralela e perpendicular, baseados no ângulo, e que levam a características e potenciais efeitos sobre a carina.^{19,21,23} Outra aplicação proposta para o OCT 3D é a identificação de trombos e má aposição de *stent*, de modo a guiar trombectomia aspirativa, pós-dilatação e utilização de fármacos posterior. O sistema de OFDI de alta velocidade da Terumo™ permite a aquisição de 160 *frames*/segundo durante o *pullback* do catéter, a uma velocidade máxima de 40mm/segundo. Em comparação com o sistema LightLab C7™ (St. Jude Medical, Saint Paul, Minnesota, EUA), que consegue adquirir 100 *frames*/segundo, o OFDI é superior na criação de reconstruções 3D.^{21,58} Utilizando velocidades mais rápidas, consegue-se diminuir a frequência de artefactos de movimento cardíaco (devido ao menor tempo necessário para aquisição da imagem). Quanto às lesões aorto-ostiais, uma das dificuldades associadas à sua avaliação é a segurança de que a ponta distal do catéter está suficientemente afastada do *ostium* de modo a permitir a sua visualização por OCT, mas ainda assim apoiada o suficiente para possibilitar um *washout* adequado.⁵⁹

Uma vez que a luz infravermelha não penetra nos *struts* metálicos do *stent*, o OCT apenas visualiza a sua porção endoluminal, provocando um cone de sombra atrás dos mesmos. Deste modo, foram necessários ajustes nesta avaliação, levando a que a aposição dos *struts* se defina como incorporado, saliente ou mal aposto.⁶⁰ Os protótipos actuais de OCT 3D *online* têm a capacidade de detectar automaticamente *struts*, com base nas suas características ópticas, por exemplo.¹⁹ Este parâmetro, a inclusão de sistemas com *frame rates* elevados e as melhoradas velocidades de *pullback* levam a que a reconstrução 3D *online* possua melhor resolução, reduzindo a quantidade de artefactos de movimento e permitindo

que a tecnologia se dissemine por cada vez mais laboratórios de hemodinâmica. A criação de um *software volume-rendering*, específico para análise quantitativa de imagens é uma mais-valia. A caracterização tecidual melhorada de placas de ateroma é também um ponto atractivo nesta tecnologia, podendo auxiliar na identificação de *lipid pools* e placa vulnerável.^{17,25,61}

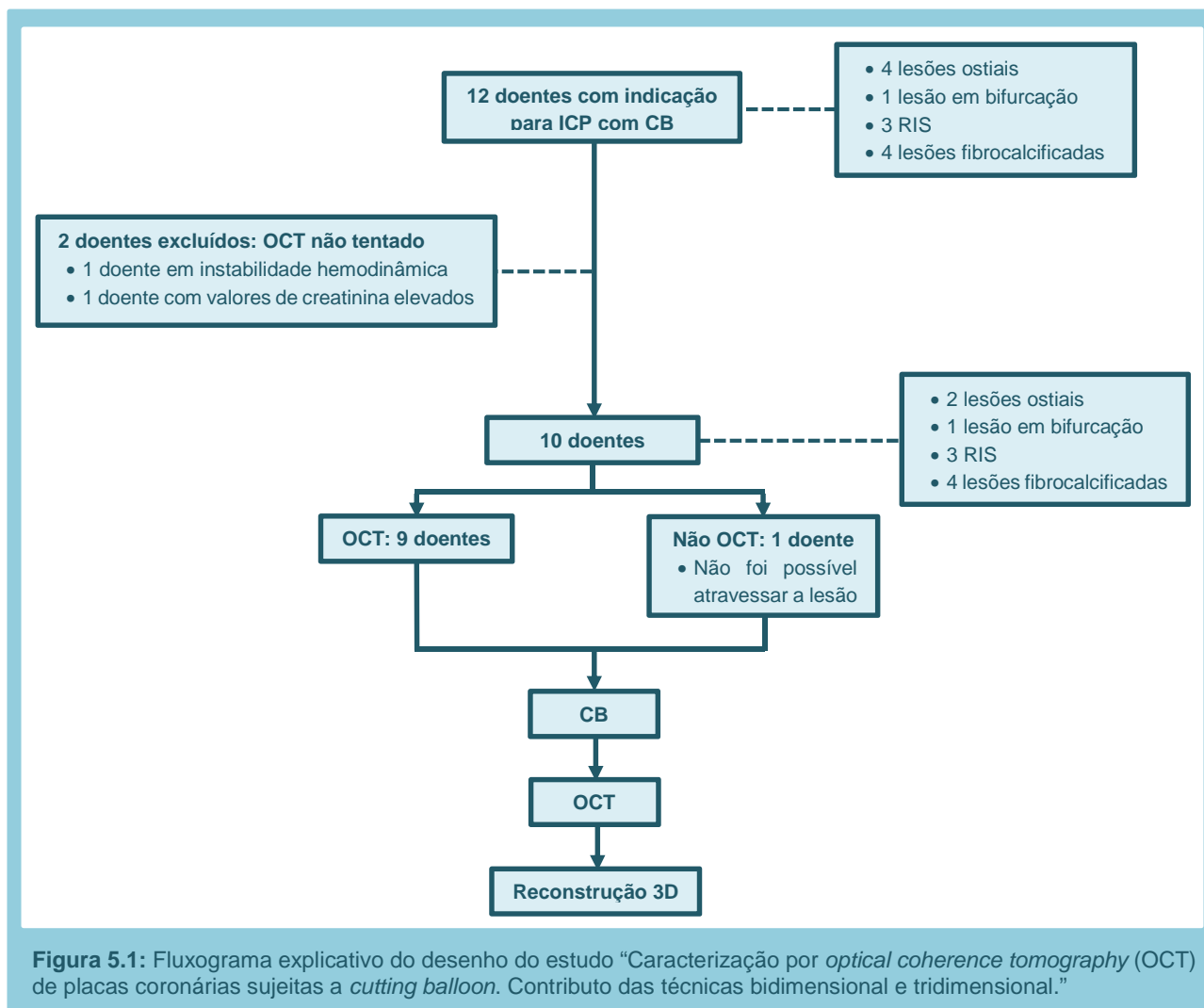
4.5. Dissecção de artérias coronárias

As dissecções das artérias coronárias podem ser primárias ou secundárias. A dissecção primária das artérias coronárias é espontânea e rara, ocorrendo, na sua maioria, em contexto de enfarte agudo do miocárdio (EAM).^{62,63} É uma entidade mais frequente no sexo feminino, podendo ocorrer no período periparto ou pós-parto.⁶⁴ No caso da dissecção secundária, ocorre como extensão de dissecção da raiz da aorta ou como consequência de angiografia, ICP (lesão com a ponta distal do catéter, com um balão ou com um guia hidrofílico, a título exemplificativo), cirurgia cardíaca ou trauma torácico.⁶³ Em doentes jovens, sem factores de risco para EAM mas que se apresentem com a clínica correspondente ao mesmo, dever-se-á suspeitar de dissecção das artérias coronárias. O diagnóstico por angiografia é difícil, apenas permitindo visualizar o compromisso do lúmen e, por vezes, o *flap* intimal. Importa perceber o comprimento do segmento afectado, diferenciar o verdadeiro e o falso lúmen, localizar a origem do *flap* e observar a *ostia* de SB potencialmente envolvidos na dissecção.⁶³ Na avaliação de lesões de bifurcação, o OCT assume importância fulcral no estudo dos SB, devido à sua elevada resolução, permitindo uma visualização detalhada do lúmen e da parede vascular. Pode ser utilizado como método de imagem adequado para guiar a ICP, permitindo o correcto posicionamento dos materiais escolhidos, no verdadeiro lúmen.^{63,65} No OCT, a dissecção surge como protrusão de uma orla de tecido, separada da parede/placa, para o lúmen do vaso.⁶⁶

5. Metodologia

5.1. Abordagem metodológica e desenho do estudo

O presente estudo tem uma abordagem metodológica quantitativa, do tipo observacional descritivo transversal. O desenho do estudo encontra-se representado na figura 5.1.



5.2. População e amostra

A população deste estudo foi constituída por todos os doentes com indicação para serem tratados com CB – aqueles que possuem lesões ostiais, lesões em bifurcações, lesões fibrocalcificadas ou RIS. A amostra foi seleccionada por conveniência, sendo formada por 10 doentes do Hospital do Espírito Santo de Évora, E.P.E. com indicação para tratamento com CB, no período decorrido entre 5 de Maio e 5 de Setembro de 2014. Foram excluídos da análise final os doentes com espasmo de artérias coronárias sem estenoses significativas, níveis séricos de creatinina > 1,5 mg/dL ou instabilidade hemodinâmica.

5.3. Dimensões, categorias e variáveis

Foram definidas 4 dimensões, que se dividem em 8 categorias, constituídas por 36 variáveis. A selecção das dimensões, categorias e variáveis foi realizada com base na revisão da literatura, estando definida no presente capítulo (tabelas 5.1, 5.2 e 5.3).

Tabela 5.1: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas nas dimensões “caracterização da amostra” e “factores de risco da amostra”.

Dimensão	Categoria	Variável	Descrição	Tipo	Definição	Indicador
Caracterização da amostra	Características demográficas	“Idade”	Idade do doente (anos)	Contínua	Métrica	Anos
		“Sexo”	Sexo do doente (feminino; masculino)	Discreta	Nominal	(1) Masculino; (2) Feminino
		“Raça”	Raça do doente	Discreta	Nominal	(1) Caucasiana; (2) Africana; (3) Asiática; (4) Outra
	Características biométricas	“Altura”	Altura do doente (cm)	Contínua	Métrica	Centímetros (cm)
		“Peso”	Peso do doente (kg)	Contínua	Métrica	Quilogramas (Kg)
Factores de risco da amostra	Factores de risco cardiovasculares	“HTA”	Hipertensão arterial	Discreta	Nominal	(1) Presença; (2) Ausência
		“Dislipidémia”	Dislipidémia	Discreta	Nominal	(1) Presença; (2) Ausência
		“DM”	<i>Diabetes mellitus</i> tipo II	Discreta	Nominal	(1) Presença; (2) Ausência
		“Antecedentes de tabagismo”	Antecedentes de tabagismo	Discreta	Nominal	(1) Presença; (2) Ausência
		“Antecedentes de DAC”	Antecedentes de doença arterial coronária	Discreta	Nominal	(1) Presença; (2) Ausência

Tabela 5.2: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas na dimensão “caracterização da lesão”.

Dimensão	Categoria	Variável	Descrição	Tipo	Definição	Indicador
Caracterização da lesão	Tipo de lesão	“Placa fibrocalcificada”	Placa fibrocalcificada	Discreta	Nominal	(1) Sim; (2) Não
		“Placa lipídica”	Placa lipídica	Discreta	Nominal	(1) Sim; (2) Não
		“Hiperplasia neointimal”	Hiperplasia neointimal (na RIS)	Discreta	Nominal	(1) Sim; (2) Não
	Dimensões de referência	“DRp”	Diâmetro de referência proximal	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“DRd”	Diâmetro de referência distal	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“DRm”	Diâmetro de referência médio	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“ARp”	Área de referência proximal	Contínua	Métrica	Milímetros quadrados (mm ²)
		“ARd”	Área de referência distal	Contínua	Métrica	Milímetros quadrados (mm ²)
		“ARm”	Área de referência média	Contínua	Métrica	Milímetros quadrados (mm ²)
		“MLA”	<i>Minimal lumen area</i>	Contínua	Métrica	Milímetros quadrados (mm ²)
		“DMáx”	Diâmetro máximo da lesão	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“DMin”	Diâmetro mínimo da lesão	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“LEI,p”	<i>Lumen eccentricity index proximal</i>	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
		“LEI,d”	<i>Lumen eccentricity index distal</i>	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
		“LEI,MLA”	<i>Lumen eccentricity index na minimal lumen area</i>	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
“VolL”	Volume de lúmen desde o diâmetro/área de referência proximal até ao diâmetro/área de referência distal	Contínua	Métrica	Milímetros cúbicos (mm ³)		

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

Tabela 5.3: Variáveis definidas no presente estudo, inseridas na dimensão “alterações morfológicas”.

Dimensão	Categoria	Variável	Descrição	Tipo	Definição	Indicador
Alterações morfológicas	Quantificação de alterações	“N.º dissecções pré-CB”	Número de dissecções existente na lesão antes do tratamento com CB e registadas por OCT	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
		“N.º dissecções pós-CB”	Número de dissecções existente na lesão após o tratamento com CB e registadas por OCT	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
		“N.º cavitações pré-CB”	Número de cavitações existente na lesão antes do tratamento com CB e registadas por OCT	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
		“N.º cavitações pós-CB”	Número de cavitações existente na lesão após o tratamento com CB e registadas por OCT	Contínua	Métrica	(valor inteiro)
	Dissecções	“Abertura”	Abertura da dissecção	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“Profundidade”	Profundidade do <i>flap</i>	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“Comprimento”	Comprimento do <i>flap</i>	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
	Cavitações	“Abertura”	Abertura da cavitação	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“Profundidade”	Profundidade da cavitação	Contínua	Métrica	Milímetros (mm)
		“Área”	Área da cavitação	Contínua	Métrica	Milímetros quadrados (mm ²)

5.4. Recursos humanos, físicos e materias

O estudo decorreu em laboratório equipado com fonte emissora de radiação X e processamento de imagem GE (Fairfield, Connecticut, EUA) Innova®; injector de contraste Bracco (Milão, Itália) ACIST® CVi®; desfibrilhador GE Responder® 2000; balão intra-aórtico Datascope (Fairfield, New Jersey, EUA) CS100®; ventilador Draeger (Luebeck, Alemanha) Evita 4; consola de IVUS Volcano (San Diego, Califórnia, EUA) s5i®; consola de OCT Terumo™ LUNAWAVE™; consola de *fractional flow reserve* (FFR) St. Jude Medical (Saint Paul, Minnesota, EUA) QUANTIEN™; *pacemaker* provisório Medtronic (Minneapolis, Minnesota, EUA) 5348 e analisador de tempo de coagulação activado (*activated coagulation time*, ACT) Medtronic ACT PLUS® ACT100. Durante cada um dos casos estiveram presentes na sala de intervenção, na sala de controlo e na sala de recobro um total de 6 a 7 profissionais – 1 ou 2 médicos cardiologistas, 2 técnicos cardiopneumologistas, 1 técnico de radiologia e 2 enfermeiros.

5.5. Protocolo

5.5.1. Intervenção coronária percutânea

Para a realização das coronariografias foram utilizados um introdutor radial ou femoral, um fio guia 0.035”, pelo menos um catéter de diagnóstico e contraste iodado (Iomeron® 400, iomeprol), injectado em sistema fechado através do injector de contraste Bracco ACIST® CVi, que possibilita também a injeção de soro. Os *ostia* de ambas as coronárias (ou *ostia* de *bypasses* coronários) eram selectivados com um catéter de diagnóstico, injectando-se seguidamente contraste iodado, executando-se simultaneamente gravações angiográficas através da projecção de radiação X, em diferentes projecções para cada uma das coronárias. Na realização das angioplastias utilizaram-se cateteres guia 6F ou 7F e guias de angioplastia, podendo recorrer-se à utilização de microcatéteres se o caso assim o justificasse. Após a passagem da guia pela estenose e colocação da mesma o mais distal possível, eram criadas as condições para progredir o catéter de OCT antes da aplicação do CB, segundo a metodologia descrita posteriormente no capítulo 5.5.2.

O comprimento do CB a utilizar era escolhido consoante o comprimento da lesão, visualizado por angiografia e o seu diâmetro era seleccionado de forma a possuir uma relação de aproximadamente 1:1 com o diâmetro do vaso normal.⁶⁷ Depois de escolhido o CB, o mesmo era introduzido no catéter guia, fazendo-o progredir sobre a guia de angioplastia até à zona a tratar, insuflando-se à pressão adequada. O CB era retirado, repetindo-se a técnica de OCT procedendo nos mesmos moldes da primeira gravação, incluindo as medições necessárias. Conjugando a avaliação angiográfica com a obtida através da técnica de OCT, decidia-se a melhor opção terapêutica a realizar para tratamento da estenose em causa

(implantação de DES, BMS ou aplicação de *drug eluting balloon* (DEB)). Nos casos em que parecia premente a avaliação do resultado final por OCT, o mesmo era repetido. O sucesso angiográfico foi definido como estenose residual final $\leq 30\%$ da lesão tratada, ou estenose residual final $\leq 30\%$ do MB e $\leq 50\%$ do SB em lesões de bifurcação.⁶⁸ Todos os procedimentos foram finalizados com o encerramento do acesso vascular utilizado, sendo o doente transferido de seguida para o recobro/serviço de internamento. Os casos registados encontram-se pormenorizadamente descritos no Apêndice 2.

5.5.2. Aquisição de imagens por OCT 2D e reconstrução 3D

As imagens de OCT foram adquiridas com recurso à consola LUNAWAVE™ da Terumo™. Para manutenção das condições de assepsia, o sistema motorizado (*motor drive unit* – MDU) era colocado numa manga esterilizada. O catéter era conectado à MDU, procedendo-se à calibração automática e avançando o mesmo distalmente à estenose. Realizavam-se pequenas injeções para confirmação de bom *flush* da artéria e procedia-se à realização de *pullback* para gravação, utilizando a MDU à velocidade de 20 mm/s, de forma a proporcionar maior qualidade da reconstrução tridimensional.

Durante a gravação foi efectuada a injeção de contraste iodado com recurso ao injector de contraste ACIST® CVI® (fluxo de 4 mL/s; volume máximo de 20 mL; pressão de 400 mmHg), de modo a criar um meio virtualmente livre de sangue. Seguidamente eram realizadas as medições pretendidas, efectuando imediatamente antes uma nova calibração utilizando o botão rotacional *Calibration*. Após a avaliação 2D, procedia-se à reconstrução 3D para efectuar comparação na identificação de placas e resultados da interacção do CB com a superfície endotelial. Todas as imagens de OCT foram gravadas digitalmente para posterior análise dos investigadores. As medições encontram-se descritas no capítulo 5.5.3.

5.5.3. Medições em OCT 2D

A qualidade de imagem dos *runs* obtidos foi avaliada cuidadosamente, excluindo-se as secções em que a qualidade de imagem insuficiente (devido a artefactos de movimento ou a *washout* inadequado) não permitisse o adequado estudo e realização de medições. Para efeitos de caracterização da lesão a tratar com CB, foram utilizados parâmetros previamente descritos na evidência científica. O vaso “normal” foi caracterizado através da presença de 3 camadas parietais, com evidência da túnica íntima, média e adventícia, com espessura intimal $< 250 \mu\text{m}$.⁶⁹ A presença de doença aterosclerótica foi classificada em placas fibróticas, fibrocalcificadas ou lipídicas. A hiperplasia neointimal observada nas RIS foi igualmente tida em consideração.⁷⁰ Os parâmetros para a classificação dos diferentes tipos de tecido encontram-se discriminados na tabela 5.4.

Tabela 5.4: Características da imagem OCT. Adaptado de Prati F, Regar E, Mintz GS, Arbustini E, Di Mario C, Jang I-K, et al. *Expert review document on methodology, terminology, and clinical applications of optical coherence tomography: physical principles, methodology of image acquisition, and clinical application for assessment of coronary arteries and atherosclerosis. European Heart Journal. 2010 Feb 2;31(4):401–15.*

Tecido	Características da imagem OCT
Fibrótico	Homogéneo, elevada reflectividade, baixa atenuação
Calcificado	Bordos definidos, baixa reflectividade, baixa atenuação
Lipídico	Bordos difusos, elevada reflectividade, elevada atenuação
Trombo vermelho	Reflectividade média, elevada atenuação
Trombo branco	Reflectividade média, baixa atenuação

A estenose foi definida como uma lesão com compromisso da área do lúmen de 50% (no mínimo) em comparação com o lúmen de um segmento de referência predefinido, em imagem transversal. As áreas de referência proximal (ARp) e distal (ARd) foram consideradas as zonas com maior lúmen proximalmente ou distalmente a uma estenose (normalmente a 10 mm), ainda no mesmo segmento. No mesmo âmbito, foram registados os diâmetros de referência proximal (DRp) e distal (DRd), medidos no *frame* da ARp e ARd, respectivamente, e resultando da média entre o maior e o menor diâmetro do lúmen. Foram igualmente calculados a área de referência média (ARm, média dos valores de ARp e ARd) e o diâmetro de referência médio (DRm, média dos valores de DRp e DRd, útil na selecção do diâmetro do *device* a aplicar na lesão). A *minimal lumen area* (MLA) consiste na zona de menor área de lúmen ao longo da lesão, sendo a zona de maior gravidade da estenose. Segundo Prati *et al*, o valor de *cut-off* para este parâmetro é semelhante ao definido para a técnica IVUS: lesões com $MLA < 4 \text{ mm}^2$ são consideradas hemodinamicamente significativas.⁷⁰

O diâmetro máximo da lesão (DMáx) foi definido como o maior diâmetro medido entre os limites internos do lúmen ao longo da estenose. O diâmetro mínimo da lesão (DMín) foi definido como o menor diâmetro medido entre os limites internos do lúmen ao longo da estenose. O *lumen eccentricity index* (LEI), ou índice de excentricidade luminal, foi determinado a cada segmento proximal (LEI,p), distal (LEI,d) e na MLA (LEI,MLA), através do cálculo $[(\text{diâmetro mínimo} \times \text{diâmetro máximo}) / \text{diâmetro máximo}]$.⁷⁰

Relativamente às alterações morfológicas causadas pelo CB, estas foram divididas entre cavitações e dissecções. As primeiras caracterizavam-se por entalhes na parede com bordos definidos e continuidade para o lúmen. As segundas definiam-se pela presença de *flap* (figura 5.2).⁶⁹ Todos os valores obtidos foram inseridos no formulário criado para o efeito, sendo gerado um exemplar para cada doente incluído no estudo (Apêndice 1).

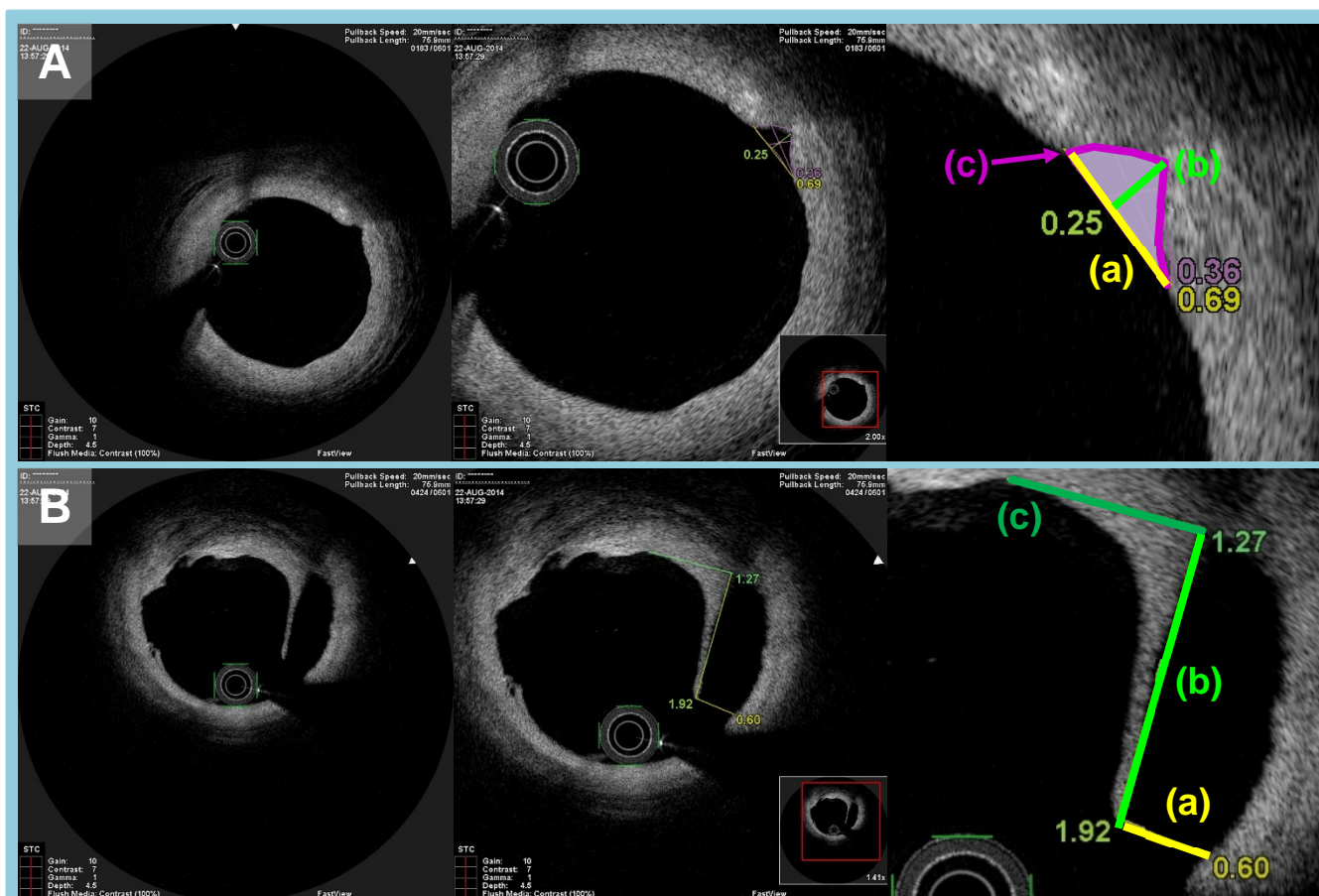


Figura 5.2: Avaliação quantitativa por OCT das alterações morfológicas criadas pelo CB. **A:** esquerda – cavitação às 2 horas; centro: *zoom* da cavitação; direita – medições da cavitação: **(a) abertura** – distância entre os pontos onde os 2 contornos do lúmen se intersectam; **(b) profundidade** – linha projectada através do centro gravitacional do lúmen desde o ponto mais profundo da cavitação até ao segundo contorno do lúmen; **(c) área** – planimetria da área limitada pelos 2 contornos do lúmen. **B:** esquerda – dissecção (*flap*) na metade direita do vaso; centro – *zoom* da dissecção; direita – medições da dissecção: **(a) abertura** – distância desde a ponta do *flap* até ao contorno do lúmen, ao longo de uma linha projectada através do centro gravitacional do mesmo; **(b) comprimento** – distância desde a ponta do *flap* até ao ponto de junção do mesmo com a parede do vaso; **(c) profundidade** – distância desde a superfície luminal até ao ponto de junção com a parede do vaso na base do *flap*. CB = *cutting balloon*, OCT = *optical coherence tomography*. Imagens originais, medições adaptadas de Chamié D, Bezerra HG, Attizzani GF, Yamamoto H, Kanaya T, Stefano GT, et al. *Incidence, Predictors, Morphological Characteristics, and Clinical Outcomes of Stent Edge Dissections Detected by Optical Coherence Tomography*. JACC: Cardiovascular Interventions. 2013 Aug;6(8):800–13.

5.6. Análise estatística

A análise estatística envolveu a utilização de medidas de estatística descritiva (frequências absolutas e relativa, médias e respectivos desvios-padrão) e estatística inferencial. Nesta última, usou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância (α) $\leq 0,05$. Utilizou-se o teste t de *Student*, uma vez que se procedeu à comparação entre dois grupos, sendo a variável dependente do tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias, foram analisados com os testes de *Kolmogorov-Smirnov* e de *Levene*. Quando estes pressupostos não se encontravam satisfeitos, foi feita a sua substituição pelos testes não-paramétricos alternativos, designadamente o teste de *Mann-Whitney*. Nestes casos, para facilidade de interpretação,

apresentou-se nas estatísticas descritivas os valores das médias e não os valores das ordens médias. Para análise da correlação entre as variáveis usou-se o coeficiente de correlação não-paramétrico de *Spearman*, pois as variáveis não têm distribuição normal. A análise estatística foi efectuada com recurso ao *software* SPSS® (*Statistical Package for the Social Sciences*), versão 20.0 para Windows.

5.7. Considerações éticas e legais

O presente estudo obteve aprovação pelo Conselho de Administração e pela Comissão de Ética do Hospital do Espírito Santo de Évora, E.P.E. (Anexo 1). O anonimato dos dados dos doentes foi garantido através da atribuição de um código numérico (ex.: 003) a cada indivíduo. Todos os dados foram inseridos numa base de dados à qual apenas os investigadores tiveram acesso e onde não constavam quaisquer elementos identificativos dos doentes, além do código previamente atribuído.

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

6. Resultados

Os resultados do presente estudo reflectem os efeitos da acção do CB nos diferentes tipos de placa de ateroma e de hiperplasia neointimal tratados. À excepção das dissecções, pelo facto de se ter observado apenas uma antes da aplicação do CB, procedeu-se à comparação de todas as variáveis entre os momentos pré-CB e pós-CB. Os valores de análise são apresentados como média \pm desvio-padrão ($M \pm DP$), sendo igualmente referidos os valores mínimos (Mín.) e máximos (Máx.) observados nas várias medições efectuadas, para melhor compreensão dos resultados obtidos.

6.1. Caracterização da amostra

Dos doze indivíduos inicialmente incluídos no estudo, foram excluídos dois, pelo facto de, apesar de existir indicação para a aquisição de imagens por OFDI, apresentarem critérios que impediam a sua realização. Um dos doentes apresentava valores de creatinina elevados (1,8 mg/dL), o que correspondia a uma *clearance* de 45,56 mL/min, criando-se a necessidade de administrar quantidades muito reduzidas de contraste iodado, pela sua componente nefrotóxica.⁷¹ Deste modo, optou-se por não se efectuar a técnica, uma vez que exigia a administração de contraste aquando do *washout* do vaso estudado. O segundo doente apresentava instabilidade hemodinâmica ao longo de toda a intervenção, pelo que as imagens por OFDI não foram adquiridas tendo em consideração a relação risco/benefício. A amostra contemplou 10 indivíduos, com idade média de $70,70 \pm 8,28$ anos, peso médio de $70,50 \pm 13,41$ anos e altura média de $162 \pm 7,00$ cm.

60% dos indivíduos eram do sexo feminino. Todos os indivíduos eram de raça caucasiana e apresentavam HTA como FRC. Apenas 30% dos indivíduos apresentava dislipidemia, DM ou antecedentes de tabagismo e 10% apresentava antecedentes de doença arterial coronária (DAC) (tabela 6.1). 60% dos indivíduos cujas lesões foram tratadas com CB possuíam placas fibrocalcificadas, 10% placas lipídicas e 30% apresentavam RIS (figura 6.1) (tabela 6.2).

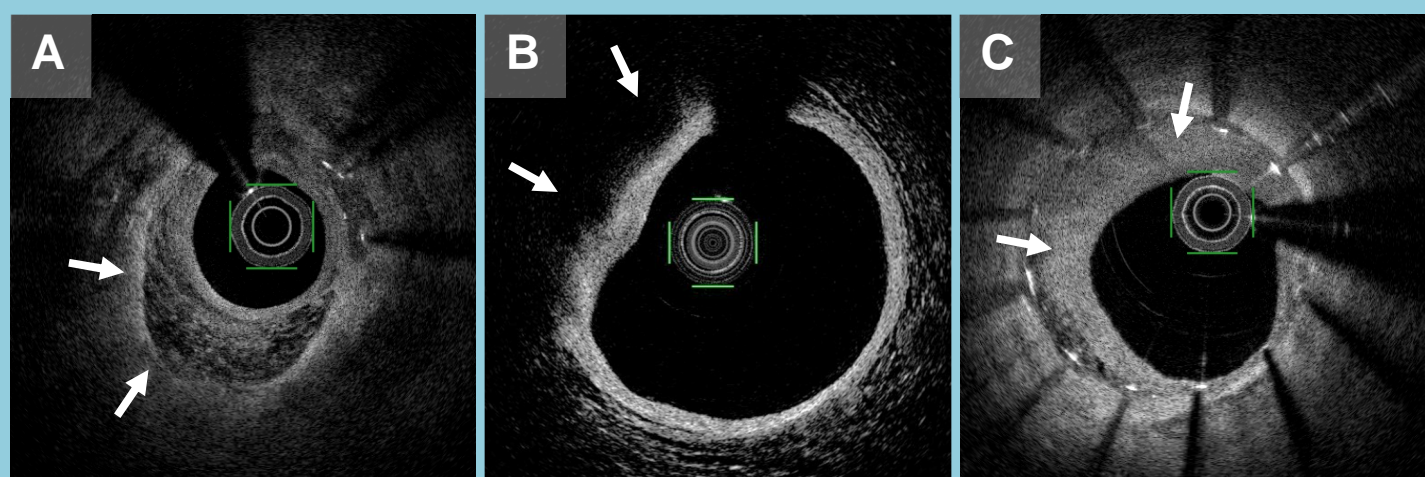


Figura 6.1: Tipos de tecido observados (setas brancas). A – placa fibrocalcificada; B – placa lipídica; C – hiperplasia neointimal.

Tabela 6.1: Caracterização dos indivíduos por idade, peso, altura, raça, sexo e factores de risco cardiovasculares (FRC).

Caracterização demográfica	
Idade (anos)	71 (56 – 83)
Peso (kg)	70,50 (40 – 88)
Altura (cm)	162 (150 – 170)
Raça Caucasiana	10 (100%)
Sexo Masculino	4 (40%)
FRC	
HTA	10 (100%)
Dislipidemia	3 (30%)
DM	3 (30%)
Antecedentes de tabagismo	3 (30%)
Antecedentes de DAC	1 (10%)

Valores definidos como n (%) ou média (mínimo – máximo).

Tabela 6.2: Caracterização dos indivíduos por tipo de lesão tratada.

	n (%)
Placa fibrocalcificada	6 (60%)
Placa lipídica	1 (10%)
Hiperplasia neointimal	3 (30%)

6.2. Caracterização das lesões

Antes da insuflação do CB, observa-se que o DRm para escolha do *device* a implantar, calculado através da média entre os DRp e DRd, é de $3,21 \pm 0,76$ mm, aumentando após a aplicação do CB ($3,33 \pm 0,62$ mm), embora a diferença não seja estatisticamente significativa ($t(16) = -0,354$, $p = 0,728$). Observa-se a mesma tendência no DRp (de $3,21 \pm 0,70$ mm para $3,41 \pm 0,66$ mm) e no DRd (de $3,14 \pm 0,89$ mm para $3,25 \pm 0,72$ mm), não sendo os aumentos estatisticamente significativos (DRp: $Z = -0,655$, $p = 0,513$; DRd: $Z = -0,889$, $p = 0,374$) (tabela 6.3). A nível das áreas de referência, a aplicação do CB provoca igualmente um aumento nos seus valores, em consequência do aumento dos diâmetros: a ARm, calculada a partir da média dos valores ARp e ARd, aumenta no pós-CB (de $8,58 \pm 4,35$ mm² no pré-CB para

9,07±3,52 mm² no pós-CB); contudo, a diferença não é estatisticamente significativa (Z=-0,889, p=0,374). A ARp e a ARd apresentam a mesma tendência de aumento, embora não seja estatisticamente significativa – ARp: de 8,47±4,06 mm² no pré-CB para 9,49±3,68mm² no pós-CB (Z=-0,654, p=0,513); ARd: 8,30±4,99 mm² no pré-CB para 8,65±4,17 mm² (Z=-0,889, p=0,374) (tabela 6.3).

Tabela 6.3: Caracterização das lesões tratadas, através da medição dos DR, AR, MLA, LEI e Vol_L, antes e após a aplicação de CB.

	Pré-CB				Pós-CB				Sig.
	Mín.	Máx.	M	DP	Mín.	Máx.	M	DP	
DRp (mm)	2,60	4,54	3,21	0,70	2,69	4,41	3,41	0,66	0,513
DRd (mm)	2,24	4,91	3,14	0,89	2,63	4,84	3,25	0,72	0,374
DRm (mm)	2,54	4,73	3,21	0,76	2,73	4,50	3,33	0,62	0,728
ARp (mm ²)	5,30	16,20	8,47	4,06	5,70	15,30	9,49	3,68	0,513
ARd (mm ²)	3,90	18,90	8,30	4,99	5,40	18,40	8,65	4,17	0,374
ARm (mm ²)	5,15	17,55	8,58	4,35	5,85	15,95	9,07	3,52	0,374
MLA (mm ²)	0,60	3,90	2,10	1,20	2,10	8,50	4,31	2,14	0,014*
DMáx (mm)	2,25	4,89	3,15	0,77	2,60	4,46	3,52	0,65	0,269
DMín (mm)	0,84	2,01	1,35	0,38	1,20	3,03	1,92	0,50	0,014*
LEI,p	0,06	0,37	0,17	0,10	0,06	0,45	0,16	0,12	0,653
LEI,d	0,04	0,26	0,11	0,06	0,04	0,20	0,10	0,05	0,558
LEI,MLA	0,02	0,61	0,21	0,16	0,16	0,28	0,28	0,12	0,152
Vol _L (mm ³)	56,40	301,80	135,88	77,96	44,90	348,20	161,10	100,54	0,564

* $p \leq 0,05$

DRp – diâmetro de referência proximal; DRd – diâmetro de referência distal; DRm – diâmetro de referência médio; ARp – área de referência proximal; ARd – área de referência distal; ARm – área de referência média; MLA – minimal lumen area; DMáx – diâmetro máximo da lesão; DMín – diâmetro mínimo da lesão; LEI,p – lumen eccentricity index proximal; LEI,d – lumen eccentricity index distal; LEI,MLA – lumen eccentricity index na minimal lumen area; Vol_L – volume de lúmen

A MLA, parâmetro utilizado na avaliação do grau de estenose por OCT, é em média quatro vezes inferior à ARm antes da utilização do CB, diferença que se reduz para metade no pós-CB. A MLA é significativamente superior após a aplicação de CB, tendo aumentado de 2,10±1,20 mm² (pré-CB) para 4,31±2,14 mm² (pós-CB) (t(17)=-2,723, p=0,014) (figura 6.2) (tabela 6.3).

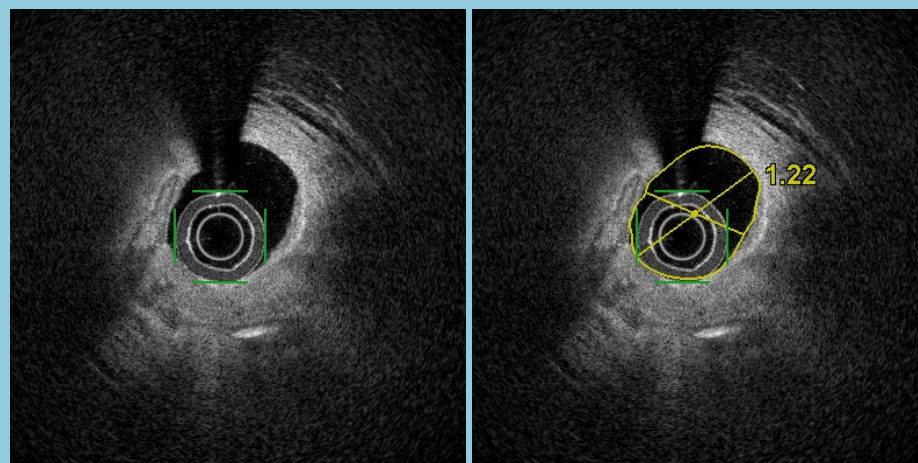


Figura 6.2: Medição da MLA em lesão hemodinamicamente significativa, possuindo $1,20 \text{ mm}^2$.

Da mesma forma, o $DM_{\text{mín}}$ da lesão é significativamente maior após a utilização de CB, aumentando de $1,35 \pm 0,38 \text{ mm}$ (pré-CB) para $1,92 \pm 0,50 \text{ mm}$ (pós-CB) ($t(17) = -2,745$, $p = 0,014$). O $DM_{\text{máx}}$ também aumenta no pós-CB (de $3,15 \pm 0,77 \text{ mm}$ pré-CB para $3,52 \pm 0,65 \text{ mm}$ pós-CB), embora a diferença não seja estatisticamente significativa ($t(17) = -1,142$, $p = 0,269$). Tanto o LEI_p (de $0,17 \pm 0,10$ pré-CB para $0,16 \pm 0,12$ pós-CB) como o LEI_d (de $0,11 \pm 0,06$ pré-CB para $0,10 \pm 0,05$ pós-CB) diminuem após a aplicação de CB. Contudo, a diferença não é estatisticamente significativa (LEI_p : $Z = -0,450$, $p = 0,653$; LEI_d : $Z = -0,585$, $p = 0,558$). Em oposição, o LEI_{MLA} aumenta pós-CB, embora o aumento não seja estatisticamente significativo (pré-CB: $0,21 \pm 0,16$; pós-CB: $0,28 \pm 0,12$; $Z = -1,431$, $p = 0,152$). As alterações no Vol_L acompanham o aumento observado nos diâmetros e áreas após a utilização de CB. O aumento do Vol_L não é estatisticamente significativo, apesar de bastante acentuado – de $135,88 \pm 77,96 \text{ mm}^3$ (pré-CB) para $161,10 \pm 100,54 \text{ mm}^3$ (pós-CB) ($t(16) = -0,589$, $p = 0,564$) (figura 6.3) (tabela 6.3).

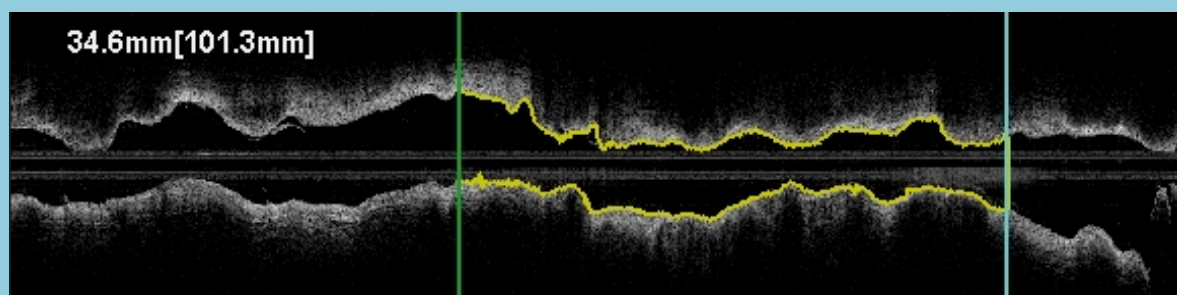


Figura 6.3: Medição do Vol_L , com definição dos contornos da zona estudada.

6.3. Alterações morfológicas

Nos 10 indivíduos analisados, observou-se a presença de apenas uma dissecção pré-CB, existindo um aumento significativo no número de dissecções com a aplicação do CB: $1,90 \pm 0,32$ pós-CB ($Z=-2,743$, $p=0,006$) (tabela 7). Apesar de se observar, nas lesões tratadas, a presença de cavitações antes da utilização de CB ($0,40 \pm 0,69$), existe um aumento significativo pós-CB: $3,80 \pm 3,36$ ($Z=-3,353$, $p=0,001$) (figura 6.4) (tabela 6.4).

Tabela 6.4: Número de dissecções e cavitações observadas por OCT antes e após a aplicação do CB.

	Pré-CB			Pós-CB			Sig.
	n	M	DP	n	M	DP	
N.º dissecções	1	0,10	0,31	19	1,90	2,13	0,006**
N.º cavitações	4	0,40	0,69	38	3,80	3,36	0,001***

** $p \leq 0,01$; *** $p \leq 0,001$

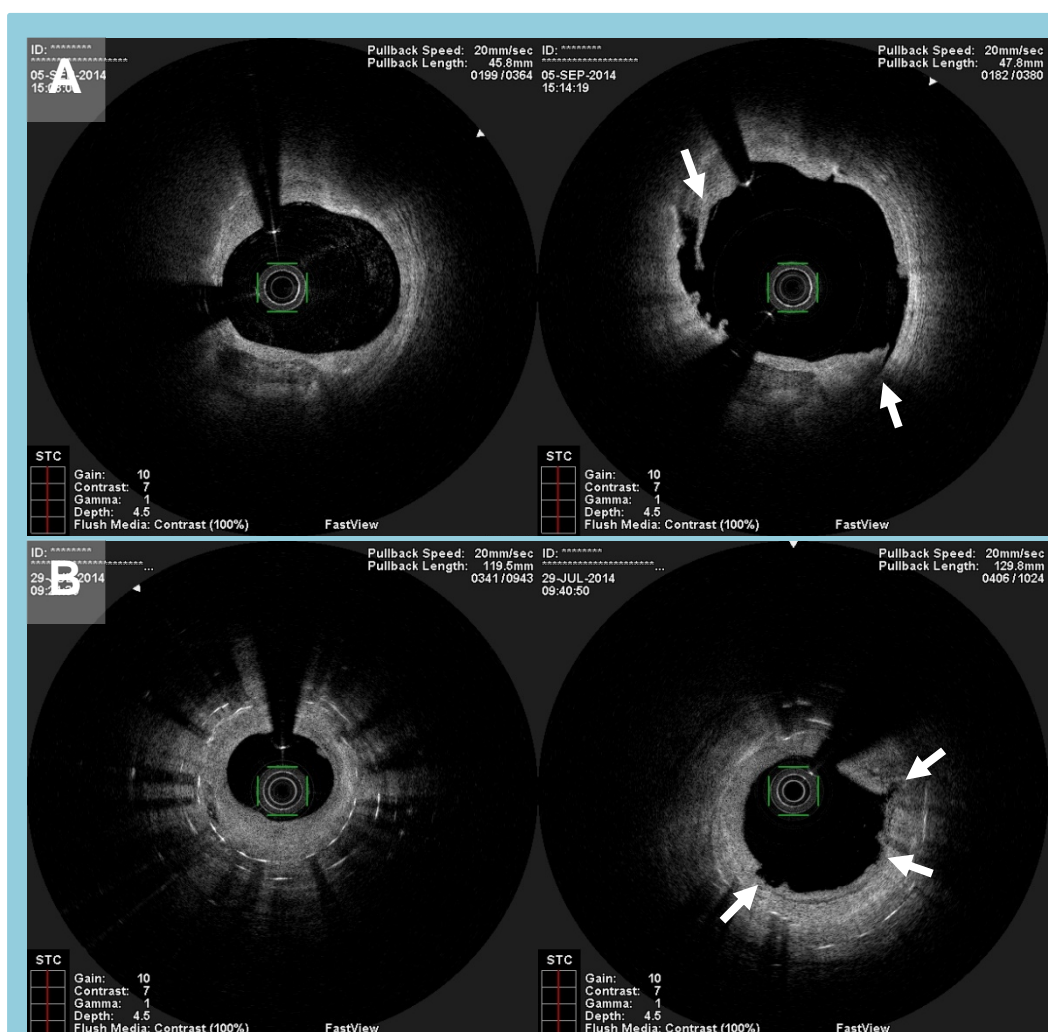


Figura 6.4: Diferenças observadas após a aplicação de CB. **A** – à esquerda, lesão fibrocalcificada, sem evidência de cavitações ou dissecções; à direita, a mesma zona da lesão após aplicação de CB, observando-se duas dissecções (setas brancas). **B** – à esquerda, RIS, em zona de *overlap*, sem evidência de cavitações ou dissecções; à direita, a mesma zona da lesão após aplicação de CB, observando-se três cavitações (setas brancas).

Verificou-se também que a utilização de CB provocou um número de cavitações superior ao de dissecções, embora a diferença não seja estatisticamente significativa ($Z=-1,577$, $p=0,115$) (tabela 6.5).

Tabela 6.5: Comparação do número médio de dissecções e de cavitações após a aplicação do CB.

Dissecções pós-CB		Cavitações pós-CB		Sig.
M	DP	M	DP	
1,90	2,13	3,80	3,36	0,115

6.3.1. Dissecções

Devido ao facto de se registar apenas uma dissecção pré-CB (abertura de 0,45 mm, profundidade de 0,81 mm e comprimento de 1,08 mm), não foi possível proceder à comparação das suas dimensões com as dimensões das dissecções pós-CB. Ainda assim, após a aplicação do CB, as dissecções provocadas possuíam abertura de $0,32\pm 0,16$ mm, profundidade de $0,83\pm 0,46$ mm e comprimento de *flap* de $1,54\pm 0,78$ mm (figura 6.5). Percebeu-se também que 78,9% das dissecções provocadas pela utilização de CB apresentavam significado hemodinâmico (abertura > 0,20 mm).

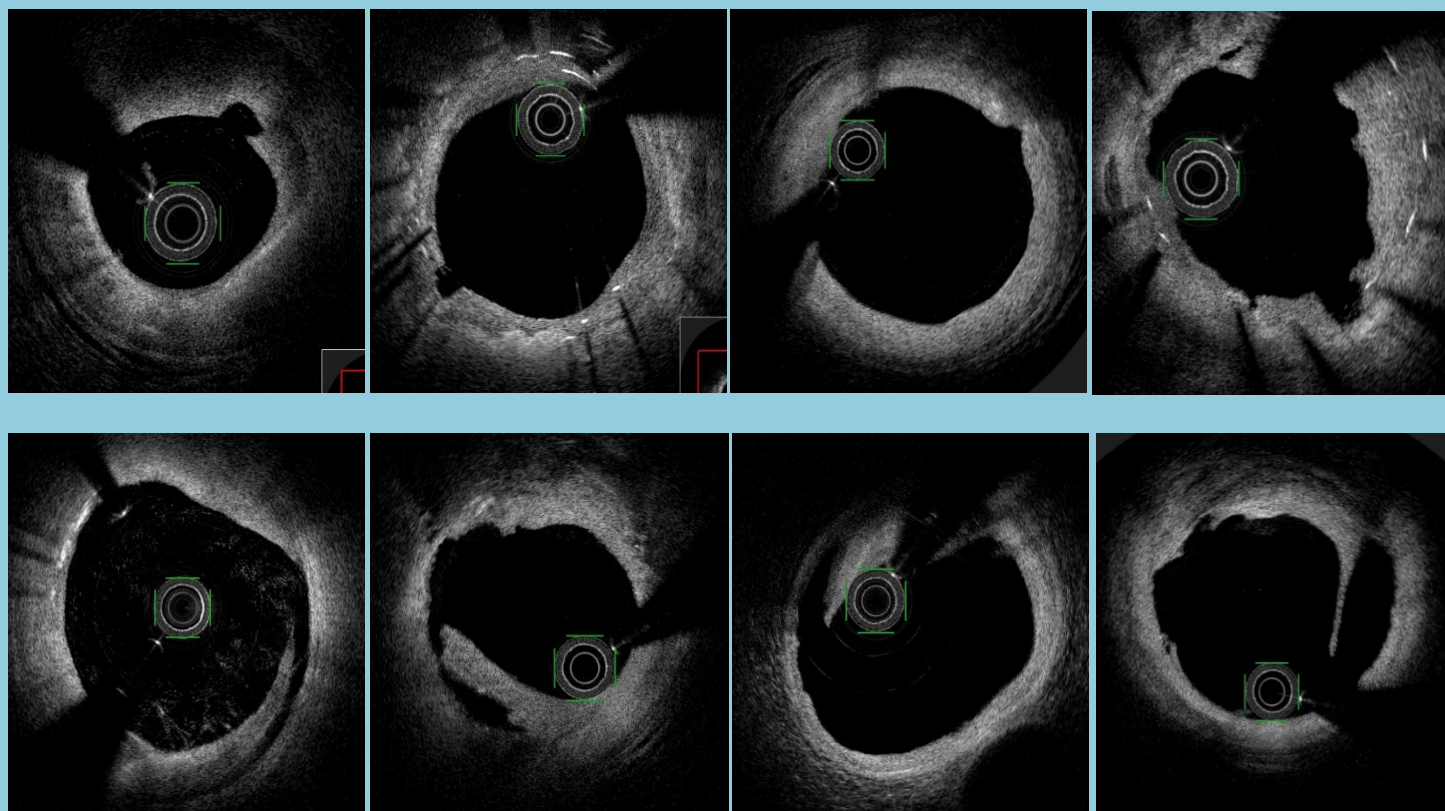


Figura 6.5: Exemplos de alterações morfológicas observadas após a aplicação de CB. **Em cima:** cavitações. **Em baixo:** dissecções.

6.3.2. Cavitações

Observou-se que as cavitações criadas pela utilização de CB têm dimensões superiores às cavitações preexistentes nas lesões tratadas, embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas. Antes da aplicação do CB, as cavitações registadas possuíam abertura de $0,35 \pm 0,14$ mm; as cavitações observadas no pós-CB possuíam abertura de $0,51 \pm 0,23$ mm ($Z = -1,443$, $p = 0,149$). A profundidade das cavitações pré-CB foi de $0,27 \pm 0,21$ mm, sendo superior nas cavitações pós-CB, com $0,29 \pm 0,12$ mm ($Z = -0,858$, $p = 0,391$). Em relação à área das cavitações, antes da aplicação do CB observou-se um valor médio de $0,10 \pm 0,13$ mm², enquanto que, nas cavitações pós-CB, a sua área média foi de $0,13 \pm 0,11$ mm² ($Z = -1,114$, $p = 0,265$) (figura 6.5).

6.3.3. Lumen eccentricity index

Através da análise do coeficiente de correlação não-paramétrico de *Spearman*, observou-se a existência de uma correlação negativa moderada (ró de *Spearman* = $-0,571$) entre o LEI_{MLA} pré-CB e a MLA pós-CB, apesar de não ser estatisticamente significativa ($p = 0,054$) (tabela 6.6).

Tabela 6.6: Correlação entre o LEI na MLA antes da aplicação de CB e a MLA após aplicação de CB.

	MLA pós-CB	Sig.
LEI _{MLA} pré-CB	$\rho = -0,571^*$	0,054

*Valor definido como ró de *Spearman*.

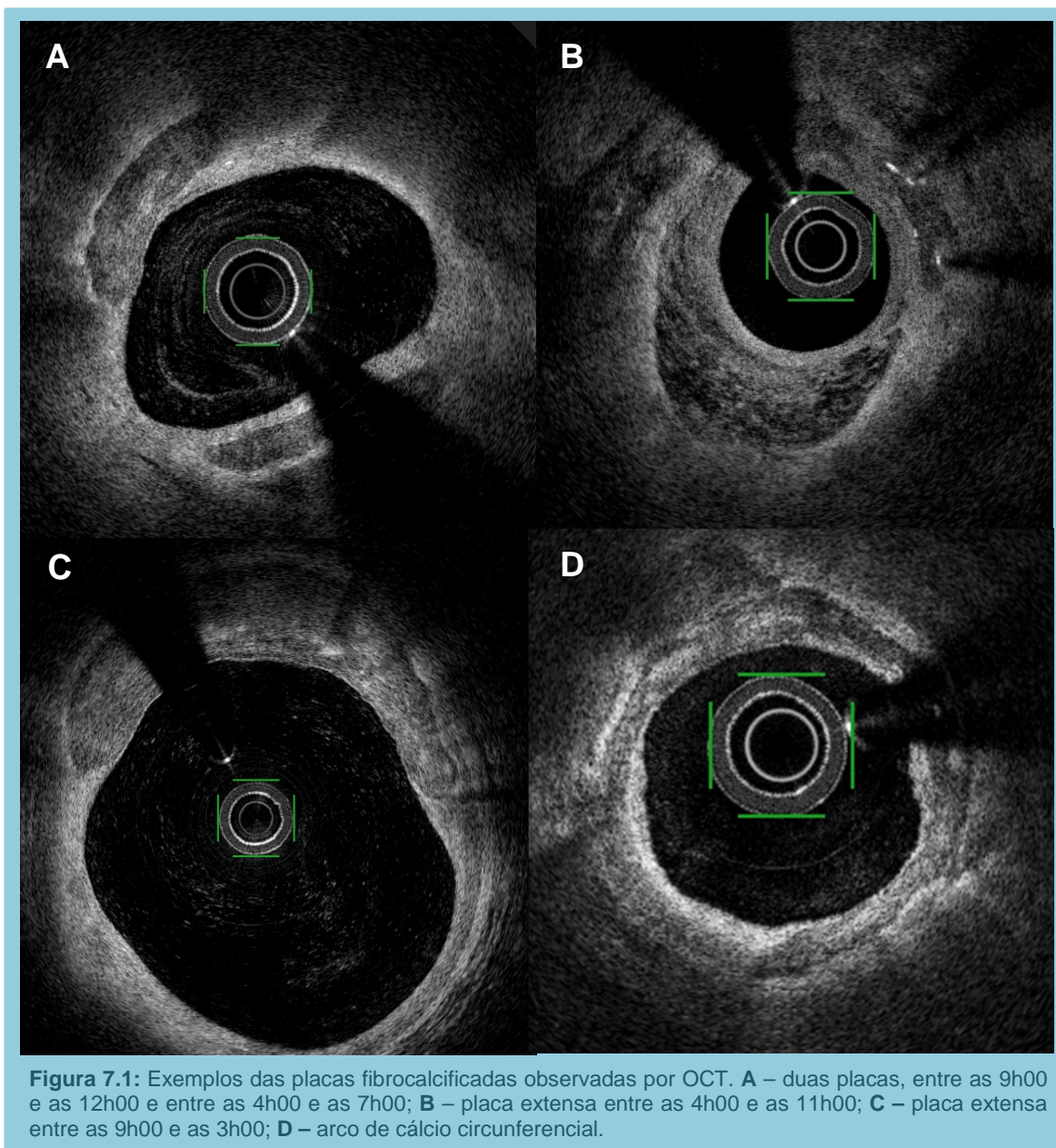
LEI_{MLA} – lumen eccentricity index na minimal lumen area; MLA – minimal lumen area

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

7. Discussão de resultados

7.1. Caracterização das lesões e achados morfológicos

Da totalidade de doentes incluídos no estudo, a maioria (60%) apresentava placas fibrocalcificadas (figura 7.1). Aproximadamente 20% das lesões coronárias são calcificadas e normalmente localizam-se num estadio mais avançado da doença.⁷²



Estudos histopatológicos sugerem que a ruptura de placas e a trombose subsequente são o mecanismo major dos SCA. A composição das placas é um dos factores mais relevantes nesta entidade.⁷³ As lesões de aterosclerose passíveis de detecção mais precoce são as estrias lipídicas, que podem surgir na primeira década de vida. Após a segunda década, as placas ateroscleróticas apresentam-se sob a forma de “C”, separadas do lúmen por uma

cápsula fibrosa.⁷⁴ Sabe-se que lesões com maior *core* lipídico possuem maior potencial de ruptura,⁷³ ao passo que as placas estáveis são tendencialmente mais calcificadas. As intervenções efectuadas com vista à promoção da estabilização das placas, como a administração de estatinas, podem aumentar a calcificação e reduzir os *core* lipídicos.⁷⁵ A presença de cálcio nas artérias coronárias indica a existência de placa aterosclerótica e possui relação com a carga total de placa. Estudos indicam a presença de fraca relação entre a calcificação das lesões e os FRC convencionais.⁷² A deposição de cálcio ocorre maioritariamente nos segmentos proximais das artérias coronárias; calcificações nos segmentos distais sem envolvimento dos proximais são raras. Existe uma relação directa entre a extensão da calcificação coronária e a gravidade da doença aterosclerótica, estando as placas mais obstrutivas significativamente mais associadas à presença de cálcio.⁷⁴ Estenoses graves, com elevada carga de placas ou pequena área luminal, estão associadas a MACE. Estes são predizíveis através dos FRC convencionais ou através de técnicas de imagem invasivas.⁷⁶ De forma a compreender os factores envolvidos na progressão desta entidade é útil proceder à medição do *score* de cálcio de base (SCB) através de tomografia computadorizada. Indivíduos com valores de SCB mais elevados apresentam DAC significativa.^{76,77} A calcificação marcada das artérias coronárias é um factor de dificuldade acrescida no seu tratamento. Associadas a esta entidade estão a expansão incompleta do *stent* e a má aposição dos *struts*, aumentando o risco de trombose subaguda e de RIS.⁷⁸ Uma das técnicas indicadas na preparação destas lesões é a atrectomia rotacional. No entanto, não é adequada a todos os doentes; esta técnica não é recomendada em indivíduos com fracção de ejeção do ventrículo esquerdo reduzida, com trombo ou dissecção visíveis ou com apenas um vaso viável, em que a embolização distal tenha efeitos deletérios. Uma alternativa seria a pré-dilatação com balão não *compliant*, que evita a expansão do mesmo para as zonas em que a placa oferece menor resistência (isto é, as zonas sem calcificação). No entanto, e como referido no enquadramento teórico do presente estudo, a utilização de balões convencionais apresenta resultados inferiores à utilização de CB. A criação de incisões que se propagam com a insuflação do balão a baixas pressões permitem a aquisição de melhor expansão do lúmen. A utilização de CB em lesões calcificadas está associada a maior redução da carga de placa e a maior ganho de lúmen.⁷⁹

Do total de doentes incluídos no estudo, 30% apresentavam RIS e, portanto, hiperplasia neointimal (figura 7.2). Sabe-se que a implantação de *stents* provoca estiramento do vaso e lesões profundas, dando início a um processo caracterizado por adesão plaquetária, proliferação e migração de CML, que resulta em hiperplasia. Existe uma relação directa entre o grau de lesão provocado após a implantação de BMS e o grau de hiperplasia observado. No entanto, os doentes referidos possuíam história de angioplastia com recurso a DES, que libertam fármacos antiproliferativos, na sua maioria análogos da rapamicina, que reduzem a

taxa de RIS. Os DES de segunda geração, com *zotarolimus* e *everolimus*, demonstram maior eficácia.⁸⁰ Ainda assim, este efeito benéfico pode encontrar-se diminuído caso o DES, na sua implantação, fique demasiado ou insuficientemente expandido.⁸¹

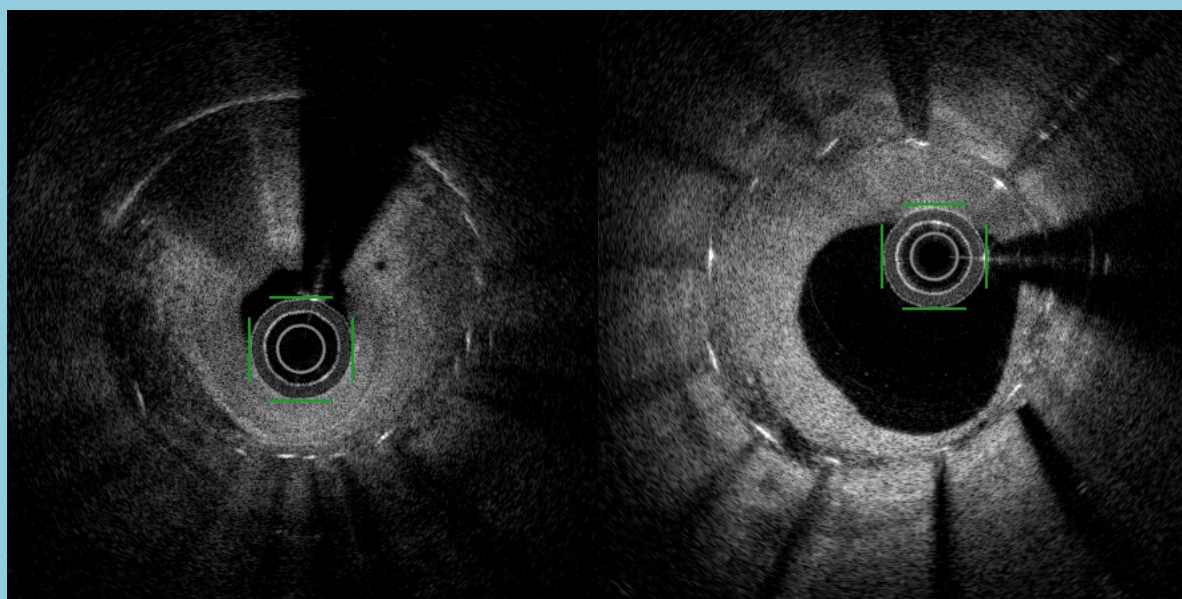


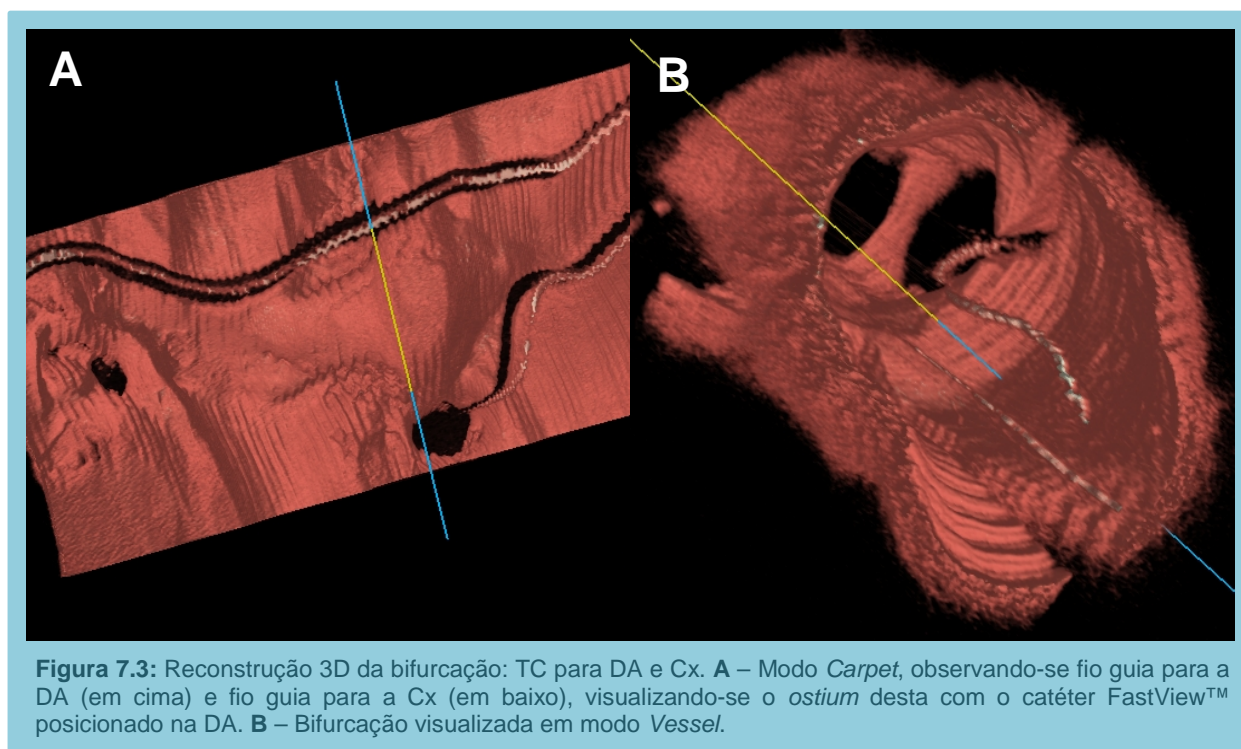
Figura 7.2: Exemplos de RIS observados.

O CB é um instrumento adequado para a criação de linhas de fissura no tecido neointimal, favorecendo a sua subsequente extrusão para além das malhas do *stent*.⁸² A sua utilização no tratamento da RIS assenta no pressuposto de que o CB não se desloca durante a sua insuflação, devido ao efeito de estabilização criado pelos aterotomas. A hiperplasia neointimal contribui para um aumento do *hoop stress*, que requer a utilização de um balão adequado para a dilatação da lesão, sendo que o CB é aquele que permite um maior aumento do lúmen.¹³ O OCT apresenta uma adequada capacidade de visualização da RIS, definindo-se esta pela presença de tecido sobre os *struts* do *stent*, com baixa ou elevada intensidade de sinal.⁸³ Estudos comparativos de OCT e IVUS demonstram que os *struts* de dois terços dos DES com *sirolimus* estão cobertos por neointima fina, com espessura < 100 μm , valor além da capacidade de resolução do IVUS. O OCT demonstra-se assim útil no seguimento de doentes após a implantação de DES.⁸⁰ Segundo Secco *et al*, a utilização de OCT concomitante à aplicação de CB apresenta vantagens. O OCT poderá vir a ser utilizado como guia para a selecção do tamanho de um eventual segundo CB em casos de RIS, por forma a melhorar o diâmetro obtido quando os resultados são insatisfatórios, estando a escolha dependente da distância entre as fissuras criadas pelos aterotomas e entre os *struts* do *stent*. Esta ocorrência poderá proporcionar uma melhor expansão do *device* aplicado posteriormente. A utilização de OCT para guiar a intervenção evita a sobrecarga de contraste quando o resultado angiográfico é insatisfatório. As medições por OCT apresentam-se

também como as mais próximas das medições histológicas, devido à sua resolução superior e melhor capacidade de delinear a interface neoíntima-lúmen.¹³

Do total da amostra recolhida, apenas um doente foi intervencionado por eventual lesão de bifurcação (figura 7.3). Por esse facto, não foi possível retirar conclusões com fidedignidade, impedindo a sua extrapolação para a generalidade dos casos. No entanto, importa analisar os dados disponíveis, uma vez que possuem significado prático-científico.

Após avaliação angiográfica, a lesão foi considerada como eventual lesão do TC, envolvendo as artérias coronárias descendente anterior (DA) e circunflexa (Cx). Uma vez que a revascularização de SB com diâmetro < 1,5 mm não apresenta benefícios e o tratamento de lesões em bifurcações acarreta mais complicações, é aconselhável realizar um estudo adequado do vaso.^{31,32,34-39} Segundo Gonzalo *et al*, as lesões de bifurcação estão associadas a maior incidência de *thin cap fibroatheromas* (TCFA) e de *core* necróticos, principalmente no segmento proximal do SB, tornando-as mais vulneráveis a ruptura e trombose.^{84,85} Estudos que envolveram doentes com enfarte agudo do miocárdio demonstraram que existe uma distribuição homogênea de TCFA na Cx, visualizada por OCT.⁸⁴



Estando a utilização de OCT aconselhada no estudo de lesões de bifurcação que envolvam o TC,⁸⁵ a lesão em causa foi analisada através desta técnica, observando-se o não envolvimento do *ostium* da Cx (classificação Medina 0,1,0). Este apresentava-se como sendo um caso particular, uma vez que a Cx é considerada um SB major.⁸⁵ A preparação da lesão com recurso a CB justificou-se pelo facto de a sua utilização ter associadas menores taxas de *plaque shift*,⁵ não comprometendo o *ostium* da Cx. Adicionalmente, optou-se pela implantação

de um *stent BLOSS® LIM* (Balton Sp., Varsóvia, Polónia), em que a zona central “*strut free*” ficou posicionada no *ostium* da Cx, permitindo um fluxo sanguíneo sem obstáculos proporcionado pela ausência de *struts* nessa zona.

As lesões de bifurcação estão associadas a maiores taxas de complicações durante a ICP, em parte devido a limitações da angiografia na avaliação da gravidade da lesão no SB.⁸⁶ Assim sendo, é essencial a correcta caracterização das lesões de bifurcação através de OCT na sua avaliação e tratamento.⁸⁷ A análise de lesões de bifurcação por OCT 2D permite avaliar o estado do SB, a que se adicionam as capacidades de visualização detalhada que a reconstrução 3D possui.^{20-24,46} Após a intervenção, o OCT revela-se útil na avaliação de segmentos do *stent* sobrepostos ao nível do *ostium* do SB.⁸⁵ A avaliação dos SB através de *pullbacks* de OCT no MB torna mais célere a avaliação da lesão, minimizando o volume de contraste administrado.⁸⁶ O recurso a OCT tem, neste caso, como principal objectivos a escolha dos tamanhos adequados de *stents*, na avaliação do significado da lesão quando os resultados de FFR são de difícil interpretação e enquanto guia da intervenção.⁸⁵ Ainda que o resultado angiográfico da intervenção seja satisfatório, a avaliação do padrão de *jailing* do SB provocado pelo *stent* do MB é importante. No entanto, é difícil compreender a extensão do *jailing* do SB recorrendo apenas a OCT 2D, aspecto em que a reconstrução tridimensional se revela útil.⁸⁸ A confirmação por OCT 3D do recruzamento da guia para o *jailed* SB é exequível durante a angioplastia e pode ajudar a alcançar o *rewiring* distal e o posicionamento adequado do *stent* em relação ao *ostium* do SB.⁸⁹ O *recrossing* distal é conseguido através de *pullback rewiring*, avançando o fio guia (com a ponta distal dobrada) até ao MB distal e puxando-o em seguida, ao mesmo tempo que é orientado em direcção ao SB. A posição do fio-guia pode ser visualizada por OCT 2D. Na técnica de *crush*, a utilização de OCT é útil também na visualização do fio guia, uma vez que o *rewiring* do SB através de uma célula proximal do *stent* pode aumentar o risco de reestenose do mesmo. O recurso à técnica de OCT durante a técnica de *culotte* também tem por objectivo a confirmação do adequado posicionamento dos fios guia.⁸⁵

O OCT 3D permite ainda a avaliação dos padrões de obstrução do SB através do *stent* do MB.⁸⁸ Adicionalmente, a criação de *software* de OCT próprio para reconstrução de imagens transversais, perpendiculares ao centro do SB, pode reduzir o erro na avaliação da estenose no *ostium* do SB.⁸⁶ O OCT 3D com realce instantâneo de *stent* é outra ferramenta útil na avaliação facilitada de intervenções de lesões de bifurcação.⁹⁰ Estas abordagens experimentais poderão reduzir ainda mais a complexidade na avaliação de lesões de bifurcação.⁸⁶

Apesar de a realização de múltiplas insuflações ser aconselhada quando os resultados são insatisfatórios,^{43,44} nos dois únicos casos em que tal se considerou necessário, o OCT demonstrou não existirem diferenças importantes nos diâmetros atingidos ou alterações

morfológicas provocadas após a segunda insuflação de CB (figura 7.4 e 7.5). Por este motivo, considerou-se que a segunda insuflação não conferia benefícios ao tratamento proposto, não tendo sido aplicada nos restantes casos.

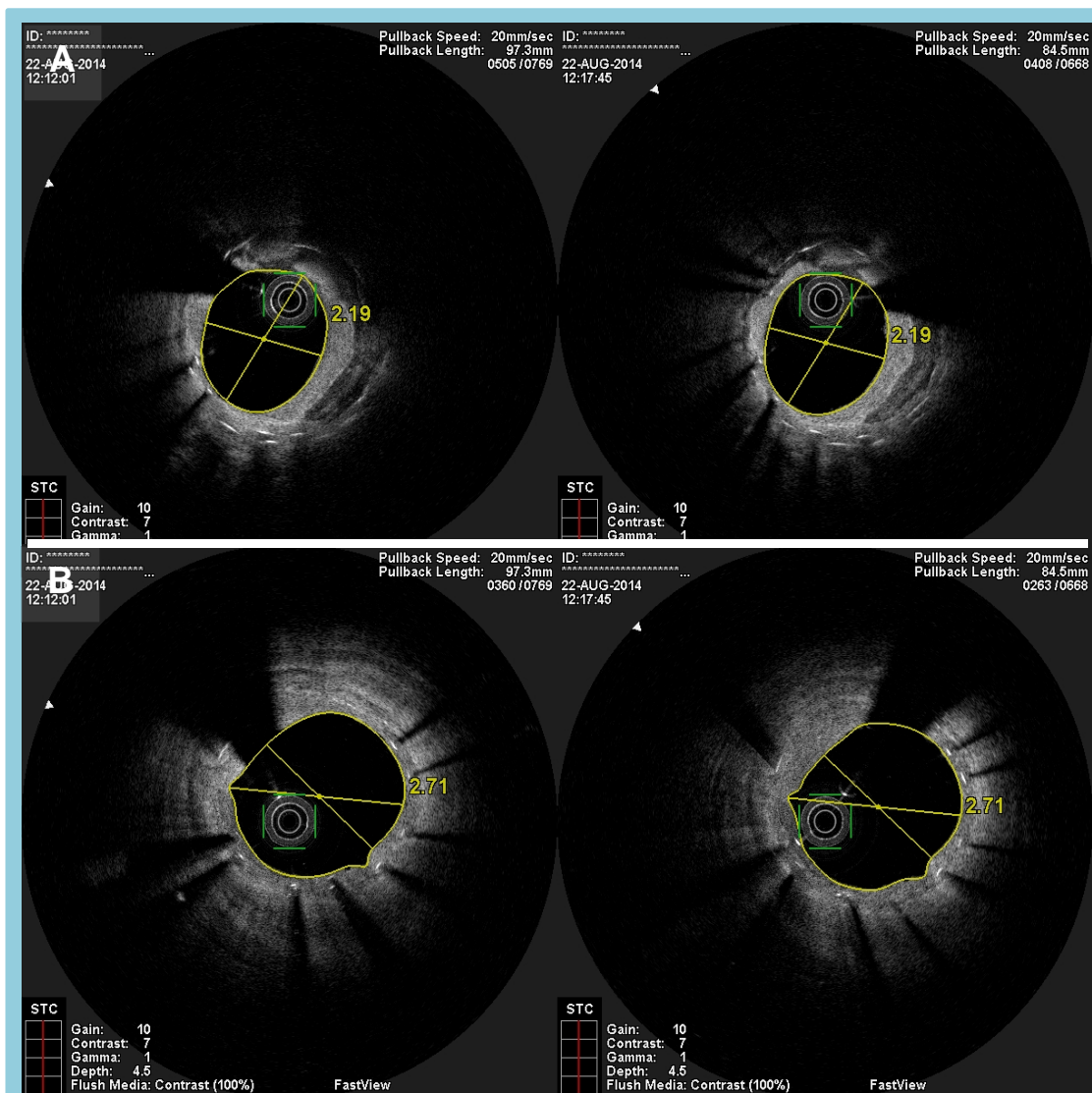


Figura 7.4: Comparação entre a primeira dilatação (esquerda) e segunda dilatação (direita). **A** – diâmetro de referência proximal manteve-se; **B** – diâmetro de referência proximal manteve-se, assim como a conformação das cavitações observadas (5h00 e 9h00).

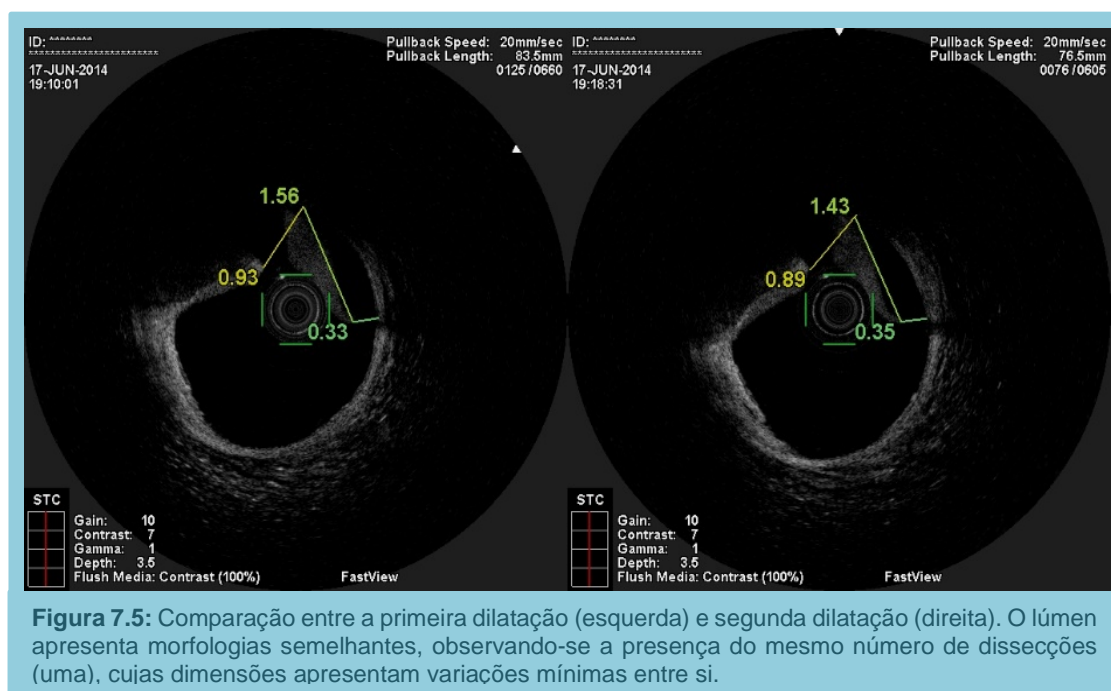


Figura 7.5: Comparação entre a primeira dilatação (esquerda) e segunda dilatação (direita). O lúmen apresenta morfologias semelhantes, observando-se a presença do mesmo número de dissecções (uma), cujas dimensões apresentam variações mínimas entre si.

Num dos casos incluídos no presente estudo, a imagem angiográfica demonstrava deficiente preenchimento na CD proximal e média. Nas imagens obtidas por OCT, observavam-se estruturas compatíveis com trombo organizado *versus* neovascularização (figura 7.6).

No vaso normal, os *vasa vasorum*, com origem em segmentos bifurcantes dos vasos epicárdicos, alimentam as camadas exteriores da parede arterial. A túnica íntima recebe O₂ através do lúmen, por difusão, mas, à medida que a doença aterosclerótica progride e a íntima se torna mais espessa, a difusão de O₂ é comprometida. Consequentemente, os *vasa vasorum* tornam-se na maior fonte de nutrientes para a parede vascular, ocorrendo proliferação para as camadas internas. A neovascularização por *vasa vasorum* na aterosclerose precoce está associada à infiltração celular e à deposição de lípidos, induzindo a progressão da placa.^{91,92} A angiogénese é um factor importante no crescimento e na progressão da aterosclerose,⁹³ doença sistémica que envolve múltiplos FRC. Um dos primeiros elementos a ser afectado durante a génese das lesões ateroscleróticas é o endotélio, que possui um papel fulcral na formação de novos vasos (neovascularização) na doença aterosclerótica avançada.⁹⁴

A neovascularização é o processo de criação de novos vasos sanguíneos mediado por células progenitoras ou endoteliais, induzindo a formação progressiva de canais neovasculares estáveis. A angiogénese é a forma predominante de neovascularização na aterosclerose, sendo mediada por células endoteliais em vénulas pós-capilares, criando novos capilares.⁹¹ Ocorre quando a túnica íntima espessa até aproximadamente 500 µm, apesar de poder ocorrer em valores inferiores,⁹¹ uma vez que o limite para difusão de O₂ e nutrientes ronda os 350 µm.⁹³ Este processo é activado por diferentes factores de

crescimento, como o factor de crescimento vascular endotelial (FCVE) e o factor de crescimento fibroblástico básico (FCFB). O FCVE é um factor angiogénico produzido pelas CML que aumenta a permeabilidade vascular (tal como a angiotensina II),⁹¹ modulando a trombogenicidade. Adicionalmente, a trombina, produzida *in situ*, é retida pela matriz extracelular, permanecendo funcionalmente activa e possuindo a capacidade de promover a activação das CML e das células endoteliais.⁹⁴ A angiogénese facilita a aterosclerose ao libertar lipoproteínas dos neovasos para a túnica íntima. Estes, com origem nos *vasa vasorum*, encontram-se presentes em lesões graves e têm correlação com a infiltração de células inflamatórias e com as dimensões dos *core* lipídicos.^{91,92}

O OCT tem vindo a ser proposto como a técnica de imagem mais adequada para a visualização destas microestruturas, pela sua elevada resolução, fornecendo a possibilidade de estudar a distribuição espacial da neovascularização *in vivo*. Segundo Vorpahl *et al*, os pequenos orifícios negros no interior das placas de atheroma observados por OCT têm boa correlação com dados histológicos (figura 7.7). Sugere-se que, uma vez que a neovascularização a partir dos *vasa vasorum* ocorre a partir da adventícia para a túnica íntima, as placas em que os microvasos sejam observados mais perto do lúmen representem fases mais avançadas de aterosclerose.⁹² As imagens visualizadas por OCT, de camadas pobres em sinal, com bordos definidos e visíveis em múltiplos *frames* sequenciais, abrangem uma série de possíveis diagnósticos, desde fibrina, lípidos e inflamação excessiva, a trombos organizados. O diagnóstico final apenas é possível através de histologia.^{83,95}

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*.
Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

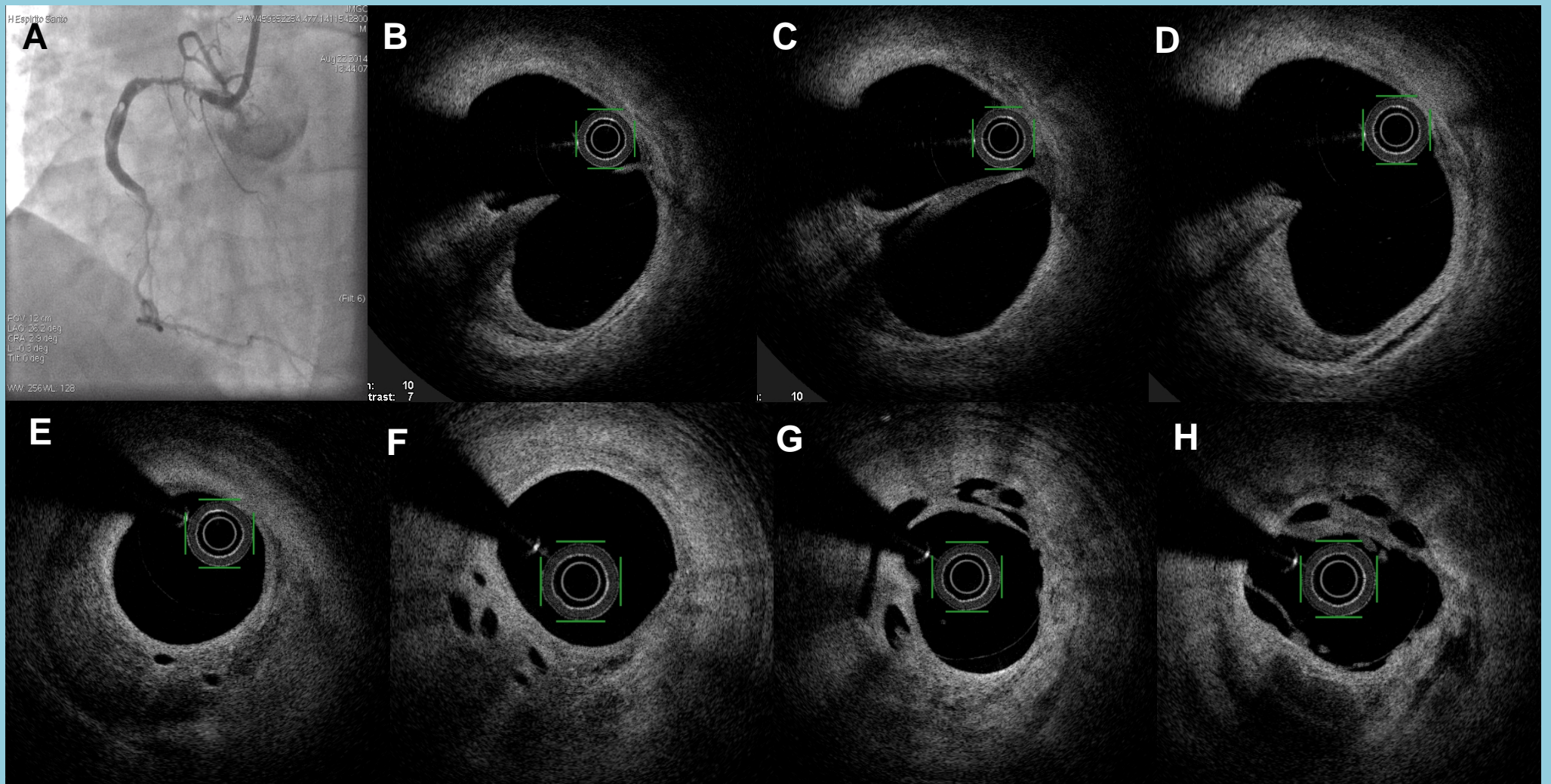


Figura 7.6: A – Imagem angiográfica da CD, observando-se deficiente preenchimento dos segmentos proximal e médio. B, C e D – sequência de formação de estrutura central, criando dois lúmens de menores dimensões que o original; E, F, G e H – presença de múltiplas áreas com baixa intensidade de sinal no interior da parede do vaso ou com intrusão no lúmen.

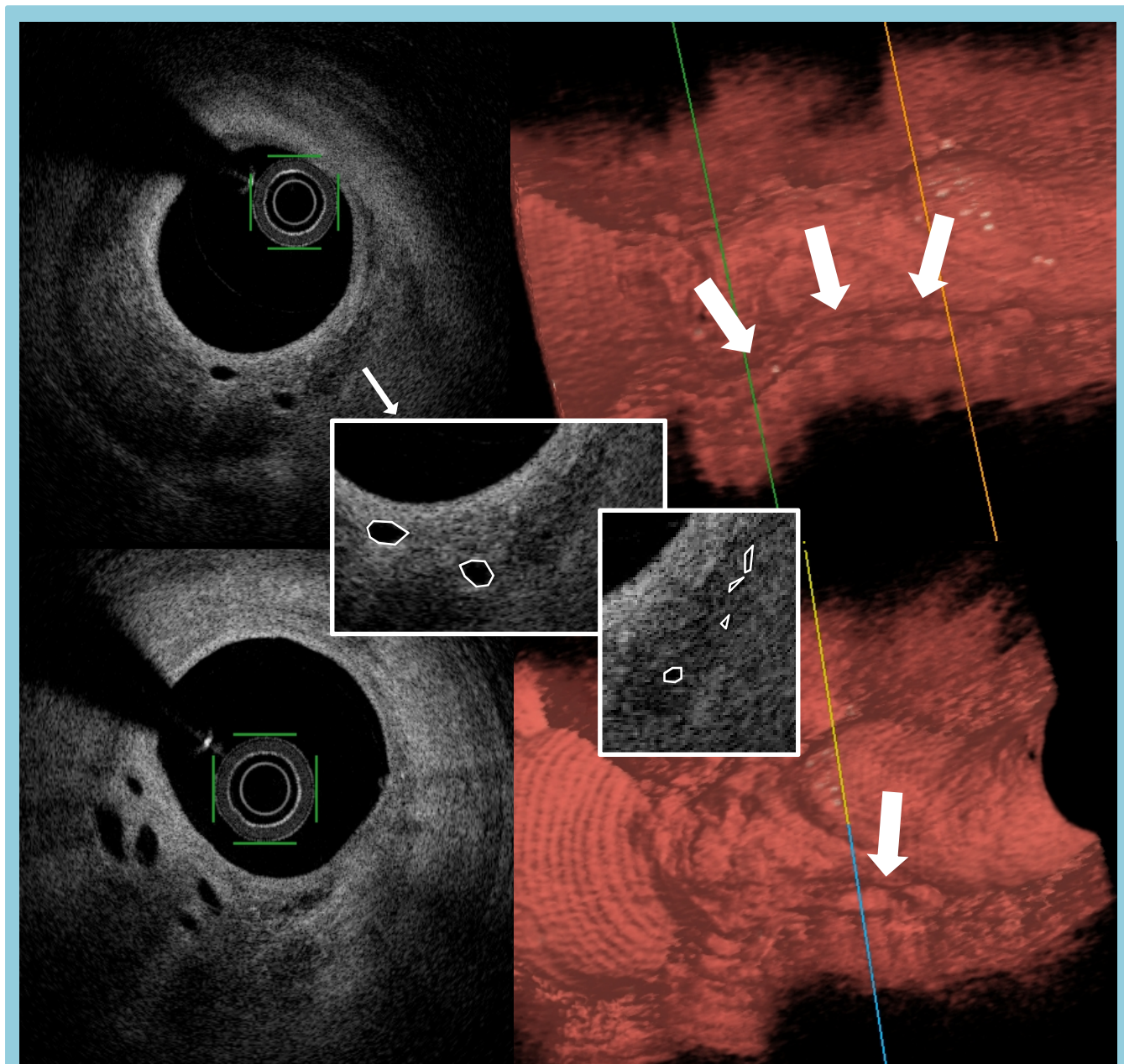


Figura 7.7: Exemplos da possível neovascularização visualizada. Observam-se áreas elípticas, de dimensões reduzidas, com baixa intensidade de sinal, com aspecto escuro semelhante ao lúmen, bordos bem definidos e visualizadas em *frames* sequenciais. Nas imagens 3D, é possível definir a continuidade destas estruturas. Inclusivamente, suportando a hipótese de que tratam de novos microvasos com origem nos *vasa vasorum*, observa-se que, na imagem 3D do canto superior direito, o pequeno vaso formado (setas brancas) tem continuidade (proximalmente, zona marcada pelo traço verde) para o exterior do lúmen arterial. Esta estrutura, medida em imagem longitudinal, possuía 2,7 mm de comprimento.

A recanalização de trombos organizados visualizada por OCT já foi anteriormente descrita. As imagens caracterizam-se pela presença de septos com intensidade de sinal elevada e com elevado *backscattering*, que dividem o lúmen em múltiplas cavidades de pequenas dimensões (aparência “queijo suíço”), com comunicação entre si (figura 7.8). Estudos histopatológicos indicam que trombos antigos tendem a organizar-se ou a recanalizar de forma a criar alguns lúmens de grandes dimensões (figura 7.9) ou muitos lúmens diminutos. A neovascularização nestes casos ocorre através de canais vasculares de vários tamanhos no interior do trombo, estabilizados por uma quantidade reduzida de tecido conjuntivo.^{96,97} Outra hipótese para as imagens observadas é a criação de canais subintimais após as várias tentativas de passagem da CTO com o fio guia.¹²

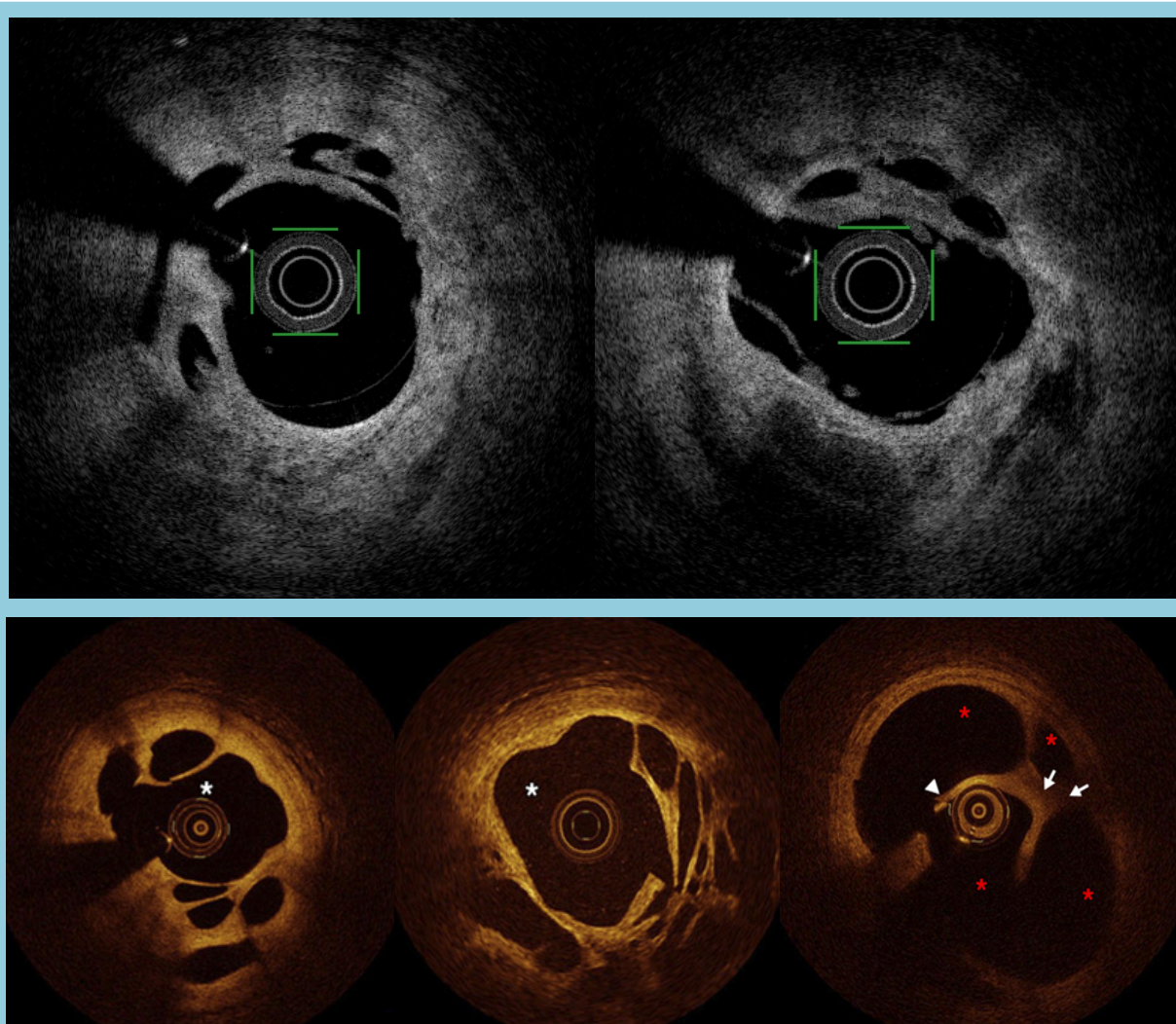


Figura 7.8: Comparação entre as imagens sugestivas de trombo organizado obtidas no presente estudo com imagens anteriormente descritas por outros autores. **Em cima:** cavidades irregulares, com várias dimensões e aspecto irregular, assumindo configuração de “queijo suíço”. **Em baixo:** imagens obtidas por Kang *et al* e descritas como trombo organizado; adaptado de Kang S-J, Nakano M, Virmani R, Song H-G, Ahn J-M, Kim W-J, *et al.* OCT Findings in Patients With Recanalization of Organized Thrombi in Coronary Arteries. JACC: Cardiovascular Imaging. 2012 Jul;5(7):725–32.

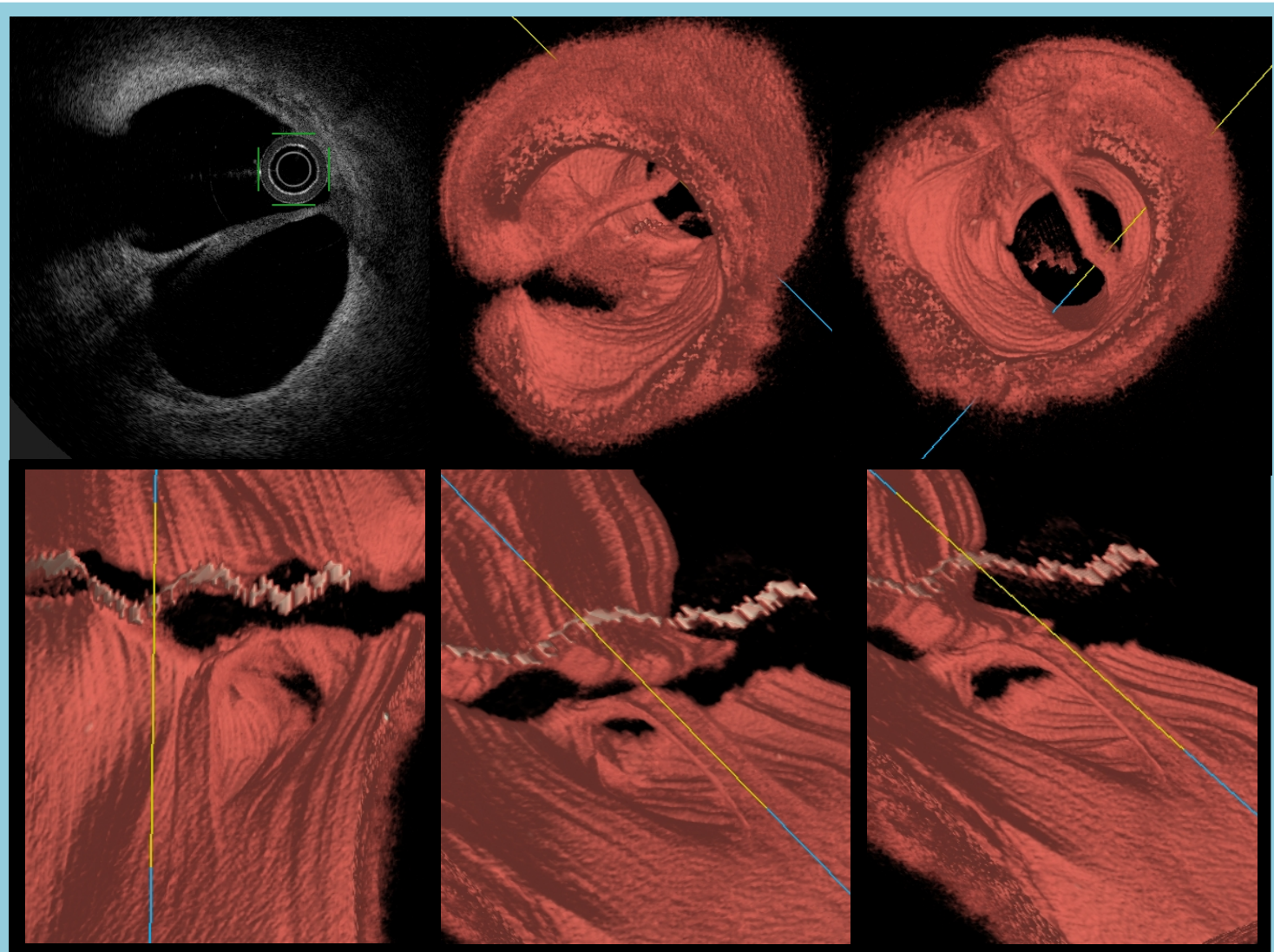


Figura 7.9: Imagem sugestiva de trombo organizado, criando dois lúmens no interior do vaso num curto segmento. As imagens 3D permitem a adequada compreensão da morfologia desta estrutura. **Em cima:** modalidade *Vessel*; estrutura rectilínea, sem aparência típica de dissecções, divide o interior do vaso em dois lúmens. **Em baixo:** modalidade *Carpet*; relevo da estrutura evidencia-se sobre vaso aplanado.

A presença de AIT foi observada por OCT 2D em apenas dois casos de RIS (figura 7.10). AIT define-se como qualquer massa de contornos irregulares com protrusão para além dos *struts* de um *stent* para dentro do lúmen. Apesar de o OCT ter a capacidade de identificar trombos frescos, a distinção entre trombo crónico com fibrina e hiperplasia neointimal é difícil; por esta razão, utiliza-se o termo AIT para descrever estas massas.^{98,99} A reconstrução 3D permitiu a identificação dos AIT mas, devido às irregularidades que estes possuem, a sua localização espacial encontra-se dificultada, não podendo deste modo as imagens 3D ser analisadas independentemente das imagens 2D.

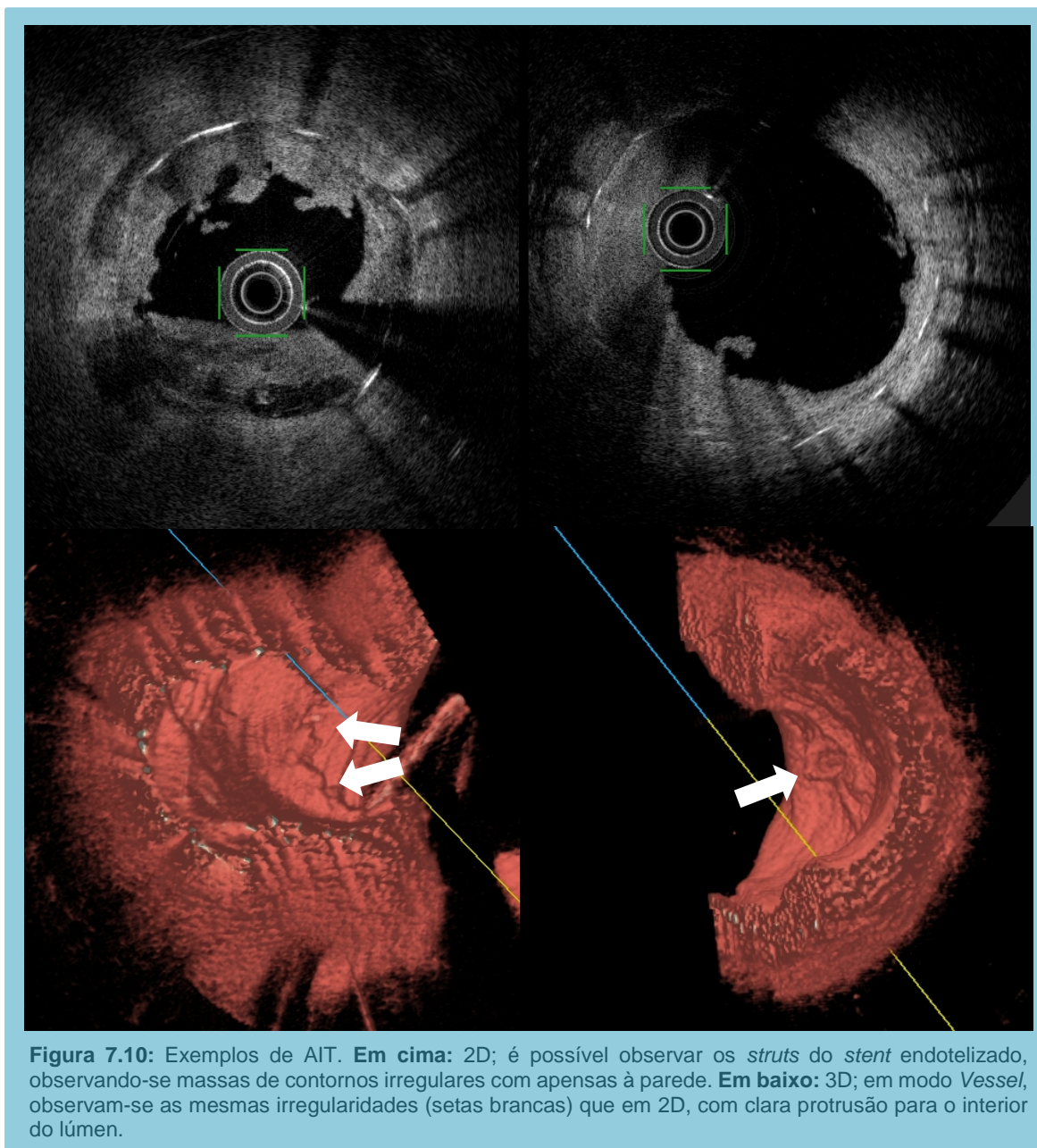


Figura 7.10: Exemplos de AIT. **Em cima:** 2D; é possível observar os *struts* do *stent* endotelizado, observando-se massas de contornos irregulares com apensas à parede. **Em baixo:** 3D; em modo *Vessel*, observam-se as mesmas irregularidades (setas brancas) que em 2D, com clara protrusão para o interior do lúmen.

A técnica de OCT permitiu igualmente observar a presença de trombo branco e de trombo vermelho em dois casos (figura 7.11). A imagem de trombo define-se como uma massa apensa à superfície luminal ou flutuante no interior do lúmen, podendo provocar sombra ou obscurecer as estruturas subjacentes. Os trombos vermelhos, ricos em hemácias, apresentam elevado *backscattering* e atenuação; podem ser confundidos com *core* necróticos. Os trombos brancos, ricos em plaquetas, são homogêneos e apresentam menor *backscattering* e baixa atenuação. A visualização de trombo após intervenção na placa, simultânea a uma superfície luminal irregular e sem evidência de ruptura de *cap* em múltiplos *frames* sequenciais, pode ser identificativa da erosão da mesma.⁸³ À semelhança dos AIT, a

visualização de trombo através da reconstrução 3D é possível, mas difícil. Além disso, esta modalidade não possibilita a distinção entre trombo vermelho e branco.

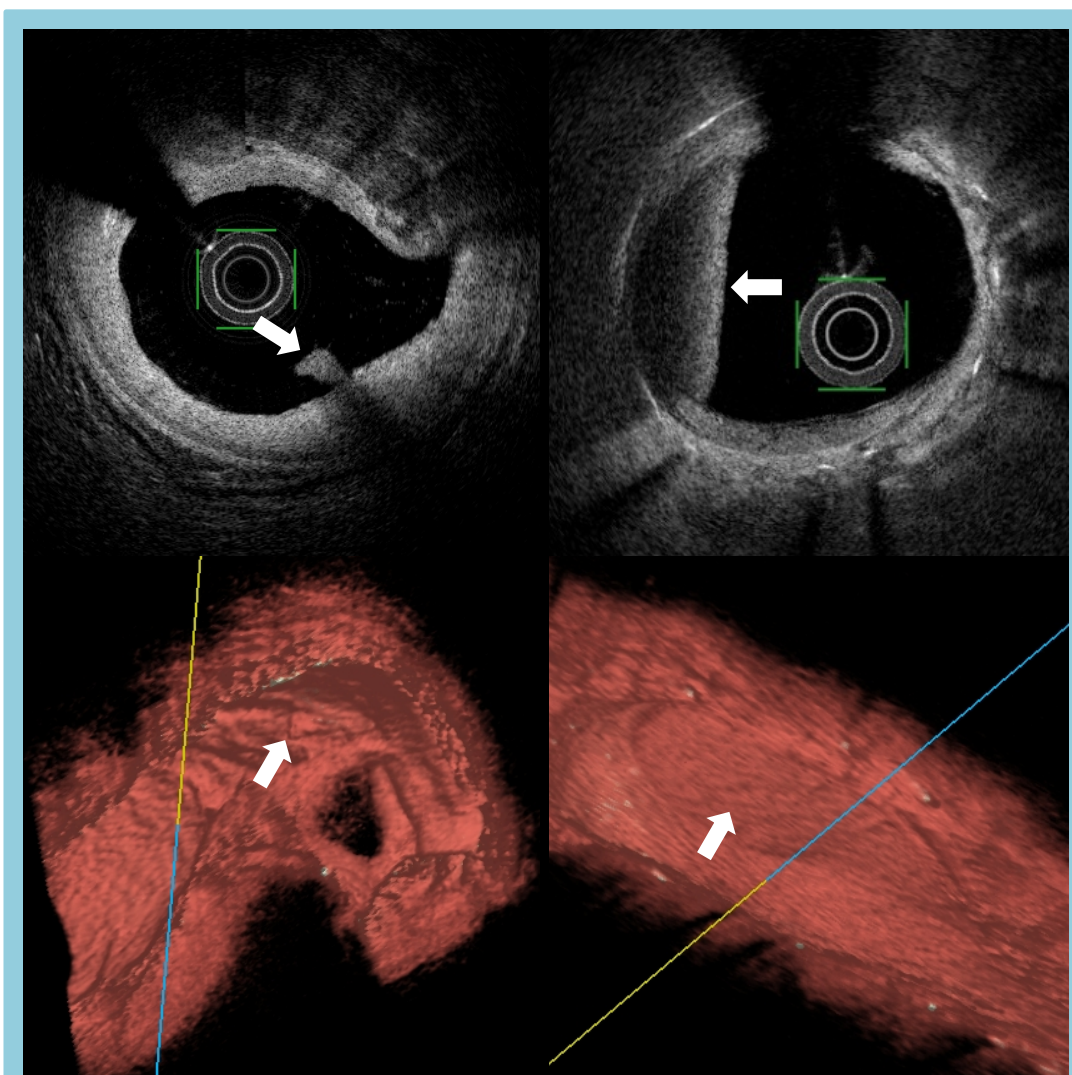


Figura 7.11: Visualização de trombos (setas brancas) por OCT 2D e reconstrução 3D. **Esquerda:** trombo vermelho, com elevado *backscattering*. Em 3D, observa-se estrutura com contornos similares apenas à parede. **Direita:** trombo branco, com *backscattering* homogêneo e atenuação reduzida, com aspecto rectilíneo na face luminal. Em 3D não é possível distingui-lo de trombo vermelho, mas é possível observar o compromisso no lúmen criado pela sua superfície rectilínea.

Observou-se ainda a presença de cristais de colesterol (CC) num dos casos estudados (figura 7.12). Os CC são considerados um elemento patognomónico da aterosclerose, agindo de forma passiva no *core* necrótico e fornecendo estabilidade mecânica e rigidez às lesões ateroscleróticas. No entanto, os eventos biofísicos e químicos que estão na base da formação dos CC são ainda desconhecidos. A fagocitose de CC pelos macrófagos, como resultado da resposta inflamatória, pode precipitar a progressão da placa de ateroma. A presença de metaloproteinases derivadas de macrófagos e a correlação existente entre a área da placa e os CC, corrobora o seu papel em processos celulares responsáveis pela exacerbação da vulnerabilidade da placa.^{100,101} A cristalização do colesterol promove aumentos expansivos de

volume, existindo de forma acentuada em zonas de ruptura de placa, despoletando-a.¹⁰² Aliás, estudos demonstram que os CC assumem um papel activo na punção da túnica íntima da parede arterial em doentes com morte súbita coronária, sugerindo-se que os CC, enquanto estruturas sólidas, possuam capacidade de perfuração das membranas celulares e da capa fibrosa da placa. Isto, além da ruptura de placa, pode ainda despoletar a apoptose celular. Sabe-se também que doentes de morte não-cardíaca não apresentam perfuração por CC, mesmo na presença de aterosclerose grave, o que reforça a relação entre os CC e a morte súbita coronária.¹⁰¹

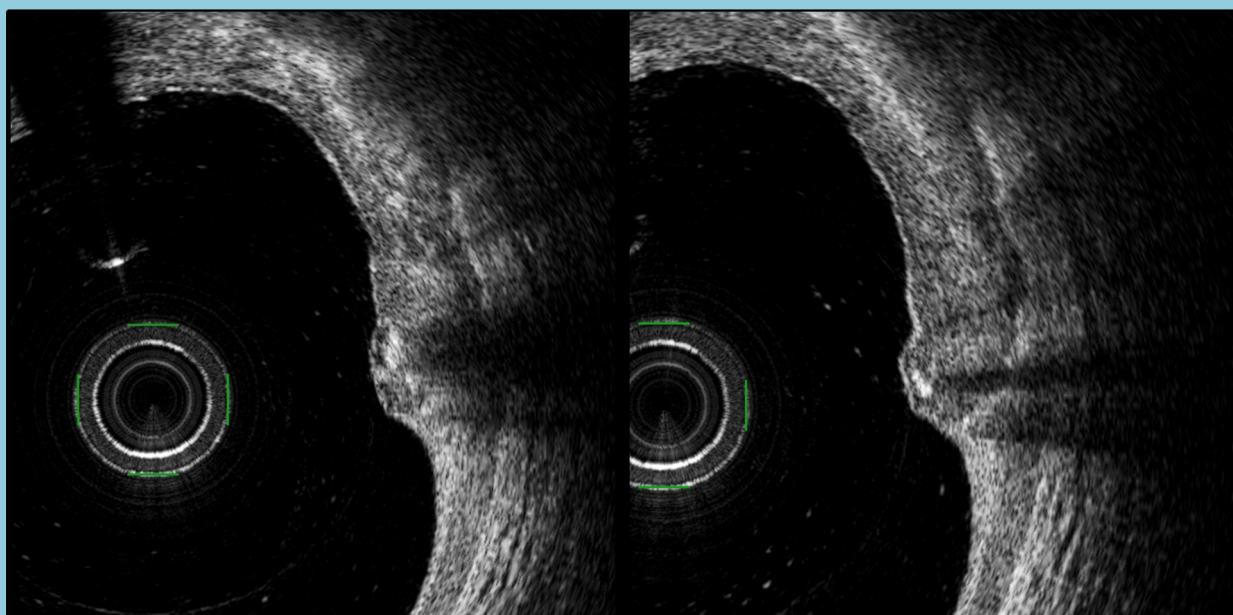


Figura 7.12: Estruturas lineares, de pequenas dimensões, integradas em placas com *thin cap*, possuindo elevados *backscattering* e intensidade de sinal, compatíveis com cristais de colesterol. Apenas a técnica 2D é útil na sua identificação e análise, uma vez que a reconstrução 3D não permite a sua distinção.

Dados como os mencionados vieram reforçar o interesse pela interação entre os macrófagos e os CC; a possibilidade de proceder à sua detecção selectiva poderá fornecer uma melhor compreensão acerca do seu processo de formação e da relação com a aterogénese.^{100,101} Presentemente, um dos métodos mais adequados para a detecção de CC é o OCT. Nas imagens adquiridas por esta técnica, os CC caracterizam-se por uma região fina e linear com alta intensidade de sinal e elevado *backscattering*. Corroborando estudos anteriores, os CC visualizados por OCT estão associados a características de vulnerabilidade da placa de ateroma. Deste modo, os doentes em cujas placas de ateroma coronárias se visualizam CC necessitam de uma modificação mais intensiva dos factores de risco, para prevenção de eventos isquémicos futuros.¹⁰²

7.2. Acção do CB

O OFDI apresenta uma elevada reprodutibilidade intra e inter-observador na medição das dimensões vasculares, com margens de erro mínimas: o erro é $\leq 0,15 \text{ mm}^2$ para a medição da área e $\leq 0,2 \text{ mm}$ no comprimento da lesão. Segundo Tanimoto *et al*, as medições por OCT das áreas de lúmen, de *stent* e neointimal são precisas e rigorosas. A eficácia e reprodutibilidade da técnica são conseguidas através da elevada resolução de imagem e correlação com os achados histológicos que apresenta.¹⁰³

A utilização de CB mostrou ser eficaz no tratamento das lesões alvo, estando associada a um aumento estatisticamente significativo da MLA, medida por OCT, em 51%. O OCT tem a capacidade de quantificar a gravidade das lesões com maior precisão que a análise qualitativa angiográfica. O valor de *cut-off* aconselhado e utilizado no presente estudo é de 4 mm^2 (excepto no TC), à semelhança do que acontece com o IVUS.⁷⁰ As lesões tratadas com CB apresentavam uma MLA bastante inferior ao *cut-off* definido, com valor médio de $2,10 \pm 1,20 \text{ mm}^2$. O ganho de lúmen atingido com a insuflação de CB foi evidente, localizando-se acima do valor de *cut-off* para significado funcional, com $4,31 \pm 2,14 \text{ mm}^2$. No entanto, e tal como no IVUS, em que o valor referido foi validado mas ainda é alvo de dúvida, também o *cut-off* aplicado ao OCT é posto em causa. Segundo Ahn *et al* em 2011, o valor mais preciso para definição da gravidade de lesão por IVUS não seria 4 mm^2 , mas sim $2,1 \text{ mm}^2$.¹⁰⁴ Em conformidade com este dado, encontra-se o estudo de Gonzalo *et al*, de 2012, que comparou os valores de MLA obtidos por OCT com os valores de FFR em 56 doentes. O valor encontrado para *cut-off* de lesão hemodinamicamente significativa foi bastante inferior àquele assumido até então: $1,95 \text{ mm}^2$. Este *cut-off* apresenta uma eficiência diagnóstica moderada, com sensibilidade de 82% e valor preditivo negativo de 80%, possuindo assim capacidade de exclusão de significado funcional intermédia nas lesões cuja $\text{MLA} > 1,95 \text{ mm}^2$. No entanto, o *cut-off* apresentado possui especificidade de 63% e valor preditivo positivo de 66%, sugerindo que, em doentes cuja MLA avaliada por OCT é igual ou inferior a $1,95 \text{ mm}^2$, existe necessidade de recorrer a testes mais específicos para avaliação do significado funcional da lesão e evitar intervenções desnecessárias. Adicionalmente, o OCT mostrou ser mais eficiente que o IVUS na avaliação da gravidade funcional de estenoses.¹⁰⁵

Além da MLA, o DMín da lesão também sofreu um aumento significativo (de $1,35 \pm 0,38 \text{ mm}$ para $1,92 \pm 0,50 \text{ mm}$), demonstrando a capacidade do CB em conseguir aumentos de lúmen consideráveis nas zonas de maior estenose, em lesões complicadas. Apesar de não apresentarem diferenças significativas, observou-se uma tendência para o aumento das restantes dimensões do lúmen após a aplicação de CB. De acordo com Gao *et al*, o tamanho do vaso alvo (diâmetro $\geq 3 \text{ mm}$) pode contribuir positivamente para o marcado aumento de diâmetro e de área luminal observado na fase aguda após o tratamento com CB.¹⁰⁶ A aplicação de CB induziu o estabelecimento de dissecções e de linhas de fissura (definidas

como cavitações em imagem transversal) nas lesões tratadas, com tendência à criação de maior número das últimas. Este dado era expectável, uma vez que a literatura descreve este efeito; a utilização de CB diminui o estiramento dos vasos tratados, criando linhas de fissura sobre um eixo longitudinal, que seccionam a placa de forma controlada e redistribuindo horizontalmente a mesma. Sabe-se que os efeitos da aplicação de CB possuem diferentes predomínios consoante o tipo de lesão tratada: na RIS, a hiperplasia neointimal é maioritariamente fissurada, favorecendo a extrusão do tecido para além do *stent*; em vasos pequenos, a placa é predominantemente comprimida; e em lesões altamente fibrosadas, o CB separa as fibras que as constituem.^{5,40} O menor número de dissecções observado já havia sido descrito nos estudos inicialmente realizados acerca do CB, em que se verificou que uma das suas vantagens seria o menor número total de dissecções provocado, quando comparado com POBA.⁹ As dissecções (figuras 7.13 e 7.14), caracterizadas pela presença de *flap* intimal, observadas após a aplicação do CB possuíam (em média) abertura de $0,32\pm 0,16$ mm, profundidade de $0,83\pm 0,46$ mm e comprimento de *flap* de $1,54\pm 0,78$ mm.

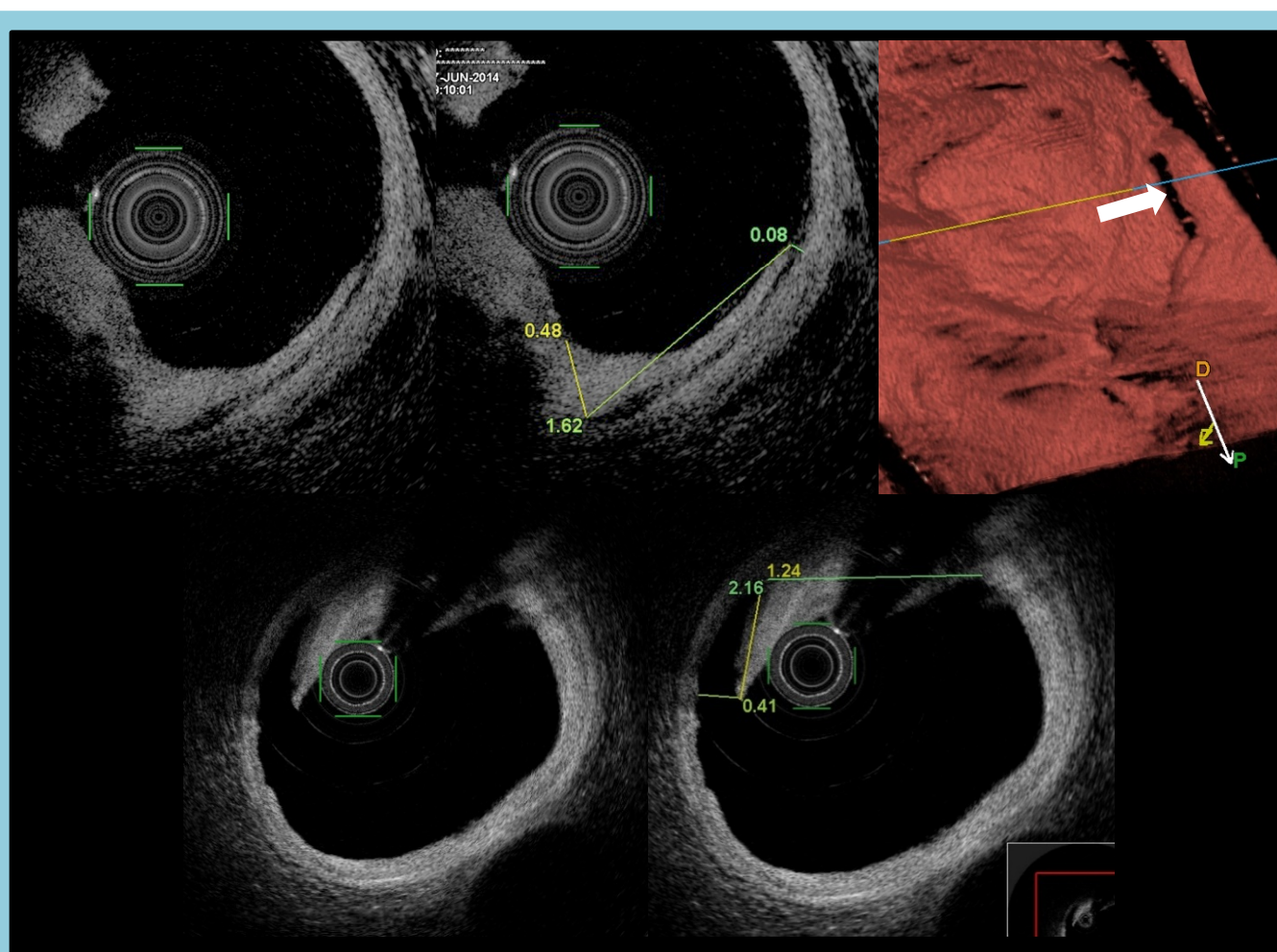


Figura 7.13: Exemplos de dissecções visualizadas. **Em cima:** imagens 2D e reconstrução 3D de *flap* detectado, Em 3D, no modo *Carpet*, o ligeiro relevo que esta estrutura tem em relação ao lúmen permite que se distinga da parede arterial, destacando-se (seta branca). **Em baixo:** imagens 2D de dissecção. É possível visualizar adequadamente o *flap*; no entanto, como a maioria da sua superfície se encontrava sob o fio guia, a sombra criada por este na reconstrução 3D não permitiu a visualização do *flap* por esta técnica.

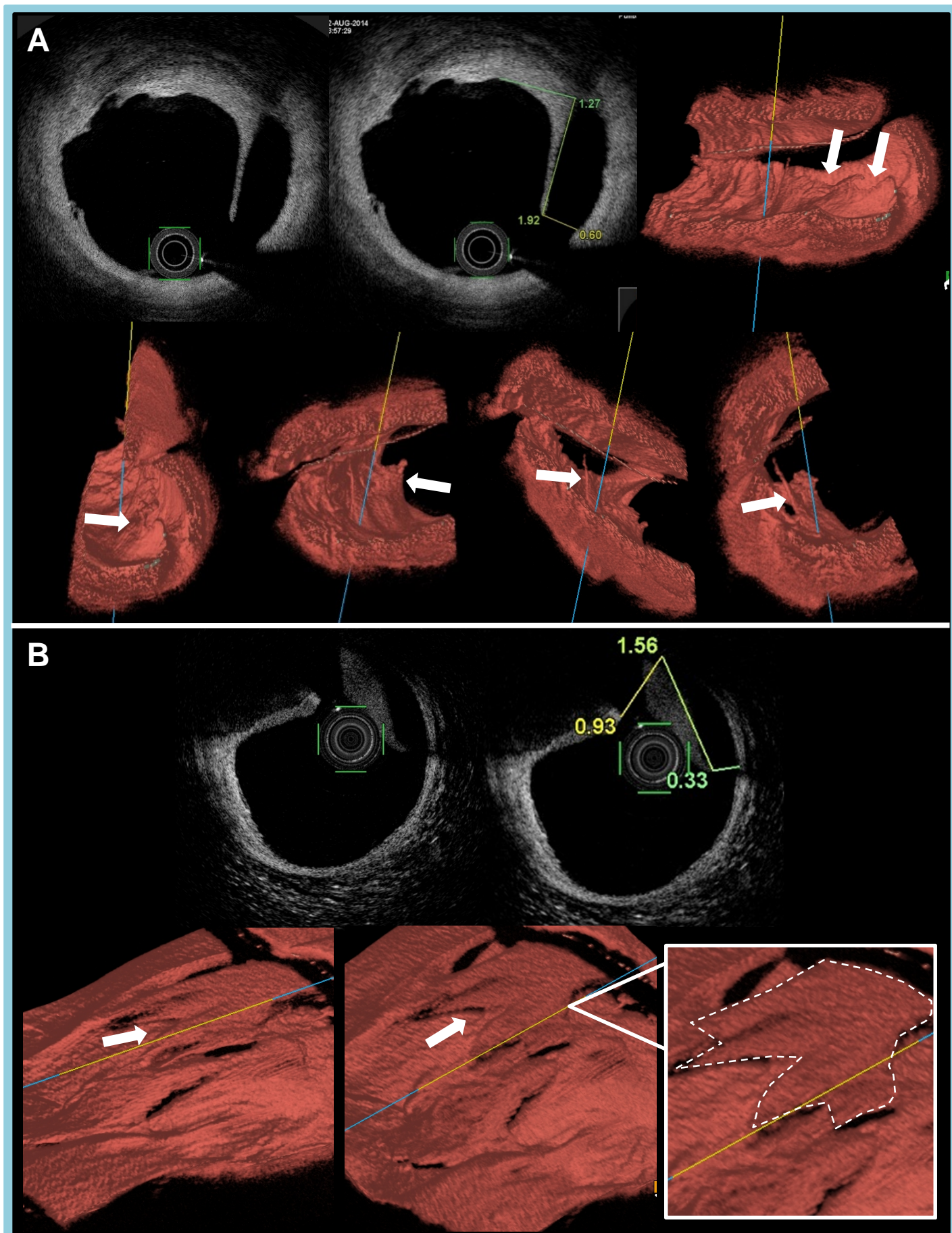


Figura 7.14: Exemplos de dissecções (setas brancas), em diferentes modos de visualização. **A** – *flap* de fácil observação em modo *Vessel*, distinguindo-se as portas de entrada e saída. **B** – *flap* visualizado em modo *Carpet*, em comparação com a imagem 2D, percebe-se que a porção inicial não é visível por se encontrar sob o fio guia, o que não impede que se visualize uma forma de contornos irregulares destacada do lúmen.

Segundo Chamié *et al*, dissecções que não ultrapassem a túnica média, apresentem menos de dois *flaps*, possuam abertura $\leq 0,33$ mm e profundidade $\leq 0,52$ mm, possuem prognóstico favorável e não necessitam de tratamento dirigido.⁶⁹ De todos estes parâmetros, neste estudo apenas a profundidade das dissecções provocadas pelo CB não foi compatível, o que demonstra a segurança deste *device*. Ainda assim, verificou-se que a maioria (78,9%) das dissecções provocadas pela utilização de CB apresentavam abertura $> 0,20$ mm, possuindo significado hemodinâmico.^{107,108} Já na década de 1980 era dada especial atenção à permanência de dissecções coronárias após angioplastia. De acordo com o registo NHLBI-PTCA, datado de 1985, observavam-se complicações major em 30% dos doentes submetidos a ICP com rasgões intimaes ou dissecções, com uma taxa de complicações global de 9,4%, sugerindo-se a confirmação do significado funcional destas entidades antes do término do procedimento.¹⁰⁹ Na sequência destes dados, importa realçar o facto de que em nenhum caso se procedeu unicamente a angioplastia com CB, tendo todos os procedimentos sido finalizados com a implantação de DES ou a aplicação de DEB, não se observando evidência de dissecções residuais.

Antes da intervenção, observou-se um reduzido número de cavitações nas lesões a tratar (relacionado com a utilização prévia de balão não *compliant* nos 3 casos em que não foi possível progredir o CB através da lesão), ocorrendo um aumento significativo após a utilização de CB, com uma média de $3,80 \pm 3,36$ cavitações. Após a aplicação de CB, as cavitações observadas (figuras 7.15, 7.16, 7.17 e 7.18) apresentavam dimensões superiores, ainda que a diferença não tenha sido estatisticamente significativa, provavelmente devido ao pequeno número de indivíduos incluídos na amostra.

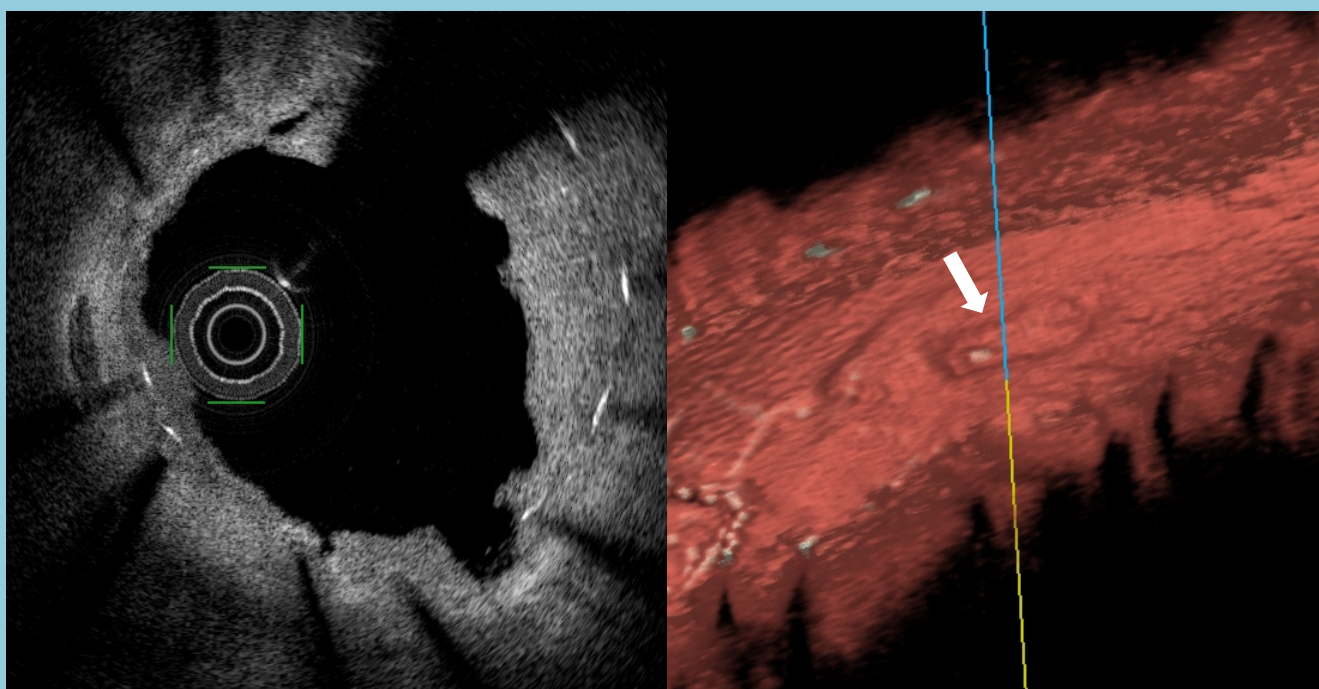
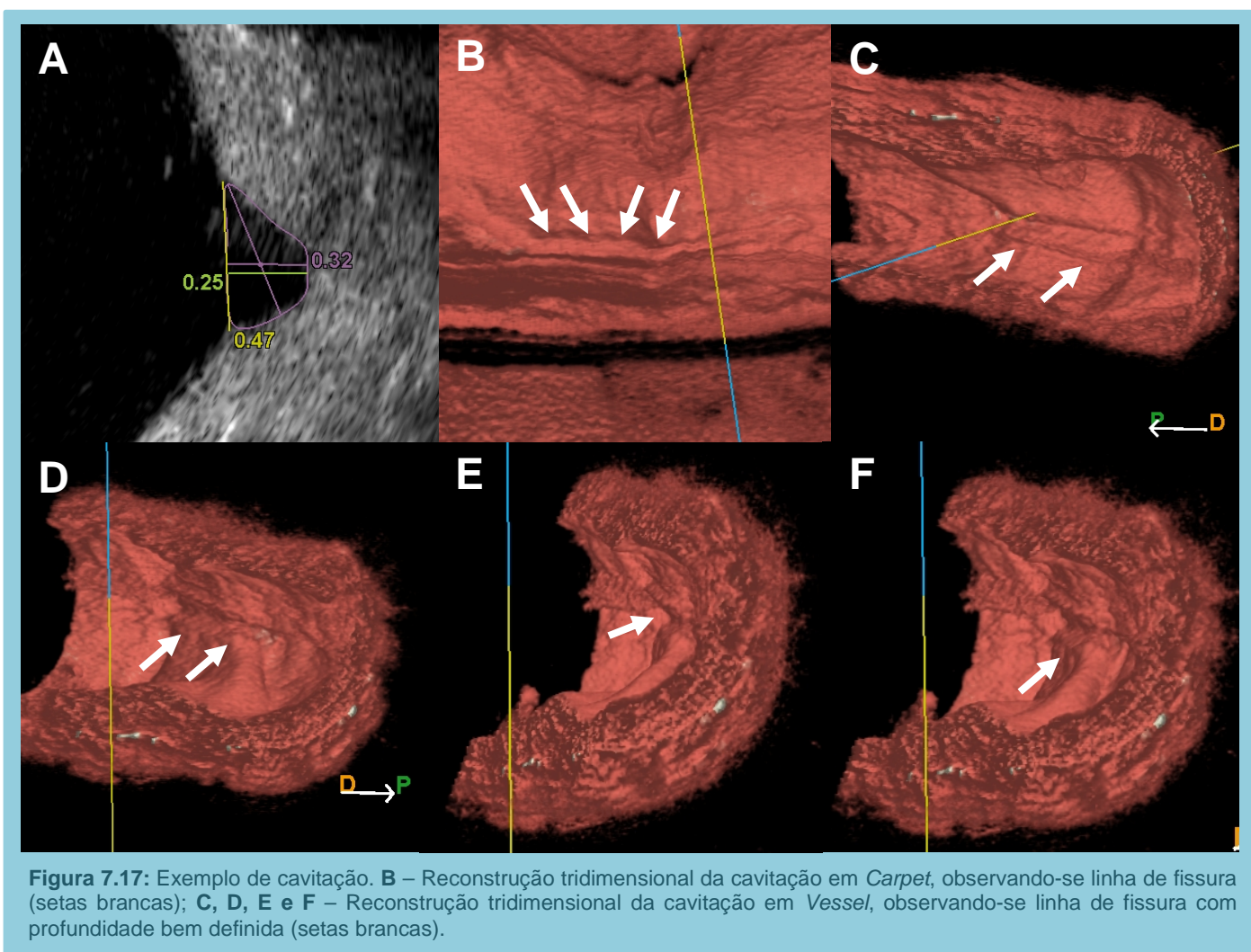
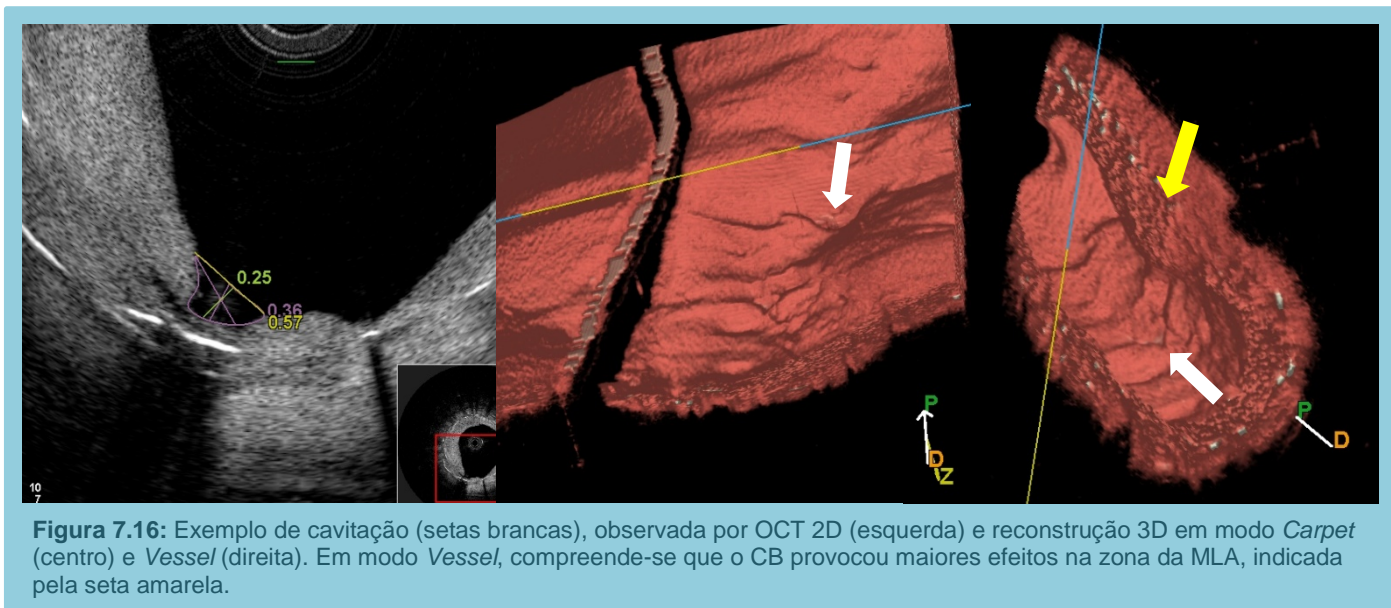
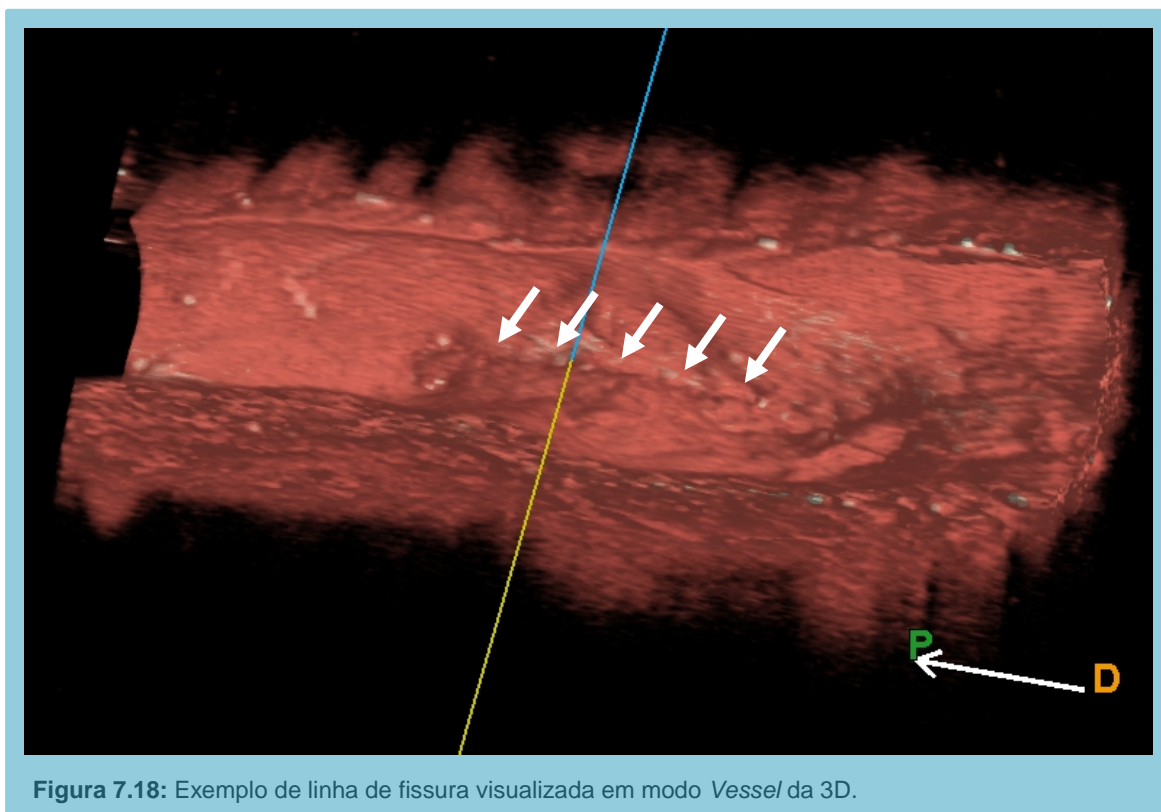


Figura 7.15: Exemplo de cavitação (5h00), de fácil visualização na reconstrução 3D, em modo *Vessel*.





As cavitações provocadas pela acção de CB caracterizaram-se por abertura de $0,51 \pm 0,23$ mm, profundidade de $0,29 \pm 0,12$ mm e área de $0,13 \pm 0,11$ mm² (valores médios). Comparando a profundidade média das cavitações com a altura dos aterotomas do CB, infere-se que a profundidade induzida nas placas (0,29 mm) é superior à altura útil de trabalho de um aterotoma (0,127 mm). Poderá estar em causa a maior força localizada na superfície diminuta destes dispositivos, que, juntamente com a progressiva insuflação do balão e o bom ganho de lúmen conseguido, permita que as incisões provocadas atinjam zonas mais profundas da placa tratada. Em alguns dos casos, a técnica de OCT permitiu relacionar o comprimento dos aterotomas presentes no CB utilizado com as linhas de fissura observadas (figura 7.19). As linhas de fissura foram definidas por OCT através da presença contínua das mesmas cavitações em vários *frames* sequenciais. Tanto a técnica de OCT 2D como a reconstrução 3D se revelaram úteis e eficazes na delimitação da extensão longitudinal destas linhas de fissura. No entanto, a reconstrução 3D revelou-se mais benéfica neste campo, permitindo ao operador ter uma visão “real” desta alteração, permitindo-lhe compreender se a orientação espacial da linha de fissura observada era compatível com a morfologia do CB. Ainda assim, para confirmação das medições e tendo em conta a elevada resolução do OCT 2D, aconselha-se que a reconstrução 3D seja utilizada em paralelo com a técnica de base.

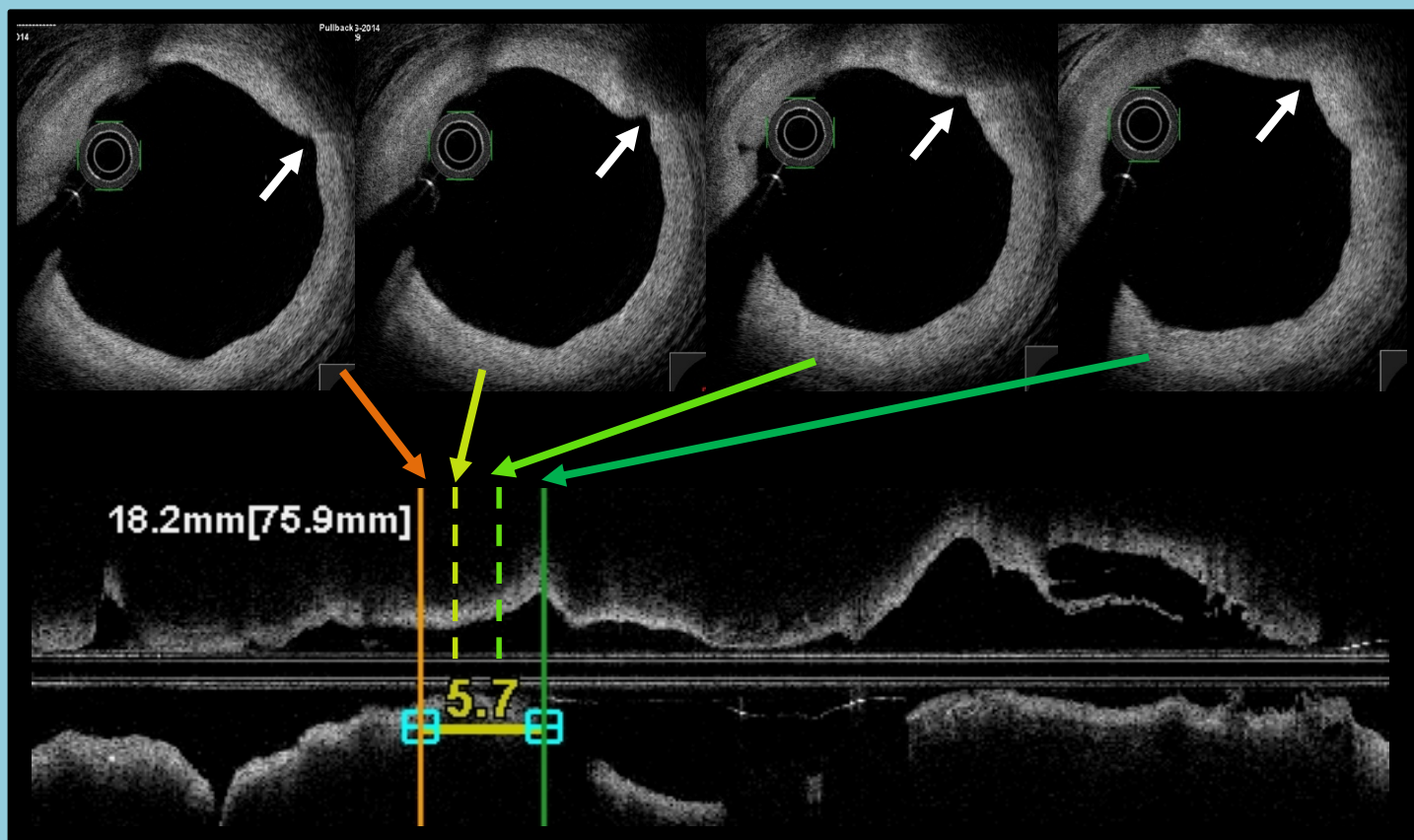


Figura 7.19: Cavitação visualizada por OCT 2D, em corte transversal (em cima), observando-se a sua presença em múltiplos *frames* contínuos. Através de correlação com a imagem longitudinal (em baixo) e através de medição desde a cavitação mais proximal até à mais distal no *pullback*, visualizou-se um comprimento total de 5,7 mm, relacionável com o comprimento do aterotoma do CB utilizado – 6,0 mm.

Ao nível da excentricidade das lesões tratadas, observou-se uma correlação negativa moderada entre o LEI_{MLA} pré-CB e a MLA pós-CB, embora não seja estatisticamente significativa. Verifica-se assim que, quanto maior o valor de excentricidade das lesões antes da aplicação de CB, menor a MLA obtida pós-CB. Verificou-se também que o LEI_p apresentava valores pré-CB superiores ao LEI_d ($0,17 > 0,11$). Estudos indicam que os segmentos proximais das lesões ateroscleróticas coronárias apresentam níveis de excentricidade tendencialmente superiores aos segmentos distais. Nos segmentos coronários distais, a resistência miocárdica é inferior e portanto incapaz de limitar a expansão do vaso em resposta ao crescimento da placa.³⁰ Além disso, a calcificação das placas tende a ocorrer primeiramente nas lesões proximais, aumentando a resistência destes segmentos.^{74,75}

7.3. Reconstrução 3D

Ao longo deste estudo foi possível compreender as virtudes e limitações da técnica de reconstrução 3D em OCT possibilitada pela consola LUNAWAVE™. Tratando-se da primeira versão do *software* da Terumo™ neste domínio, não seria de esperar um rigoroso primor do interface, sendo expectável a necessidade de futuros melhoramentos das funções

disponibilizadas, no mínimo tornando-o mais *user friendly*. Pondo de parte a experiência de interação com o *software*, torna-se importante reflectir sobre as potencialidades da técnica. O *software* 3D disponibilizado pela LUNAWAVE™ permite à distância de um clique realizar a reconstrução 3D em modo *Vessel* ou *Carpet*. O modo *Vessel* apresenta o segmento estudado na sua forma original, possibilitando definir a maior ou menor parte de parede a retirar para visualizar o interior e com que orientação. O modo *Carpet* apresenta o segmento registado sob a forma de um plano topográfico, como se o vaso fosse dissecado sobre o seu eixo longitudinal e aplanado. Se para a avaliação 2D já se considera imprescindível a realização da gravação com um bom *washout*, para que não ocorra *blood speckling* e consequentemente se deteriore a definição das estruturas visualizadas, esta necessidade revela-se ainda mais imperiosa para uma boa compreensão das estruturas em 3D. Num dos casos estudados, pelo facto de não ter existido um *washout* ideal, observava-se em 2D uma diminuição da qualidade de imagem, que se revelou ainda mais notória após a reconstrução tridimensional. No modo *Carpet* esse problema é exacerbado, notando-se maior dificuldade de visualização das estruturas por detrás da “nuvem” de sangue interposta entre o catéter FastView™ e a parede do vaso (figura 7.20).

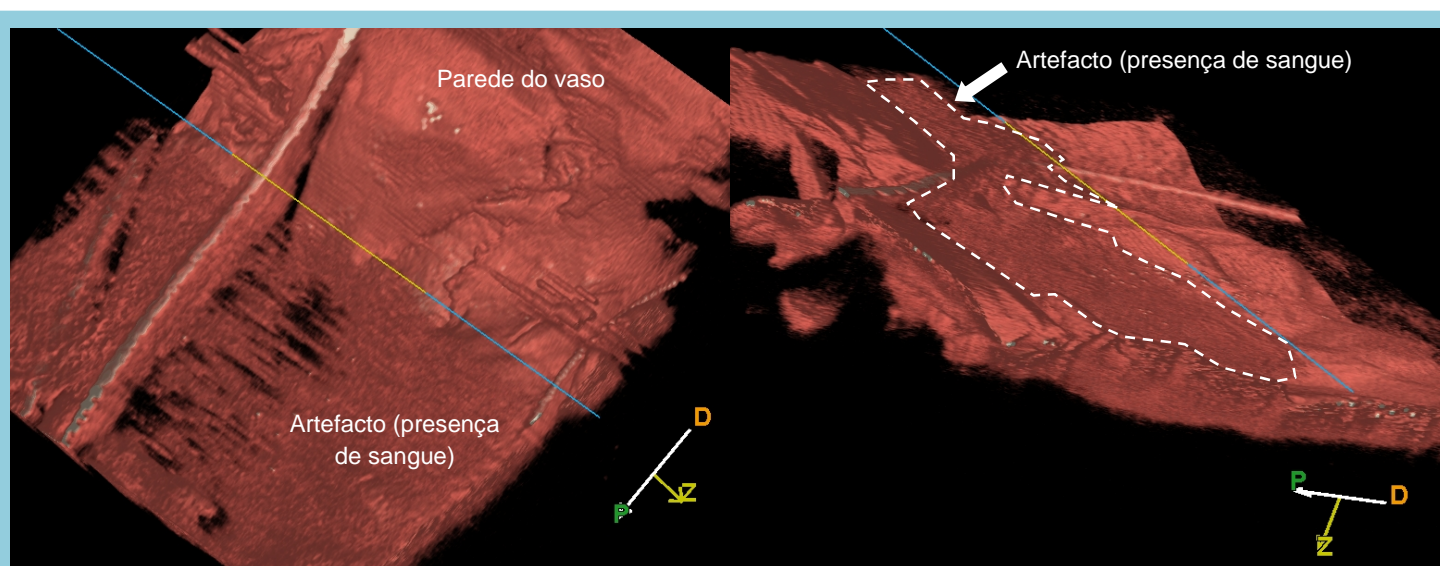
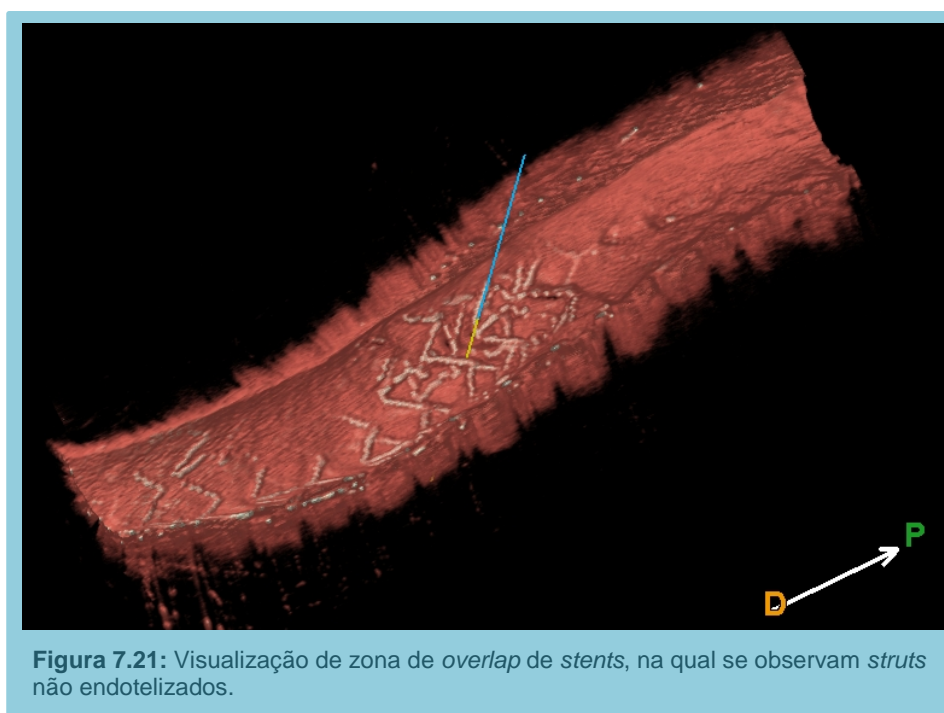


Figura 7.20: Artefacto de *washout* insuficiente na reconstrução 3D, em modo *Carpet*, impedindo a análise da região parietal a que se sobrepõe.

Entre as vantagens esperadas, configurava-se plausível que esta técnica fosse uma mais-valia na identificação de AITs, de lesões em bifurcações, de dissecções e de cavitações. Foi possível identificar estes achados na maioria dos casos analisados, ainda que com as devidas restrições. Devido às irregularidades que lhes são subjacentes e as pequenas dimensões que possuem, a visualização de AIT, trombos e neovascularização foi efectuada através da devida correlação com a imagem 2D, particularmente no modo *Vessel*, uma vez que o modo *Carpet*, pelo facto de aplanar as estruturas, subvaloriza as alterações

morfológicas que estas induzem no lúmen do vaso. No caso em que se observou um processo de trombo organizado e/ou neovascularização, a visualização em OCT 3D com o modo *Carpet* forneceu uma perspectiva esclarecedora de uma das estruturas, que apresentava dimensões superiores, criando dois lúmens de grandes dimensões, clarificando a análise 2D (figura 7.9). Adicionalmente, a reconstrução 3D é uma importante ferramenta na avaliação da endotelização de *stents* e compreensão da má cobertura dos *struts* (figura 7.21).

O OCT 3D em modo *Vessel* revelou-se eficaz na visualização das linhas de fissura criadas por acção do CB, sendo possível observar vários exemplares dessa interacção com as placas ateromatosas, requerendo no entanto alguma persistência na procura do ângulo certo que disponibilizasse a imagem pretendida. O modo *Vessel* da análise 3D mostrou ser útil para compreender a profundidade das cavitações e a abertura das dissecções, apesar de ser bastante mais simples efectuar-lo em 2D. O modo *Carpet* denotou ser melhor que o *Vessel* para avaliar extensão/comprimento das lesões. No entanto revelou-se desadequado para explorar as dissecções, nomeadamente no seu comprimento, visto não ter capacidade para diferenciar duas estruturas paralelas muito próximas, o que se acentua quando a abertura é menor, não se distinguindo o *flap* da túnica média.



Compreende-se com base no supracitado que a análise 3D de OCT se configura como uma ferramenta útil e intuitiva após algum treino. Percebe-se que as suas potencialidades devem ser exploradas como um complemento à avaliação morfológica previamente realizada por OCT 2D, não fornecendo no entanto dados adicionais sobre a composição das placas ateromatosas. Um dos demais benefícios do *software* 3D da LUNAWAVE™ é a disponibilização dos dois modos de reconstrução 3D, que deverão ser utilizados para explorar

as lesões pretendidas, tendo o cuidado de seleccionar o modo adequado consoante as virtudes de cada um deles em função do que se pretender analisar. O estudo realizado permitiu compreender que a análise 3D se apresenta como um contributo importante para a melhor compreensão das lesões e estruturas abordadas, embora não seja superior nem tão pouco substitua a análise 2D, atendendo ao grau de evolução científica em que o 3D se encontra actualmente. Poderá incrementar o seu valor diagnóstico quando evoluir francamente, seja na desejável melhor resolução de imagem, seja na melhoria da nitidez quando se pára de mover a imagem reconstruída (paradoxalmente a nitidez é superior quando a estrutura está a ser rotacionada) ou na integração da função *fly-through* nesta consola. Actualmente não existem *guidelines* nem um consenso cientificamente aceite para caracterizar lesões coronárias por OCT 3D, impossibilitando guiar esta análise por *standards*. Crê-se que a publicação de mais estudos deste âmbito possam servir de base à futura criação de linhas orientadoras para esse fim.

7.4. Limitações ao estudo

A realização de um estudo investigacional comporta necessariamente a intenção de serem reunidas as condições ideais, para que os resultados obtidos e as conclusões daí extraídas sejam as mais fidedignas possíveis. No entanto, surgem no decurso do processo determinados aspectos que poderão limitar a magnitude do conhecimento científico criado.

No presente estudo foram fundamentalmente duas as limitações identificadas. O reduzido tamanho da amostra estudada, apesar de aplicados testes estatísticos adequados, não permite retirar conclusões para outro tipo de doentes e morfologias de placa que não os estudados, o que pode impedir a extrapolação dos resultados para a população. Simultaneamente, a dispersão de dados subjacente à pequena dimensão da amostra condicionou os testes de correlação efectuados, não permitindo a obtenção de resultados estatisticamente significativos. Foram utilizados balões não *compliant* para pré-dilatar as lesões que não foram passíveis de cruzar com o catéter de OCT FastView™ para realização do primeiro *pullback* antes da aplicação de CB. Isto aconteceu em três casos, levando a que nos mesmos a presença de cavitações e dissecções pré-CB pudesse enviesar a observação realizada.

São necessários estudos futuros em que, através de abordagem multicêntrica ou de um período de inclusão substancialmente superior, seja possível estudar uma amostra de maiores dimensões, permitindo obter resultados com evidente implicação clínica.

Caracterização por *optical coherence tomography* (OCT) de placas coronárias sujeitas a *cutting balloon*. Contributo das técnicas bidimensional e tridimensional.

8. Considerações finais

O estudo efectuado permitiu estabelecer diversas conclusões em relação à amostra avaliada. Observou-se que a utilização de OCT na avaliação da acção do CB revelou-se útil na caracterização das alterações morfológicas por este induzidas. Na sequência deste dado, a reconstrução 3D demonstrou também a sua utilidade na identificação das alterações induzidas pela acção do CB. No entanto, não se mostrou uma técnica robusta na sua caracterização sem a concomitante correlação 2D.

Demonstrou-se que a utilização de CB induziu um aumento do número de dissecções e cavitações nas placas de ateroma sujeitas à sua aplicação. Da mesma forma, o CB promoveu um aumento da MLA, contudo não alterou os diâmetros de referência. Observou-se também que maiores níveis de excentricidade de base (pré-CB) sugerem uma tendência para uma menor MLA obtida após a aplicação de CB.

Nas placas de ateroma em que foi aplicado, o CB induziu um maior número de cavitações do que de dissecções. No entanto, estas últimas não apresentam na análise por OCT aspectos indicativos de possível impacto prognóstico.

Referências bibliográficas

1. Falk E. Pathogenesis of Atherosclerosis. *Journal of the American College of Cardiology*. 2006 Apr;47(8):C7–C12
2. Hurst JW, Fuster V, Walsh RA, Harrington RA. *Hurst's the heart*. 13th ed. New York: McGraw-Hill Medical; 2011
3. Wexler L, Brundage B, Crouse J, Detrano R, Fuster V, Maddahi J, *et al*. Coronary Artery Calcification: Pathophysiology, Epidemiology, Imaging Methods, and Clinical Implications: A Statement for Health Professionals From the American Heart Association. *Circulation*. 1996 Sep 1;94(5):1175–92
4. Sociedade Portuguesa de Cardiologia – Associação Portuguesa de Intervenção Cardiovascular. Registos Nacionais de Cardiologia de Intervenção. 2014 [cited 2014 Aug 21]. Available from: <http://www.spc.pt/RegistosNacionaisSPC/Public/Login.aspx?ReturnUrl=%2fRegistosNacionaisSPC%2f>
5. Albiero R. Cutting Balloon Versus Conventional Balloon Angioplasty for the Treatment of Coronary Artery Disease. *European Cardiology* 2005;2005:1(1):48-52
6. Bonan R. Cutting through resistance. *J Invasive Cardiol*. 1999 Apr;11(4):230
7. Hara H, Nakamura M, Asahara T, Nishida T, Yamaguchi T. Intravascular ultrasonic comparisons of mechanisms of vasodilatation of cutting balloon angioplasty versus conventional balloon angioplasty. *The American Journal of Cardiology*. 2002 Jun;89(11):1253–6
8. Yamaguchi T, Nakamura M, Nishida T. Update on Cutting Balloon Angioplasty. *J Interven Cardiol* 1998; 11 (Suppl.) S114-S119
9. Ozaki Y, Yamaguchi T, Suzuki T, Nakamura M, Kitayama M, Nishikawa H, *et al*. Impact of Cutting Balloon Angioplasty (CBA) Prior to Bare Metal Stenting on Restenosis. *Circulation Journal*. 2007;71(1):1–8
10. Mathias DW, Mooney JF, Lange HW, Goldenberg IF, Gobel FL, Mooney MR. Frequency of success and complications of coronary angioplasty of a stenosis at the ostium of a branch vessel. *Am J Cardiol*. 1991 Mar1; 67(6):491-5
11. Van Mieghem CAG, Thury A, Meijboom WB, Cademartiri F, Mollet NR, Weustink AC, *et al*. Detection and characterization of coronary bifurcation lesions with 64-slice computed tomography coronary angiography. *Eur Heart J*. 2007 Aug;28(16):1968–76
12. Regar E, Leeuwen KAH, Serruys PW. *Optical coherence tomography in cardiovascular research*. Abington, Oxon, OX [England]; Boca Raton, FL: Informa Healthcare; Distributed in North America by Taylor & Francis; 2007

13. Secco G, Foin N, Viceconte N, Borgia F, De Luca G, Di Mario C. Optical coherence tomography for guidance of treatment of in-stent restenosis with cutting balloons. *EuroIntervention*. 2011 Nov;7(7):828–34
14. Ferrante G, Presbitero P, Whitbourn R, Barlis P. Current applications of optical coherence tomography for coronary intervention. *Int J Cardiol*. 2013 Apr 30;165(1):7–16
15. Podoleanu AG. Optical coherence tomography. *J Microsc*. 2012 Sep;247(3):209–19
16. Bezerra HG, Costa MA, Guagliumi G, Rollins AM, Simon DI. Intracoronary Optical Coherence Tomography: A Comprehensive Review. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2009 Nov;2(11):1035–46
17. Tearney GJ, Waxman S, Shishkov M, Vakoc BJ, Suter MJ, Freilich MI, *et al*. Three-dimensional coronary artery microscopy by intracoronary optical frequency domain imaging. *J Am Coll Cardiol Img* 2008;1:752–61
18. Barlis P, Schmitt JM. Current and future developments in intracoronary optical coherence tomography imaging. *EuroIntervention* 2009;4:52933
19. Di Mario C, Iakovou I, van der Giessen WJ, Foin N, Adrianssens T, Tyczynski P, *et al*. Optical coherence tomography for guidance in bifurcation lesion treatment. *EuroIntervention*. 2010 Dec;6 Suppl J:J99–J106
20. Okamura T, Onuma Y, García-García HM, Regar E, Wykrzykowska JJ, Koolen J, *et al*. 3-Dimensional optical coherence tomography assessment of jailed side branches by bioresorbable vascular scaffolds: a proposal for classification. *JACC Cardiovasc Interv*. 2010 Aug;3(8):836–44
21. Farooq V, Serruys PW, Heo JH, Gogas BD, Okamura T, Gomez-Lara J, *et al*. New insights into the coronary artery bifurcation hypothesis-generating concepts utilizing 3-dimensional optical frequency domain imaging. *JACC Cardiovasc Interv*. 2011 Aug;4(8):921–31
22. Gogas BD, van Geuns RJ, Farooq V, Regar E, Heo JH, Ligthart J, *et al*. Three-Dimensional Reconstruction of the Post-Dilated ABSORB Everolimus-Eluting Bioresorbable Vascular Scaffold in a True Bifurcation Lesion for Flow Restoration. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2011 Oct;4(10):1149–50
23. Van Geuns RJ, Gogas BD, Farooq V, Regar E, Serruys PW. 3-Dimensional reconstruction of a bifurcation lesion with double wire after implantation of a second generation everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffold. *International Journal of Cardiology*. 2011 Dec;153(2):e43
24. Foin N, Viceconte N, Chan PH, Lindsay AC, Krams R, Di Mario C. Jailed side branches: fate of unapposed struts studied with 3D frequency-domain optical coherence tomography. *J Cardiovasc Med* 2011;12:581

25. Gonzalo N, Tearney GJ, Soest G, Serruys P, Garcia-Garcia HM, Bouma BE, *et al*. Witnessed Coronary Plaque Rupture During Cardiac Catheterization. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2011 Apr;4(4):437–8
26. Iakovou I, Schmidt T, Bonizzoni E, Ge L, Sangiorgi GM, Stankovic G, *et al*. Incidence, predictors, and outcome of thrombosis after successful implantation of drug-eluting stents. *JAMA*. 2005 May 4;293(17):2126–30
27. Okamura T, Serruys PW, Regar E. Three-dimensional visualization of intracoronary thrombus during stent implantation using the second generation, Fourier domain optical coherence tomography. *European Heart Journal*. 2010 Mar 1;31(5):625
28. Okamura T, Serruys PW, Regar E. The fate of bioresorbable struts located at a side branch ostium: serial three-dimensional optical coherence tomography assessment. *European Heart Journal*. 2010 Sep 1;31(17):2179
29. Rizik DG, Popma JP, Leon MB, Mintz GS, Weiner B, Cohen E, *et al*. Benefits of cutting balloon before stenting. *J Invasive Cardiol*. 2003 Nov;15(11):624–8
30. Kaski J. Atheromatous plaque location and arterial remodelling. *European Heart Journal*. 2003 Feb;24(4):291–3
31. Al Suwaidi J, Berger PB, Rihal CS, Garratt KN, Bell MR, Ting HH, *et al*. Immediate and long-term outcome of intracoronary stent implantation for true bifurcation lesions. *J Am Coll Cardiol*. 2000 Mar 15;35(4):929–36
32. Pan M, Suárez de Lezo J, Medina A, Romero M, Hernández E, Segura J, *et al*. Simple and complex stent strategies for bifurcated coronary arterial stenosis involving the side branch origin. *Am J Cardiol*. 1999 May 1;83(9):1320–5
33. Medina A, Lezo JS, Pan M. A New Classification of Coronary Bifurcation Lesions. *Revista Española de Cardiología (English Edition)*. 2006 Feb;59(2):183
34. Steigen TK, Maeng M, Wiseth R, Erglis A, Kumsars I, Narbutė I, *et al*. Randomized study on simple versus complex stenting of coronary artery bifurcation lesions: the Nordic bifurcation study. *Circulation*. 2006 Oct 31;114(18):1955–61
35. Chevalier B, Glatt B, Royer T, Guyon P. Placement of coronary stents in bifurcation lesions by the “culotte” technique. *The American Journal of Cardiology*. 1998 Oct;82(8):943–9
36. Colombo A, Stankovic G, Orlic D, Corvaja N, Liistro F, Airolidi F, *et al*. Modified T-stenting technique with crushing for bifurcation lesions: immediate results and 30-day outcome. *Catheter Cardiovasc Interv*. 2003 Oct;60(2):145–51
37. Sharma SK, Choudhury A, Lee J, Kim MC, Fisher E, Steinheimer AM, *et al*. Simultaneous kissing stents (SKS) technique for treating bifurcation lesions in medium-to-large size coronary arteries. *The American Journal of Cardiology*. 2004 Oct;94(7):913–7

38. Zhang F, Dong L, Ge J. Simple versus complex stenting strategy for coronary artery bifurcation lesions in the drug-eluting stent era: a meta-analysis of randomised trials. *Heart* 2009;95(20):1676-81
39. Colombo A, Bramucci E, Saccà S, Violini R, Lettieri C, Zanini R, *et al.* Randomized study of the crush technique versus provisional side-branch stenting in true coronary bifurcations: the CACTUS (Coronary Bifurcations: Application of the Crushing Technique Using Sirolimus-Eluting Stents) Study. *Circulation*. 2009 Jan 6;119(1):71–8
40. Lee M, Singh V, Nero TJ, Wilentz JR. Review: Cutting Balloon Angioplasty. *J Invasive Cardiol*. 2002;14(9)
41. Inoue T, Sakai Y, Hoshi K, Yaguchi I, Fujito T, Morooka S. Lower expression of neutrophil adhesion molecule indicates less vessel wall injury and might explain lower restenosis rate after cutting balloon angioplasty. *Circulation*. 1998 Jun 30;97(25):2511–8
42. Taniuchi M. The WINNER Registry. *Catheter Cardiovasc Interv* 2004;62:C–36
43. Saulo B, Lee CA. HOW TO USE The Cutting Balloon: Tips and Techniques. *Cath Lab Digest* 2002 Mar;10(3)
44. Redwood S, Curzen N, Thomas M, editors. *Oxford textbook of interventional cardiology*. New York: Oxford University Press, USA; 2010
45. Barlis P, Schmitt JM. Current and future developments in intracoronary optical coherence tomography imaging. *EuroInterv*.2008;4:529-534
46. Geraci S, La Manna A, Tamburino C. Optical coherence tomography for coronary imaging. *E-Journal of the ESC Council for Cardiology Practice*. 2010 Dec 13;12(9) [cited 2014 Sep 9]. Available from: http://www.escardio.org/communities/councils/ccp/e-journal/volume9/Pages/Optical-coherence-tomography-for-coronary-imaging-LaManna.aspx#.VGqFJPI_uxV
47. Brezinski ME, Tearney GJ, Bouma BE, Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, *et al.* Optical coherence tomography for optical biopsy. Properties and demonstration of vascular pathology. *Circulation*. 1996 Mar 15;93(6):1206–13
48. Suter MJ, Nadkarni SK, Weisz G, Tanaka A, Jaffer FA, Bouma BE, *et al.* Intravascular optical imaging technology for investigating the coronary artery. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2011 Sep;4(9):1022–39
49. Tsimikas S, DeMaria AN. The Clinical Emergence of Optical Coherence Tomography. *Journal of the American College of Cardiology*. 2012 Mar;59(12):1090–2
50. Kubo T, Ino Y, Tanimoto T, Kitabata H, Tanaka A, Akasaka T. Optical Coherence Tomography Imaging in Acute Coronary Syndromes. *Cardiology Research and Practice*. 2011;2011:1–7

51. Tearney GJ, Brezinski ME, Boppart SA, Bouma BE, Weissman N, Southern JF, *et al.* Images in cardiovascular medicine. Catheter-based optical imaging of a human coronary artery. *Circulation*. 1996 Dec 1;94(11):3013
52. Prati F, Arbustini E, Labellarte A, Dal Bello B, Sommariva L, Mallus MT, *et al.* Correlation between high frequency intravascular ultrasound and histomorphology in human coronary arteries. *Heart*. 2001 May;85(5):567–70
53. Brezinski ME, Tearney GJ, Bouma BE, Izatt JA, Hee MR, Swanson EA, *et al.* Optical coherence tomography for optical biopsy. Properties and demonstration of vascular pathology. *Circulation*. 1996 Mar 15;93(6):1206–13
54. Fujimoto JG, Boppart S, Tearney GJ, Bouma G, Pitris C, Brezinski M. High resolution in vivo intra-arterial imaging with optical coherence tomography. *Heart* 1999;82:128–33
55. Tearney GJ, Jang IK, Kang DH, Aretz HT, Houser SL, Brady TJ, *et al.* Porcine coronary imaging in vivo by optical coherence tomography. *Acta Cardiol*. 2000 Aug;55(4):233–7
56. Kume T, Akasaka T, Kawamoto T, Ogasawara Y, Watanabe N, Toyota E, *et al.* Assessment of coronary arterial thrombus by optical coherence tomography. *Am J Cardiol*. 2006 Jun 15;97(12):1713–7
57. Mehanna EA, Attizzani GF, Kyono H, Hake M, Bezerra HG. Assessment of coronary stent by optical coherence tomography, methodology and definitions. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2011 Feb;27(2):259–69
58. Okamura T, Onuma Y, Garcia-Garcia HM, van Geuns R-JM, Wykrzykowska JJ, Schultz C, *et al.* First-in-man evaluation of intravascular optical frequency domain imaging (OFDI) of Terumo: a comparison with intravascular ultrasound and quantitative coronary angiography. *EuroIntervention*. 2011 Apr;6(9):1037–45
59. Parodi G, Maehara A, Giuliani G, Kubo T, Mintz GS, Migliorini A, *et al.* Optical coherence tomography in unprotected left main coronary artery stenting. *EuroIntervention*. 2010 May;6(1):94–9
60. Tanigawa J, Barlis P, Di Mario C. Intravascular optical coherence tomography: optimisation of image acquisition and quantitative assessment of stent strut apposition. *EuroIntervention* 2007;3:128-136
61. Waxman S, Freilich MI, Suter MJ, Shishkov M, Bilazarian S, Virmani R, *et al.* A Case of Lipid Core Plaque Progression and Rupture at the Edge of a Coronary Stent: Elucidating the Mechanisms of Drug-Eluting Stent Failure. *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2010 Apr 1;3(2):193–6
62. Vrints CJM. Spontaneous coronary artery dissection. *Heart*. 2010 May 1;96(10):801–8
63. Alfonso F, Canales E, Aleong G. Spontaneous coronary artery dissection: diagnosis by optical coherence tomography. *European Heart Journal*. 2008 Sep 10;30(3):385–385

64. Butler R. Spontaneous dissection of native coronary arteries. *Heart*. 2005 Feb 1;91(2):223–4
65. Lim C, Banning A, Channon K. Optical Coherence Tomography in the Diagnosis and Treatment of Spontaneous Coronary Dissection. *J Invasive Cardiol* 2010;22:559–560
66. Prati F, Cera M, Ramazzotti V, Imola F, Giudice R, Albertucci M. Safety and feasibility of a new non-occlusive technique for facilitated intracoronary optical coherence tomography (OCT) acquisition in various clinical and anatomical scenarios. *EuroIntervention*. 2007 Nov;3(3):365–70
67. Muramatsu T, Tsukahara R, Ho M, Inoue T, Hirano K, Akimoto T, *et al*. Efficacy of Cutting Balloon Angioplasty for In-Stent Restenosis: An Intravascular Ultrasound Evaluation. *J Invasive Cardiol*. 2001;13(6)
68. Coroleu S, De Vita M, Burzotta F, Trani C, Porto I, Niccoli G, *et al*. Angiographic and clinical outcome of percutaneous coronary intervention for in-stent restenosis of bifurcated lesions. *EuroIntervention*. 2012 Oct;8(6):701–7
69. Chamié D, Bezerra HG, Attizzani GF, Yamamoto H, Kanaya T, Stefano GT, *et al*. Incidence, Predictors, Morphological Characteristics, and Clinical Outcomes of Stent Edge Dissections Detected by Optical Coherence Tomography. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2013 Aug;6(8):800–13
70. Prati F, Regar E, Mintz GS, Arbustini E, Di Mario C, Jang IK, *et al*. Expert review document on methodology, terminology, and clinical applications of optical coherence tomography: physical principles, methodology of image acquisition, and clinical application for assessment of coronary arteries and atherosclerosis. *European Heart Journal*. 2010 Feb 2;31(4):401–15
71. Mariani J, Guedes C, Soares P, Zalc S, Campos CM, Lopes AC, *et al*. Intravascular Ultrasound Guidance to Minimize the Use of Iodine Contrast in Percutaneous Coronary Intervention. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2014 Nov;7(11):1287–93
72. Taylor AJ, Bindeman J, Le TP, Bauer K, Byrd C, Feuerstein IM, *et al*. Progression of calcified coronary atherosclerosis: Relationship to coronary risk factors and carotid intima-media thickness. *Atherosclerosis*. 2008 Mar;197(1):339–45
73. Hong YJ, Jeong MH, Choi YH, Ko JS, Lee MG, Kang WY, *et al*. Plaque Characteristics in Culprit Lesions and Inflammatory Status in Diabetic Acute Coronary Syndrome Patients. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2009 Mar;2(3):339–49
74. Stanford W. Coronary Artery Calcification: Clinical Significance and Current Methods of Detection. *Am Journ Rad* 1993;161 :1139-1146
75. Singh RB, Mengi SA, Xu YJ, Arneja AS, Dhalla NS. Pathogenesis of atherosclerosis: A multifactorial process. *Exp Clin Cardiol* 2002;7(1):40-53

76. He B, Gai L, Gai J, Qiao H, Zhang S, Guan Z, *et al.* Correlation between major adverse cardiac events and coronary plaque characteristics. *Exp Clin Cardiol* 2013;18(2):e71-e76
77. Budoff MJ, Young R, Lopez VA, Kronmal RA, Nasir K, Blumenthal RS, *et al.* Progression of Coronary Calcium and Incident Coronary Heart Disease Events. *Journal of the American College of Cardiology*. 2013 Mar;61(12):1231–9
78. Camnitz WM, Keeley EC. Heavily Calcified Coronary Arteries: The Bane of an Interventionalist's Existence: HEAVILY CALCIFIED CORONARY ARTERIES. *Journal of Interventional Cardiology*. 2010 Jun 7;23(3):254–5
79. Costopoulos C, Naganuma T, Colombo A. Tools and Techniques Clinical: Percutaneous intervention of calcific coronary lesions. *EuroIntervention*. 2014;9
80. Terashima M, Kaneda H, Suzuki T. The Role of Optical Coherence Tomography in Coronary Intervention. *The Korean Journal of Internal Medicine*. 2012;27(1):1
81. Eshtehardi P, Cook S, Wandel S, Räber L, Wenaweser P, Togni M, *et al.* Impact of arterial injury on neointimal hyperplasia after implantation of drug-eluting stents in coronary arteries: an intravascular ultrasound study. *EuroIntervention* 2010;6:467-474
82. Alfonso F. Treatment of In-stent Restenosis – Past, Present and Future. *European Cardiology Review*. 2009;5(2):74
83. Tearney GJ, Regar E, Akasaka T, Adriaenssens T, Barlis P, Bezerra HG, *et al.* Consensus Standards for Acquisition, Measurement, and Reporting of Intravascular Optical Coherence Tomography Studies. *Journal of the American College of Cardiology*. 2012 Mar;59(12):1058–72
84. Waksman R, Ormiston JA. Bifurcation Stenting [Internet]. Wiley; 2012 [cited 2014 Sep 30]. Available from: <http://books.google.pt/books?id=-twdQn6B5AMC>
85. Lassen JF, Holm NR, Stankovic G, Lefèvre T, Chieffo A, Hildick-Smith D, *et al.* Percutaneous coronary intervention for coronary bifurcation disease: consensus from the first 10 years of the European Bifurcation Club meetings. *EuroIntervention*. 2014 Sep;10(5):545–60
86. Karanasos A, Tu S, van Ditzhuijzen NS, Ligthart JMR, Witberg K, Van Mieghem N, *et al.* A novel method to assess coronary artery bifurcations by OCT: cut-plane analysis for side-branch ostial assessment from a main-vessel pullback. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* [Internet]. 2014 Sep 16 [cited 2014 Oct 28]; Available from: <http://ehjcm.oxfordjournals.org/cgi/doi/10.1093/ehjci/ieu176>
87. Tu S, Holm NR, Christiansen EH, Reiber JHC. First Presentation of 3-Dimensional Reconstruction and Centerline-Guided Assessment of Coronary Bifurcation by Fusion of X-Ray Angiography and Optical Coherence Tomography. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2012 Aug;5(8):884–5

88. Wykrzykowska J. Intra-procedural, sequential OCT imaging to guide the treatment of complex bifurcation lesions with dedicated stent and BVS. European Bifurcation Club [Internet]. 2013 Oct 18 [cited 2014 Oct 28]; Available from: <http://www.medi8events.com/EBC/EBC-2013-PRESENTATIONS/FRIDAY/1-OCT-PARALLEL-SESSION/Wykrzykowska-EBC2013-JJW.pdf>
89. Okamura T, Onuma Y, Yamada J, Iqbal J, Tateishi H, Nao T, *et al.* 3D optical coherence tomography: new insights into the process of optimal rewiring of side branches during bifurcational stenting. *EuroIntervention*. 2014 Feb 17
90. Nakao F. Instant Stent-Accentuated 3-Dimensional Optical Coherence Tomography of a Bifurcation Lesion Treated With Reverse Minimum Overlapping Culotte Stenting. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2014 Sep;7(9):e121–2
91. Moreno PR. Neovascularization in Human Atherosclerosis. *Circulation*. 2006 May 9;113(18):2245–52
92. Kitabata H, Akasak T. Visualization of Plaque Neovascularization by OCT. In: Kawasaki M, editor. *Optical Coherence Tomography* [Internet]. InTech; 2013 [cited 2014 Nov 10]. Available from: <http://www.intechopen.com/books/optical-coherence-tomography/visualization-of-plaque-neovascularization-by-oct>
93. Finn AV, Jain RK. Coronary Plaque Neovascularization and Hemorrhage. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2010 Jan;3(1):41–4
94. Juan-Babot JO, Martínez-González J, Berrozpe M, Badimon L. Neovascularization in Human Coronary Arteries With Lesions of Different Severity. *Rev Esp Cardiol* 2003;56(10):978-86
95. Radu MD, Räber L, Garcia-Garcia HM, Serruys PW, editors. *The Clinical Atlas of Intravascular Optical Coherence Tomography*. Toulouse: Europa Edition; 2012
96. Kang S-J, Nakano M, Virmani R, Song H-G, Ahn J-M, Kim W-J, *et al.* OCT Findings in Patients With Recanalization of Organized Thrombi in Coronary Arteries. *JACC: Cardiovascular Imaging*. 2012 Jul;5(7):725–32
97. Cook J. Hemodynamic Findings of Spontaneously Recanalized Coronary Thrombus. *J Invasive Cardiol* 2012;24(7):368-369
98. Guagliumi G, Sirbu V, Musumeci G, Bezerra HG, Aprile A, Kyono H, *et al.* Strut Coverage and Vessel Wall Response to a New-Generation Paclitaxel-Eluting Stent With an Ultrathin Biodegradable Abluminal Polymer: Optical Coherence Tomography Drug-Eluting Stent Investigation (OCTDESI). *Circulation: Cardiovascular Interventions*. 2010 Aug 1;3(4):367–75
99. Guagliumi G, Sirbu V, Bezerra H, Biondi-Zoccai G, Fiocca L, Musumeci G, *et al.* Strut Coverage and Vessel Wall Response to Zotarolimus-Eluting and Bare-Metal Stents

- Implanted in Patients With ST-Segment Elevation Myocardial Infarction. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2010 Jun;3(6):680–7
100. Kashiwagi M, Liu L, Chu KK, Sun C-H, Tanaka A, Gardecki JA, *et al*. Feasibility of the Assessment of Cholesterol Crystals in Human Macrophages Using Micro Optical Coherence Tomography. van Zandvoort M, editor. *PLoS ONE*. 2014 Jul 21;9(7):e102669
101. Suhalim JL, Chung C-Y, Lilledahl MB, Lim RS, Levi M, Tromberg BJ, *et al*. Characterization of Cholesterol Crystals in Atherosclerotic Plaques Using Stimulated Raman Scattering and Second-Harmonic Generation Microscopy. *Biophysical Journal*. 2012 Apr;102(8):1988–95
102. Kataoka Y, Thornton J, Wolski K, Puri R, Harvey J, Uno K, *et al*. TCT-281 The Association Between Cholesterol Crystal And Features Of Plaque Vulnerability On Optical Coherence Tomography. *Journal of the American College of Cardiology*. 2012 Oct;60(17):B80
103. Fedele S, Biondi-Zoccai G, Kwiatkowski P, Di Vito L, Occhipinti M, Cremonesi A, *et al*. Reproducibility of Coronary Optical Coherence Tomography for Lumen and Length Measurements in Humans (The CLI-VAR [Centro per la Lotta contro l'Infarto-VARiability] Study). *The American Journal of Cardiology*. 2012 Oct;110(8):1106–12
104. Ahn J-M, Kang S-J, Mintz GS, Oh J-H, Kim W-J, Lee J-Y, *et al*. Validation of Minimal Luminal Area Measured by Intravascular Ultrasound for Assessment of Functionally Significant Coronary Stenosis. *JACC: Cardiovascular Interventions*. 2011 Jun;4(6):665–71
105. Gonzalo N, Escaned J, Alfonso F, Nolte C, Rodriguez V, Jimenez-Quevedo P, *et al*. Morphometric Assessment of Coronary Stenosis Relevance With Optical Coherence Tomography. *Journal of the American College of Cardiology*. 2012 Mar;59(12):1080–9
106. Gao L-J, Chen J-L, Chen J, Yang Y-J, Gao R-L, Li J-J, *et al*. Long-Term Clinical Efficacy of Cutting Balloon Angioplasty Followed by Bare Metal Stent Implantation for Treating Ostial Left Anterior Descending Artery Lesions. *Clinical Cardiology*. 2009 Aug;32(8):E31–E35
107. Prati F, Di Vito L, Biondi-Zoccai G, Occhipinti M, La Manna A, Tamburino C, *et al*. Angiography alone versus angiography plus optical coherence tomography to guide decision-making during percutaneous coronary intervention: the Centro per la Lotta contro l'Infarto-Optimisation of Percutaneous Coronary Intervention (CLI-OPCI) study. *EuroIntervention*. 2012 Nov;8(7):823–9
108. Imola F, Mallus MT, Ramazzotti V, Manzoli A, Pappalardo A, Di Giorgio A, *et al*. Safety and feasibility of frequency domain optical coherence tomography to guide decision making in percutaneous coronary intervention. *EuroIntervention* 2010;6:575-581

109. Leimgruber PP, Roubin GS, Anderson HV, Bredlau CE, Whitworth HB, Douglas JS, *et al*. Influence of intimal dissection on restenosis after successful coronary angioplasty. *Circulation*. 1985 Sep 1;72(3):530–5

Anexo 1

**Autorização do Conselho de Administração e da Comissão de Ética
do Hospital do Espírito Santo de Évora, E.P.E. para recolha de
dados**

Autorizações

Acta n.º 36 em 17/9/2014
Ponto n.º
O Conselho de Administração do HESE EPE

[Handwritten signatures]
Manuel Carvalho
Presidente
José Ventura Vogal
Carlos Mateus Gomes Vogal
José Chora
Enfermeiro Diretor

André Fernandes Pereira Jacinto
Serviço de Cardiologia

[Handwritten notes]
Manuel Carvalho
Presidente do Conselho
de Administração

Exmo. Sr. Presidente do Conselho de Administração do Hospital do Espírito Santo de Évora, EPE

Évora, 25 de Junho de 2014

[Handwritten notes]
Manuel Carvalho
Presidente do Conselho
de Administração

Venho por este meio solicitar a Vossa autorização para a recolha de dados demográficos e clínicos de um grupo de doentes submetidos a angioplastia coronária com balão com lâminas (*cutting-balloon*) em que se realiza *optical coherence tomography* (OCT) para orientação da estratégia terapêutica. Esta recolha insere-se no âmbito da tese final do Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular leccionado pela Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa e pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, realizada sob orientação do Professor Lino Patrício.

[Handwritten notes]
Manuel Carvalho
Presidente do Conselho
de Administração

A necessidade dos procedimentos efectuados será decidida clinicamente pelos cardiologistas responsáveis, estando a sua segurança salvaguardada. Os direitos dos doentes serão protegidos ao longo da recolha de dados e posterior análise.

Salienta-se que o serviço de cardiologia se encontra informado do processo a desenvolver. Anexa-se formulário de recolha de dados.

Aguardo deferimento.

Com os melhores cumprimentos,

Nada a opor
A Carrinho & F. L.
14/09/14
Rui F. Ambrósio

[Handwritten signature]
André Jacinto

HESE-EPE
RECEBIDO EM N.º 1610/14
RESPONDIDO EM N.º 15/18
Largo Senhor da Pobreza, 7000-811 Évora • Telf. 266 740 100 • Fax: 266 701 821 • Cont. 508 085 888

Nada a opor.
José António
18-7-14

Apêndice 1

Formulário de recolha de dados

Formulário de recolha de dados: protocolo OCT-CB

Doente n.º: _____

Raça: Caucasiana Africana Asiática _____

Sexo: Masculino Feminino

Idade: _____ anos

Peso: _____ Kg

Altura: _____ cm

Presença de factores de risco cardiovasculares:

- HTA
- Diabetes Mellitus*
- Dislipidémia
- Tabagismo (Ex ou actual)
- Antecedentes familiares doença coronária

Lesão tratada com *cutting balloon* (CB):

- Placa lípidica
- Placa fibrocalcificada
- Hiperplasia neointimal (reestenose intra-*stent*)
- Bifurcação
- Ostial

Realização do protocolo OCT – CB:

- Efectuar OCT pré-CB; Não realizou? Porquê? _____
- Efectuar insuflação de CB
- Efectuar OCT pós-CB; Não realizou? Porquê? _____

Caracterização da lesão		
	Pré-CB	Pós-CB
Diâmetro referência proximal (mm)		
Diâmetro referência distal (mm)		
Diâmetro referência médio (mm)		
Área referência proximal (mm ²)		
Área referência distal (mm ²)		
Área referência média (mm ²)		
MLA (<i>minimal lumen area</i>) (mm ²)		
Diâmetro máximo lesão (mm)		
Diâmetro mínimo lesão (mm)		
LEI (<i>lumen excentricity index</i>) no diâmetro de referência proximal		
LEI (<i>lumen excentricity index</i>) no diâmetro de referência distal		
LEI (<i>lumen excentricity index</i>) na MLA		
Volume de lúmen (mm ³)		

Caracterização das dissecções (<i>flaps</i>)		
	Pré-CB	Pós-CB
Nº de dissecções		
Profundidade (mm)		
Abertura (mm)		
Comprimento (mm)		

Caracterização das cavitações		
	Pré-CB	Pós-CB
Nº de cavitações		
Abertura (mm)		
Profundidade (mm)		
Área (mm ²)		

Visualização	OCT 2D		OCT 3D	
	Sim	Não	Sim	Não
Placa				
Dissecção				
Trombos				
AIT				
Envolvimento bifurcação				

Apêndice 2

Descrição dos casos

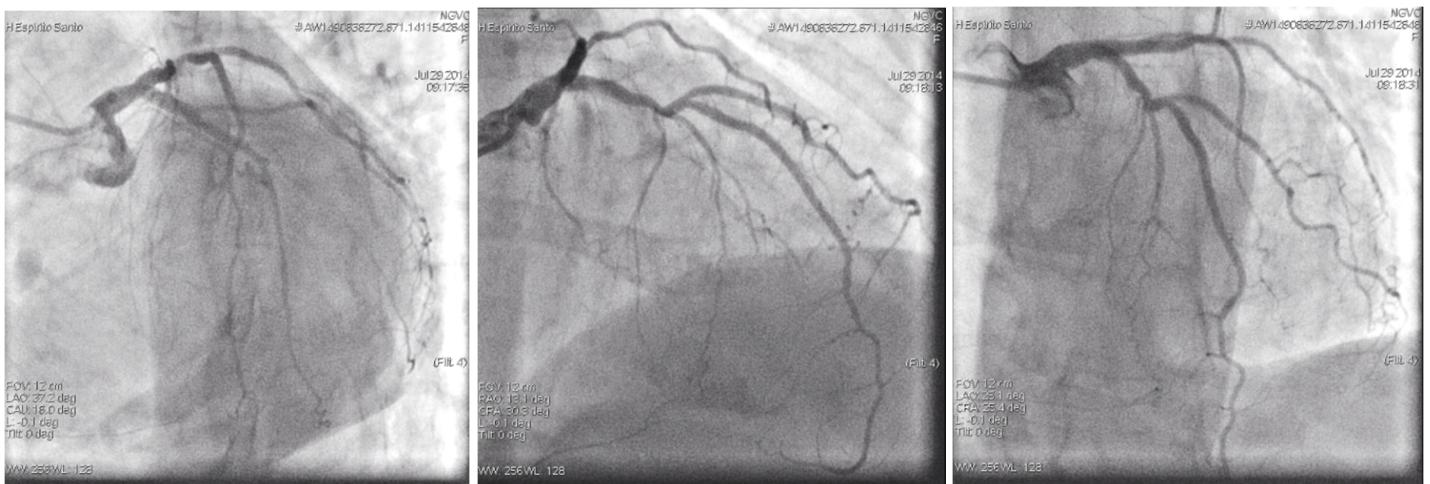
Lista de abreviaturas

- **2D** – bidimensional
- **3D** – tridimensional
- **AAS** – ácido acetilsalicílico
- **ADO** – antidiabéticos orais
- **CB** – *Flextome™ Cutting Balloon™*
- **CCS** – *Canadian Cardiovascular Society*
- **CD** – artéria coronária direita
- **CPM** – cintigrafia de perfusão miocárdica
- **CTO** – *chronic total occlusion*
- **Cx** – artéria circunflexa
- **DA** – artéria descendente anterior
- **Dm** – *diabetes mellitus*
- **EAM** – enfarte agudo do miocárdio
- **EAMSSST** – enfarte agudo do miocárdio sem supradesnivelamento do segmento ST
- **ETT** – ecocardiograma transtorácico
- **FEVE** – fracção de ejeção do ventrículo esquerdo
- **HTA** – hipertensão arterial
- **IVP** – artéria interventricular posterior
- **JR4** – Judkins direito curva 4
- **MIE** – artéria mamária interna esquerda
- **MLA** – *minimal lumen area*
- **OCT** – *optical coherence tomography*
- **OM1** – artéria 1ª obtusa marginal
- **OM2** – artéria 2ª obtusa marginal
- **RIS** – reestenose intra-*stent*
- **RPL** – ramo postero-lateral
- **TC** – tronco comum

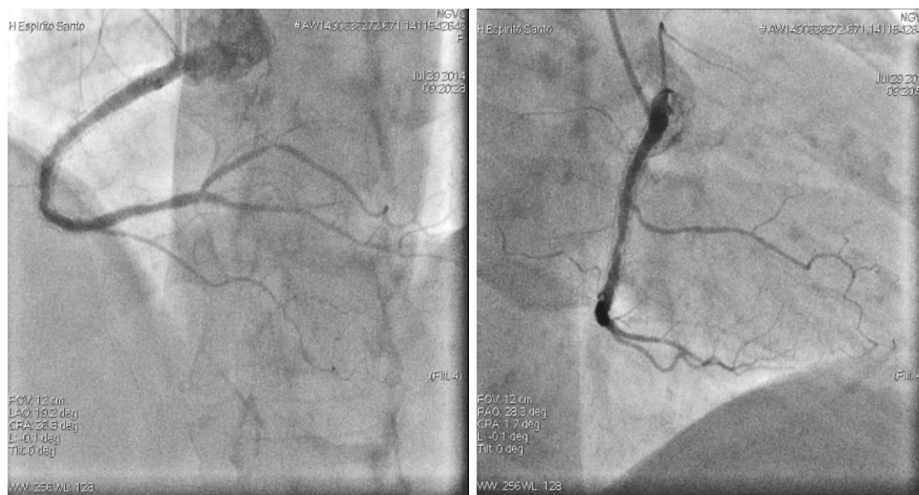
Caso 1

Doente do sexo feminino, 56 anos, 1.55 m, 70 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por angina estável classe CCS 2 com prova de esforço positiva. Apresenta como perfil de risco a presença de hipercolesterolemia, hipertensão arterial (HTA), ex-tabagismo e antecedentes familiares de doença coronária. Possui fracção de ejeção do ventrículo esquerdo (FEVE) normal em ecocardiograma transtorácico (ETT) recente. Tem como antecedentes clínicos um enfarte agudo do miocárdio (EAM) e insuficiência cardíaca, tendo já realizado várias angioplastias da coronária direita (CD), em 2006 com a colocação de 1 *stent* sem fármaco, em 2007 com a colocação de 2 *stents* sem fármaco e em 2011 com a colocação de 2 *stents* com fármaco.

Efectua-se coronariografia por via radial a 29/07/2014, que mostra doença coronária de 2 vasos com lesão de 50% na descendente anterior (DA) média, oclusão da 2ª obtusa marginal (OM2) (vaso fino), reestenose intra-*stent* (RIS) de 70% na CD média, ausência de reestenose do *stent* da CD distal e lesão de 70% do ramo postero-lateral (RPL). Dominância direita. Não se efectua ventriculografia.



Figuras 1, 2 e 3: Visualização angiográfica da artéria coronária esquerda, revelando lesão de 50% da DA média e oclusão da OM2.



Figuras 4 e 5: Visualização angiográfica da artéria coronária direita, revelando RIS de 70% da CD média, patência do *stent* da CD distal e lesão de 70% do RPL.

Decide-se avançar de seguida para angioplastia da reestenose do stent da CD média, utilizando-se catéter guia Judkins direito curva 4 (JR4) 6F e guia Runthrough™ NS Hypercoat colocada na interventricular posterior (IVP). Recorre-se à técnica de OCT para confirmar previamente a severidade avaliando a *minimal lumen area* (MLA), que é de 2,3 mm², não se observando a presença de quaisquer dissecções ou cavitações.

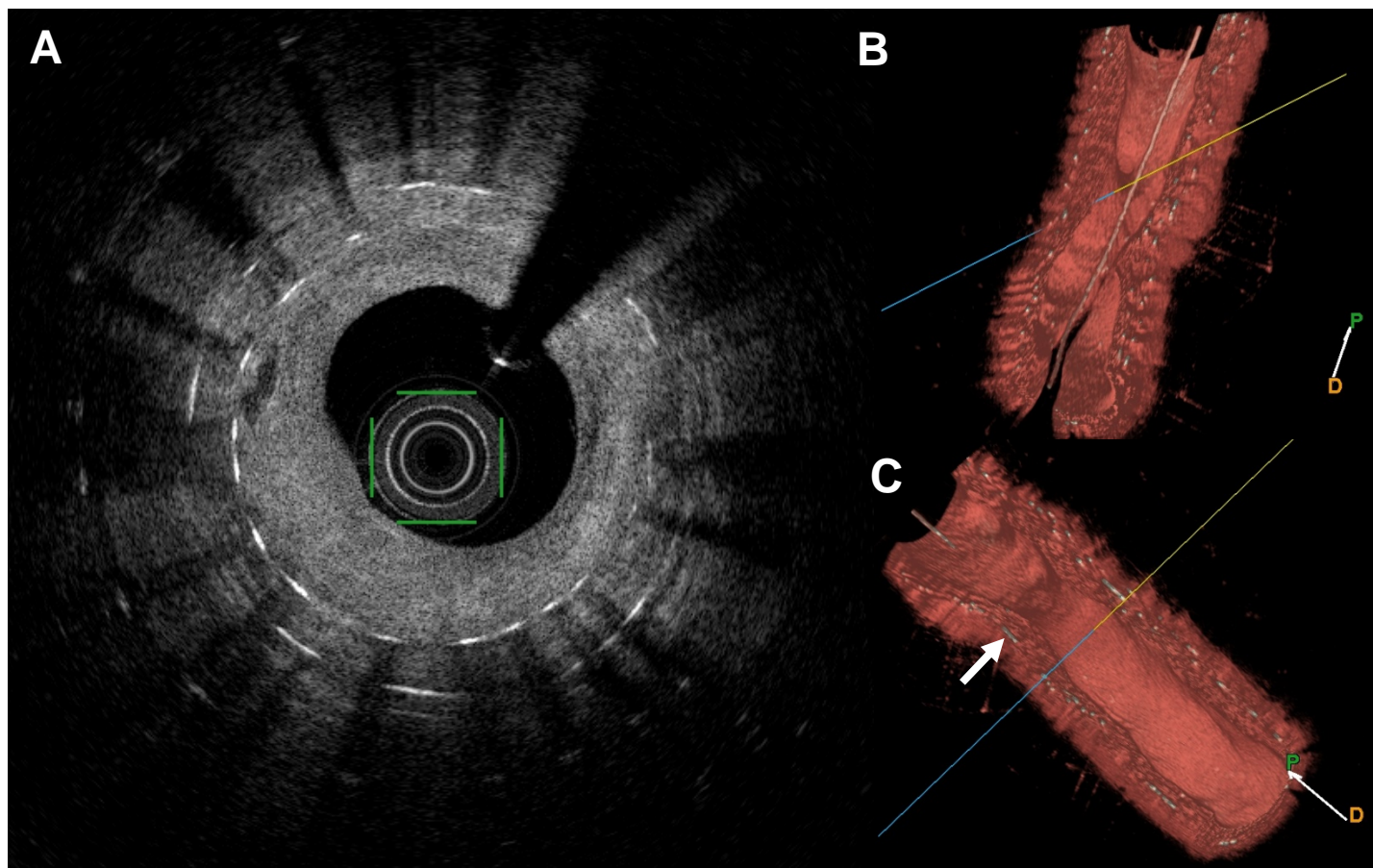


Figura 6: **A** – Imagem OCT 2D da RIS na CD média, em zona de *overlap*; **B** – Reconstrução 3D da RIS na CD média; **C** – Reconstrução 3D da RIS na CD média, observando-se a zona de MLA (seta branca).

Efectua-se pré-dilatação com Flextome™ Cutting Balloon™ (CB) (Boston Scientific, Marlborough, Massachussetts, EUA) 3.5x10 mm, realizando-se OCT de seguida, em que se observa a presença de 4 cavitações (tabela 1) e a ausência de dissecções.

Tabela 1: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,42	0,29	0,1
B	0,37	0,18	0,1
C	0,47	0,25	0,1
D	0,57	0,25	0,1

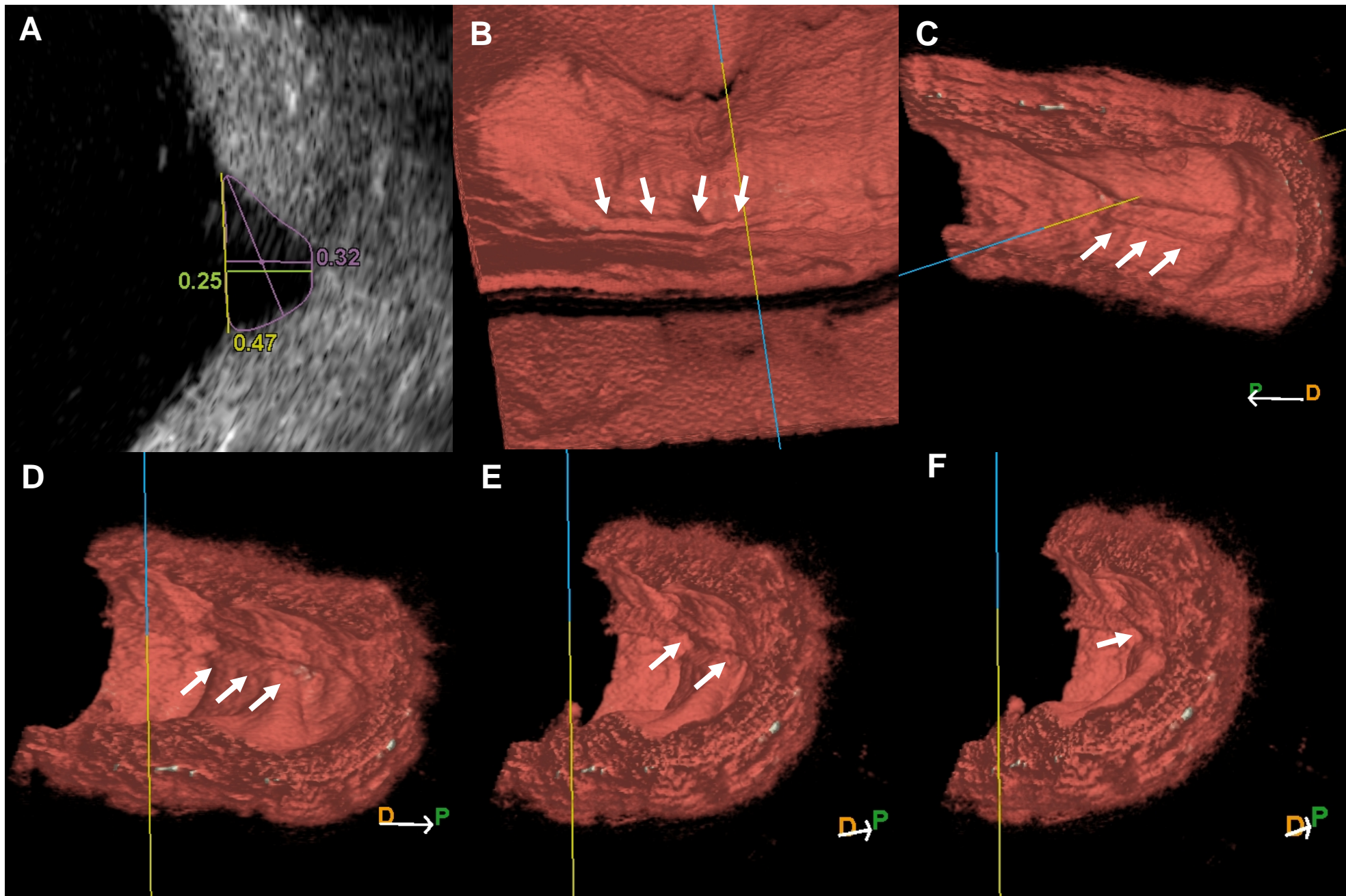


Figura 7: **A** – Imagem OCT 2D de cavitação pós-CB; **B** – Reconstrução 3D em *Carpet* da cavitação, observando-se linha de fissura (setas brancas); **C, D, E e F** – Reconstrução 3D em *Vessel* da cavitação, observando-se linha de fissura com profundidade bem definida (setas brancas).

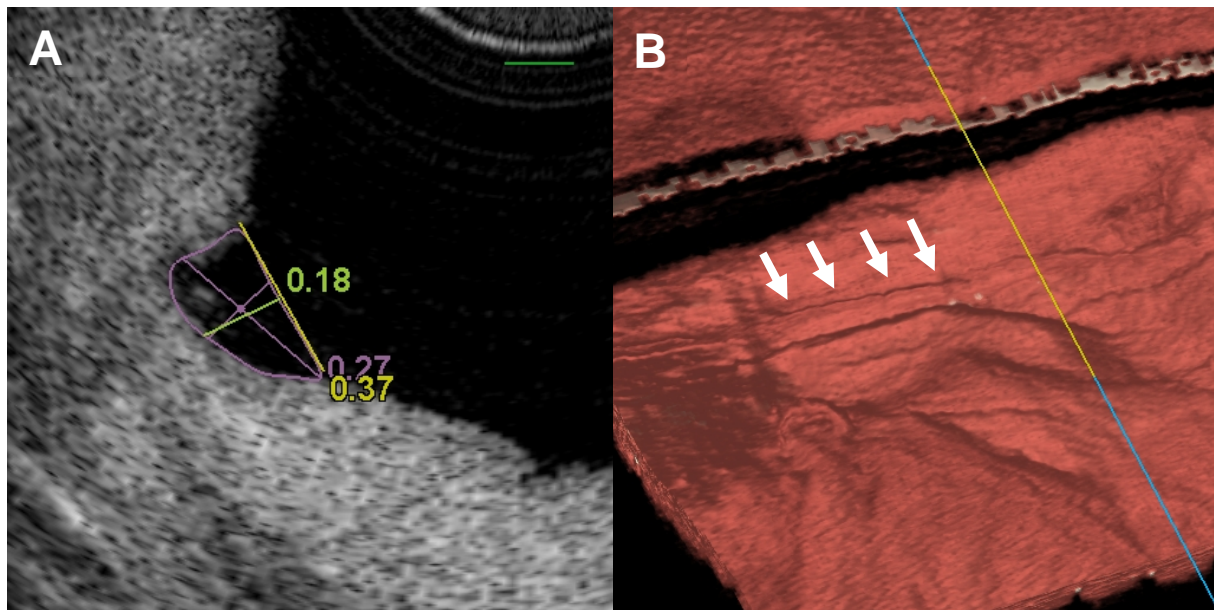
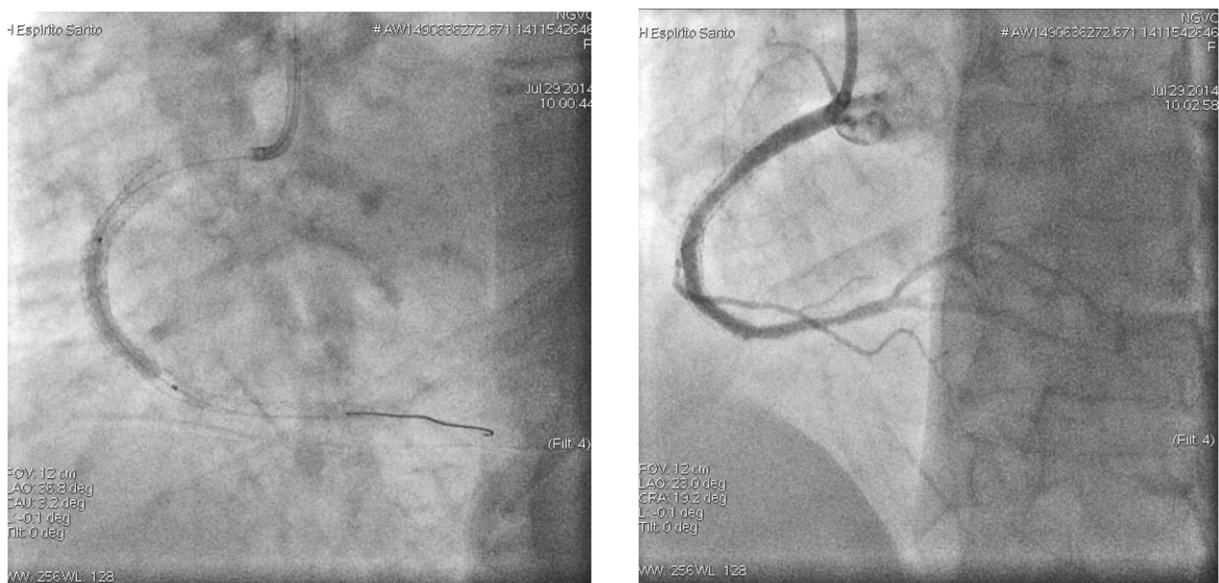


Figura 8: **A** – Imagem OCT 2D de cavitação pós-CB; **B** – Reconstrução 3D em *Carpet* da cavitação, observando-se linha de fissura (setas brancas).

Finaliza-se com aplicação de balão com paclitaxel SeQuent® Please (B. Braun Melsungen AG, Berlim, Alemanha) durante 60 segundos. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final.



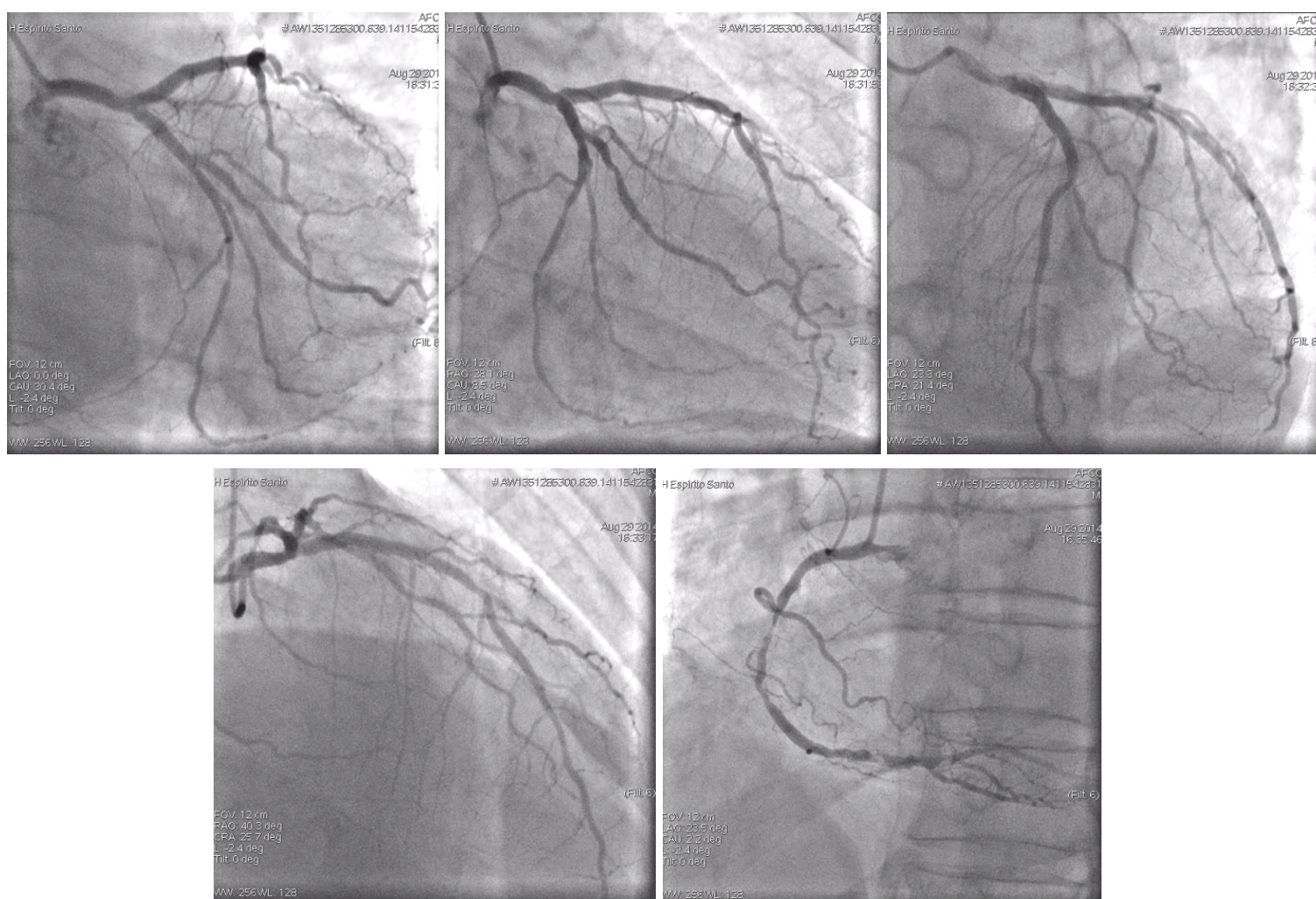
Figuras 9 e 10: Aplicação do balão SeQuent® Please (esquerda) e bom resultado angiográfico final (direita).

Fica medicado com ácido acetilsalicílico (AAS) e clopidogrel pelo menos durante 6 meses e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

Caso 2

Doente do sexo masculino, 63 anos, 1.70 m, 74 kg, que tem indicação para realizar cateterismo por EAM sem supra desnivelamento do segmento ST (EAMSST), com 9 dias de evolução à data do exame. Apresenta como perfil de risco a presença de *diabetes mellitus* (DM) tipo II tratada com antidiabéticos orais (ADO), HTA e tabagismo activo. Possui FEVE normal em ETT recente. Não apresenta antecedentes clínicos significativos.

Efectua-se coronariografia por via radial a 29/08/2014, que mostra doença coronária de 1 vaso com lesão de 50% na DA média, lesão de 50% na 1ª obtusa marginal (OM1) e lesões pré-oclusivas (99%) da CD média e distal. Dominância direita. Não se efectua ventriculografia.



Figuras 11, 12, 13, 14 e 15: Visualização angiográfica das artérias coronárias esquerda e direita, revelando lesão de 50% na DA média, lesão de 50% na OM1 e lesões pré-oclusivas (99%) da CD média e distal.

Decide-se avançar de seguida para angioplastia das lesões pré-oclusivas dos segmentos médio e distal da CD. Utiliza-se catéter guia JR4 6F e guia Runthrough™ NS Hypercoat colocada na IVP. Tenta-se atravessar a lesão com o catéter FastView™ (Terumo,

Tóquio, Japão), o que não se revela possível. Procedeu-se então a pré-dilatação da lesão com recurso a balão não compliant Hiryu (Terumo, Tóquio, Japão) 2,5x15 mm. Efectua-se OCT das lesões em causa, medindo-se uma MLA de 1,7 mm² e observando-se 1 dissecção (tabela 2) e 2 cavitações (tabela 3).

Tabela 2: Medições por OCT da dissecção visualizada pré-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,45	0,81	1,08

Tabela 3: Medições por OCT das cavitações visualizadas pré-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
B	0,27	0,2	0,05

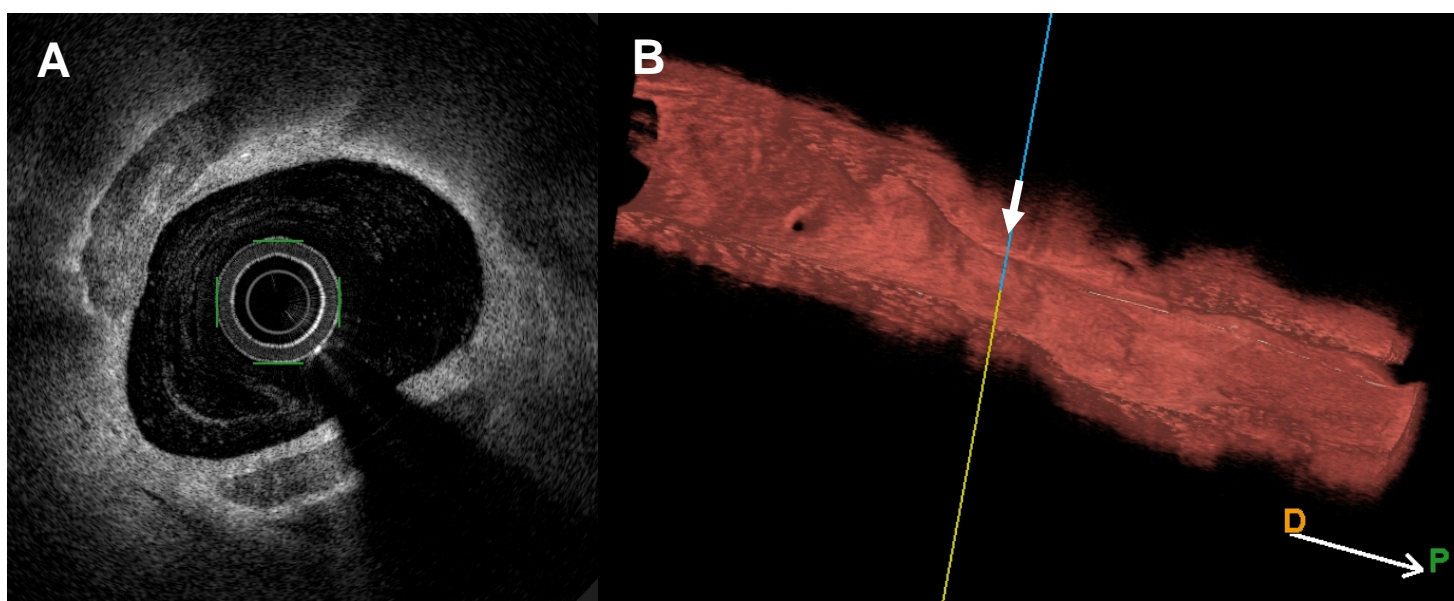


Figura 16: **A** – Imagem OCT 2D das placas fibrocalcificadas. **B** – Reconstrução 3D em modo *Vessel* da zona de maior estenose (MLA) (seta branca).

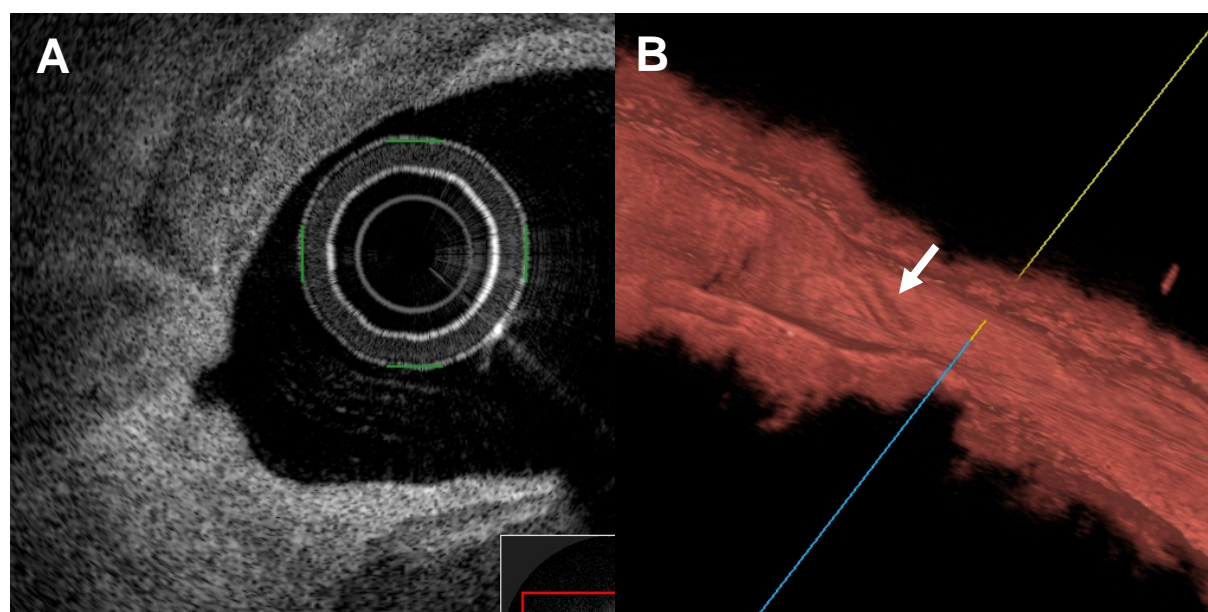


Figura 17: **A** – Imagem OCT 2D de cavitação pré-CB. **B** – Reconstrução 3D em modo *Vessel* da linha de fissura correspondente observada (seta branca).

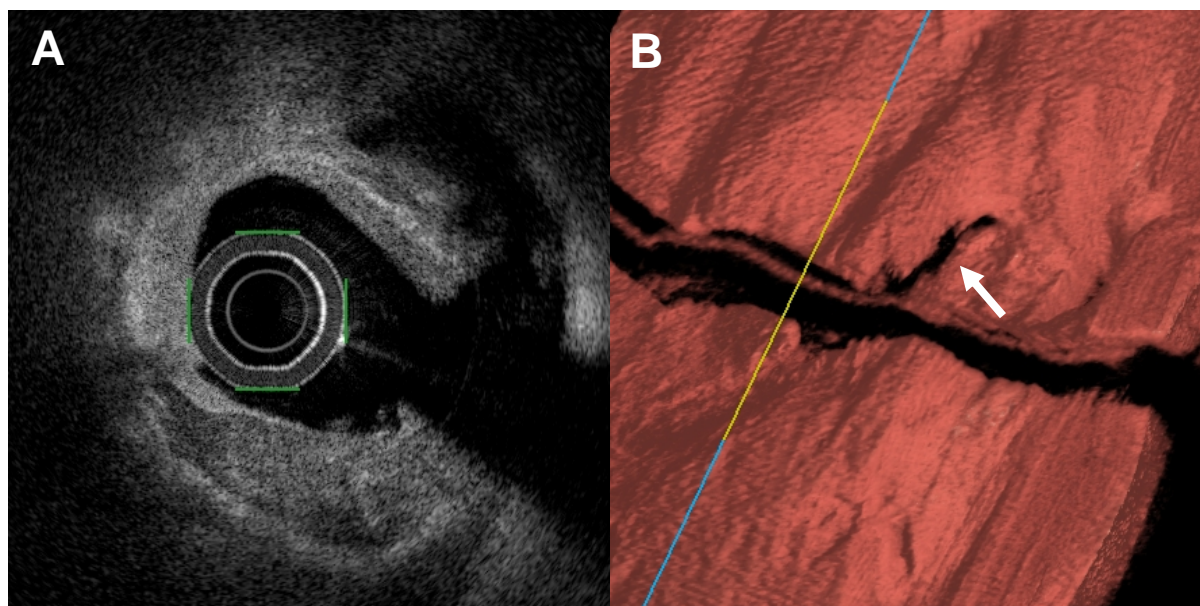


Figura 18: **A** – Imagem OCT 2D de dissecção pré-CB; **B** – Reconstrução 3D em modo *Carpet* do *flap* observado (seta branca) (direita).

Efectua-se seguidamente pré-dilatação com CB 2.5x10mm. Repete-se a técnica de OCT para visualização das alterações provocadas pelo CB, tendo-se observado 1 dissecção (tabela 4) e 5 cavitações (tabela 5).

Tabela 4: Medições por OCT da dissecção visualizada pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,4	0,79	1,48

Tabela 5: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,73	0,24	0,2
B	0,42	0,55	0,2
C	0,4	0,51	0,1
D	0,22	0,15	0,02
E	0,41	0,32	0,1

São implantados 2 *stents* com fármaco Resolute Integrity (Medtronic, Minneapolis, Minnesota, EUA) 2.5x18mm na CD distal e 2.75x30mm na CD média, com bom resultado angiográfico final. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

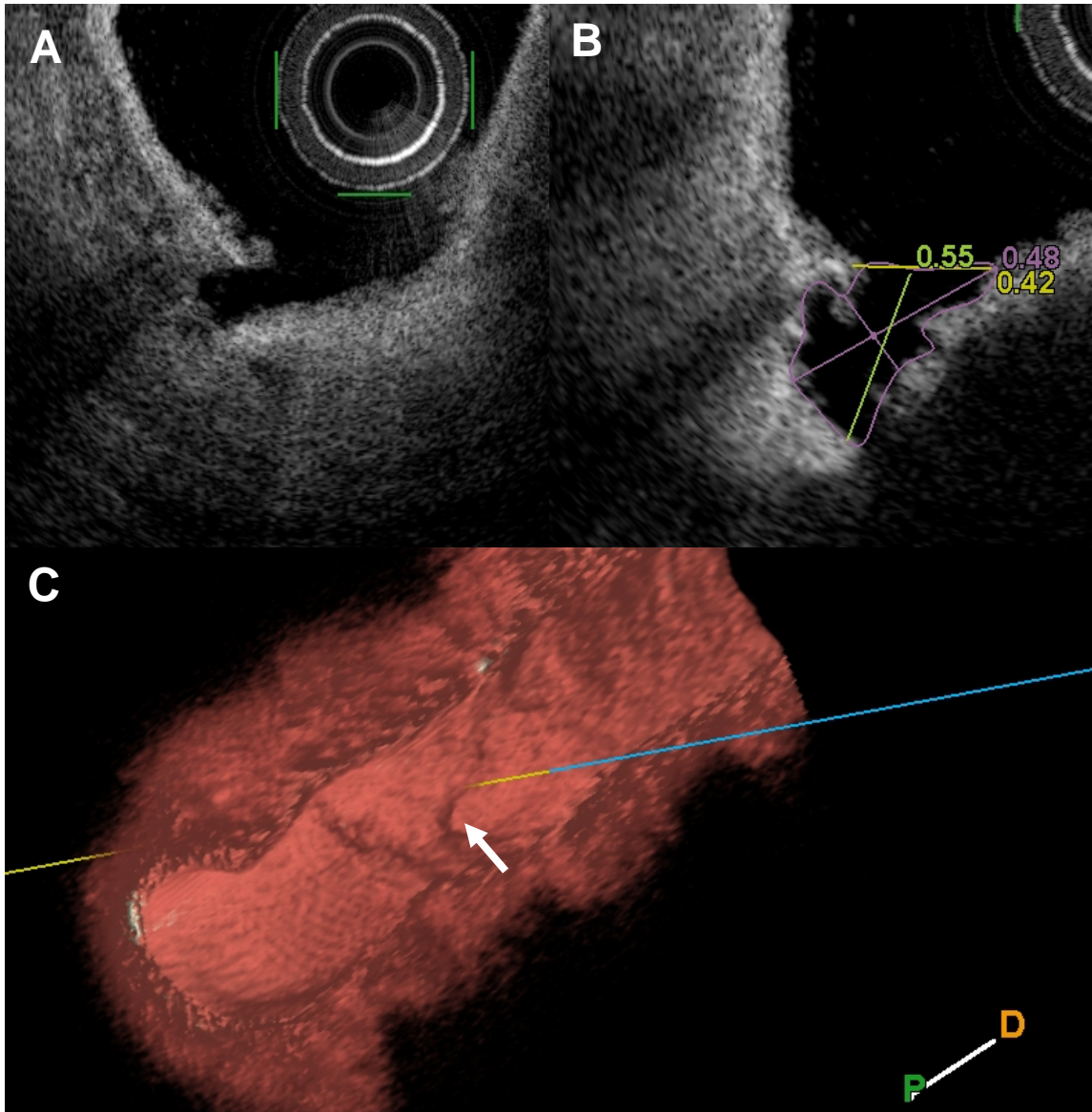
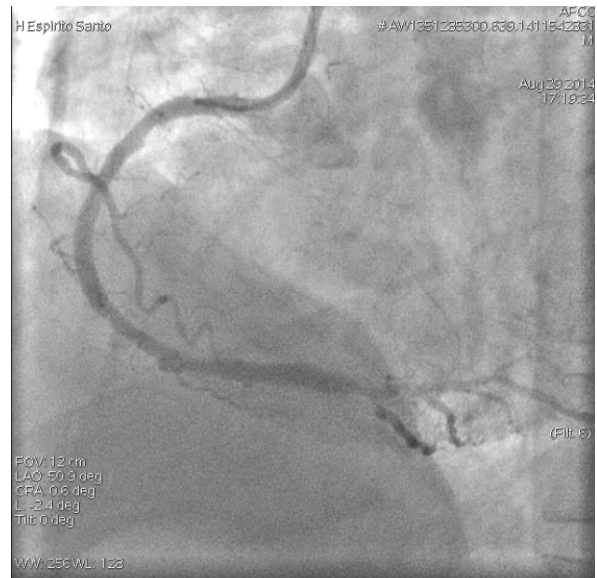
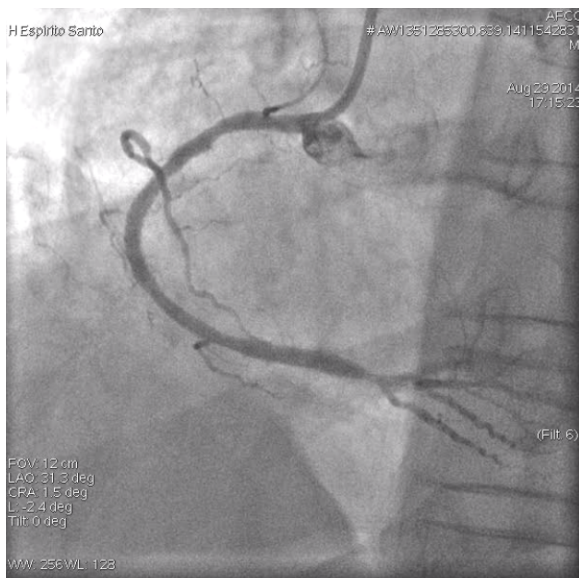


Figura 19: A e B – Imagens OCT 2D de cavitações contínuas em *frames* sequenciais pós-CB. C – Reconstrução 3D em modo Vesse/da cavitação observado (seta branca).



Figuras 20 e 21: Bom resultado angiográfico final.

Caso 3

Doente do sexo masculino, 73 anos, 1.70 m, 88 kg, que tem indicação para realizar cateterismo por angina instável com 4 dias de duração, estabilizada. Apresenta como perfil de risco a presença de DM tipo II tratada com ADO, hipercolesterolemia, HTA e tabagismo activo. Possui FEVE normal em ETT recente. Não apresenta antecedentes clínicos significativos.

Efectua-se coronariografia por via radial a 08/08/2014, que mostra doença coronária de 1 vaso com lesão pré-oclusiva (99%) na DA ostial, lesão de 60% na circunflexa (Cx) média, lesão de 30% da CD proximal e lesão de 50% da CD distal. Dominância direita. Não se efectua ventriculografia. Agenda-se angioplastia electiva da lesão pré-oclusiva da DA ostial.

A 19/08/2014 realiza-se angioplastia por via femoral, utilizando-se catéter guia XB3.5 7F e duas guias Runthrough™ NS Hypercoat colocadas na DA distal e na Cx distal. Tenta-se atravessar a lesão com o catéter FastView™, o que não se revela possível. Proceda-se então a pré-dilatação da lesão com recurso a balão não compliant Hiryu 3,0x10 mm. Efectua-se OCT da lesão da DA ostial, verificando-se uma MLA de 3,8 mm² e observando-se 1 cavitação (tabela 6) e ausência de dissecções.

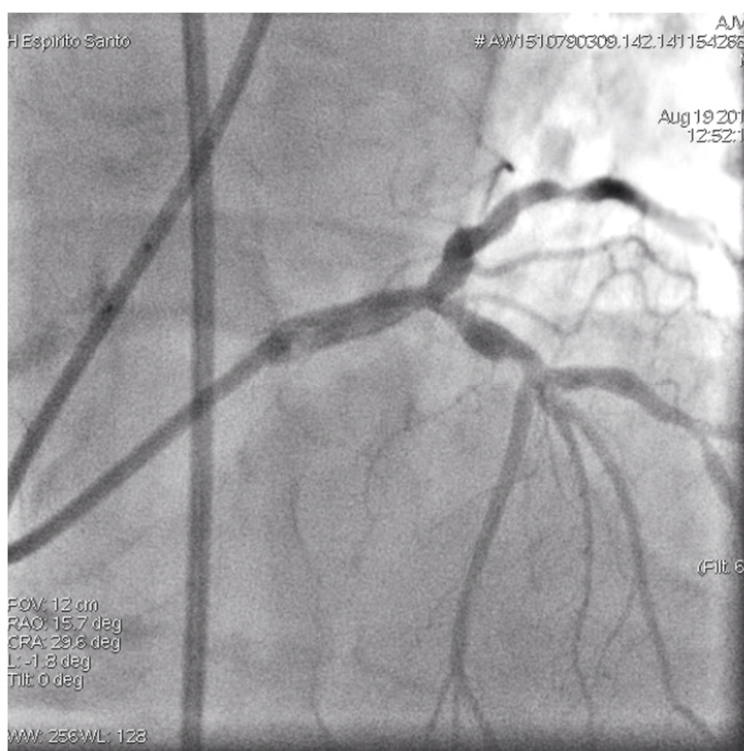


Figura 22: Visualização angiográfica da artéria coronária esquerda, observando-se lesão pré-oclusiva (99%) na DA ostial e lesão de 60% na circunflexa (Cx) média.

Tabela 6: Medições por OCT da cavitação visualizada pré-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,57	0,59	0,3

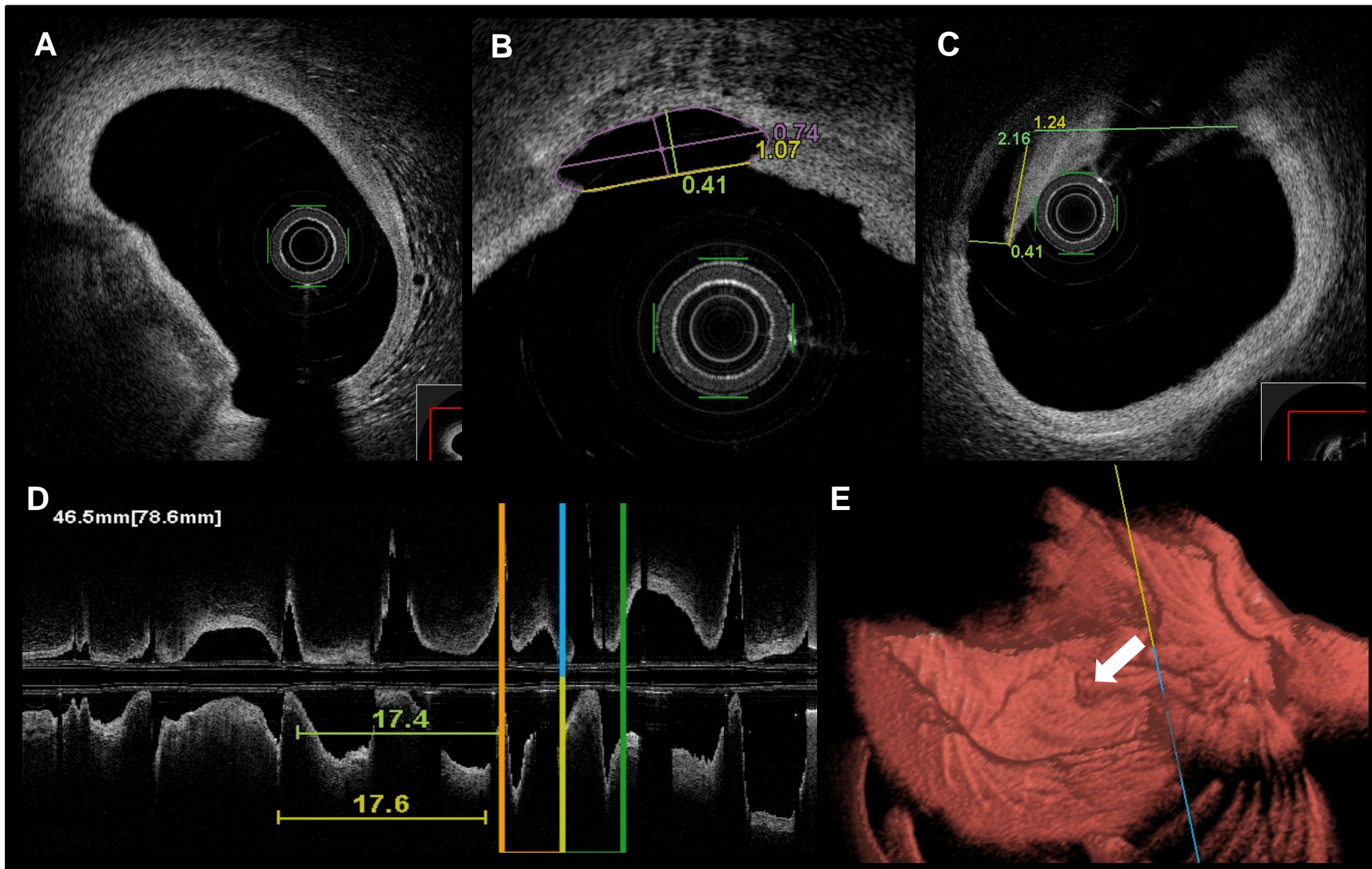


Figura 23: Imagens OCT 2D da lesão tratada. **A** – Placa lipídica com *thick cap* (entre 6h00 e 9h00) pré-CB; **B** – Cavitação pós-CB; **C** – Dissecção pós-CB; **D** – Corte longitudinal do vaso, que, devido à sua configuração ectásica, se caracteriza pela presença de artefactos acentuados na imagem OCT 2D, que limitaram a reconstrução 3D. **E** – Cavitação observada pré-CB através da reconstrução 3D em modo *Vessel* (seta branca).

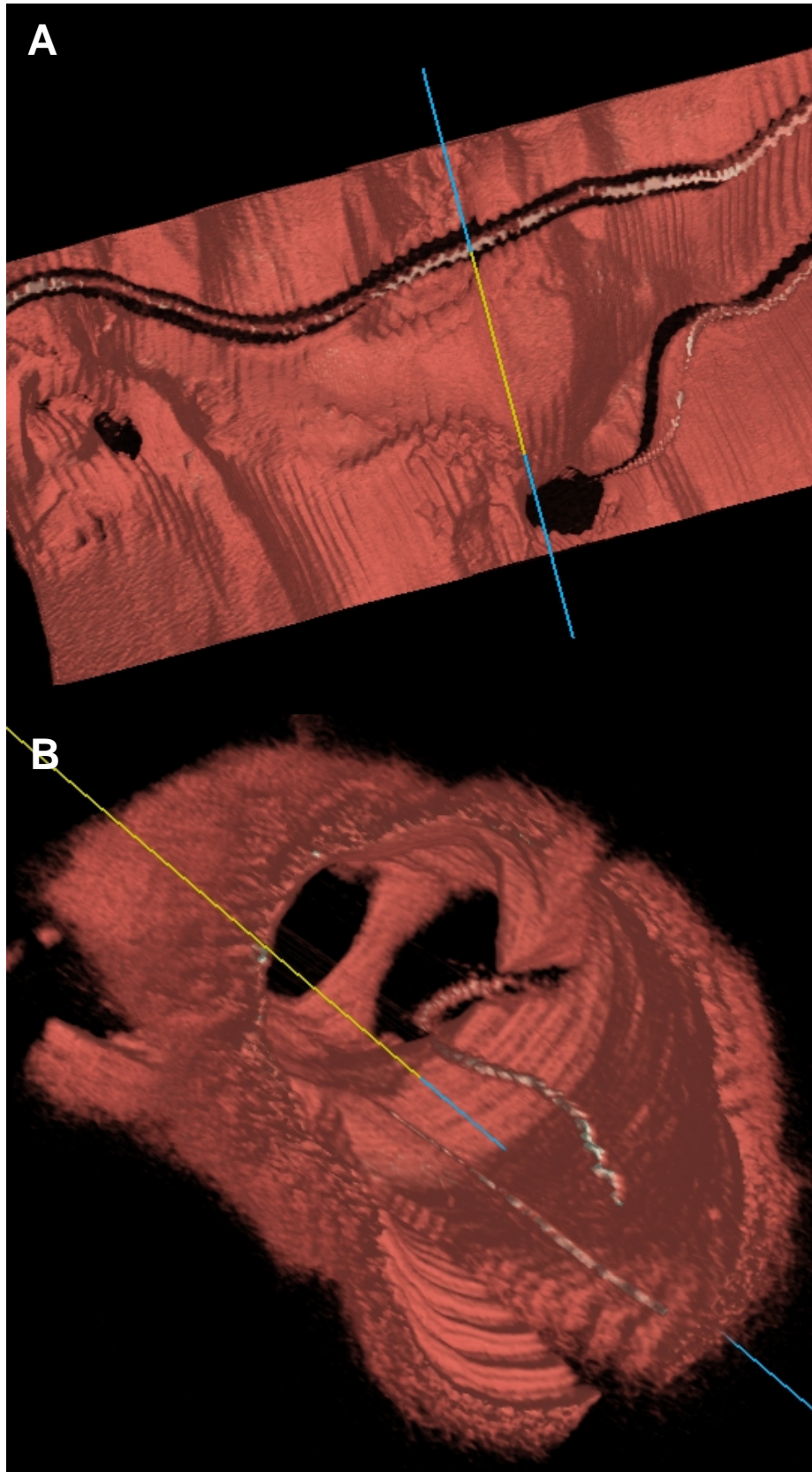


Figura 24: Reconstrução 3D da bifurcação: tronco comum para DA e Cx. **A** – Modo *Carpet*, observando-se fio guia para a DA (em cima) e fio guia para a Cx (em baixo), visualizando-se o *ostium* desta com o catéter *FastView™* posicionado na DA. **B** – Bifurcação visualizada em modo *Vessel*.

Realiza-se de seguida pré-dilatação da lesão com CB 3.5x10mm, repetindo-se depois a técnica de OCT, tendo-se observado 1 dissecção (tabela 7) e 1 cavitação (tabela 8).

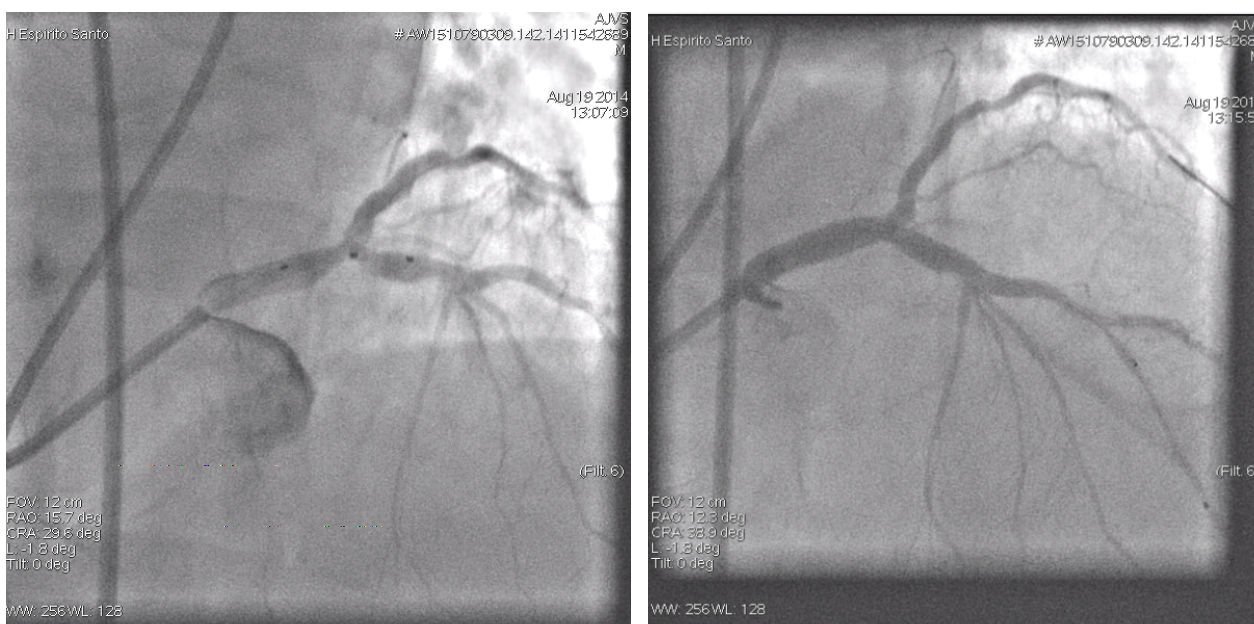
Tabela 7: Medições por OCT da dissecção visualizada pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,41	2,16	1,24

Tabela 8: Medições por OCT da cavitação visualizada pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	1,07	0,41	0,4

Finaliza-se com implantação de um *stent* com fármaco dedicado ao *main branch* de bifurcações BIOSS® LIM (Balton Sp., Varsóvia, Polónia) 3.75/4.5x15mm, do tronco comum (TC) distal para a DA proximal e um *stent* com fármaco Resolute Integrity 3.0x15mm na DA proximal, com zona de *overlap*. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.



Figuras 25 e 26: Implantação do *stent* BIOSS® LIM, observando-se as três marcas radiopacas que permitem um adequado posicionamento em relação ao *ostium* do *side branch*, neste caso a Cx (esquerda) e bom resultado angiográfico final (direita).

Caso 4

Doente do sexo feminino, 61 anos, 1.70 m, 87 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por angina estável classe CCS 2. Apresenta como perfil de risco a presença de HTA. Não realiza ETT prévio. Tem como antecedentes clínicos insuficiência renal crónica em hemodiálise.

Efectua-se coronariografia por via femoral a 12/08/2014, que mostra doença coronária de 1 vaso com *chronic total occlusion* (CTO) da CD proximal. Dominância direita. Realiza ventriculografia que revela FEVE normal (52%) sem alterações segmentares. Agenda-se angioplastia electiva da CTO da CD proximal. A 22/08/2014 realiza-se angioplastia por via femoral, utilizando-se catéter guia JR4 7F e microcatéter Finecross™ (Terumo, Tóquio, Japão) com guia Fielder XT (Asahi Intecc, Aichi, Japão), atravessando a lesão. Troca-se a guia Fielder XT por uma Runthrough™ NS Hypercoat colocando-a na IVP.

Efectua-se técnica de OCT, verificando-se uma MLA de 2,2 mm² e não se observando quaisquer dissecções ou cavitações. Realiza-se seguidamente pré-dilatação da lesão com CB 3.5x6mm, repetindo-se depois a técnica de OCT, verificando-se a presença de 2 dissecções (tabela 9) e 8 cavitações (tabela 10).

Tabela 9: Medições por OCT das dissecções visualizadas pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,6	1,27	1,92
B	0,32	1,04	1,82

Tabela 10: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,69	0,25	0,1
B	0,39	0,15	0,04
C	0,67	0,25	0,1
D	0,72	0,34	0,2
E	0,63	0,18	0,1
F	0,84	0,26	0,1
G	0,87	0,43	0,3
H	0,5	0,41	0,2

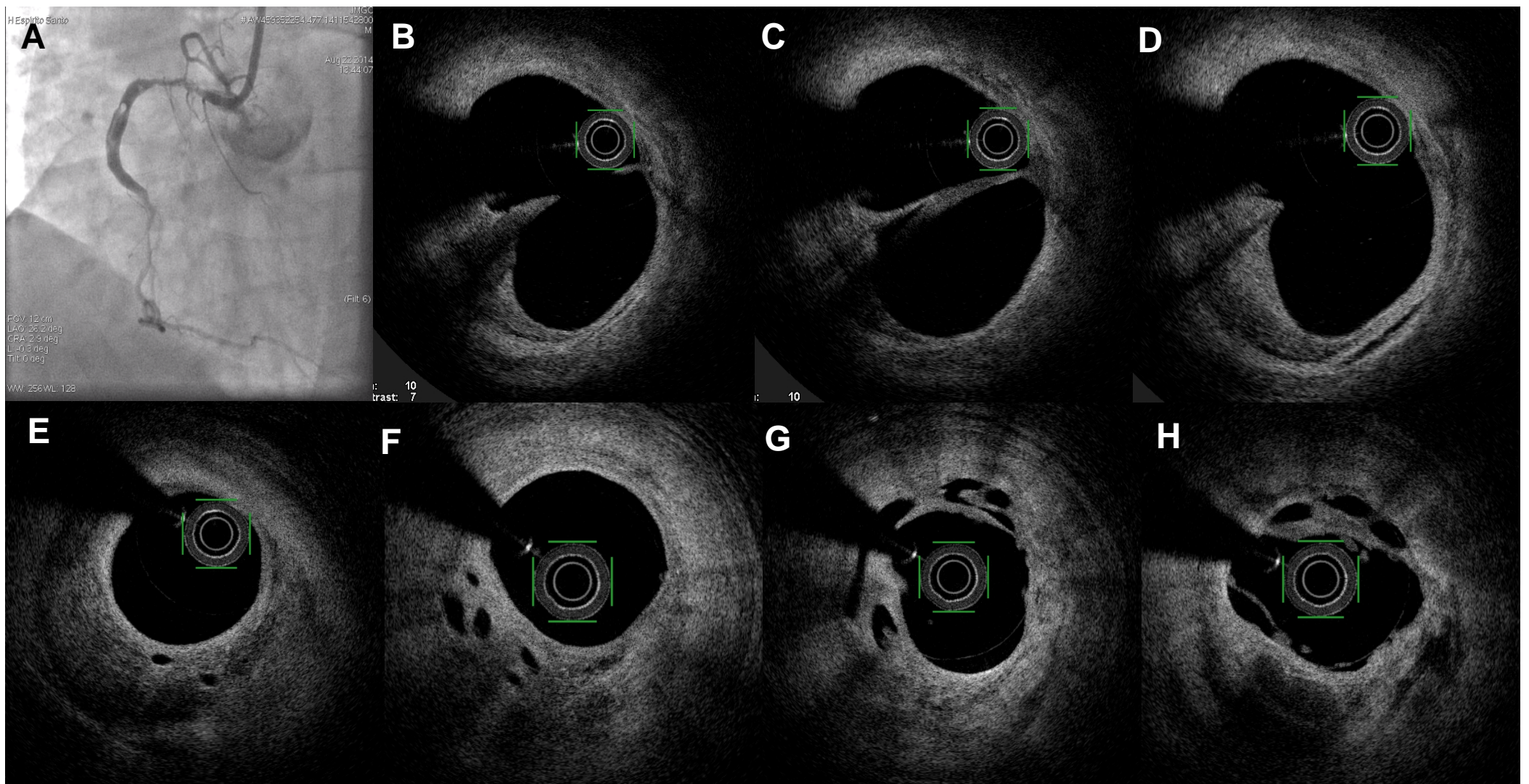


Figura 27: A – Visualização angiográfica da CTO da CD proximal, com defeito de preenchimento distal à lesão, na CD média. **B, C e D** – Imagem sugestiva de trombo organizado, mantendo-se em múltiplos *frames* sequenciais. **E, F, G e H** – Imagens sugestivas de trombo organizado *versus* neovascularização, apresentando cavidades elípticas, com baixa intensidade de sinal e preenchidas a negro à semelhança do lúmen do vaso, com bordos bem definidos e presentes em múltiplos *frames* sequenciais.

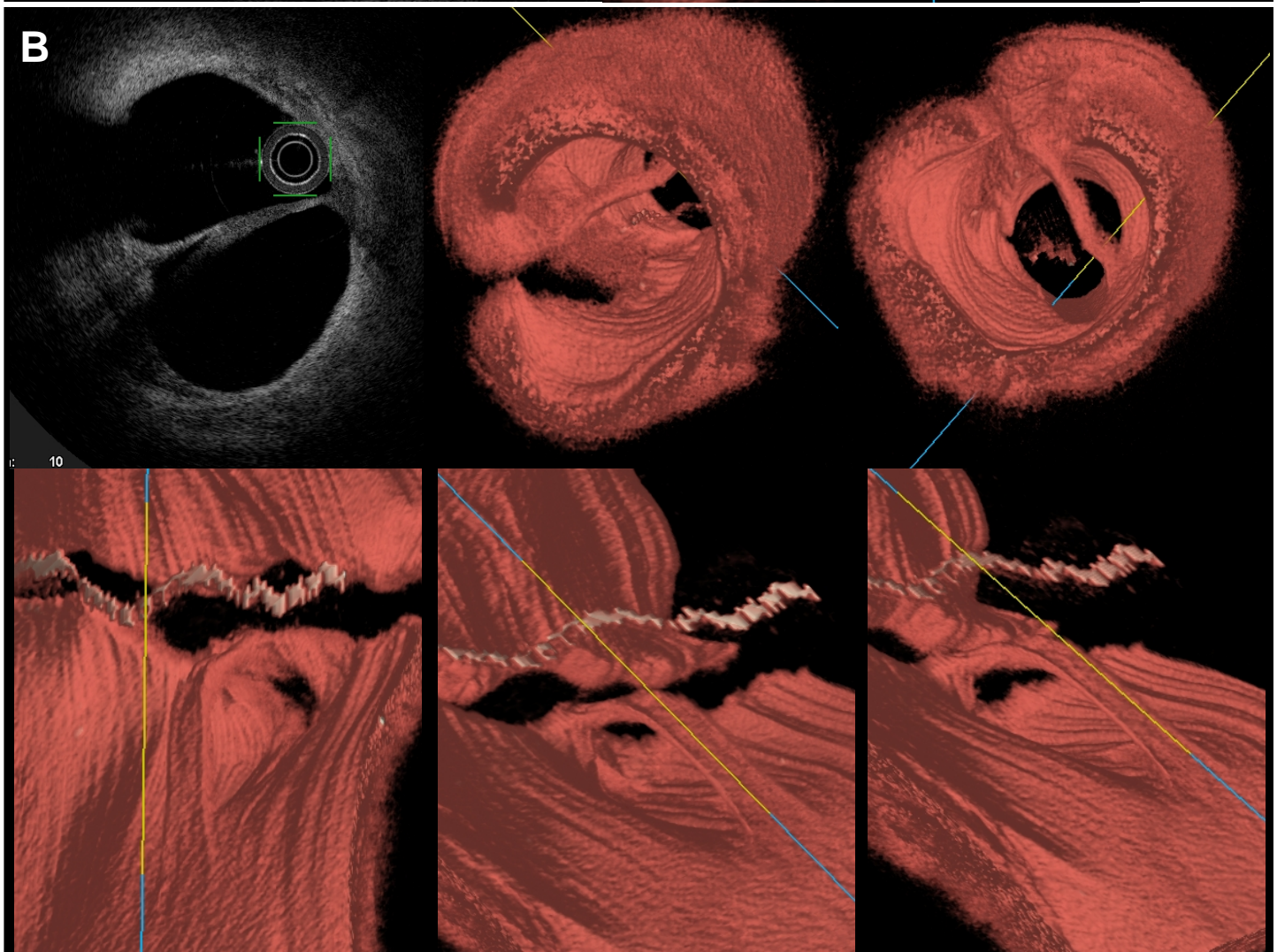
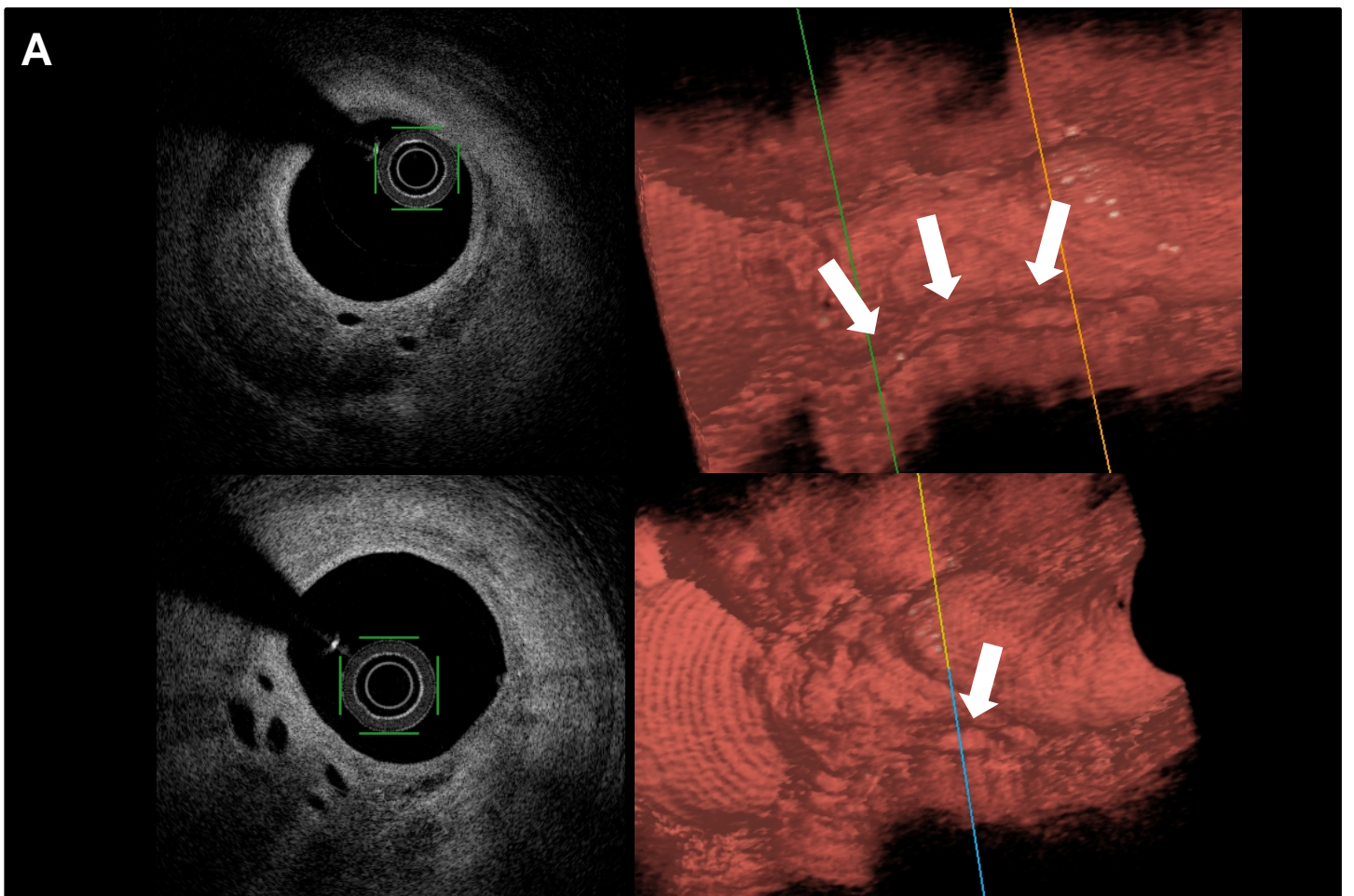


Figura 28: **A** – Imagens sugestivas de neovascularização. Direita: imagens em OCT 2D; esquerda: reconstrução 3D, com definição da continuidade destas estruturas e observando-se um pequeno vaso (setas brancas) com 2,7 mm de comprimento e continuidade para o exterior do lúmen arterial. **B** – Imagens sugestivas de trombo organizado, criando dois lúmens no interior do vaso. Na reconstrução 3D, observa-se uma estrutura rectilínea a dividir o lúmen do vaso.

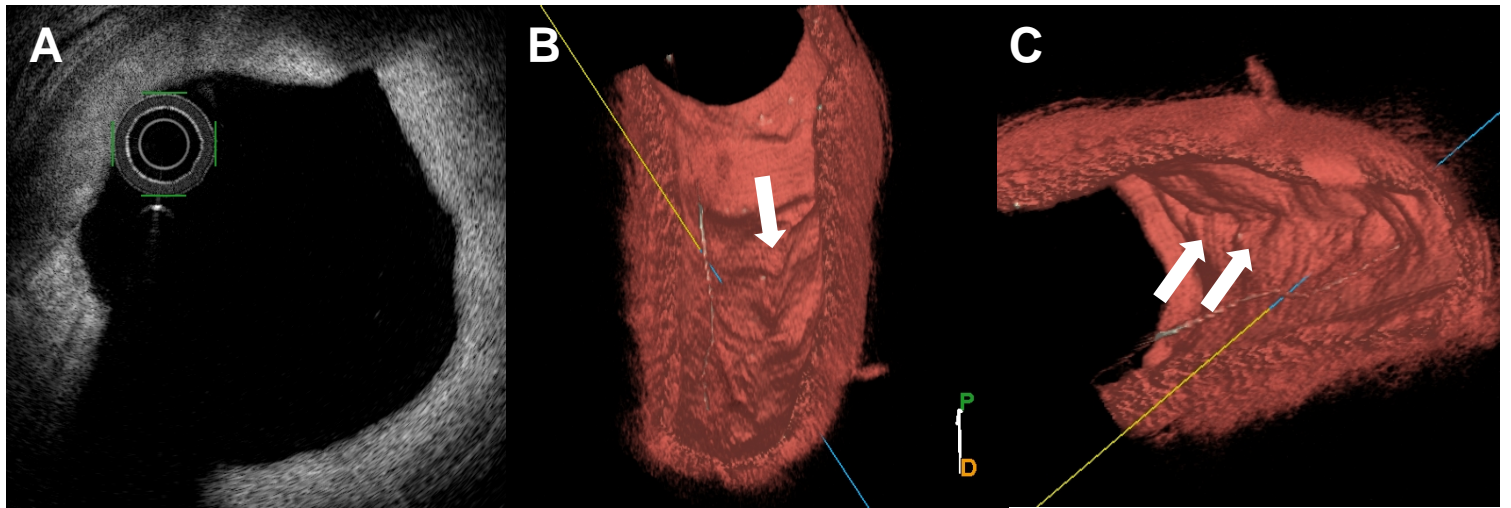


Figura 29: **A** – Imagem OCT bidimensional de cavitação (seta branca). **B** – Reconstrução tridimensional em modo *Vessel*, visualizando-se linha de fissura (setas brancas).

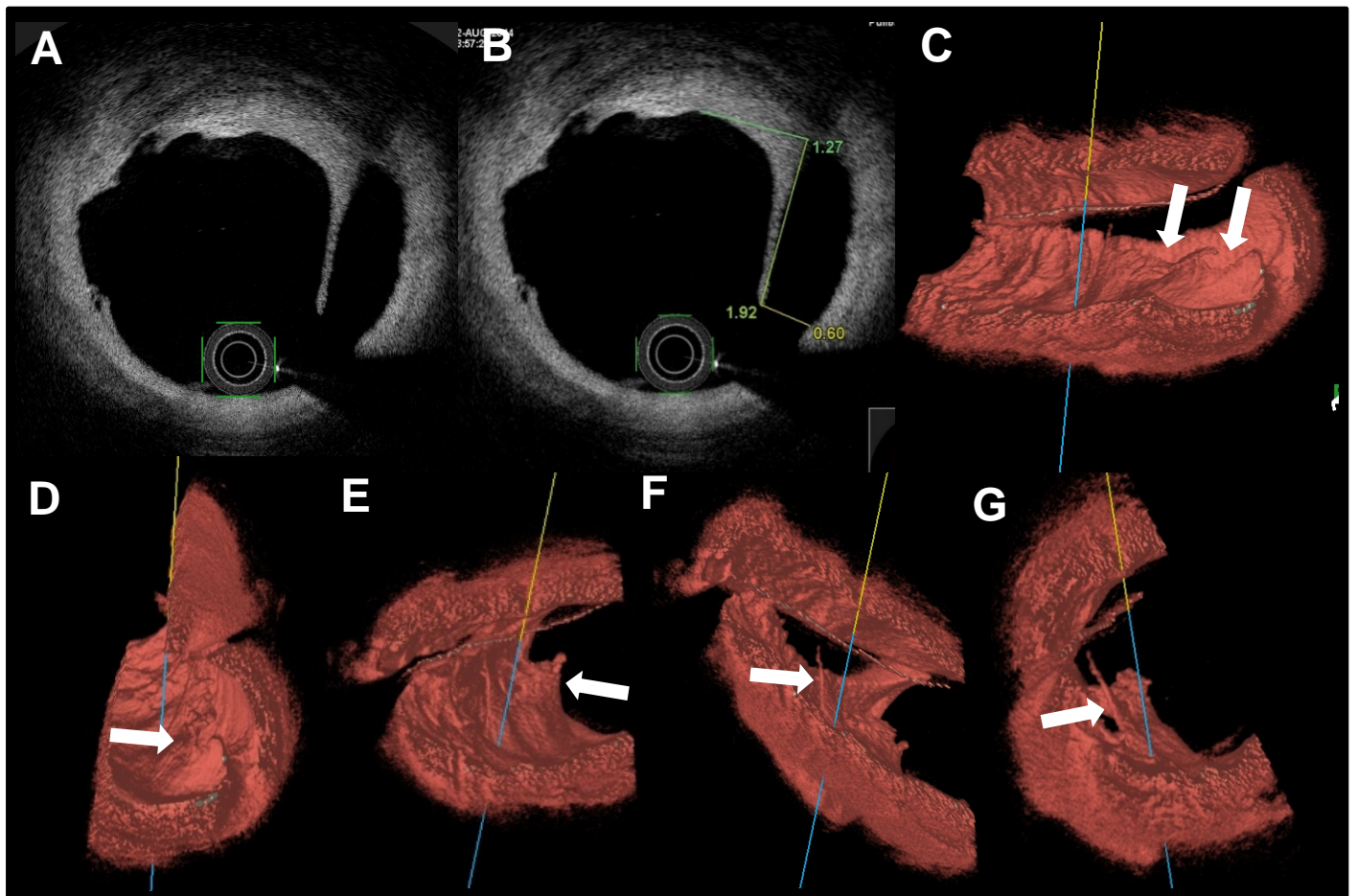


Figura 30: **A e B** – Imagens OCT 2D de dissecação. **C, D, E, F e G** – Reconstrução 3D em modo *Vessel*, visualizando-se *flap* (setas brancas) e distinguindo-se as portas de entrada e saída.

Avança-se para a implantação de *stent* com fármaco Resolute Integrity 3.5x26mm. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

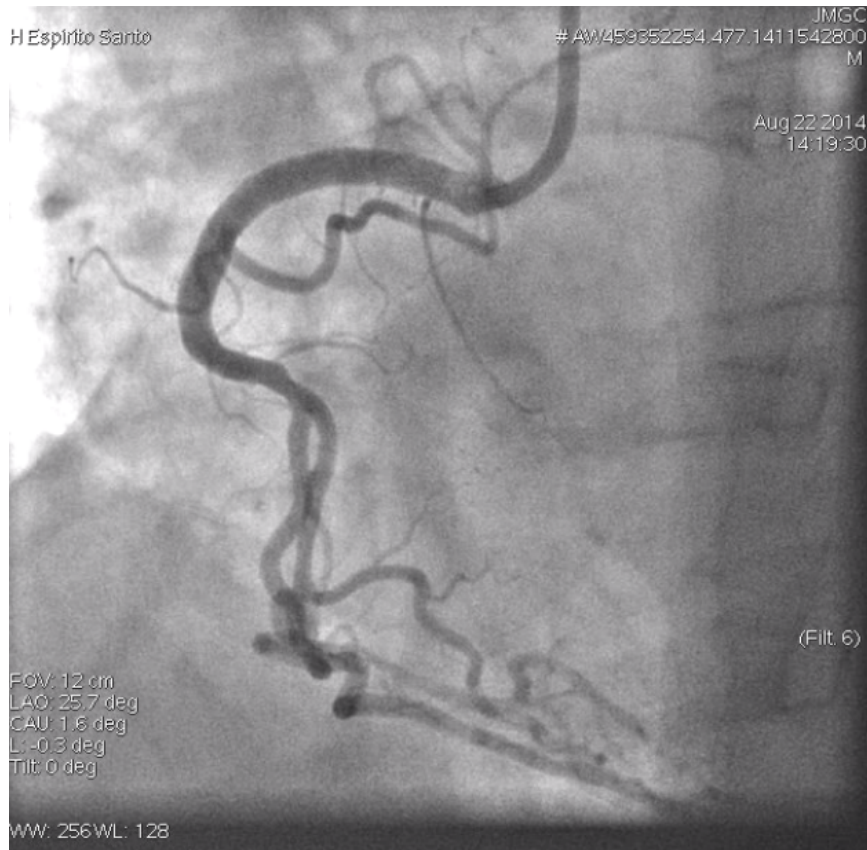


Figura 31: Bom resultado angiográfico final.

Caso 5

Doente do sexo feminino, 76 anos, 1.61 m, 64 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por angina instável com agravamento desde há 4 semanas, estabilizada. Tem como perfil de risco a presença de HTA. Possui FEVE normal em ETT recente. Apresenta como antecedentes clínicos enfarte agudo do miocárdio (EAM), tendo já realizado angioplastia da CD em 2008 com implantação de 2 *stents* com fármaco e cirurgia de *bypass* aorto-coronário em 2002 com realização de pontagem da artéria mamária interna esquerda (MIE) para a DA.

Realiza-se coronariografia por via femoral a 22/08/2014, que mostra doença coronária de 2 vasos com oclusão da DA média, *bypass* de MIE para DA patente, lesão pré-oclusiva (99%) da CD média por RIS e ausência de RIS na CD distal. Dominância direita. Não se efectua ventriculografia.



Figura 32: Visualização angiográfica das artéria coronárias esquerda e direita, observando-se oclusão da DA média, *bypass* de MIE para DA patente, lesão pré-oclusiva (99%) da CD média por RIS e ausência de RIS na CD distal.

Decide-se avançar seguidamente para angioplastia da reestenose do *stent* da CD média. Utiliza-se catéter guia JR4 7F e guia Runthrough™ NS Hypercoat colocada na IVP. Realiza-se *pullback* de OCT, verificando-se uma MLA de 0,6 mm² e observando-se ausência de quaisquer dissecções e cavitações. Realiza-se de seguida pré-dilatação da lesão com CB 3.0x10mm, repetindo-se depois a técnica de OCT, observando-se 11 cavitações (tabela 11) e ausência de dissecções.

Tabela 11: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,22	0,23	0,03
B	0,38	0,3	0,1
C	0,63	0,2	0,1
D	0,5	0,19	0,1
E	0,4	0,18	0,05
F	0,46	0,47	0,2

G	0,49	0,24	0,1
H	0,33	0,19	0,05
I	0,26	0,19	0,04
J	0,76	0,43	0,2
K	0,4	0,29	0,1

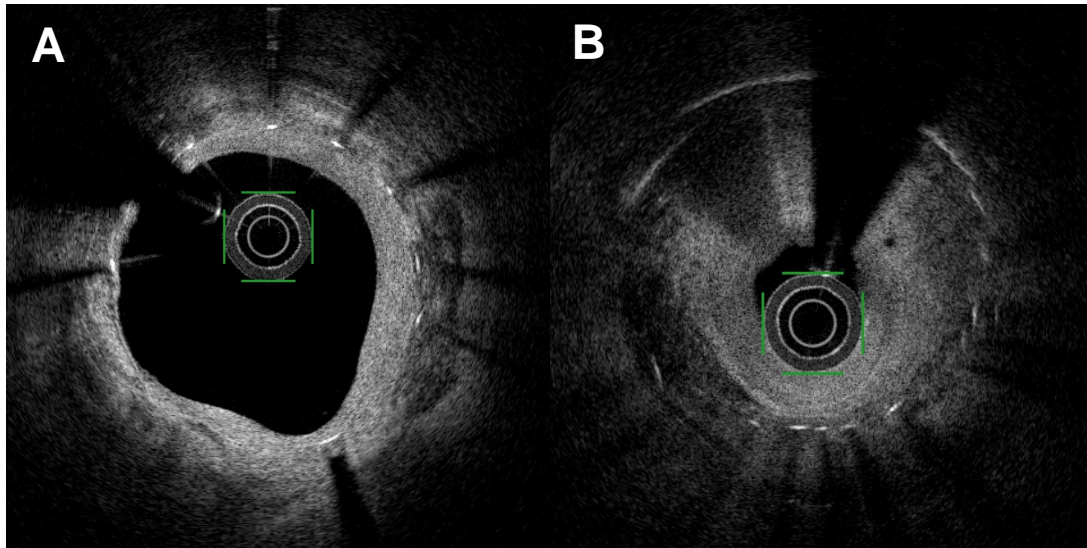


Figura 33: Imagens OCT 2D. **A** – hiperplasia neointimal em contexto de RIS, com presença de placa fibrocalcificada no exterior do *stent*. **B** – estenose suboclusiva da CD média por RIS.

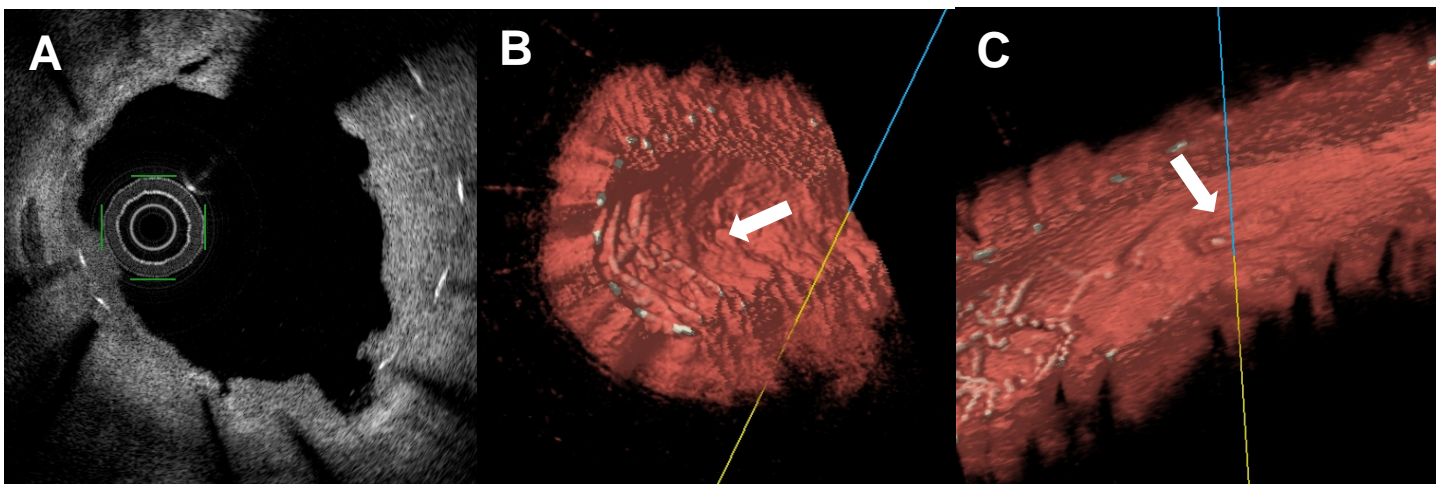


Figura 34: **A** – imagem OCT 2D de cavitação pós-CB; **B e C** – cavitação (setas brancas) reconstrução 3D em modo *Vessel*.

Considerando tanto o resultado angiográfico como o diâmetro e área luminal médios avaliados por OCT não satisfatórios, procede-se a uma nova insuflação de CB utilizando desta vez um CB de 3.5x6mm. Realiza-se outro *pullback* de OCT, não se observando diferenças significativas após a segunda insuflação.

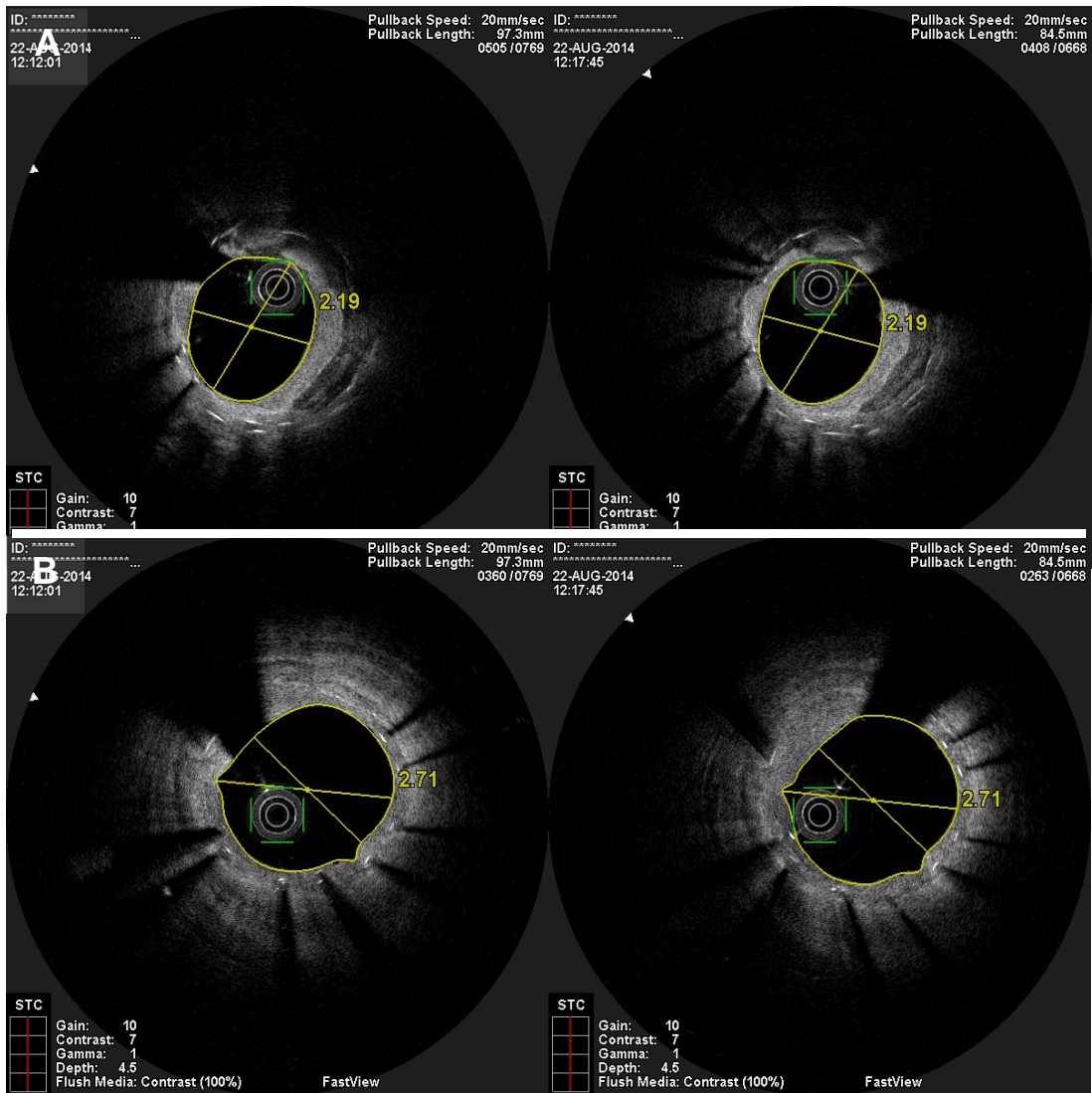
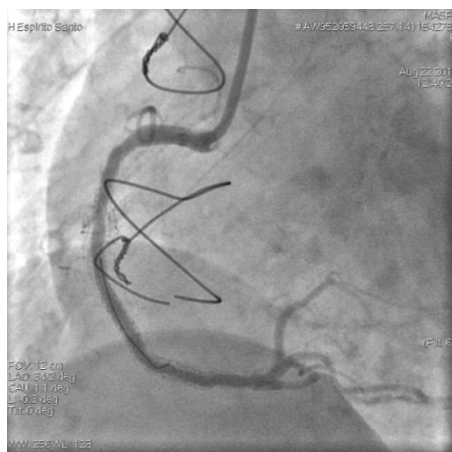


Figura 35: Comparação entre a primeira dilatação (esquerda) e segunda dilatação (direita). **A** – diâmetro de referência proximal manteve-se; **B** – diâmetro de referência proximal manteve-se, assim como a conformação das cavitações observadas (5h00 e 9h00).

Assim *sendo*, avança-se para a implantação de *scaffold* absorvível Absorb™ (Abbott, Green Oaks, Illinois, EUA) 3.5x18mm. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.



Figuras 36 e 37: Bom resultado angiográfico final.

Caso 6

Doente do sexo feminino, 83 anos, 1.50 m, 40 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por EAMSST com 7 dias de evolução. Tem como perfil de risco a presença de HTA. Possui FEVE normal em ETT recente. Não possui antecedentes clínicos significativos. Efectua-se coronariografia por via radial a 02/09/2014, que mostra doença coronária do TC e 2 vasos com lesão calcificada de 50% no TC distal, envolvendo a bifurcação com a DA (Medina 1,1,0), que possui lesão ostial calcificada de 80%; com lesão de 60% na DA média e lesão pré-oclusiva (99%) na CD ostial, sendo este um vaso não dominante, por se tratar de uma dominância esquerda. Não se realiza ventriculografia. Agenda-se angioplastia electiva da lesão da bifurcação TC - DA. A 05/09/2014 realiza-se angioplastia por via femoral, utilizando-se catéter guia XB3.5 7F e duas guias Runthrough™ NS Hypercoat colocadas na DA distal e na Cx distal. Efectua-se OCT da lesão da DA ostial, verificando-se uma MLA de 3,9 mm² e não se observando qualquer dissecção ou cavitação.



Figura 38: Visualização angiográfica da artéria coronária esquerda, observando-se lesão calcificada de 50% no TC distal, envolvendo a bifurcação com a DA (Medina 1,1,0), que possui lesão ostial calcificada de 80%, com lesão de 60% na DA média.

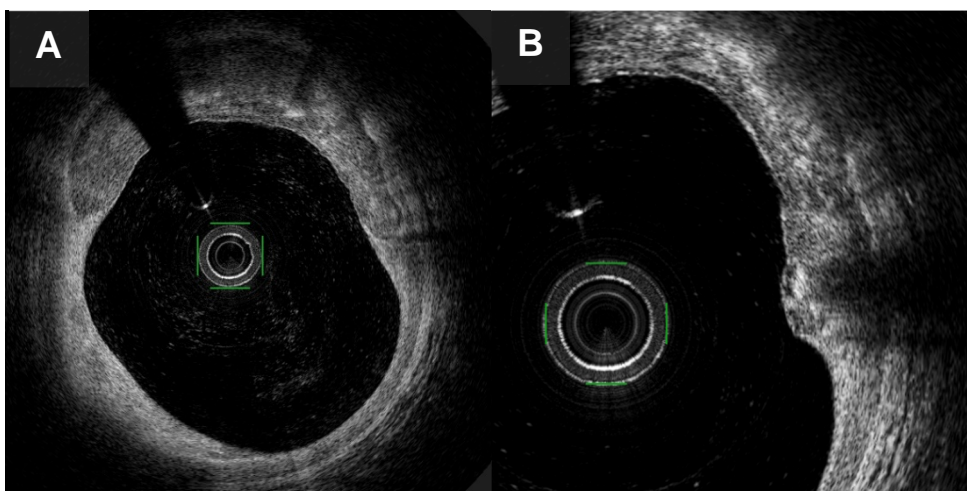


Figura 39: Imagens OCT 2D. **A** – placa fibrocalcificada (11h00 e 3h00); **B** – cristais de colesterol provocando cone de sombra.

Realiza-se de seguida pré-dilatação da lesão com CB 3.5x10mm, repetindo-se depois a técnica de OCT, verificando-se a presença de 3 dissecções (tabela 12) e 2 cavitações (tabela 13).

Tabela 12: Medições por OCT das dissecções visualizadas pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,12	1,01	0,74
B	0,58	0,53	1,03
C	0,29	0,82	3,63

Tabela 13: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,91	0,57	0,3
B	0,9	0,44	0,6

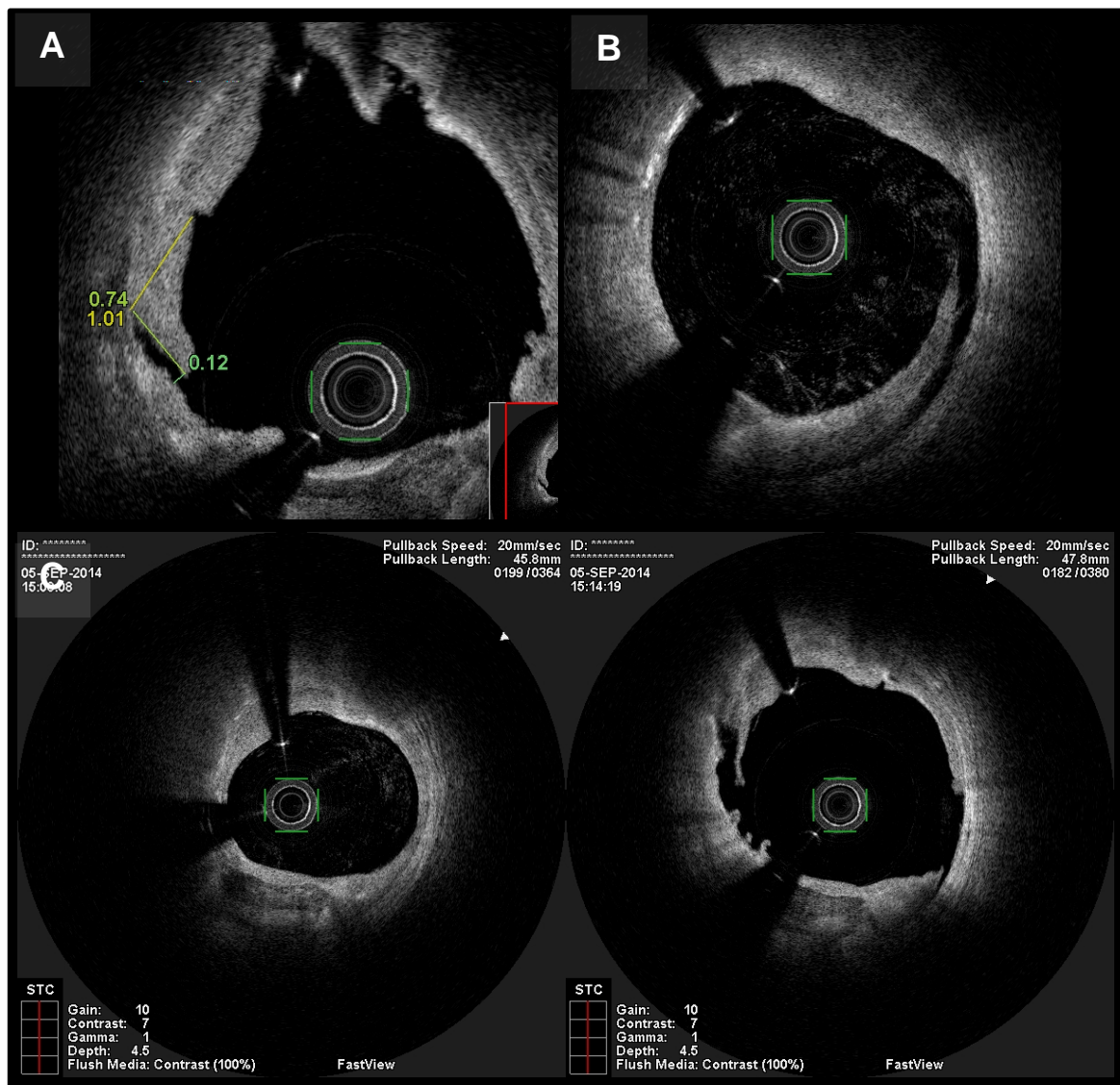


Figura 40: Imagens OCT 2D. **A** – cavitações observadas pós-CB; **B e C** – comparação entre pré-CB e pós-CB num único segmento do vaso, observando-se claro aumento das dimensões do lúmen e nova dissecção.

Procede-se então à implantação de um *stent* com fármaco Resolute Integrity 4.0x15mm. Finaliza-se com um *pullback* de OCT, em que se observa um bom resultado final. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final, para além do confirmado por OCT. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

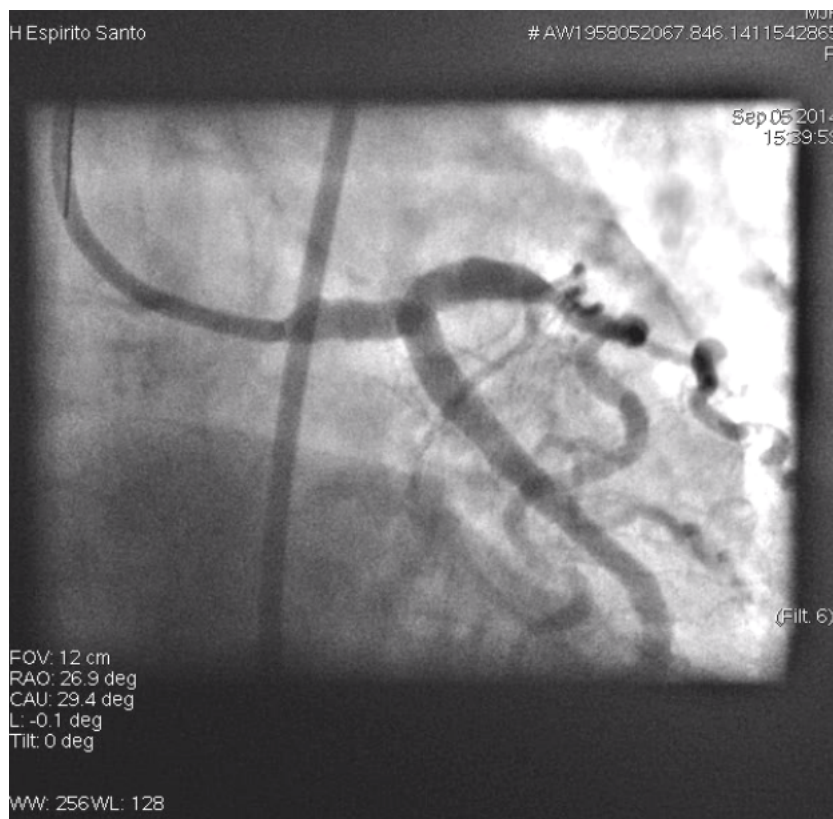


Figura 41: Bom resultado angiográfico final.

Caso 7

Doente do sexo feminino, 75 anos, 1.65 m, 77 Kg, que tem indicação para efectuar angioplastia electiva da Cx média e DA média, após confirmação de viabilidade através de cintigrafia de perfusão miocárdica (CPM). Apresenta como perfil de risco a presença de DM tipo II insulino-tratada, hipercolesterolemia e HTA. Possui FEVE moderadamente diminuída na CPM realizada. Tem como antecedentes clínicos insuficiência renal crónica em hemodiálise.

Na coronariografia prévia à CPM observa-se a presença de doença de 3 vasos, com lesões pré-oclusivas (99%) da DA média, Cx média e OM1 proximal e CTO da CD proximal. Dominância direita. Não se realiza ventriculografia. A 17/06/2014 realiza-se angioplastia por via femoral, utilizando-se catéter guia EBU3.5 6F e guia Runthrough™ NS Hypercoat colocada na Cx distal. Efectua-se OCT da Cx média para orientação da estratégia terapêutica. Procede-se então à implantação de um *stent* com fármaco Resolute Integrity 2.5x22mm. Retira-se a guia Runthrough™ NS Hypercoat da Cx distal e cruza-se lesão da DA média com a mesma, fixando-a no segmento distal.



Figura 42: Visualização angiográfica da artéria coronária esquerda, observando-se lesões pré-oclusivas (99%) da DA média, Cx média e OM1 proximal.

Efectua-se OCT da Cx média para orientação da estratégia terapêutica. Procede-se então à implantação de um *stent* com fármaco Resolute Integrity 2.5x22mm. Retira-se a guia Runthrough™ NS Hypercoat da Cx distal e cruza-se lesão da DA média com a mesma, fixando-a no segmento distal. Efectua-se uma tentativa de avaliação da lesão com recurso a OCT, mas tal não foi possível porque o catéter FastView™ não atravessou a lesão. Procede-se então a uma insuflação com o CB de 2.5x10mm, repetindo-se a tentativa de utilização de OCT, desta vez bem-sucedida, sendo possível observar 6 dissecções (tabela 14) e 1 cavitação (tabela 15).

Tabela 14: Medições por OCT das dissecções visualizadas pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,33	0,93	1,56
B	0,39	0,55	1,26
C	0,06	0,13	0,75
D	0,08	0,48	1,62
E	0,09	0,36	0,86

Tabela 15: Medições por OCT da cavitação visualizada pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,69	0,42	0,2

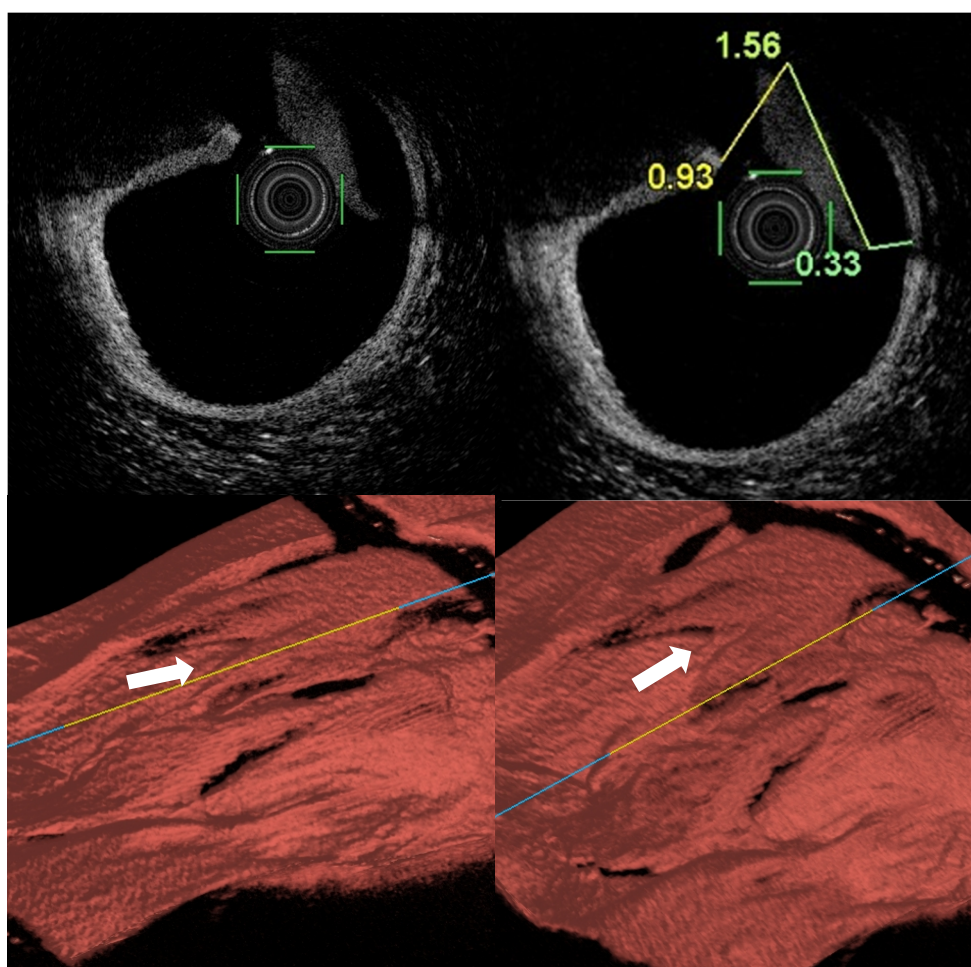


Figura 43: Em cima – imagem OCT 2D de *flap* pós-CB; em baixo – reconstrução 3D de *flap* (setas brancas) em modo *Carpet*.

Considerando tanto o resultado angiográfico como o diâmetro e área luminal médios avaliados por OCT não satisfatórios, procede-se a uma segunda insuflação com o mesmo CB. Repete-se seguidamente o *pullback* de OCT, não se observando diferenças significativas após a segunda insuflação.

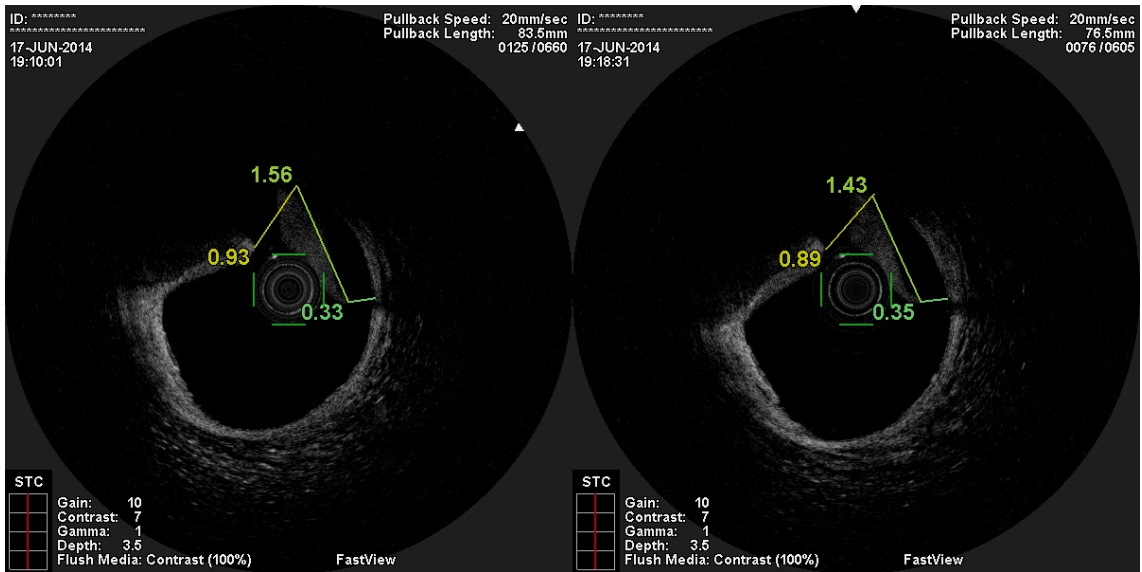


Figura 44: Comparação entre a primeira dilatação (esquerda) e segunda dilatação (direita). O lúmen apresenta morfologias semelhantes, observando-se a presença do mesmo número de dissecções (uma), cujas dimensões apresentam variações mínimas entre si.

Finaliza-se com implantação de um *stent* com fármaco Resolute Integrity 2.75x22mm. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.



Figura 45: Bom resultado angiográfico final.

Caso 8

Doente do sexo feminino, 77 anos, 1.62 m, 68 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por EAMSST com 12 horas de evolução. Tem como perfil de risco a presença de HTA. Possui FEVE normal em ETT recente. Não possui antecedentes clínicos significativos. Efectua-se coronariografia por via radial a 17/07/2014, que mostra doença coronária de 3 vasos com lesão de 90% na DA ostial, lesão de 50% na DA distal, lesão 60% na Cx proximal, lesão de 70% na CD proximal, lesão ulcerada de 70% na CD média e lesão de 60% do RPL (imagens angiográficas indisponíveis). Dominância direita. Não se realiza ventriculografia. Decide-se avançar de seguida para angioplastia da DA ostial. Utiliza-se catéter guia XB3.5 6F e uma guia Runthrough™ NS Hypercoat colocada na DA distal. Efectua-se OCT da lesão a tratar, tendo o catéter FastView™ ficado oclusivo na MLA, de 0,7 mm², não se tendo visualizado a lesão por completo. No *pullback* efectuado não se observaram quaisquer dissecções ou cavitações. Realiza-se de seguida pré-dilatação da lesão com CB 3.0x6mm, repetindo-se depois a técnica de OCT, na qual se observou 1 dissecção (tabela 16) e 1 cavitação (tabela 17).

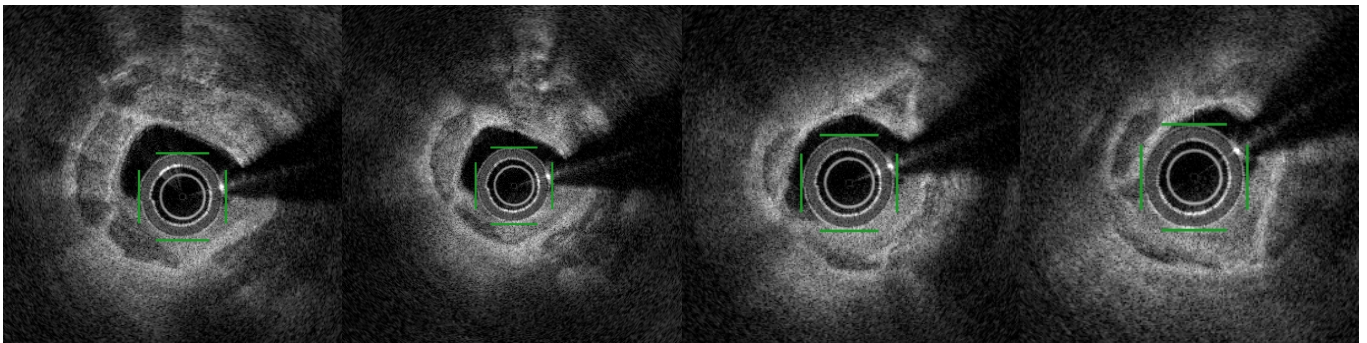


Figura 46: Sequência de imagens OCT 2D de lesão de 90% da DA ostial (esquerda: segmento proximal; direita: segmento distal).

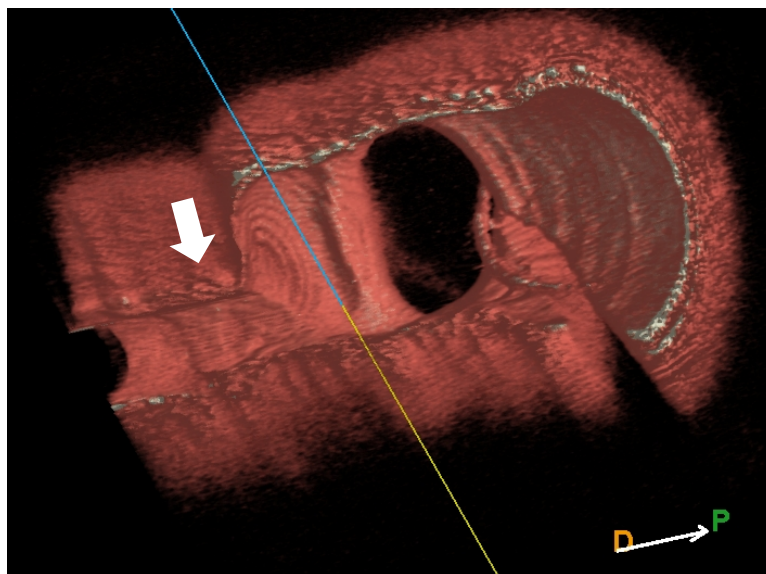


Figura 47: Reconstrução 3D da bifurcação do tronco comum para DA e Cx; observa-se o fio guia a entrar na Cx, seguindo-se lesão significativa da DA ostial (seta branca).

Tabela 16: Medições por OCT da dissecção visualizada pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,31	0,79	3,06

Tabela 17: Medições por OCT da cavitação visualizada pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,45	0,29	0,2

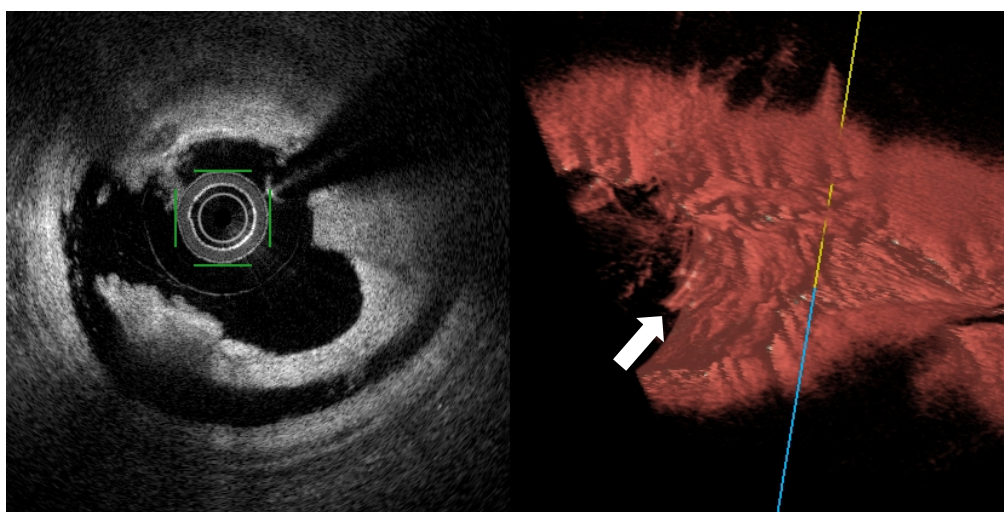


Figura 49: Flap pós-CB em imagem OCT 2D e em reconstrução 3D (seta branca).

Finaliza-se com implantação de um *stent* com fármaco Resolute Integrity 3.0x9mm. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas, observando-se bom resultado angiográfico final. Fica medicado com AAS e ticagrelor durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

Caso 9

Doente do sexo feminino, 73 anos, 1.57 m, 68 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por angina estável classe CCS 2, com isquémia documentada por ecocardiograma de *stress* farmacológico. Apresenta como perfil de risco a presença de HTA. Possui FEVE normal no ecocardiograma de *stress* realizado. Possui como antecedentes clínicos a realização de angioplastia da DA proximal e Cx proximal com implantação de *stents* com fármaco em 11/2012, em contexto de angina estável classe CCS 2, com isquémia documentada por prova de esforço positiva.

Efectua-se coronariografia por via radial a 08/05/2014, que mostra doença coronária de 1 vaso com lesão de 90% na DA ostial por reestenose difusa intra-*stent*, ausência de RIS no *stent* da Cx proximal, lesão de 50% em OM2 de pequeno calibre e lesão de 50% da IVP ostial (imagens angiográficas indisponíveis). Dominância direita. Não se realiza ventriculografia. Decide-se avançar de seguida para angioplastia da RIS da DA ostial. Utiliza-se catéter guia Sheathless™ (Asahi Intecc, Aichi, Japão) SPB3.5 6.5F e duas guias Runthrough™ NS Hypercoat colocadas na DA distal e na OM1. Tenta-se atravessar a lesão com o catéter FastView™, o que não se revela possível. Procedede-se então a pré-dilatação da lesão com recurso a balão não compliant Hiryu 2,5x10 mm. Efectua-se OCT da lesão a tratar, verificando-se uma MLA de 2,5 mm² e sendo possível observar 1 cavitação (tabela 18) e a ausência de dissecções.

Tabela 18: Medições por OCT da cavitação visualizada pré-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,34	0,15	0,05

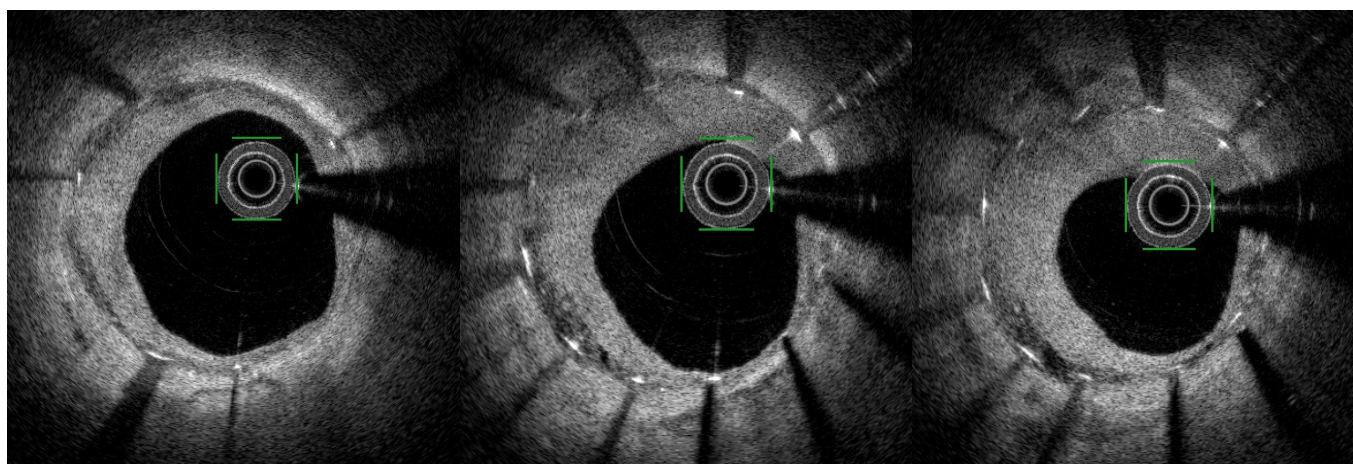


Figura 50: Sequência de imagens OCT 2D de lesão de 90% da DA ostial por RIS (esquerda: segmento proximal; direita: segmento distal).

Seguidamente realizou-se pré-dilatação com CB 3.0x10mm. Repete-se a técnica de OCT para visualização das modificações provocadas pelo CB, visualizando-se 1 dissecção (tabela 19) e 3 cavitações (tabela 20).

Tabela 19: Medições por OCT da dissecção visualizada pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,23	0,21	0,49

Tabela 20: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,09	0,11	0,01
B	0,4	0,19	0,1
C	0,09	0,1	0,01

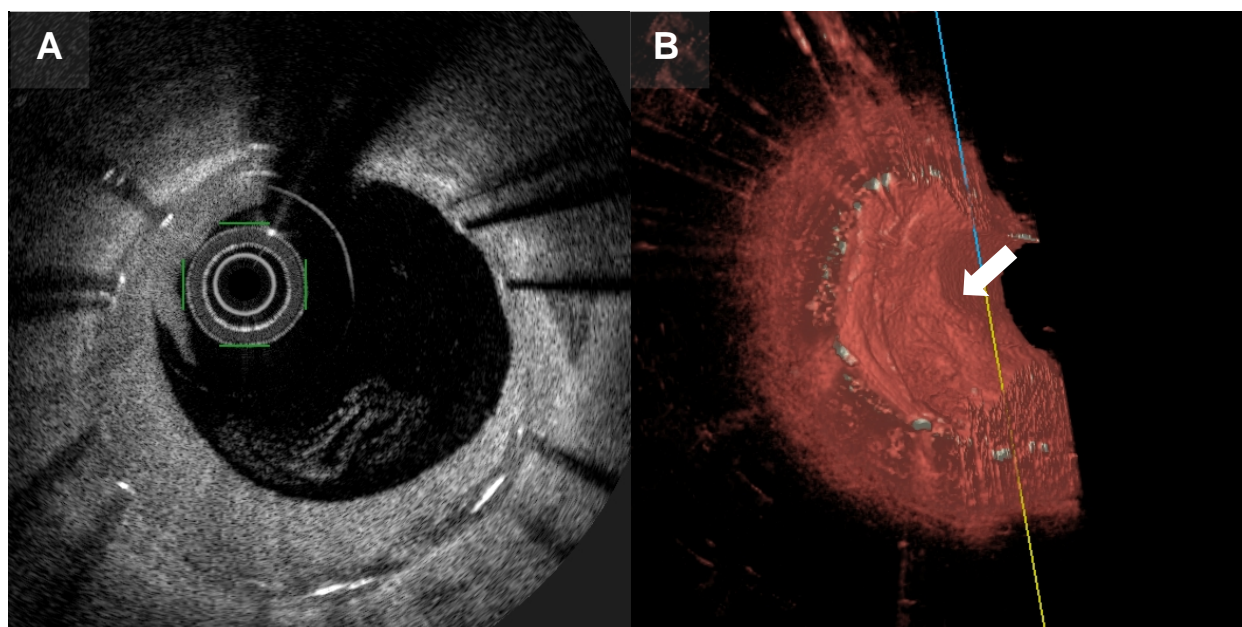


Figura 51: A – Flap pós-CB em imagem OCT 2D. B – Flap pós-CB em reconstrução 3D (seta branca).

Decide-se implantar 1 *scaffold* com fármaco Absorb™ 3.5x12mm, com bom resultado angiográfico final. Finaliza-se com *pullback* de OCT, em que se observa boa expansão e aposição do *scaffold*. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas. Fica medicado com AAS e ticagrelor durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

Caso 10

Doente do sexo masculino, 70 anos, 1.67 m, 69 Kg, que tem indicação para efectuar cateterismo por EAMSST com 2 dias de evolução. Tem como perfil de risco a presença de HTA. Possui FEVE normal em ETT recente. Não possui antecedentes clínicos significativos. Efectua-se coronariografia por via radial a 08/05/2014, que mostra doença coronária de 2 vasos com lesão muito calcificada de 80% na DA média e CTO da Cx média (imagens angiográficas indisponíveis). Dominância direita. Não se realiza ventriculografia. Opta-se por realizar de seguida a angioplastia da lesão da DA média e programar para segundo tempo a intervenção na CTO da Cx. Utiliza-se catéter guia Sheathless™ SPB3.5 6.5F e uma guia Runthrough™ NS Hypercoat colocadas na DA distal. Efectua-se OCT da lesão a tratar, verificando-se uma MLA de 1,2 mm² e a ausência de dissecções ou cavitações. Seguidamente realiza-se pré-dilatação com CB 3.0x10mm. Repete-se a técnica de OCT para visualização das modificações provocadas pelo CB, observando-se 5 dissecções (tabela 21) e 2 cavitações (tabela 22).

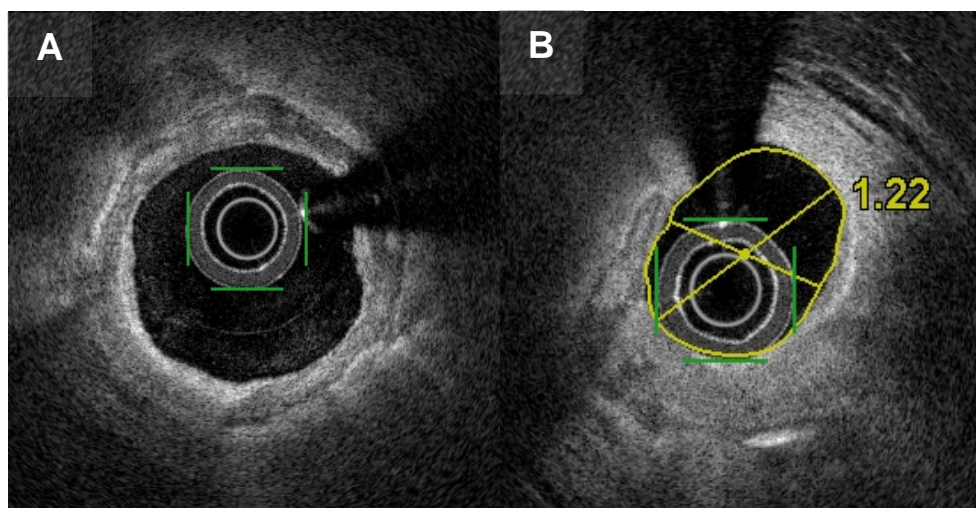


Figura 52: A – Anel de cálcio. B – MLA.

Tabela 21: Medições por OCT das dissecções visualizadas pós-CB.

Dissecção	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Comprimento (mm)
A	0,32	1,16	1,92
B	0,41	0,72	1,29
C	0,47	0,78	1,84
D	0,46	0,63	0,91
E	0,26	1,33	1,84

Tabela 22: Medições por OCT das cavitações visualizadas pós-CB.

Cavitação	Abertura (mm)	Profundidade (mm)	Área (mm ²)
A	0,2	0,44	0,1
B	0,28	0,27	0,1

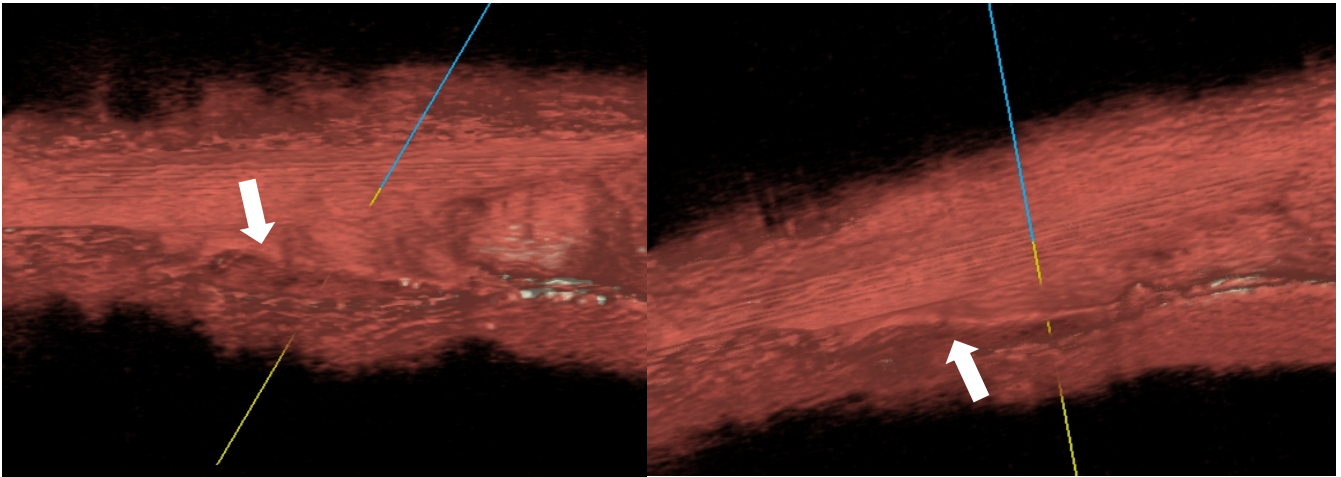


Figura 53: Reconstrução 3D de *flap* pós-CB (setas brancas)

Decide-se implantar 2 *stents* com fármaco *BioMatrix Flex™* (Biosensors International, Jalan Tukang, Singapura) 2.5x18mm e 3.0x24mm, com bom resultado angiográfico final. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas. Fica medicado com AAS e clopidogrel durante 1 ano e posteriormente monoterapia com um destes fármacos *ad eternum*.

No dia seguinte (06/05/2014), realiza-se a angioplastia da CTO da Cx média por via femoral, utilizando catéter guia JL4 7F e microcatéter *Finecross™* com guia *Fielder XT*, atravessando a lesão. Troca-se a guia *Fielder XT* por uma *Runthrough™ NS Hypercoat* colocando-a na OM2. Procede-se à pré-dilatação da lesão com balão *semi-compliant Sprinter® Legend* (Medtronic, Minneapolis, Minnesota, EUA) 1.25x6mm. Decide-se implantar 1 *stent* com fármaco *BioMatrix Flex™* 2.25x14mm, com bom resultado angiográfico final. Procedimento decorre sem complicações clínicas ou angiográficas.



UNIVERSIDADE
DE LISBOA

Instituto Politécnico de Lisboa – Universidade de Lisboa

Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa – Faculdade de Medicina

Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular

Área de especialização: **Intervenção Cardiovascular**

Relatório de estágio

Hospital Galdakao-Usansolo, Bilbao, Espanha

Hospital Garcia de Orta EPE, Almada, Portugal

Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria, Lisboa, Portugal

André Fernandes Pereira Jacinto

Índice geral

Índice geral.....	i
Índice de tabelas.....	iii
1. Introdução.....	1
2. Enquadramento científico e clínico do estágio.....	2
3. Objectivos do estágio.....	5
4. Caracterização dos locais de estágio.....	6
4.1. Hospital Galdakao-Usansolo.....	6
4.2. Hospital Garcia de Orta EPE.....	6
4.3. Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria.....	7
5. Planeamento e cronograma.....	9
6. Actividades desenvolvidas.....	10
6.1. Hospital Galdakao-Usansolo.....	10
6.2. Hospital Garcia de Orta EPE.....	13
6.3. Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria.....	15
7. Considerações finais.....	19
Referências bibliográficas.....	i

Índice de tabelas

Tabela 5.1: Cronograma de estágio.....	9
Tabela 6.1: Casuística e tipos de procedimentos realizados ao longo do estágio.....	18

1. Introdução

O Curso de Mestrado em Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular (MTDIC), desenvolvido pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa do Instituto Politécnico de Lisboa em parceria com a Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, contempla a realização de um estágio no 3º semestre. O presente mestrado tem por objectivo “dotar os profissionais de um quadro reforçado de competências de base tecnológica e científica, conducentes ao conhecimento aprofundado e especialização”¹, neste caso, na área da Intervenção Cardiovascular. Deste modo, e complementando a base teórica ofertada pelas unidades curriculares (UC) prévias, justifica-se a importância da realização do estágio referido. Segundo o Despacho n.º 21133/2009, de 18 de Setembro de 2009, que contempla o plano de estudos do MTDIC, a UC de Estágio/Projecto é constituída por um total de 808 horas, estando previstas 240 de contacto.²

A saída provisória do local de trabalho habitual por forma a contactar com outras realidades é uma mais-valia na aprendizagem do mestrando. A partilha de experiências, das diferentes formas de exercer práticas semelhantes e das diferentes perspectivas clínicas, técnicas e científicas de um mesmo contexto revela-se enriquecedora e fulcral para a correcta educação do indivíduo.

O mestrando propôs que o seu estágio se focasse na área da intervenção coronária percutânea, com contacto com a tecnologia de *optical coherence tomography* (OCT). Deste modo, tendo em conta a expansão e progresso que esta técnica tem vindo a adquirir nos últimos anos³, pretendeu-se que o mestrando, aprofunde, entre outros, os seus conhecimentos na avaliação de procedimentos de diagnóstico e intervenção coronária (angiografia e angioplastia) através de OCT.

Os locais de estágio propostos tiveram por base o seu nível de especialização e respectiva casuística, nomeadamente na área de OCT. Deste modo, propôs-se que o estágio decorresse no **Laboratório de Cardiología Intervencionista/Hemodinamika do Hospital Galdakao-Usansolo** em Bilbao (Espanha), na **Unidade de Cardiologia de Intervenção do Hospital Garcia de Orta EPE** em Almada e no **Laboratório de Hemodinâmica e Angiocardiografia da Unidade de Cardiologia de Intervenção Dr. Joaquim Oliveira do Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria** em Lisboa.

2. Enquadramento científico e clínico do estágio

2.1. Enquadramento científico

A técnica de OCT começou a ganhar forma no ano de 1991, tendo por objectivo primário a realização de cortes transversais em tecidos biológicos por método de imagem.⁴ Actualmente, é considerada uma técnica promissora para a identificação e avaliação morfológica de placas ateroscleróticas complexas.³

O OCT utiliza luz próxima do infravermelho, cujo comprimento de onda varia entre 1.25 e 1.35 μm , para produzir imagens tomográficas. Os sistemas de OCT intravascular actuais utilizam um comprimento de onda central de cerca de 1.30 μm . Com este comprimento de onda, a penetração nos tecidos é limitada a 1 a 3 mm. Existem duas tipologias de OCT: TD-OCT e FD-OCT, que diferem quanto ao método utilizado para calcular a amplitude do campo eléctrico. O TD-OCT utiliza uma fonte de luz na faixa de 1280-1350 nm, medindo directamente a amplitude do campo eléctrico. O FD-OCT utiliza um laser monocromático cujo comprimento de onda varia ao longo do tempo, sendo a amplitude do campo eléctrico calculada através das transformadas de *Fourier*.^{5,6,7}

Na técnica de OCT, são enviados pulsos de luz de baixa coerência. O tempo que a luz leva a ser reflectida pela amostra é utilizado para medir a distância. A intensidade da reflexão é também analisada. Ainda assim, como o tempo de atraso do reflexo não pode ser medido electronicamente, é utilizada a técnica de coerência. Nesta, o feixe de luz é dividido em dois: metade é dirigida para o objecto e a outra metade para um espelho. No caso do OCT intravascular, a luz é dividida, sendo uma parte direccionada para a artéria do doente e outra para uma referência. Isto cria um padrão de interferência, analisado por *backscattering*.

A intensidade da luz reflectida depende das diferenças entre os índices de refacção. Como os componentes de placa têm diferentes índices de refacção, são gerados diferentes padrões de composição. Os lípidos apresentam uma elevada atenuação do sinal, permitindo uma menor profundidade de penetração; o cálcio e o colagénio têm uma atenuação baixa e, conseqüentemente, uma elevada profundidade de penetração. A profundidade de penetração usada em OCT coronário é de cerca de 0,1 até 2,0 mm. Estudos *ex-vivo* demonstram as capacidades do OCT na caracterização de placas ateroscleróticas, em comparação com a histologia. Num estudo *post-mortem*, foram analisados 357 segmentos ateroscleróticos de 90 cadáveres humanos. Após análise histológica e por OCT, foram estabelecidos critérios para a avaliação da composição de placas de ateroma, dividindo-as em fibrosa, fibrocalcificada e lipídica. As placas fibrosas foram definidas como sendo homogéneas e com elevado *backscattering*. As placas fibrocalcificadas apresentam regiões de sinal de baixa intensidade com bordos bem delineados. As placas ricas em lípidos apresentam delimitação difusa e regiões de sinal de baixa intensidade com zonas sobrepostas ricas em sinal.^{8,9}

Estudos demonstram também a capacidade do OCT em detectar trombos intracoronários. Estes caracterizam-se como massas salientes dentro do lúmen dos vasos, podendo provocar sombra ou obscurecer as estruturas subjacentes e que podem ser classificadas como vermelhos (constituídos por glóbulos vermelhos e caracterizados por uma elevada atenuação de sinal) ou brancos (compostos por glóbulos brancos e plaquetas, caracterizados por baixa atenuação do sinal). No entanto, a distinção entre trombo crónico com fibrina e hiperplasia neointimal (na reestenose intra-*stent*) é difícil. Deste modo, recorre-se a uma abordagem conservadora, utilizam-se o termo *abnormal intraluminal tissue* (AIT) para descrever estas massas, com contornos irregulares com protrusão para além dos *struts* de um *stent* para dentro do lúmen.¹⁰⁻¹²

A tecnologia de OCT apresenta como vantagens a melhor resolução disponível (aproximadamente 15 µm), a velocidade de aquisição elevada, os baixos custos associados aos fios guia e à ausência de transdutor e a possibilidade de combinação com outras técnicas ópticas. Actualmente, os sistemas de OCT existentes baseiam o seu funcionamento no domínio da frequência, tendo elevadas velocidades de aquisição de imagens, sem necessidade de oclusão do vaso com balão. Isto permite a aplicação generalizada e a diminuição do número de possíveis complicações.^{5,6,7}

Uma das suas limitações, além da fraca capacidade de penetração, consiste na necessidade de efectuar um *washout* da artéria coronária durante o exame, com recurso a injeção de contraste iodado. Deste modo, consegue-se que o campo fique livre de glóbulos vermelhos, que limitam a penetração da luz. No entanto, apesar desta limitação, os sistemas de FD-OCT exigem uma injeção de contraste em menores volumes.^{5,6,7}

2.2. Enquadramento clínico

Os locais de estágio propostos tiveram em conta o reconhecimento das instituições como centros científicos de renome na área em causa, considerando o seu nível de especialização e respectiva casuística. A aquisição de conhecimentos foi um factor preponderante na elaboração de um trabalho de investigação de excelência, o qual se foca na mesma tecnologia – o OCT. Deste modo, o estágio decorreu em 3 locais, nomeadamente:

- **Laboratorio de Cardiología Intervencionista/Hemodinámica – Hospital Galdakao-Usansolo (Bilbao, Espanha)**, sob orientação do Dr. José Ramon Rumoroso;
- **Unidade de Cardiologia de Intervenção – Hospital Garcia de Orta EPE**, sob orientação do Mestre Ernesto Pereira;
- **Laboratório de Hemodinâmica e Angiocardiografia – Unidade de Cardiologia de Intervenção Dr. Joaquim Oliveira – Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE –**

Hospital de Santa Maria, sob orientação do Mestre Fernando Ribeiro e da Mestre Helena Santiago.

Sendo os três hospitais propostos centros de grande afluência, supôs-se que o tempo neles dispendido permitisse a aquisição de novos conhecimentos e o esclarecimento de dúvidas quanto a aspectos mais subjectivos desta técnica. Acima de tudo, pretendeu-se aceder a uma aprendizagem significativa na área, uma vez que a técnica de OCT não só é a parte fulcral do projecto de investigação do mestrando, mas também é um dos seus instrumentos de trabalho na prática hospitalar.

3. Objectivos do estágio

Os objectivos do estágio proposto foram os seguintes:

- Integração em equipas multidisciplinares em Intervenção Cardiovascular;
- Contacto com outras realidades em Intervenção Cardiovascular, em centros de grande afluência, de nível nacional e internacional;
- Aquisição de mais e melhores conhecimentos acerca da tecnologia OCT e das suas aplicações no estudo da doença arterial coronária.

Sudividindo o último ponto, pretendeu-se que o mestrando adquirisse:

- Capacidade de análise da imagem obtida através da tecnologia OCT, em todas as suas potencialidades;
- Capacidade de efectuar tomadas de decisão quanto à aplicação da tecnologia (em equipa multidisciplinar), relativamente aos contextos em que se insere e às mais-valias que acarreta para cada caso;
- Melhores capacidades no manuseamento do *software* e *hardware* da consola de OCT, de modo a que o mestrando se torne mais ágil e capaz no exercício das suas funções.

4. Caracterização dos locais de estágio

4.1. Hospital Galdakao - Usansolo

O Hospital Galdakao-Usansolo (HGU) é uma organização de serviços de saúde pertencente à rede Osakidetza, no País Basco - Espanha. Dá cobertura assistencial à Comarca Interior de Biscaia, sendo o hospital de referência para uma população de 330000 habitantes. Desde a sua inauguração em Dezembro de 1984, apenas com 80 camas e algumas especialidades, o hospital tem vindo a consolidar-se no panorama da prestação de cuidados de saúde até ter alcançado a sua dimensão actual (conta actualmente com 394 camas), tendo levado a cabo uma profunda renovação de estruturas e serviços para uma adequação constante às necessidades assistenciais da população. O hospital dispõe de 5 centros de cuidados ambulatoriais (localizados em Basauri, Gernika, Llodio, Galdakao e Durango) para aproximar a assistência especializada dos doentes e conta com a alocação de serviços como o Centro Osatek (ressonância magnética), o Centro de Farmacovigilância do País Basco e o Centro Basco de Transfusão e Tecidos Humanos. O HGU possui acreditação para a actividade docente em especialidades médicas e de enfermagem. Disponibiliza aos seus utentes as especialidades de Cardiologia, Angiologia, Nefrologia, Hematologia, Infeciologia, Gastroenterologia, Pneumologia, Neurologia, Cuidados Intensivos, Medicina Interna, Psiquiatria, Endocrinologia, Reanimação, Oftalmologia, Ginecologia, Otorrinolaringologia, Traumatologia, Ortopedia e Urologia. O HGU admite anualmente uma média de 22500 doentes, com uma média de internamento de 4,6 dias. São realizadas anualmente neste hospital uma média de 400800 consultas, 12200 cirurgias e 79200 admissões no Serviço de Urgência. Por dia, são tratados em média 3534 doentes e gastos 438000 euros. A estrutura de recursos humanos possui cerca de 1800 profissionais.^{13,14}

4.2. Hospital Garcia de Orta EPE

O Hospital Garcia de Orta EPE (HGO) foi inaugurado em Setembro de 1991, estando localizado na freguesia do Pragal do concelho de Almada, distrito de Setúbal. O HGO tem como missão a prestação de cuidados diferenciados de saúde à população dos concelhos de Almada, Seixal e Sesimbra, tendo por objectivo o desenvolvimento de actividades de investigação e formação pré e pós graduada de profissionais de saúde, assim como actividades de ensino em colaboração protocolada com entidades públicas e privadas.

Pelas razões supracitadas, o HGO tem vindo a assumir o papel de hospital central para a península de Setúbal e para uma parte do sul do país enquanto hospital de referência. O edifício é composto por 8 pisos, tendo anexos outros corpos menores. Os pisos e corpos de localização inferior destinam-se a instalações gerais e de apoio: Serviços Administrativos, Serviços Complementares de Diagnóstico e Terapêutica, entre outros. Nos pisos mais

elevados do edifício principal estão instaladas as Unidades de Tratamento com enfermarias, possuindo 350 camas de internamento. Esta instituição hospitalar tem como órgão máximo o Conselho de Administração, do qual fazem parte: Presidente do Conselho de Administração, Administradores Delegados, Director Clínico e Enfermeira Directora. Da estrutura do hospital fazem parte outros órgãos de participação, consulta e apoio técnico, conforme o disposto na lei de gestão hospitalar. O serviço de urgência é constituído por 3 áreas autónomas; a urgência central, a urgência pediátrica e a obstetrícia. A urgência central tem como missão servir a comunidade e fomentar o conhecimento da medicina na área da emergência e da urgência. O Serviço de Cardiologia data da inauguração do HGO, estando localizado no piso 7 e em parte dos pisos 1 e 3 (laboratórios de pacing e hemodinâmica, respectivamente). É actualmente constituído por uma enfermaria, uma unidade de cuidados intensivos, uma unidade de exames não invasivos, uma unidade de cardiologia de intervenção e por diversos e diferenciados recursos humanos e tecnológicos.^{15,16,17}

4.3. Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria

O Hospital de Santa Maria (HSM) e o Hospital Pulido Valente constituem o Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE (CHLN), integrado no Serviço Nacional de Saúde. O HSM alberga a Faculdade de Medicina da Universidade de Lisboa, o Instituto de Medicina Molecular e o centro Académico de Medicina de Lisboa. A história do HSM remonta ao ano de 1934, quando foi aprovado o decreto-lei em que foi definida a Comissão Administrativa presidida pelo Professor Francisco Gentil. Esta Comissão teve como função a responsabilidade de acompanhar o planeamento e construção dos edifícios que futuramente iriam acomodar os Hospitais Escola em Lisboa e no Porto. A construção do HSM ocorreu de 1940 a 1953, ocorrendo a sua inauguração no ano seguinte. Nessa época foi considerada uma das maiores obras públicas até então realizadas em Portugal. Na área da Cardiologia de Intervenção, foi o primeiro hospital português a possuir um laboratório exclusivamente dedicado a cateterismo cardíaco, tendo-se realizado no mesmo a primeira cineangiografia, decorria o ano de 1973. Dois anos depois foi também o primeiro a realizar uma cinecoronariografia. Desde a inauguração do Laboratório de Hemodinâmica e Angiocardiografia em 1993, tendo realizado no mesmo ano a primeira angioplastia coronária, tem vindo a reforçar o seu estatuto de constante produtividade em contexto operacional, científico e na abordagem de técnicas inovadoras. Em 2005, a inauguração no mesmo local da segunda sala de angiografia, veio otimizar consideravelmente a sua produtividade e diferenciação. Os laboratórios estão integrados no Serviço de Cardiologia I, sendo o Professor Doutor Fausto Pinto o actual Director de Serviço. Este Serviço compreende ainda uma Enfermaria, uma Unidade de Tratamento Intensivo Coronário, um Laboratório de Pacing e uma sala de Electrofisiologia

Cardíaca. Segundo a Rede de Referência Nacional no âmbito da Intervenção Cardiovascular, realizaram-se no ano de 2012 cerca de 3700 procedimentos no HSM.¹⁸

5. Planeamento e cronograma

A duração da componente prática estimada em 808 horas foi francamente excedida, de modo a poder realizar adequadamente o projecto de investigação e o processo de aprendizagem a que o mestrando se propôs. Foi realizado um período total de contacto de cerca de 160 horas.

A realização de um período de contacto inferior ao preconizado no plano de estudos do MTDIC relacionou-se com constrangimentos inerentes ao hospital que emprega o mestrando, pela impossibilidade de se ausentar do mesmo por um período superior ao disponibilizado. No entanto, se for tido em conta o facto de o mestrando trabalhar num laboratório de cardiologia de intervenção, percebe-se que a actividade laboral diária complementa largamente o período em falta, não possibilitando porém a novidade e inerente enriquecimento proporcionados pelos laboratórios visitados.

As 160 horas de estágio realizadas dividiram-se em 3 semanas, em centros de renome, cuja casuística e nível científico proporcionaram ao mestrando ser parte activa de um número significativo de casos de OCT. De modo a maximizar a aprendizagem, o mestrando propôs-se a realizar entre 8 a 12 horas diárias de estágio ao longo dos 5 dias úteis de cada uma das 3 semanas disponíveis. A duração e distribuição cronológica dos períodos de estágio foram elaboradas de acordo com a disponibilidade indicada pelos orientadores de cada um dos locais visitados.

Na primeira semana, pretendeu-se que, sob a orientação do Dr. José Ramon Rumoroso, fosse possível efectuar um período de aprendizagem no Hospital Galdakao-Usansolo, em Bilbao (Espanha), no serviço de Cardiología Intervencionista. Na segunda semana, pretendeu-se que o mestrando efectuasse o seu estágio na Unidade de Cardiologia de Intervenção do Hospital Garcia de Orta EPE, sob orientação do Mestre Ernesto Pereira. Finalmente, pretendeu-se que a terceira semana de estágio decorresse no Laboratório de Hemodinâmica e Angiocardiografia da Unidade de Cardiologia de Intervenção Dr. Joaquim Oliveira do Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE - Hospital de Santa Maria, sob a orientação do Mestre Fernando Ribeiro. A distribuição dos períodos de estágio ocorreu como se explica na tabela 5.1.

Tabela 5.1: Cronograma de estágio.

Locais	Datas
Hospital Galdakao – Usansolo	5 – 9 de Maio
Hospital Garcia de Orta EPE	12 – 16 de Maio
Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria	19 – 23 de Maio

6. Actividades desenvolvidas

6.1. Hospital Galdakao - Usansolo

O período de estágio de uma semana no Hospital Galdakao-Usansolo iniciou-se no dia 05 de Maio de 2014. A expectativa era elevada visto ter sido proposta a realização de estágio neste local pela considerável casuística que detêm na área de OCT e por utilizarem a mesma consola que o laboratório de Évora possui, a LUNAWAVE™ (Terumo, Tóquio, Japão).

O mestrando foi amavelmente recebido pelo Dr. José Ramón Rumoroso, seu orientador neste local de estágio, seguindo-se uma conversa introdutória sobre a unidade de hemodinâmica e o trabalho desenvolvido habitualmente na mesma, pretendendo também compreender quais os objectivos para a semana de estágio que se iria iniciar. Seguidamente o mestrando foi apresentado a toda a equipa, composta por mais dois hemodinamistas, quatro enfermeiras e uma auxiliar. Pelo facto da sala se encontrar equipada de forma diversa daquela em que o mestrando trabalha em Évora, a equipa teve o cuidado de demonstrar pormenorizadamente o funcionamento dos equipamentos.

No primeiro dia de estágio foram realizados quatro procedimentos, tendo o mestrando participado como segundo operador em todos eles, o que foi, aliás, uma tónica constante ao longo de todo o estágio. Este facto muito contribuiu para o aperfeiçoamento de capacidades nesta vertente, porque desempenhar essa função no seio de uma equipa que trabalha de forma distinta daquela em que o mestrando habitualmente se insere, permitiu um enriquecimento do seu portefólio de capacidades de acção e soluções passíveis de utilizar no decurso dos procedimentos. Tal aprendizagem fará certamente com que o desempenho profissional no seu laboratório seja melhorado. Foi deveras interessante trocar impressões com os colegas deste centro acerca do *modus operandi* que seguem. Tal como o mestrando haveria de confirmar nos estágios seguintes, existem diversas formas de fazer o mesmo procedimento, todas elas correctas, mas com significativas diferenças. Por exemplo, o simples facto de arrumar a mesa de forma diferente faz indubitavelmente variar a velocidade de resposta em caso de ser necessário agir de forma mais célere. A quantidade de diferenças em relação ao centro onde o mestrando labora foi surpreendente.

Na parte final do primeiro dia foi dada especial atenção à temática do OCT, área em que este centro tem investido. A possibilidade de manusear o catéter de OCT FastView™ (Terumo, Tóquio, Japão) e a MDU (interface onde se conecta o catéter de OCT) durante o procedimento foi providenciada. Daqui decorreu uma discussão sobre a forma de realização dos *pullbacks*, efectuada de forma distinta da que se realiza em Évora à data do estágio. Neste centro realizam os *pullbacks* seleccionando o comprimento a avaliar e adaptando a velocidade em função do detalhe com que pretendem adquirir as imagens. Por exemplo, se quiserem avaliar uma descendente anterior (DA) em toda a sua extensão seleccionam 150mm

para o comprimento a gravar (possibilidade única oferecida pelo equipamento de OFDI) e 40mm/s de velocidade de retirada, de modo a não ocorrerem artefactos provocados pela contracção miocárdica. Se por exemplo quiserem avaliar o segmento curto de uma bifurcação ou de um *stent* implantado, seleccionam um comprimento substancialmente inferior e uma velocidade de *pullback* mais lenta, permitindo maior detalhe sem ocorrer artefactos visto ser um comprimento diminuto. Pelo facto de ter considerado que esta forma de realização de *pullbacks* produz melhor aquisição de imagem, o mestrando tentou promover esta prática no centro onde trabalha. Dado que os profissionais envolvidos puderam constatar uma optimização do procedimento, esta metodologia passou a ser a prática corrente no laboratório de Évora, à data da entrega do presente documento.

Pertinente é também o facto de no laboratório de Bilbao adequarem a quantidade de contraste à extensão a estudar, seleccionando no injector quantidades reduzidas de contraste quando se tratam de *pullbacks* curtos e/ou se estes se localizarem num segmento mais proximal do vaso. O mestrando apreciou positivamente o facto de tudo ser realizado após se pensar cuidadosamente em todos os pormenores aparentemente previsíveis. *A posteriori*, o Dr. José Rumoroso e o Dr. Mário Sádaba, em conjunto com o mestrando, procederam a uma revisão detalhada das gravações efectuadas e respectivas medições. Foram dadas explicações detalhadas sobre a caracterização das placas visualizadas e modo de diferenciação da possível composição, bem como dos achados imagiológicos relacionados com a aplicação de *stents*.

No segundo dia de estágio ocorreu a possibilidade de acompanhar o Dr. Mário Sádaba ao serviço de imagiologia para a visualização de 2 casos de angioTC coronário, exame com o qual o mestrando até então nunca tinha tido oportunidade de contactar. Seguiu-se a realização dos cateterismos, dando-se continuidade à oportunidade de treinar a realização de acessos radiais, com *abbocath* ou apenas com agulha, algo que em Portugal não está enquadrado nas competências profissionais do mestrando. Os clínicos avaliaram a aprendizagem deste como rápida e perfeccionista, tendo provavelmente contribuído para isso as centenas de gasimetrias arteriais que o mestrando realizou no início da sua carreira, durante os anos em que trabalhou cumulativamente na avaliação funcional respiratória.

Após a realização dos casos programados para esse dia, passou-se à análise de casos de OCT na consola. Entre diversos casos interessantes que foram mostrados e explicados, foi possível contactar com uma experiência efectuada pela equipa, a propósito da insuflação exagerada de um *scaffold* absorvível dentro de um tubo transparente de borracha, muito acima da pressão recomendada, com o intuito de o fracturar. Após esse procedimento foi realizada avaliação por OCT para melhor compreender as zonas de fractura. Nas imagens é possível observar a ausência de *struts* em cerca de metade do perímetro luminal da artéria nas zonas em que ocorreu fractura. Houve também a possibilidade de observar outras

experiências pertinentes que esta equipa efectuou com o recurso a OCT. Quando começaram a utilizar esta tecnologia tiveram dúvidas acerca da fidelidade e rigor das medições proporcionadas, mesmo realizando calibrações exaustivas antes do *pullback* e antes das medições. Parecia-lhes que os diâmetros e áreas medidas por OCT eram ligeiramente inferiores às que algum tempo antes tinham sido medidas com IVUS nos mesmos doentes. Nesse contexto, começaram a efectuar uma medição de diâmetro e área dentro do catéter guia sempre que utilizavam OCT. Conhecendo a marca e modelo do catéter guia, sabe-se as dimensões internas. Passado algum tempo perceberam que efectivamente o OCT fornecia medições exactas e reproduzíveis. Ficou então a suspeita de que no passado possivelmente se terão avaliado muitas lesões por IVUS com medidas sobrevalorizadas.

No terceiro dia realizaram-se diversos procedimentos, entre os quais uma biópsia para estudo de miocardiopatia dilatada, algo que o mestrando viu realizar pela primeira vez. Ainda neste dia, para além de se ter dedicado a parte final do mesmo à interpretação de imagens na estação de pós-processamento de OCT, foi possível participar num interessante caso de angioplastia de uma DA ostial em que se pré-dilatou a lesão com *cutting balloon* antes da aplicação de *scaffold* absorvível. Realizou-se avaliação com OCT pré e pós-*cutting* e pós colocação do *scaffold* absorvível, primeiro para avaliar a necessidade de se utilizar um balão que fosse capaz de fissurar o cálcio aparente, pós-*cutting* para perceber se se tinha criado a dissecação pretendida e após a colocação do *scaffold* absorvível para avaliar a expansão e aposição do mesmo. As gravações efectuadas mostram a composição calcificada da placa, sendo possível observar neste caso particular a presença de cristais de colesterol e macrófagos em zonas distintas. A zona de macrófagos é denunciada pelo discreto cone de sombra que estes provocam. Visualizou-se com nitidez a dissecação proporcionada pelos aterotomas do balão em causa. A avaliação da expansão e aposição do *scaffold* mostrou o sucesso do procedimento. Curiosamente, visualiza-se tanto na parte distal como proximal do *scaffold* absorvível, uma zona de cerca de 1 mm em que se vêem *struts* em apenas metade do perímetro luminal. Isto deve-se provavelmente ao facto de o *scaffold* se situar numa zona em que o catéter de OCT fica encostado na parte distal a um lado da artéria e na parte proximal ao lado oposto. Isto faz com que a gravação seja efectuada ligeiramente na diagonal, proporcionando este achado curioso.

O quarto dia foi dedicado à realização de procedimentos em que existia indicação para avaliação com OCT, tendo-se configurado como um dia marcadamente enriquecedor para o mestrando, visto ter aplicado amplamente os conhecimentos adquiridos ao longo dos dias anteriores, durante a aquisição de imagem intra-procedimento e no pós-processamento com análise detalhada.

O quinto e último dia foi marcado pela realização de *chronic total occlusions* (CTOs), tendo o mestrando assistido neste âmbito a dois procedimentos de considerável

complexidade. Revelou-se importante compreender a abordagem levada a cabo neste centro quando se pretende tratar uma CTO, algo diferente daquela que é habitual no laboratório de Évora, em que é comum abordar-se este tipo de lesões com microcatéter e a guia Fielder XT (Asahi Intecc Co., Aichi, Japão), caminhando-se para a utilização de guias de elevada rigidez quando esta estratégia inicial não é bem sucedida. Em Bilbao, o procedimento é iniciado com microcatéter e guia Runtrough® NS (Terumo, Tóquio, Japão), experimentando-se depois outras alternativas mas tendencialmente com guias hidrofílicas pouco rígidas, assentando na técnica de *sliding*. Este último dia pautou-se também por diversas conversas reflexivas sobre a forma de abordagem de distintas situações frequentes na prática diária, por parte da equipa do laboratório onde trabalho e a do laboratório do Hospital de Galdakao. O mestrando entende que a discussão de comportamentos, estratégias, soluções, dificuldades e consequências revelou-se riquíssima para a sua formação.

6.2. Hospital Garcia de Orta EPE

O estágio na Unidade de Cardiologia de Intervenção do Hospital Garcia de Orta EPE iniciou-se a 12 de Maio de 2014 sob a orientação do Mestre Ernesto Pereira. Apesar de ser um espaço do conhecimento do mestrando há algum tempo, por diversas visitas que tem efectuado em busca de novos conhecimentos, foi efectuada uma visita guiada ao serviço de Cardiologia como se da primeira vez se tratasse. Neste laboratório proporcionou-se a possibilidade de trabalhar com quatro hemodinamistas, cinco colegas técnicos cardiopneumologistas e uma vasta equipa de técnicos de radiologia, enfermeiros e auxiliares de acção médica.

O mestrando aguardou este período de estágio com a expectativa de poder incrementar os seus conhecimentos em OCT com esta equipa, visto já ter iniciado esse processo nas visitas anteriores. O facto de utilizarem a consola de OCT ILUMIEN™ (St Jude Medical, St Paul, Minnesota, USA), diferente da que existe em Évora, ao invés de ser um factor minorante da riqueza de conteúdos a assimilar, configurou-se como um factor de experiência de uma realidade distinta, em tudo enriquecedor no âmbito que se preconiza para um estágio.

Também neste laboratório ocorreu a oportunidade de participar activamente como segundo operador, aprofundando uma abordagem a esta função diversa da que existe em Évora, ampliando o leque de conhecimentos então existente neste domínio. Existiu por parte dos colegas uma elevada preocupação e disponibilidade na transmissão da sua experiência, sugerindo que o mestrando realizasse os procedimentos segundo os padrões que praticam. Isso foi algo que gerou um entendimento perfeito, uma vez que o mestrando partiu para esta senda de estágios com o princípio interiorizado de que se iria esforçar por trabalhar sobreponivelmente ao que assistisse por parte das equipas que visitou. Foi então do seu

entendimento ser profícuo tentar abstrair-se dos hábitos e automatismos do dia-a-dia, de modo a poder apreender de forma maximizada o que lhe fosse proporcionado.

Logo a partir do primeiro dia de estágio nesta instituição a atenção do mestrando focou-se na temática OCT, no intuito de aproveitar os poucos dias disponíveis. Foi possível compreender as diferenças de utilização entre a LUNAWAVE™ e a ILUMIEN™, no que diz respeito à utilização do *software*, aos cuidados de utilização distintos (no caso da ILUMIEN™ por exemplo é imprescindível preencher o catéter de OCT C7 Dragonfly™ com contraste antes da conexão do mesmo) e às limitações existentes (como o facto de a ILUMIEN™ só permitir *pullbacks* até 75mm de extensão e velocidade de *pullback* até 10mm/s).

Durante todos os dias de estágio foi dedicada uma parte significativa do tempo a rever casos na estação de pós-processamento. Foi analisada uma diversidade considerável de casos, desde dissecções a trombos, passando por fracturas de *stent* e avaliações de bifurcação. Um dos casos mais interessantes foi o de uma angioplastia num doente com indicação para cateterismo por EAMSST, com historial pró-trombótico. Procedeu-se à pré-dilatação de uma lesão pré-oclusiva da DA média com balão semi-*compliant* e seguidamente à implantação de um *stent* com fármaco. Pelo facto de existirem dúvidas sobre a boa aposição do *stent*, realizou-se OCT, que revelou boa aposição do *stent*, mas existência inesperada de trombo vermelho na bifurcação com a Cx. Procedeu-se seguidamente à aspiração do trombo em causa, realizando novo *run* de OCT que revelou ausência de trombo na bifurcação.

Outro caso que captou a atenção do mestrando prendeu-se com a visualização de placas instáveis numa DA proximal em contexto de enfarte agudo do miocárdio (EAM) anterior, em que se observava uma das placas com uma solução de continuidade (provavelmente a responsável pelo SCA) e outras duas muito próximas com um *core* lipídico nítido (delimitação esbatida mas com cone de sombra) e com *thin cap*, configurando-se como placas de elevado risco de ruptura. Optou-se pela implantação de um *stent* que cobriu as três placas (próximas entre si). Este caso criou um clima de discussão salutar entre o mestrando e os colegas, sobre a legitimidade de tratar mais lesões para além da *culprit* em contexto de SCA “apenas” pelo facto de se ter visualizado por OCT placas com teórica perigosidade.

Uma das técnicas possíveis de experienciar no laboratório do Hospital Garcia de Orta EPE (HGO) foi a de FFR, tendo o mestrando observado dois procedimentos deste foro, que foram realizados por existirem dúvidas acerca da repercussão hemodinâmica das lesões visualizadas angiograficamente. Neste contexto, foi possível aumentar os conhecimentos então presentes sobre a realização da técnica de FFR, algo útil num momento em que no laboratório onde o mestrando trabalha se começam a realizar um maior número destes procedimentos, sendo toda a experiência adquirida deveras importante. Os colegas, por terem a correcta sensibilidade de perceber que tal configurava uma vantagem, mostraram-se exaustivos nas explicações, conselhos e ensino de truques aprendidos ao longo da sua

experiência. O período de estágio na Unidade de Hemodinâmica do HGO revelou-se indubitavelmente de uma riqueza que muito ajudou o mestrando na sua procura de novos conhecimentos.

6.3. Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria

O período de estágio no laboratório de Hemodinâmica e Angiocardiografia da Unidade de Cardiologia de Intervenção Dr. Joaquim Oliveira do HSM, decorreu de 19 a 23 de Maio de 2014, sob orientação do Mestre Fernando Ribeiro e da Mestre Helena Santiago.

Quando se propôs a realização de um período de estágio nesta unidade hospitalar, teve-se em conta o facto da mesma ser considerada pelo mestrando como um exemplo a seguir no panorama nacional de estudo e tratamento das patologias cardiovasculares, mais propriamente do foro coronário e estrutural. Este respeito e admiração pelas práticas aqui desenvolvidas remonta ao distante ano de 2003, no qual o mestrando efectuou nesta unidade parte do estágio curricular da minha licenciatura.

Conhecendo através dos colegas que lá trabalham e com os quais o mestrando mantém um contacto regular, que, à data do estágio, a casuística inerente à realização de OCT não era tão significativa como nos laboratórios de Galdakao ou do Hospital Garcia de Orta EPE, não se entendeu que este pudesse ser um período menos proveitoso que os anteriores. Pelo contrário, este estágio revelou-se fortemente educativo.

O Mestre Fernando Ribeiro recebeu amavelmente o mestrando, tendo começado por efectuar uma curta reunião com o mesmo, de modo a compreender detalhadamente quais os objectivos traçados para o período que iria passar no seio da sua equipa. Zelando pela prossecução desses mesmos objectivos, entendeu nomear a Mestre Helena Santiago para orientadora efectiva durante os dias de trabalho que se seguiram, algo que criou um espírito de motivação e satisfação, pela consideração e reconhecimento que o mestrando possui pelas marcadas qualidades profissionais da colega.

Logo no início do estágio se pôde perceber o ambiente diferente que se vive nesta unidade, díspar dos que pude experienciar noutros locais. É notório que neste laboratório se pauta a conduta habitual por uma elevada seriedade, alto grau de concentração, tranquilidade na análise e tomadas de decisão, relativo silêncio que impera durante os procedimentos, bem como uma salutar discussão partilhada entre os médicos e técnicos envolvidos no procedimento, sobre os resultados do diagnóstico e as potenciais estratégias terapêuticas.

Desde o primeiro dia nesta unidade foi possível constatar o elevado respeito que existe pelo desempenho profissional dos cardiopneumologistas que nela laboram, fruto de anos de dedicação e rigor por parte dos mesmos. Este é um dos pontos que mais enriqueceu a experiência vivida neste laboratório. O mestrando pôde assim aperceber-se que a atitude de todos os cardiopneumologistas, desde os veteranos aos mais novos, se alinha por padrões

de rigor, coerência, seriedade, confiança de desempenho, antecipação na proposta de soluções para as dificuldades que possam surgir e soberbos conhecimentos teóricos, entre outros aspectos. O ambiente competitivo que se constata durante a permanência neste serviço, é também ele motor de uma elevada dinâmica de procura de novos conhecimentos e competências, que somente enobrece e dignifica os excelentes recursos humanos que dele fazem parte.

O mestrando pôde aprender com todos estes profissionais diversas abordagens a diferentes cenários durante as intervenções, bem como novas formas de encarar a inesgotável multiplicidade de comportamentos interpessoais, adquirindo novas competências nesse âmbito. Entende-se então que qualquer profissional está em permanente mutação ao longo da sua carreira. Portanto, inclusivamente o próprio mestrando se transformou à medida que assimilava os ensinamentos colhidos ao longo destas experiências externas ao laboratório onde labora.

A unidade do HSM contribuiu inquestionavelmente para que o reforço da postura séria, concentrada, atenta e participativa que o mestrando assume no seu dia-a-dia. É evidente que este período não se destacou pela casuística vivenciada (em parte empobrecida pela ausência de alguns clínicos por ser a semana de realização do congresso EuroPCR 2014, com a inerente diminuição da casuística electiva e inactividade da intervenção cardiológica estrutural), mas sim pelos ensinamentos adquiridos no âmbito da postura profissional a adoptar, na troca de experiências sobre a função de segundo operador e pelo despertar para a possibilidade de desempenho de uma competência adicional, o manuseamento da fonte radiológica.

No campo da troca de experiências sobre a função de segundo operador é imperativo realçar o afinco com que a orientadora incentivou o mestrando a participar activamente nos procedimentos. Assim, este desempenhou a função de segundo operador em 32 casos, sob a supervisão da Mestre Helena Santiago ou de outros colegas. À semelhança do que sucede no centro onde o mestrando trabalha, também aqui se discute activamente com o corpo clínico as evidências diagnósticas proporcionadas pela angiografia ou pelas ferramentas adicionais à disposição (OCT, IVUS e FFR/iFR), no intuito conjunto de perceber qual deverá ser a melhor actuação terapêutica a aplicar. Relativamente à autonomia de decisão por parte dos cardiopneumologistas, constatou-se que, por exemplo, o material era maioritariamente sugerido pelo técnico, expondo a sua escolha ao médico com base numa determinada argumentação, permitindo pôr em prática todos os conhecimentos teóricos que detém. Isto é possível pela existência de elevados padrões de conhecimento dos técnicos deste centro.

A realidade vivenciada neste laboratório poderá ser francamente útil no futuro, na busca constante de novas áreas de competência no seio da equipa onde o mestrando se insere. Trata-se da responsabilidade de utilização das fontes de emissão radiológica ser do

cardiopneumologista, integrando o controlo da ampola de emissão de radiação X, a aplicação das medidas de protecção adequadas e o pós-processamento de imagem. Nesse contexto, solicitou-se um esclarecimento pormenorizado do que é indispensável saber para o correcto manuseamento dos equipamentos e obtenção de boas práticas. Neste âmbito foi possível inicialmente efectuar o respectivo treino, aproveitando os intervalos entre exames, das várias incidências habitualmente utilizadas neste laboratório (oblíqua anterior direita simples, caudal e craneal e oblíqua anterior esquerda simples, caudal (ou *spider*) e craneal), tendo no final da semana aplicado esses conhecimentos durante os procedimentos. Entende-se que a assimilação de conhecimentos teórico-práticos neste domínio perfilou-se como uma mais-valia, pelo facto de capacitar o mestrando da destreza necessária para, por exemplo, actuar no laboratório onde trabalha em situações em que o médico necessite de dedicar tendencialmente os seus esforços ao manuseamento de catéteres, guias e afins, como numa emergência com um doente instável. Deste modo, poder-se-á ter criado um incremento nas capacidades de desempenho do mestrando.

Por todos os factos anteriormente explanados e pela salutar convivência com colegas bastante diferenciados, em que alguns se configuram inspiradores, classifica-se este último período de estágio como extremamente rico no que diz respeito aos *inputs* de postura, rigor e envolvimento com a profissão.

Para mais fácil compreensão da casuística do estágio que aqui se explana, apresenta-se de seguida uma tabela explicativa do total de procedimentos realizados (tabela 6.1).

Tabela 6.1: Casuística e tipos de procedimentos realizados ao longo do estágio.

Tipo de procedimento e/ou função	N.º de procedimentos e/ou função			Total
	Hospital de Galdakao – Usansolo	Hospital Garcia de Orta EPE	Centro Hospitalar Lisboa Norte EPE – Hospital de Santa Maria	
Coronariografias	16	15	58	89
Angioplastias	7	11	26	44
Cateterismo direito	1	0	1	2
Aortografia (visualização de prótese valvular aórtica)	0	0	1	1
AngioTC	2	0	0	2
Biópsia endocárdica do ventrículo direito	1	0	0	1
Punção de acessos radiais	13	0	0	13
Encerramento de acessos radiais com pulseira compressiva	15	0	0	15
OCT	4	2	2	8
IVUS	0	2	0	2
FFR	1	1	0	2
CTO	2	2	0	4
Segundo operador	19	20	32	71

7. Considerações finais

O estágio a que o mestrando se propôs teve por fim último a aquisição de um conjunto de diferentes competências que permitiram o seu desenvolvimento profissional e pessoal. Findo o período de estágio, era esperado que todos os objectivos propostos tivessem sido atingidos, o que se verificou com sucesso. As competências adquiridas ao longo das 160 horas realizadas foram relevantes, adquirindo uma importância inestimável para a prática profissional do mestrando, em ambiente hospitalar e em sede de equipa multidisciplinar.

A obtenção de mais e melhores conhecimentos é uma mais-valia para a *performance* de um bom profissional de saúde. À medida que a ciência evolui, também os profissionais o devem fazer, sendo disto exemplo a classe profissional em que o mestrando se insere.

Adquirir novos saberes e competências relacionadas com a temática desenvolvida no âmbito do projecto de investigação foi extraordinariamente enriquecedor. Mas a aprendizagem e troca de experiências foi muito além do âmbito do OCT. Tornou-se possível um clima de partilha de experiências sobre uma panóplia de temáticas, em tudo salutar. Poder contribuir para uma prática diária mais adequada, optimizando os recursos técnicos e estando mais desperto para uma acuidade diagnóstica e prognóstica cada vez maior foi o objectivo principal dos estágios deste Mestrado. Para além de toda a informação teórica que o mestrando aprendeu e renovou durante a sua pesquisa bibliográfica, foi fundamental a integração da mesma na componente prática, exercício este posto em prática com a realização dos estágios.

Nas horas consideradas de não contacto o mestrando desenvolveu e aperfeiçoou métodos de investigação e fez selecção e leitura de bibliografia respeitante à temática em estudo. Para finalizar, entende-se que o cruzamento das duas componentes (teórica e prática) em âmbito académico é fulcral para o cumprimento das finalidades às quais um mestrando se propõe.

Referências bibliográficas

1. Mestrado em Tecn. De Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular. Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa [Internet]. 2013 [cited 2014 Jul 3]. Available from: <http://www.estesl.ipl.pt/ensino/mestrados/tecn-de-diagnostico-e-intervencao-cardiovascular>
2. Despacho n.º 21133/2009. Diário da República, 2ª série – N.º 182 – 18 de Setembro de 2009 [Internet]. 2009 [cited 2014 Jul 3]. Available from: http://www.estesl.ipl.pt/sites/default/files/ficheiros/pdf/desp_21133-2009.pdf
3. Podoleanu AG. Optical coherence tomography. *J Microsc.* 2012 Sep;247(3):209–19.
4. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, *et al.* Optical coherence tomography. *Science.* 1991 Nov 22;254(5035):1178–81
5. Bezerra HG, Costa MA, Guagliumi G, Rollins AM, Simon DI. Intracoronary Optical Coherence Tomography: A Comprehensive Review. *JACC: Cardiovascular Interventions.* 2009 Nov;2(11):1035–46
6. Tearney GJ, Waxman S, Shishkov M, Vakoc BJ, Suter MJ, Freilich MI, *et al.* Three-dimensional coronary artery microscopy by intracoronary optical frequency domain imaging. *J Am Coll Cardiol Img* 2008;1:752–61
7. Barlis P, Schmitt JM. Current and future developments in intracoronary optical coherence tomography imaging. *EuroIntervention* 2009;4:52933
8. Yabushita H, Bouma BE, Houser SL, Aretz HT, Jang IK, Schlendorf KH, *et al.* Characterization of human atherosclerosis by optical coherence tomography. *Circulation* 2002;106:1640–5
9. Jang I-K, Bouma BE, Kang D-H, Park S-J, Park S-W, Seung K-B, *et al.* Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound. *Journal of the American College of Cardiology.* 2002 Feb;39(4):604–9
10. Mehanna EA, Attizzani GF, Kyono H, Hake M, Bezerra HG. Assessment of coronary stent by optical coherence tomography, methodology and definitions. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2011 Feb;27(2):259–69
11. Tearney GJ, Regar E, Akasaka T, Adriaenssens T, Barlis P, Bezerra HG, *et al.* Consensus Standards for Acquisition, Measurement, and Reporting of Intravascular Optical Coherence Tomography Studies. *Journal of the American College of Cardiology.* 2012 Mar;59(12):1058–72
12. Guagliumi G, Sirbu V, Musumeci G, Bezerra HG, Aprile A, Kyono H, *et al.* Strut Coverage and Vessel Wall Response to a New-Generation Paclitaxel-Eluting Stent With an Ultrathin Biodegradable Abluminal Polymer: Optical Coherence Tomography Drug-Eluting Stent Investigation (OCTDESI). *Circulation: Cardiovascular Interventions.* 2010 Aug 1;3(4):367–75

13. Manual de acogida al personal de nueva incorporación. Galdakao-Usansolo Ospitalea-Hospital. Osakidetza [Internet]. Bilbao; 2013 Jan [cited 2014 Jul 28]. Available from: http://www.osakidetza.euskadi.net/contenidos/informacion/hgal_rrhh_acogida/es_hgal/adjuntos/manual.pdf
14. Resultados. Galdakao-Usansolo Ospitalea-Hospital [Internet]. Bilbao; 2014 [cited 2014 Jul 28]. Available from: http://www.osakidetza.euskadi.net/contenidos/informacion/hgal_hospital_en_cifras/es_hgal/adjuntos/memoriaResultados2013.pdf
15. Apresentação. Hospital Garcia de Orta [Internet]. Lisboa; 2014 [cited 2014 Jul 28]. Available from: <http://www.hgo.pt/Hospital/Historia.aspx>
16. Visão, Missão e Valores. Hospital Garcia de Orta [Internet]. Lisboa; 2014 [cited 2014 Jul 28]. Available from: <http://www.hgo.pt/Hospital/VisaoMissaoValores.aspx>
17. Informação de Gestão. Hospital Garcia de Orta [Internet]. Lisboa; 2013 Apr [cited 2014 Jul 28]. Available from: <http://www.hgo.pt/Hospital/InformacaoGestao/TableauBord.aspx>
18. Hospital de Santa Maria. Nota Histórica [Internet]. Lisboa; 2008 [cited 2014 Jul 28]. Available from: <http://www.hsm.min-saude.pt/hsmmintra/tabid/1569/Default.aspx>

Anexo 1

Certificado do estágio de cariz profesional na *Sección Hemodinámica y Cardiología Intervencionista* do Hospital Galdakao-Usansolo

– Dr. José Jamón Rumoroso –



FROM: Dr. JOSE RAMON RUMOROSO.
Jefe de Sección Hemodinámica y Cardiología Intervencionista
SERVICIO DE CARDIOLOGIA
HOSPITAL GALDAKAO

TO: To whome it may concern

TOPIC: Stage at our Unit

Dear Sr/ Miss,

Mr André Jacinto has been with us in our Interventional cardiology Unit for a week in May this year. During the whole week Andre has been attending all procedures that have been done in our cath lab. He has been second operator with me in 19 procedures. Of all this procedures we have done: 16 coronary angiograms, 7 interventional procedures, 4 studies with OFDI (optical coherence tomography), 1 functional analysis with pressure wire, 1 biopsy and a combined left and right catheterization.

During his stay he has been attending to an accredited one day OFDI course we had during this week, with lectures and live cases performed in our Lab. He has been very keen and has adapted perfectly well to our team.

Best regards,

Galdakao, a June 10th 2014

Signed
Dr. JR Rumoroso
Jefe de Sección de Hemodinamica

 **Osakidetza**
Servicio vasco de salud

GALDAKAOKO OSPITALEA
HOSPITAL DE GALDAKAO
KARDIOLOGIA
Dk./Dr. José Ramón Rumoroso Cuevas
Elk. zk./Coleg. nº 48/07788-6 - Bizkaia



Anexo 2

**Certificado do estágio de cariz profissional na Unidade de
Cardiologia de Intervenção do Hospital Garcia de Orta**

– Dr. Hélder Pereira / Mestre Ernesto Pereira –

DECLARAÇÃO

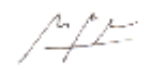
Para os devidos efeitos se declara que André Fernandes Pereira Jacinto, licenciado em Cardiopneumologia e aluno do mestrado Tecnologia de Diagnóstico e Intervenção Cardiovascular, realizado em parceria pela Faculdade de Medicina de Lisboa e pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, efectuou estágio profissional na Unidade de Cardiologia de Intervenção do Hospital Garcia de Orta de 13 a 19 de Maio de 2014, com um total de 35 horas.

Durante este período, o André teve oportunidade de realizar funções de segundo operador em 20 procedimentos, dos quais 15 foram coronariografias e 11 angioplastias, em que 6 destas adhoc (uma no contexto de EAM com supra de ST) e 5 programadas, das quais 2 oclusões crónicas. Participou ainda em 2 procedimentos que envolveram realização de OCT, 2 em que se realizou IVUS e 1 com FFR.

Durante o estágio nesta Unidade o André demonstrou possuir capacidades técnicas e humanas que lhe permitem desempenhar as suas funções com qualidade e segurança, integrado numa equipa multidisciplinar, característica dos laboratórios de hemodinâmica. Consideramos portanto, que este estágio contribuiu para o aprofundamento e solidificação de conhecimentos e competências necessárias para a realização de funções nesta área.

Por ser verdade se passa a presente declaração, datada e assinada.

Almada, 21 de Agosto de 2014



Dr. Hélder Pereira
(Director Serviço Cardiologia)



Têcº Ernesto Pereira
(Cardiop. Resp Unid. Card. Intervenção)