

MARCELO FREITAS SANTOS

**EMPREGO DO ULTRA-SOM INTRAVASCULAR
NO IMPLANTE DAS ENDOPRÓTESES
VASCULARES – EXPERIÊNCIA INICIAL**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Cardiologia, no Departamento de Clínica Médica do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Hélio Germiniani.

CURITIBA

1996

Dedico este trabalho ao Alexandre.

Pela sua importância em minha vida, ele conduz os meus objetivos profissionais e pessoais, sendo um amigo, filho e professor na arte de amar.

Aos meus pais

Luiz (*in memorian*), Julieta e Rubens.

Aos meus irmãos

Luiz, Aroaldo (*in memorian*) e Luciana.

À minha futura esposa Adriana.

Às duas pessoas que me ensinaram os primeiros passos da minha vida profissional, orientando o meu desenvolvimento na Cardiologia Intervencionista.

Posso aqui tomar a liberdade de chamá-los de Costantino e Newton por compará-los aos pais que tenho a felicidade de possuir.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Costantino Costantini - pela sua habilidade de artesão da angioplastia coronária, permitiu a obtenção da casuística que compõe esta análise.

Ao Dr. Newton Stadler de Souza Filho - com a sua competência, dividiu as responsabilidades dos atos intervencionistas que compõem a casuística apresentada.

À Sra. Isela Costantini - com carinho materno, preparou as fotos que ilustram este marco da minha vida.

Ao Dr. Hélio Germiniani - como orientador, dispensou a sua fraternal atenção para a edificação desta dissertação.

Ao Dr. Cláudio Pereira da Cunha, coordenador do Curso de Mestrado em Cardiologia.

Aos meus amigos Dr. Luiz Lavalle, Dr. Rubens Z. Darwich, Dr. Paulo Bezerra, Dr. Hermínio Haggi Filho, Dr. Mário Peixoto Filho, Dr. Sérgio Tarbine e Dr. Dario Hauer, os quais tiveram participação efetiva no desenvolvimento deste trabalho.

À minha amiga Cláudia Figueira, pelo incentivo e participação; permitiu o término desta dissertação.

Aos funcionários do Centro de Diagnose Cardiovascular S/C, pois sem eles seria impossível a realização dos procedimentos intervencionistas.

À minha amiga orientadora e professora de estatística Ângela da Matta Silveira Martins.

Às Sras. Dyra Vidal Schmidt e Áurea Maria Costin, que orientaram as normas para as referências bibliográficas.

Ao amigo Artur Roberto Roman que revisou a estrutura da língua portuguesa.

E a todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, meu muito obrigado.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	vi
LISTA DE QUADROS	ix
LISTA DE FIGURAS	x
RESUMO	xii
1 INTRODUÇÃO	01
2 REVISÃO DE LITERATURA	03
2.1 EQUIPAMENTO E CATÉTERES UTILIZADOS	03
2.1.1 Catéter Transdutor com Elementos Fixos	03
2.1.2 Catéter Transdutor Mecânico	04
2.2 AVALIAÇÃO QUALITATIVA	05
2.2.1 Descrição do Vaso Normal	05
2.2.2 Descrição do Vaso Anormal	06
2.3 ANÁLISE QUANTITATIVA	09
2.4 AVALIAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS	11
2.4.1 Pós-Angioplastia	12
2.4.2 Pós-Aterectomia Rotacional	13
2.4.3 Pós-Aterectomia Direcional	14
2.4.4 Endoprótese Coronariana e a Avaliação do Implante pelo Ultra-Som Intravascular	14
2.5 SEGURANÇA DO ULTRA-SOM INTRAVASCULAR	17
3 MATERIAL E MÉTODO	18
3.1 MATERIAL	18
3.2 MÉTODO	18
3.2.1 Avaliação Pré-Procedimento	18
3.2.2 Abordagem na Sala de Hemodinâmica	19
3.3 METODOLOGIA ESTATÍSTICA	21

4 RESULTADOS	22
4.1 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS	22
4.2 ULTRA-SOM INTRAVASCULAR	25
4.2.1 Seleção do Diâmetro do <i>Stent</i> - Avaliação Pré-Implante	25
4.3 AVALIAÇÃO APÓS IMPLANTE DO <i>STENT</i>	26
4.3.1 Grupo Não Reintervido	27
4.3.2 Grupo Reintervido	29
4.4 NOVOS GRUPOS OBJETIVO E SUBJETIVO	33
4.4.1 Grupo Objetivo	34
4.4.2 Grupo Subjetivo.....	35
4.5 EVOLUÇÃO CLÍNICA	35
5 DISCUSSÃO	36
5.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES.....	36
5.2 RESULTADOS APRESENTADOS.....	38
5.2.1 Grupo Não Reintervido	40
5.2.2 Grupo Reintervido	41
CONCLUSÃO	44
ANEXOS	45
ANEXO 1 - FIGURAS	46
ANEXO 2 - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO NÃO REINTERVIDO	66
ANEXO 3 - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO REINTERVIDO	69
ANEXO 4 - RESULTADOS ESTATÍSTICOS	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76

LISTA DE QUADROS

1	FATORES DE RISCO CORONARIANO NOS PACIENTES NÃO REINTERVIDOS E REINTERVIDOS	22
2	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA ANÁLISE OBJETIVA	26
3	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA ANÁLISE SUBJETIVA	26
4	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS <i>STENTS</i> UTILIZADOS NO GRUPO NÃO REINTERVIDO	28
5	RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DA AVALIAÇÃO OBTIDA NO <i>STENT</i> COM AS REFERÊNCIAS, NO GRUPO NÃO REINTERVIDO	28
6	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS <i>STENTS</i> UTILIZADOS NO GRUPO REINTERVIDO	29
7	RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DA AVALIAÇÃO OBTIDA NO <i>STENT</i> COM AS REFERÊNCIAS, NO GRUPO REINTERVIDO	30
8	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS 19 <i>STENTS</i> QUE TIVERAM AVALIAÇÃO COM O ULTRA-SOM INTRAVASCULAR DA REINTERVENÇÃO.....	32
9	RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS NA REINTERVENÇÃO.....	33
10	ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS GRUPOS OBJETIVO E SUBJETIVO	34
11	RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DO GRUPO OBJETIVO.....	34
12	RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DO GRUPO SUBJETIVO.....	35
13	CARACTERÍSTICAS DOS PACIENTES DOS GRUPOS NÃO REINTERVIDO E REINTERVIDO	73
14	CARACTERÍSTICAS DOS <i>STENTS</i> UTILIZADOS NOS GRUPOS NÃO REINTERVIDO E REINTERVIDO	74
15	RESULTADO DO TESTE APLICADO NA ANÁLISE OBJETIVA E NA ANÁLISE SUBJETIVA	75

LISTA DE FIGURAS

EMBED1 ESTRUTURA DO VASO VENOSO	47
1a ESTRUTURA DO VASO VENOSO ARTERIALIZADO	47
2 ESTRUTURA DO VASO ARTERIAL COM TRÊS LEITOS	48
3 ESTRUTURA DO VASO ARTERIAL COM UM LEITO	48
4 CALCIFICAÇÃO DE 0 A 90 GRAUS	49
5 CALCIFICAÇÃO DE 91 A 180 GRAUS	49
6 CALCIFICAÇÃO DE 181 A 270 GRAUS	50
7 CALCIFICAÇÃO DE 270 A 360 GRAUS	50
8 PLACA FIBROTICA	51
9 PLACA COM DEPÓSITO DE LÍPIDES	51
10 DISSECÇÃO	52
10a DISSECÇÃO	52
11 QUANTIFICAÇÃO DE EXCENTRICIDADE	53
12 REMODELAMENTO ARTERIAL	53
12a REMODELAMENTO ARTERIAL	54
13 SUBESTIMAÇÃO ANGIOGRÁFICA	54
13a ANGIOGRAFIA, VASO ANEURISMÁTICO?	55
14 DESCALCIFICAÇÃO ARTERIAL APÓS ATERECTOMIA ROTACIONAL MAIS IMPLANTE DE STENT	55
15 IMPLANTE ADEQUADO	56
16 IMPLANTE INADEQUADO, ESPAÇO LIVRE	56
16a IMPLANTE INADEQUADO, ESPAÇO LIVRE	57
17 HASTE SOBRE HASTE	57
18 CASO DO GRUPO NÃO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO	58
18a RESULTADO FINAL	59

19 CASO DO GRUPO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO	60
19a PÓS IMPLANTE, EXPANSÃO.....	61
19b RESULTADO FINAL	62
20 CASO DO GRUPO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO	63
20a PÓS IMPLANTE, EXPANSÃO INADEQUADA.....	64
20b RESULTADO FINAL	65

RESUMO

Esta é uma análise retrospectiva da experiência inicial do implante das endopróteses coronarianas (*stent*) guiados pelo ultra-som intravascular. O objetivo é conhecer as limitações e vantagens deste método em relação ao implante guiado pela angiografia convencional. De novembro de 1994 a novembro de 1995, foram realizados em 75 pacientes o implante de 86 *stents* guiados pelo ultra-som. Avaliação pré-implante: o ultra-som orientou a escolha de 44 *stents* (51,2%) dos 86 implantados (Grupo de Análise Objetiva), ficando este grupo, com um tamanho médio do *stent* de 3,7 mm, para uma referência distal de 3,6 mm ($p>0,05$) e 3,8 mm ($p>0,05$). Nos outros 42 *stents*, (Grupo da Análise Subjetiva) o tamanho do mesmo foi selecionado pela correlação visual do diâmetro conhecido do catéter guia. Neste grupo o tamanho médio do *stent* foi de 3,7 mm, porém quando realizamos o ultra-som na fase de pós implante observamos que o diâmetro de referência era de 4,0 mm ($p<0,01$) e 4,2 mm ($p<0,001$), demonstrando que o tamanho do *stent* foi subestimado. Avaliação pós-implante: Após obtermos uma imagem angiográfica adequada do *stent* hiperexpandido (lesão residual menor que 10%), realizamos uma avaliação com o ultra-som, demonstrando que em 39 *stents* (45,3%) os achados do ultra-som estavam de acordo com as imagens angiográficas. Este grupo denominado de Grupo Não Reintervido apresentava boa aposição das hastes dos *stents* à parede da coronária, sem sinais de dissecação ou haste solta. Porém em 47 *stents* (54,7%) os achados angiográficos de implante adequado, não se confirmaram pelo ultra-som, por apresentarem expansão incompleta em 37 *stents* (72,3%); inadequada em 14 (29,8%); e dissecação em 8 (17,0%). Neste grupo dos 47 *stents* denominado de Grupo Reintervido, o tamanho médio do *stent* utilizado foi de 3,7 mm, o balão para expansão de 3,7 mm com pressão média de 15,1 atm, e o balão da reintervenção foi de 3,8 mm e pressão de 16,6 atm. Somente 19 *stents* deste grupo tiveram uma nova avaliação com ultra-som da reintervenção, demonstrando que a reintervenção foi efetiva. Analisando agora somente os *stents* em que temos as medidas finais da expansão pelo ultra-som, que são os 19 do Grupo Reintervido com os 39 *stents* do Grupo Não Reintervido. Estes 58 *stents* foram divididos em dois grupos: Objetivo (32 *stents*) escolhidos pelo ultra-som, e Subjetivo (26 *stents*) escolhidos pela análise visual. Observamos que o Grupo Objetivo não apresentou diferença estatística na comparação do diâmetro luminal máximo e da área luminal do *stent* com o diâmetro e área de referência. O Grupo Subjetivo apresentou diferença estatística significativa do diâmetro luminal e da área do *stent* com o diâmetro e área de referência. Concluimos, o ultra-som intravascular determinou a necessidade de reintervenção em 54,7% dos *stents* com imagem angiográfica adequada. A angiografia convencional demonstra baixa sensibilidade para analisar o total da expansão completa do *stent*. O ultra-som permitiu a escolha de um *stent* com o tamanho adequado à referência distal. A escolha do *stent* pela angiografia ficou 0,5 mm menor no seu tamanho que o diâmetro máximo de referência. A escolha de um *stent* de tamanho maior permite uma otimização dos resultados finais, ficando as medidas luminiais do *stent* próximas as de referência.

1 INTRODUÇÃO

A angiografia coronariana é considerada hoje o método mais sensível e específico, para avaliação da doença coronariana aterosclerótica. Tem, porém, suas limitações. A evolução das técnicas terapêuticas intervencionistas levou à busca de novos métodos diagnósticos. Hoje estamos saindo da era do luminograma para a era da imagem tomográfica. O ultra-som é uma técnica segura que vem mostrando uma nova realidade na avaliação diagnóstica e pós-terapêutica das doenças coronarianas.^{17,40}

A capacidade de reconhecer a placa aterosclerótica na sua morfologia, consistência e quantificação, em tempo real, modificou a conduta terapêutica, permitindo a otimização dos resultados das angioplastias coronarianas.

Foi demonstrado, em dois grandes estudos, *Benestent-I* e o *STRESS*,^{8,47} que a endoprótese vascular (*stent*) é o único dos novos dispositivos intervencionistas que diminui a reestenose coronariana, em comparação à angioplastia convencional. Apresentava, porém, como limitação, a oclusão subaguda, pela predisposição da trombose luminal, apesar do uso da anticoagulação.

A oclusão subaguda foi diminuída com a mudança da técnica de implantação, proposta por Antônio Colombo e descrito por Nakamura et al.³⁶ O autor utilizou o balão de alta pressão para complementar a expansão, buscando um maior ganho luminal da endoprótese. Os resultados foram controlados com o ultra-som intravascular. Em 80,0% das endopróteses vasculares implantadas com imagem angiográfica normal, o ultra-som determinou reintervenções.

O implante da endoprótese intravascular necessita de uma ótima definição de imagem para:

- escolha do *stent* em relação as características da lesão;
 - avaliação do local a ser implantado; e
 - avaliação do resultado, identificando se houve expansão incompleta (diâmetro reduzido) e/ou expansão inadequada (haste solta ou assimétrica).
- 1) O ultra-som intravascular é um método importante para a escolha do tamanho (diâmetro) da endoprótese vascular?

A angiografia apresenta baixa sensibilidade para identificação de um segmento normal de artéria. Por ser a doença coronariana geralmente difusa, há uma subestimação do tamanho da artéria, quando avaliado somente o lúmen arterial.

- 2) O ultra-som intravascular é um método importante na avaliação pós-implante da endoprótese vascular?

As próteses apresentam diferentes graus de radiopacidade, dificultando em algumas a visualização pela angiografia convencional. Esta visualização traz segurança ao hemodinamicista, pois mostra se houve insuflação com o balão de alta pressão em todo o segmento da endoprótese vascular, promovendo uma otimização do resultado.

- 3) O ultra-som intravascular tem maior sensibilidade para identificar a expansão incompleta e/ou inadequada do implante da endoprótese intravascular?

A angiografia promove uma imagem bidimensional, necessitando de várias projeções e alta resolução para o reconhecimento de pequenos estreitamentos do lúmen ou discretas falhas de opacificação.

Não há na literatura consenso quanto às respostas a esses questionamentos, pela necessidade de trabalhos randomizados e multicêntricos.

Neste trabalho, analisamos os primeiros *stents* implantados com a técnica de Colombo e guiado pelo ultra-som, no Laboratório de Hemodinâmica e Angioplastia do Paraná, da Irmandade da Santa Casa de Curitiba, entre novembro de 1994 e novembro de 1995. Temos como objetivo:

- conhecer as limitações e vantagens deste método em relação ao implante guiado pela angiografia convencional;
- determinar se a avaliação pré-implante do ultra-som permite uma escolha adequada do *stent*;
- determinar se a angiografia convencional é um método eficaz para a avaliação da expansão adequada do *stent*;
- determinar se a escolha do tamanho do *stent* interfere no resultado final da expansão da endoprótese.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O ultra-som não pode ser considerado uma alternativa à angiografia, mas uma técnica complementar capaz de trazer informações adicionais, que nunca foram tão bem visualizadas *in vivo*, sendo um acurado guia para os métodos intervencionistas.⁹

O início do ultra-som invasivo para diagnósticos cardíacos vem desde os anos de 1960 e 1970, quando foram visualizadas as câmaras cardíacas, utilizando-se transdutores únicos e múltiplos com um módulo-M.^{2,41}

2.1 EQUIPAMENTOS E CATÉTERES UTILIZADOS

Com a evolução dos catéteres na sua miniaturização, houve um avanço do ultra-som intravascular, sendo possível a visualização e diferenciação das camadas de uma artéria muscular, *in vitro* por Meyer et al., 1988,²⁹ *in vivo* por Yock et al., 1989.⁶⁵

Os catéteres de ultra-som, que utilizamos nas coronárias, operam entre 20 a 40 *megahertz*, dando-nos maior definição de imagem, porém com menor profundidade à medida que aumenta a frequência.^{1,52}

Foram desenvolvidos dois tipos de catéteres transdutores: com elementos fixos e mecânico.

2.1.1 Catéter Transdutor com Elementos Fixos

Características: apresenta de 32 a 64 elementos de transdutores dispostos radialmente, com quatro circuitos integrados incorporados a um sistema que digitaliza, amplifica e multiplica o sinal, para um computador externo, reconstruindo a imagem (*Endosonics*).^{1,52}

Vantagens: não possuir partes rotatórias, simplificando-o. Esta característica facilita a construção de catéteres associados, ultra-som com balão de angioplastia, aterótomos e endopróteses intravasculares, em desenvolvimento.^{1,52,63}

Desvantagem: definição de imagem, que perde na escala de cinza para o sistema rotacional, e a reconstrução da imagem, que não é em tempo real.

2.1.2 Catéter Transdutor Mecânico

Característica: utiliza um único transdutor, que permite uma rotação em 360 graus, com 1200 e 1800 rpm, adquirindo 20 a 30 imagens por segundo, podendo ter um espelho refletor na extremidade que gira. O catéter é conectado a um motor externo ou apresenta junto ao transdutor um micromotor. Um encaixe eletrônico no final do catéter permite a emissão dos sinais ao computador, que reconhece e transforma os sinais eletrônicos em imagens (*Du-Med, Boston Scientific, Cardiovascular Imaging Systems, Hewlett Packard, Microsound*).^{1,52}

Vantagens: estes tipos de catéteres nos permitem uma avaliação em tempo real, com uma ótima definição de imagens e da escala de cinza.

Desvantagens: perfil ainda alto de 2,9 f. A sua pouca maleabilidade impede a avaliação das coronárias muito tortuosas, por não permitir a progressão do catéter ou promover a quebra do transdutor. O comprimento do catéter pode, conforme o paciente, ser insuficiente para avaliar as porções mais distais da artéria, principalmente quando realizado o exame pela via de acesso femoral.

A reconstrução tridimensional por computador utiliza o sistema *SonoVIEW (ImageComm Systems)*. As imagens são obtidas com auxílio de um sistema de retirada progressiva do transdutor, com uma velocidade uniforme de 0,5 mm/s. São adquiridas aproximadamente seis imagens por segundo.¹ A imagem tridimensional demonstra a relação lúmen/placa de todo um segmento, bem como reconstrói a imagem de toda endoprótese vascular, evidenciando a sua expansão.³³

Os catéteres existentes já permitem a reconstrução tridimensional com a rapidez necessária aos laboratórios de hemodinâmica.³⁷

2.2 AVALIAÇÃO QUALITATIVA

2.2.1 Descrição do Vaso Normal

Hoje, com o desenvolvimento da qualidade de imagens, o ultra-som intravascular permite uma fácil distinção das camadas histológicas dos vasos.³⁹

- **Veia**

Possui uma parede com três túnicas, sendo a interna endotelial; a média delgada, por possuir poucas fibras musculares entre as fibras elásticas; e a externa de tecido conjuntivo. Apresenta-se no ultra-som como uma camada única fina, de baixa ecogenicidade. Esta ecogenicidade aumenta, quando a veia é utilizada como enxerto em posição arterial¹ (Anexo 1, Figuras 1 e 1a).

- **Ponte de Vaso Sintético**

Apresenta-se com uma camada única de ecogenicidade altíssima, com pouca transmissão de ruídos do transdutor de 30 *megahertz* através de material sintético (*Dacron*, *PTFE*).¹

- **Artéria Coronariana**

Permite a separação dos seus leitos, devido à característica histológica da camada média, com predomínio de tecido muscular. No ultra-som, toma a característica de uma banda negra ou ecolucente, promovendo *interfaces* distintas com a camada íntima e adventícia^{1,38,51,52} (Anexo 1, Figura 2). A característica de uma imagem tomográfica de três leitos distintos também depende da espessura da camada interna.^{9,56} Esta é constituída por uma camada de células endoteliais sobre a lâmina elástica interna, que, geralmente abaixo dos 40 anos, por possuir espessura menor que 178 *microns*, não é suficientemente espessa para ser reconhecida no ultra-som.^{9,59} O não reconhecimento da camada interna pelo ultra-som demonstra uma imagem da artéria normal com um só leito, representado pela adventícia. Isto porque a camada média apresenta a característica de uma banda negra, não permitindo uma *interface* distinta com o sangue intraluminal (Anexo 1, Figura 3). Quando identificamos a camada íntima, esta apresenta-se com uma ecogenicidade menor que a da adventícia.

Fitzgerald et al.⁹ demonstram que o vaso arterial de três leitos distintos pelo ultra-som já corresponderia a um espaçamento discreto a moderado da camada íntima. Nos vasos que possuem uma placa aterosclerótica, onde não identificamos a média, nos estudos histológicos demonstrou-se destruição da média pela aterosclerose.⁵³ A adventícia é a camada mais ecogênica da artéria não calcificada. Esta característica é dada pela grande quantidade de colágeno e elastina.⁵⁹ As artérias periféricas, como Carótidas, Aorta e Ilíacas, não permitem a separação dos seus leitos pelo ultra-som, pois a camada média constituída de mais colágeno e elastina toma característica mais ecogênica, não promovendo *interfaces* distintas da íntima com a adventícia.

2.2.2 Descrição do Vaso Anormal

O conhecimento da artéria normal no ultra-som intravascular permite a avaliação da placa aterosclerótica na sua morfologia, consistência e mensurações, com correlações muito próximas dos cortes histológicos,^{19,27,51,52,53,54} o que levou Waller a definir o ultra-som como um estudo histológico, em tempo real, dos vasos durante a vida.⁵⁵

- **Placa Calcificada**

O cálcio é um poderoso refletor das ondas acústicas, tomando uma característica inconfundível, de alta ecogenicidade (branco brilhoso), seguido de uma sombra acústica. A placa com densa fibrose também pode apresentar uma sombra acústica, não tão intensa. Porém, é mais apropriado associá-la a uma placa fibrocalcificada, onde o cálcio está distribuído difusamente.

Outra característica do cálcio é a formação de anéis de reverberação. A associação destes anéis com a sombra acústica torna impossível a avaliação da profundidade da placa, como a identificação da camada média ou da adventícia, impedindo muitas vezes a quantificação da área estenótica e do diâmetro de referência.

O ultra-som permite:

- a) a quantificação do depósito de cálcio, conforme o grau de ocupação na placa, classificando a ocupação em: 0 a 90 graus; 91 a 180 graus; 181 a 270 graus; e 271 a 360 graus (Anexo 1, Figuras 4 a 7);
- b) a localização do cálcio, se superficial, profundo ou associado.

Essas informações implicam diretamente no prognóstico e na escolha terapêutica, principalmente quando indicada a Aterectomia Direcional¹⁰ e Rotacional.

Numa avaliação de 1155 lesões coronarianas realizada por Mints et al., a localização subendotelial superficial corresponde a 72,0%.³⁵ Na avaliação, com o ultra-som intravascular, das dissecções pós-angioplastia, demonstrou-se que, em 87,0% dos casos, o cálcio estava presente, adjacente à linha de dissecção.¹¹

As dissecções ocorrem geralmente na transição de resistência da placa,⁴⁴ quando a calcificação ocupa mais de 90,0% da circunferência da placa.

As lesões calcificadas demonstram maior resistência ao balão de angioplastia. Necessitam de pressões ou número de balões maiores para a sua dilatação, aumentando o barotrauma da artéria, devido a uma distribuição não uniforme da energia sobre as paredes. Isto pode facilitar a formação de fraturas e dissecções,^{18,22} que é o maior fator de oclusão aguda,⁷ e um preditor de reestenose por aumentar a proliferação celular.²⁴

A angiografia, quando comparada com o ultra-som, demonstrou ser um método insensível para identificação de cálcio na coronária. Em estudos comparativos analisando lesões ateroscleróticas, o ultra-som identificou calcificação de 70,0 a 83,0%, enquanto a angiografia demonstrou cálcio apenas de 14,0 a 38,0%.^{9,10,22,24,30,35,52,53}

Placa Fibrótica (Anexo 1, Figura 8)

A fibrose apresenta-se com uma ecogenicidade semelhante ou discretamente menor que a adventícia, não apresentando sombra acústica.⁶² Há uma tendência a se chamar regiões de placa sem sombra acústica de placa mole, e regiões com sombra acústica de placa dura, sendo importante ressaltar que uma placa fibrótica não é mole. A placa fibrocalcificada é mais rígida e apresenta a característica ultra-sonográfica descrita acima.

- **Placa Lipídica**

Os depósitos de lípidos são relativamente ecolucentes, formando zonas com ecogenicidade menor que a da camada muscular, ao meio de uma placa com tecido fibrótico ou fibrocelular⁶¹ (Anexo 1, Figura 9).

- **Trombo**

É muitas vezes confundido com as placas moles (fibrolipídicas). Os trombos organizados apresentam as mesmas características de ecogenicidade. Já, os trombos recentes apresentam uma característica mais cintilante, muitas vezes são ondulantes dentro do lúmen, aparecendo e desaparecendo durante a sístole e diástole, ficando um espaço intraluminal não contrastado quando injetado contraste iodado ou solução salina com microbolhas. A sensibilidade para identificação do trombo ainda depende do desenvolvimento de novos programas de definição de imagens.⁵²

- **Dissecção**

É considerada um espaço livre de ecos, entre a placa e a média, maior que 0,3 mm seguindo um plano em arco^{22,52} (Anexo 1, Figuras 10 e 10a). Pode-se muitas vezes observar o sinal ecográfico do contraste neste espaço, quando injetado pelo catéter guia.

- **Placa Excêntrica e Concêntrica**

Os estudos da morfologia das placas pelo ultra-som intravascular demonstrou que 75,0% das placas são excêntricas e estão associadas ao fenômeno de remodelamento.^{57,58} O ultra-som intravascular (Anexo 1, Figura 11) classifica a placa como excêntrica ou concêntrica, realizando a seguinte operação:

- a) mede o menor diâmetro da placa (final do lúmen, início da média);
- b) divide essa medida pelo maior diâmetro.

Sendo o resultado maior ou igual a 0,5 a placa é concêntrica. Se menor, é excêntrica.²²

O diagnóstico pela angiografia da posição excêntrica da placa pode estar incorreto em 27,0% dos casos.²²

O ultra-som demonstrou ser um método de ótima sensibilidade, para avaliação diagnóstica das placas histologicamente significativas, mas que são angiograficamente

silenciosas,^{5,15} principalmente porque permite a demonstração do fenômeno de remodelamento da artéria *in vivo* (Anexo 1, Figura 12), como foi descrito pela primeira vez por Glagov et al., em 1987. Estes autores, analisando 136 corações em autópsia, verificaram um alargamento da artéria em relação à placa, observando que a placa pode ocupar 40,0% da área da lâmina elástica interna da artéria, antes do comprometimento do lúmen arterial.¹⁴ (Anexo 1, Figura 12a).

Clarkson et al.³ demonstraram, em recente estudo de necropsia de coronárias com doenças clinicamente significativas, que o comprometimento se dá quando há uma falência da dilatação compensadora do vaso em resposta à placa aterosclerótica.^{21,60}

- **Trajeta Intramiocárdico**

Descrito em 85,0% das autópsias, é possível a sua identificação pelo ultra-som, demonstrando a compressão sistólica excêntrica ou concêntrica do trajeto, e o relaxamento na fase diastólica.¹³

- **Espaço Luminal**

É delimitado pelo início da placa, de bordos irregulares. O espaço luminal se caracteriza como uma zona hipocóica, contendo um círculo cinza circundado por um halo mais claro fosco, que representa o catéter transdutor, que pode ser confundido com placa nas lesões críticas. Quando existe um fluxo sanguíneo lento ou totalmente parado, as hemácias passam a refletir sinais de eco, ficando com uma característica de tecido sólido, sendo necessário injetar solução salina ou contraste pelo catéter guia para diminuir este artefato produzido pelo fluxo sanguíneo.

2.3 ANÁLISE QUANTITATIVA

As medidas que tomamos com o ultra-som se diferenciam das obtidas pela angiografia, que mensuram a silhueta do vaso, muitas vezes não representando o tamanho da artéria. Na angiografia, os segmentos escolhidos como referência podem apresentar um certo grau de espaçamento da camada íntima, sendo a medida angiográfica luminal menor que o real diâmetro do vaso, que é medido da camada média à camada média com o ultra-som.

No ultra-som, o cálculo de estenose é dado, delimitando a área do vaso, na *interface* da camada média com a adventícia, e a área do lúmen, que é a *interface* do lúmen com a placa. Com estas áreas, o programa calcula em percentual o grau de estenose.⁶² Esta quantificação pode ser prejudicada com a sombra acústica do cálcio na artéria, o que impede a visualização das camadas média e adventícia.

Na quantificação da placa aterosclerótica, o ultra-som intravascular demonstra uma ótima correlação com os cortes histológicos. Um estudo realizado por Tobis et al.⁵³ comparou a angiografia com o ultra-som, avaliando as medidas pré e pós-angioplastia. Os autores observaram que segmentos arteriais, considerados normais pela angiografia, apresentavam lesão aterosclerótica com $35,0 \pm 23,0\%$ em média de área estenótica. O ultra-som intravascular parece ser mais sensível que a angiografia contrastada para demonstrar a presença e extensão do ateroma, revelando lesões residuais pós-angioplastia com balão, podendo em particular ser esta a razão dos altos índices das reestenoses. A área luminal pré-angioplastia pelo ultra-som foi de $5,0 \pm 2,0 \text{ mm}^2$; pela angiografia foi de $3,3 \pm 1,3 \text{ mm}^2$ ($p < 0,01$). Quando avaliado o mesmo segmento pós-dilatação, a área luminal pelo ultra-som foi de $9,2 \pm 4,6 \text{ mm}^2$, e pela angiografia, de $7,1 \pm 2,5 \text{ mm}^2$ ($p < 0,05$).

As razões destas diferenças são muitas:

- a) há necessidade na angiografia de uma calibração que depende do operador;
- b) a imagem angiográfica é obtida com um fluxo de contraste temporário, que pode fornecer sombras ou caminhos em duas dimensões irreais ao contorno arterial;
- c) há dificuldade de calcular as lesões ostiais e as bifurcações. Nos programas de mensuração, muitas vezes fica difícil obter um contorno da artéria;
- d) na angiografia, a área luminal seccional é derivada de fórmula geométrica, utilizando-se um diâmetro de mensuração. Sendo este mesmo segmento calculado em outra posição angiográfica, encontramos outro valor. Já, o ultra-som utiliza a mesma fórmula que nos estudos histológicos, através da planimetria.^{5,52} O único cuidado que devemos tomar é que, para o cálculo

com o ultra-som, a diminuição do fluxo sangüíneo, promovida pelos catéteres guias e pelo catéter do ultra-som sobre a lesão junto ao estímulo mecânico do transdutor, pode promover espasmo da coronária, que se reverte com nitroglicerina intracoronária.

O ultra-som demonstrou também ser um ótimo método para quantificação da estenose coronariana, nos casos onde a angiografia apresenta as suas limitações.⁵ Hoje, sabemos que geralmente a doença coronariana é difusa ao vaso, e como a angiografia é a representação da silhueta do vaso, a presunção de um segmento normal da artéria é a referência para comparação direta com o segmento estenótico (Anexo 1, Figura 13). Este processo permite uma subestimação da real estenose do segmento. A variabilidade da posição da placa nos quadros angiográficos (placas excêntricas, em bifurcações) representa outra possibilidade de subestimação da estenose aterosclerótica coronariana.

Sendo assim, um angiograma coronariano normal pode não representar uma artéria difusamente doente com placas excêntricas ou concêntricas, com estenoses críticas, o que seria mostrado em um estudo histológico.

O ultra-som intravascular, associado à angiografia, permitiu identificar o segmento arterial normal, diminuindo a possibilidade de subestimação e sobrestimação angiográfica. Na silhueta angiográfica, as irregularidades da placa de picos e vales podem simular uma artéria aneurismática (Anexo 1, Figura 13a).

2.4 AVALIAÇÃO DOS PROCEDIMENTOS INTERVENCIONISTAS

Na avaliação pré-procedimentos intervencionistas, o ultra-som intravascular determina uma mudança da conduta terapêutica de 44,0³¹ a 74,0%²⁶ dos casos, sendo este valor evolutivo com o desenvolvimento da experiência do hemodinamicista.³¹

As avaliações de controle dos procedimentos demonstram resultados que antes somente eram de conhecimento dos estudos histológicos.⁵⁷ Infelizmente, não é possível serem utilizados na prática, para buscar uma otimização dos resultados. A angiografia apresenta baixa sensibilidade no reconhecimento das alterações complexas sofridas pela placa após as intervenções.

2.4.1 Pós-Angioplastia

Hoje é possível a classificação dos resultados pós-angioplastia com balão, pelo tipo das alterações que as placas sofrem. Essas alterações podem orientar os preditores de reestenose.

Observações clínicas e histológicas sugerem que a angiografia subestima os efeitos microanatômicos do balão de angioplastia sobre a placa aterosclerótica, pois o contorno irregular tridimensional luminal, quando é projetado em um plano bidimensional, não demonstra os estreitamentos dos vasos ou as características dos ateromas.^{25,53,54}

A imagem angiográfica muitas vezes apresenta-se como uma discreta estenose residual e com uma diminuição da opacificação do contraste no local dilatado, tendo o intervencionista a impressão de um resultado adequado. Estas lesões, quando avaliadas com o ultra-som, demonstraram estar relacionadas com dissecções, fraturas ou trombo. Na angiografia, a contrastação destas fissuras esconde a lesão residual.⁵³

O ultra-som permite a avaliação dos seis tipos morfológicos de padrão de dilatação pós-balão de angioplastia:²²

- a) Tipo A: quando a dilatação promove uma fissura da placa; separação linear, que não compromete a média;
- b) Tipo B: quando a fissura se estende através da placa à média, promovendo uma fratura da placa, separando-a em dois pontos. Na morfologia tipo B não se nota evidência de dissecção;
- c) Tipo C: quando há fissuras, fraturas, porém existe evidência de dissecção da placa, que não compromete mais que 180 graus da lesão;
- d) Tipo D: quando o plano de dissecção se estende além de 180 graus da lesão até 360 graus, tomando um aspecto pelo ultra-som como se estivesse totalmente solta, mas sem evidências de colapso do lúmen;
- e) Tipo E: quando a dilatação das estruturas do vaso ocorre sem fissuras, fraturas ou dissecções. Quando ocorre numa placa concêntrica, é classificada no subgrupo E1; quando ocorre numa placa excêntrica, no subgrupo E2.

Nas avaliações com o ultra-som intravascular dos resultados pós-angioplastia com balão com sucesso angiográfico, foram observadas lesões residuais significativas, chegando a estenoses de 35,0⁵³ a 70,0%.¹ Este resultado demonstrou a discrepância entre a lesão residual avaliada pela angiografia e pelo ultra-som. Na comparação dos métodos para avaliação de dissecção, não há diferença estatística. Há dissecções vistas pelo ultra-som que não são vistas pela angiografia, e vice-versa, pois o ultra-som pode não identificar as dissecções que estão encobertas por placas calcificadas, bem como nas lesões residuais, a presença do catéteres pode comprimir a linha de dissecção, impossibilitando a sua identificação.

Quando utilizamos os tipos morfológicos de dilatação para realizar um acompanhamento, notamos que a reestenose é mais comum nos resultados dos tipos E1 e E2, estando provavelmente relacionada ao fenômeno recuo elástico da artéria. Agora, a presença de dissecções que comprometem a camada muscular também é um preditor de reestenose, por aumentar a proliferação celular, bem como a presença de lesão residual muitas vezes subestimada pela angiografia. Já o menor índice ocorreu nos tipos morfológicos que apresentam somente fratura da placa sem lesão residual tipos A e B.^{22,24,32}

2.4.2 Pós-Aterectomia Rotacional

O ultra-som contribui para a sua indicação mais que a angiografia, por identificar o cálcio na sua localização e quantidade. Foi demonstrado que, quando a calcificação superficial compromete mais que 90,0% da placa, a aterectomia rotacional apresenta um melhor resultado.³⁴ A aterectomia rotacional é uma técnica de corrosão mecânica da placa. Utiliza um catéter que possui na sua extremidade distal uma ogiva elíptica de metal com a sua ponta revestida de microfragmentos de diamantes, ligado a um console, que permite rotações acima de 175.000 por minuto, promovendo fragmentos menores que uma hemácia.

Com o ultra-som, podemos avaliar a descalcificação da placa (Anexo 1, Figura 14), controlando:

- a) a diminuição da espessura da placa calcificada;
- b) o grau da circunferência comprometida da placa; e
- c) a diminuição da intensidade da sombra acústica, permitindo a visualização de sinais de eco atrás da placa.

Estas alterações orientam a escolha de associação de catéteres de aterectomia com tamanho maior de ogiva, bem como a utilização de outros métodos complementares de angioplastia.

Embora não existam grandes trabalhos randomizados, as observações das avaliações diagnósticas com o ultra-som aumentam a indicação da aterectomia rotacional em lesões com características angiográficas para o balão de angioplastia.³⁰

2.4.3 Pós-Aterectomia Direcional

O ultra-som intravascular orienta a sua indicação por avaliar a placa aterosclerótica excêntrica que tem os melhores resultados, e contra-indica o procedimento nas calcificações superficiais importantes que prejudicam a técnica.^{28,63} Na avaliação pós-procedimento, o ultra-som analisa a extração da placa, indicando o momento adequado de parar com a técnica, pois o comprometimento da íntima e adventícia ocorre de 26,0 a 61,0%, inadvertidamente, quando a orientação é somente pela angiografia.^{12,49}

2.4.4 Endoprótese Coronariana e a Avaliação do Implante pelo Ultra-Som Intravascular

Desde 1969, as endopróteses vasculares foram sugeridas por Dotter, para o tratamento coadjuvante após a dilatação das estenoses vasculares, na tentativa de diminuir a reestenose e a oclusão das artérias fêmoro-poplíteas. Na sua experiência inicial, todos os tubos enxertados trombosaram nas primeiras 24 horas.⁷

Em 1985, Palmaz et al. desenvolveram uma endoprótese vascular, em aço inoxidável, com formato de um tubo fenestrado, projetado de tal maneira que, após distendido por um balão de angioplastia dentro do vaso, mantinha-se armado,

sustentando a parede do vaso dilatado, permitindo um maior ganho luminal com a distensão do vaso.⁴² Duas décadas mais tarde, Sigwart et al. publicaram as experiências do uso das endopróteses, para a prevenção da oclusão aguda e reestenose coronariana.⁵⁰

A diminuição da reestenose foi primariamente observada após as avaliações clínicas iniciais das endopróteses auto expansivas (*Wallstent*)⁴⁸ e, subseqüentemente, nas observações do estudo com a endoprótese Palmaz-Schatz, que sugeriram similar benefício.⁴⁶

Dois grandes estudos mais tarde, o multicêntrico randomizado na América (*STRESS*)⁸ e na Europa (*Benestent*)⁴⁷ (Tabela 1), analisando o implante da endoprótese coronariana *versus* a angioplastia com balão, em pacientes com lesões coronarianas selecionadas, demonstraram significativa redução da reestenose, com um maior índice de sucesso e menor índice de isquemia recorrente no *STRESS*.

TABELA 1 - ANÁLISE DO IMPLANTE DA ENDOPRÓTESE CORONARIANA VERSUS A ANGIOPLASTIA COM BALÃO

ESTUDO	SUCESSO DO PROCEDIMENTO		ISQUÊMIA RECORRENTE		REESTENOSE	
	Stent	ATC	Stent	ATC	Stent	ATC
STRESS	96,1 %	89,6 %	10,2 %	15,4 %	31,6 %	42,2 %
	p = 0,011		p = 0,06		p = 0,046	
Benestent	92,7 %	91,1 %	-	-	22,0 %	32,0 %
	p = 0,02					

Os diâmetros luminiais obtidos nos dois trabalhos, após o procedimento e na evolução, foram estatisticamente significativos nos grupos com endopróteses, mostrando que a utilização do *stent* permitiu uma otimização dos resultados.

Estes estudos, porém, apresentaram, na fase hospitalar, índice de oclusão por trombose das endopróteses (*STRESS*: 3,4% e *Benestent*: 3,5%), maior que o do grupo da angioplastia (*STRESS* 1,5% e *Benestent*: 2,7%), mesmo com uma terapêutica anticoagulante intensa.

Houve também aumento das complicações vasculares e sangramentos, no grupo das endopróteses (*STRESS*: 7,4% e *Benestent*: 13,5%) e no da angioplastia (*STRESS*: 5,0% e *Benestent*: 3,1%), determinando um tempo médio de internamento maior, endopróteses (*STRESS*: 5,8 e *Benestent*: 8,5 dias), angioplastia (*STRESS*: 2,8 e *Benestent*: 3,1 dias).

Somado a estes dois estudos em lesão “de novo”, um estudo espanhol, chamado *Stent vs. Angioplasty Restenosis Trial (START)*, citado por Jaegere, com 90,0% de acompanhamento dos 564 pacientes randomizados, demonstrou 20,0% de reestenose no grupo com endoprótese e 35,0% no de angioplastia.²³

Intensivas pesquisas estão se desenvolvendo na tentativa de reduzir a trombogenicidade das ligas metálicas. A única endoprótese modificada com este intuito, em testes clínicos, é a endoprótese revestida com um sintético polímero heparinizado. Essa prótese está sendo analisada no estudo *Benestent II* e no multicêntrico *PAMI STENT III*. O *Benestent II* analisa pacientes com angina estável, uniarterial. Este estudo, na fase piloto com 200 pacientes, evidenciou que o índice de oclusão subaguda foi de 0,0% e de reestenose de 13,0%. O *PAMI STENT*, ainda na fase piloto, analisa o implante destas endopróteses no infarto agudo do miocárdio.

Os investigadores têm usado a técnica da análise quantitativa angiográfica na sala de angioplastia, ou a avaliação do implante da endoprótese com o ultra-som intravascular, buscando uma otimização do diâmetro luminal mínimo.

Colombo et al.⁴ demonstraram uma diminuição da trombose inicial das endopróteses - 0,6% hospitalar e 0,6% entre 2 e 6 meses -, e das complicações vasculares - 0% nos primeiros 2 meses e 0,3 entre 2 e 6 meses -, utilizando somente antiadesivo plaquetário.

Estes resultados foram obtidos devido à mudança da técnica de implantação do *stent*, que consistiu na utilização do ultra-som intravascular como guia da expansão da endoprótese após insuflação - na primeira fase do estudo, com balão do tamanho da referência com alta pressão (> 14 atm) e na fase final do estudo, com balão não complacente e pressão acima que 20 atm.

Esta técnica otimizou o resultado do implante, pois permitiu maior diâmetro possível da expansão da endoprótese com uma aposição adequada das hastes a parede do vaso (Anexo 1 Figura 15), redução da expansão assimétrica e diminuição do espaço livre entre o contorno da endoprótese e da placa (Anexo 1, Figuras 16 e 16a).

2.5 SEGURANÇA DO ULTRA-SOM INTRAVASCULAR

Embora o ultra-som intravascular determine maior tempo ao procedimento hemodinâmico, bem como maior manipulação da artéria, os resultados de um estudo multicêntrico, ainda que não randomizado, mostraram que a técnica do ultra-som intravascular é segura, sendo o espasmo coronariano o evento mais comum ao ultra-som.²⁰

Esse estudo analisou 2.207 procedimentos quanto à segurança da técnica. Em 1.048 (47,0%) pacientes, o ultra-som foi para avaliação de procedimentos intervencionistas. Os resultados foram:

- não houve complicações em 2.032 procedimentos (92,2%);
- em 87 (3,9%) as complicações não foram relacionadas ao ultra-som;
- durante a realização do ultra-som houve espasmo coronariano em 63 procedimentos (2,9%);
- em 9 procedimentos (0,4%) as complicações foram com certeza relacionadas ao ultra-som. Destas, 6 apresentaram complicações (3 oclusão aguda, 1 embolismo, 1 dissecção e 1 trombo); 3 apresentaram complicações maiores, resultando infarto do miocárdio (2 oclusão e 1 dissecção);
- em 14 procedimentos (0,6%) as complicações apresentaram relação incerta com o ultra-som. Destas, 9 apresentaram complicação (5 oclusão aguda, 3 dissecção e 1 arritmia); 5 apresentaram complicações maiores (2 infarto do miocárdio e 3 cirurgia de revascularização de emergência).

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 MATERIAL

Foram analisadas todas as endopróteses intracoronárias implantadas eletivamente ou em caráter de emergência, que tiveram como objetivo a otimização da sua liberação através do controle do ultra-som intravascular, após o emprego do balão de alta pressão para complementação da sua expansão completa, com imagem angiográfica adequada para o observador.

Os implantes foram realizados no Laboratório de Hemodinâmica e Angioplastia do Paraná, da Irmandade da Santa Casa de Curitiba, entre novembro de 1994 e novembro de 1995, em 75 pacientes que apresentavam doença coronariana sintomática, ou evidência de isquemia miocárdica detectada no teste de esforço, ou defeitos reversíveis de perfusão detectados na cintilografia miocárdica (Anexos 2 e 3).

As lesões coronarianas abordadas foram as classificadas subjetivamente como lesões críticas (igual ou maior à 70,0% de estenose) através da angiografia coronariana prévia, tanto na rede coronariana como nas pontes de enxerto de safena, com um diâmetro luminal maior que 2,5 mm, em pacientes multiarteriais ou uniarteriais, excluídos aqueles que apresentavam lesão de tronco de coronária esquerda sem proteção de uma revascularização cirúrgica.

3.2 MÉTODO

3.2.1 Avaliação Pré-Procedimento

Todos os pacientes que foram submetidos ao procedimento intervencionista apresentavam previamente a cineangiocoronariografia diagnóstica. No dia que antecedeu o procedimento, respeitando uma padronização do serviço, foram submetidos a uma avaliação clínica, eletrocardiográfica e laboratorial - hemograma, creatinina, glicemia de jejum, dosagem do potássio sérico e tipagem sanguínea. A medicação prescrita foi

Aspirina 200 mg, Ticlopidina 500 mg e Bromazepan 3 mg, mantendo-se o beta bloqueador ou o bloqueador do canal de cálcio, se fosse de sua utilização habitual. Se o paciente já vinha tomando outras medicações, eram suspensas ou mantidas conforme a decisão do clínico cardiologista. Prescreveu-se jejum para as seis horas anteriores ao encaminhamento à sala de hemodinâmica.

3.2.2 Abordagem na Sala de Hemodinâmica

- **Pré-Exame**

O paciente foi submetido a um novo eletrocardiograma de 12 derivações e promovido um acesso venoso no membro superior esquerdo para infusão de líquidos e medicamentos. Realizou-se tricotomia inguinal bilateral. Levou-se à mesa de cateterismo, que possui um intensificador de imagens da marca *Siemens*, modelo *Sirecon, 2717 HD* com arco *angioscop D33*, que possibilitou a aquisição da imagem no sistema *Digitrom* (imagens digital), e em filme de 35 mm. O paciente ficou em decúbito dorsal, sendo monitorizados com eletrodos o ritmo cardíaco e a frequência. Foi administrado, por via endovenosa, cloridrato de nalbufina na dose de 0,3 mg/kg de peso, num período de 10 a 15 min, com dose de manutenção de 0,25 a 0,5 mg/kg, de acordo com o necessário. Não ultrapassou-se 20 mg como dose única máxima.

- **Procedimento**

Iniciou-se o preparo da região inguinal bilateral com solução de polivinilpirrolidona-iodo e colocação dos campos cirúrgicos esterilizados, delimitando o local da punção. A anestesia local foi com solução de lidocaína a 2,0%, sendo realizada a punção da artéria femoral comum, que apresenta o melhor pulso palpável. Foi colocado um introdutor 8 ou 9 F (*french*) e administradas 10.000 unidades de heparina. Escolheu-se o catéter guia pré-formado 8 F ou 9 F, para a cateterização seletiva da coronária direita ou esquerda, introduzido com o apoio de um fio guia 0,35 mm. O catéter guia, após posicionado na raiz da aorta, foi conectado a um sistema de torneiras com adaptador em Y, o que possibilita tomar a média da pressão arterial, através de um monitor de pressão invasiva, e realizar a coronariografia com contraste à base de iodo.

A dilatação da coronária, antes da liberação da endoprótese vascular, foi realizada seletivando o ramo comprometido com um fio guia 0,009 mm, para a aplicação da técnica de aterectomia rotacional em 17 pacientes. Esta técnica consiste numa abrasão da placa aterosclerótica com um catéter ligado a um console propulsor a ar comprimido, permitindo uma rotação da ogiva sobre a lesão entre 140.000 e 190.000 rpm. O tamanho da ogiva utilizada variou de 1,25 a 2,50 mm, sendo associadas ou não ogivas de tamanhos progressivos, a critério do operador.

Após a aterectomia, realizou-se a dilatação com um catéter balão de 2,0 a 3,0 mm, que também permitiu a troca do fio guia para um com 0,018 mm ou 0,014 mm de 300 cm, conforme a endoprótese escolhida pelo operador.

Nos casos em que a pré-dilatação foi realizada somente com o catéter balão em 69 pacientes, a seletivação da artéria foi feita com o fio guia 0,014 mm, para utilização do balão de dilatação que variou entre 2,0 e 3,5 mm. Respeitando-se novamente o critério de escolha do operador, trocou-se o fio guia por um de 0,014 ou 0,018 mm de 300 cm.

Realizada a coronariografia de controle no sistema digital, foram implantados 86 *stents*: 44 *stents* tiveram os seus tamanhos escolhidos pelo ultra-som intravascular, tomando-se o diâmetro da camada média à camada média da coronária (modo objetivo) no segmento distal 1 a 2 cm da lesão; e os outros 42 foram escolhidos de modo subjetivo, correlacionando-se o diâmetro da coronária com diâmetro do catéter guia. As próteses foram posicionadas no local da lesão, sendo realizadas várias injeções de contrastes na coronária, para obtenção da posição exata.

Após o posicionamento, foi insuflado o balão do *stent* com uma pressão de 6 a 8 atm, complementando a expansão com pressões maiores que 12 atm obtidas com balões especiais.

Foi realizado novo controle do resultado, após utilizadas 200 mg de nitroglicerina intracoronária, determinando ou não novas insuflações. Após imagem angiográfica adequada do *stent* implantado (lesão residual menor do que 10%) foi realizada avaliação com ultra-som intravascular.

- **Ultra-Som Intravascular**

Utilizou-se o catéter transdutor 2,9 F de 30 MHz, *Micro View 30 MHz Coronary Imaging Catheter* da empresa *Cardiovascular Imaging Systems (CVIS)*, que possui na extremidade um espelho angulado à frente do transdutor, permitindo uma rotação de 360 graus a 1.800 rpm. Os sinais recebidos são transformados em imagens pelo aparelho *CVIS insight*, sendo visualizadas no monitor em tempo real com o procedimento e gravadas em fita de videocassete. A análise na sala de cateterismo tinha como objetivo avaliar a boa posição das hastes dos *stents* à parede do vaso, e os diâmetros luminiais dos *stents* correlacionando com os diâmetros de referência.

Por ser uma fase de aprendizado da técnica do implante do *stent* com complementação da expansão com balão de alta pressão, tentamos otimizar os resultados, aproximando o diâmetro luminal mínimo dos *stents* ao diâmetro de referência. Muitas vezes, porém, não se conseguiu a correlação de um para um, pois os diâmetros da camada média à média do segmento de referência, obtidos pelo ultra-som, eram bem maiores que o suposto diâmetro da coronária no mesmo segmento visto na angiografia.

O nosso levantamento das medidas foi retrospectivo, analisando, além dos fatores descrito acima, as áreas luminiais obtidas nos *stents*, as áreas das referências, o tamanho dos *stents* e dos balões, e a pressão utilizada para expandir os *stents*.

3.3 METODOLOGIA ESTATÍSTICA

Recorreu-se à análise descritiva dos dados através de tabelas e quadros (contendo número, média, desvio padrão, mínimo, máximo e mediana).

Para a constatação dos objetivos deste trabalho, foram utilizados os testes paramétricos “t de Student” (para amostras independentes e relacionadas) e os não-paramétricos “Mann-Whitney” (para amostras independentes) e “Wilcoxon” (para amostras relacionadas).

O nível de significância (ou probabilidade de significância) mínimo adotado foi de 5%.

4 RESULTADOS

4.1 CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS

Setenta e cinco pacientes (p) receberam *stent* intravascular, sendo 66 (88,0%) do sexo masculino e 9 (12,0%) do feminino. A idade média foi de 61,4 ± 11,0 anos, variando de 37 a 83 anos.

Na admissão, o quadro clínico era de angina estável em 35 pacientes (46,7%), angina instável em 18 (24,0%), angina pós infarto em 7 (9,3%) e insuficiência cardíaca congestiva em 1 (1,3%). Quatorze pacientes (18,7%) eram assintomáticos com evidência objetiva de isquemia miocárdica por alterações do segmento ST no teste de esforço ou por defeitos reversíveis de perfusão na cintilografia do miocárdio (Anexo 4, Quadro 13).

Os antecedentes coronarianos foram:

- 31 pacientes (41,3%) tiveram infarto do miocárdio prévio;
- 15 (20,0%) já haviam recebido revascularização cirúrgica do miocárdio;
- 16 (21,3%) possuíam angioplastia prévia nos locais onde foram implantados os *stents* (reestenose) (Quadro 1).

Os fatores de risco à doença aterosclerótica estão descritos no Quadro 1.

QUADRO 1 - FATORES DE RISCO CORONARIANO NOS PACIENTES NÃO REINTERVIDOS E REINTERVIDOS

FATORES CORONARIANOS	NÃO REINTERVIDOS		REINTERVIDOS		TOTAL	
	Número	%	Número	%	Número	%
Infarto do Miocárdio Prévio	15	45,5	16	38,1	31	41,3
Cirurgia Prévia	05	15,2	10	23,8	15	20,0
Angioplastia Prévia (Reestenose)	08	24,2	06	14,3	14	18,7
Fatores de Risco						
• Nenhum	09	27,3	08	19,0	17	22,7
• Hipertensão	18	54,5	25	59,5	43	57,3
• História Familiar	17	51,5	22	52,4	39	52,0
• Dislipidemia	16	48,5	17	40,5	33	44,0
• Tabagismo	08	24,2	08	19,0	16	21,3
• Obesidade	-	-	08	19,0	08	10,7
• Diabetes	-	-	03	7,1	03	4,0

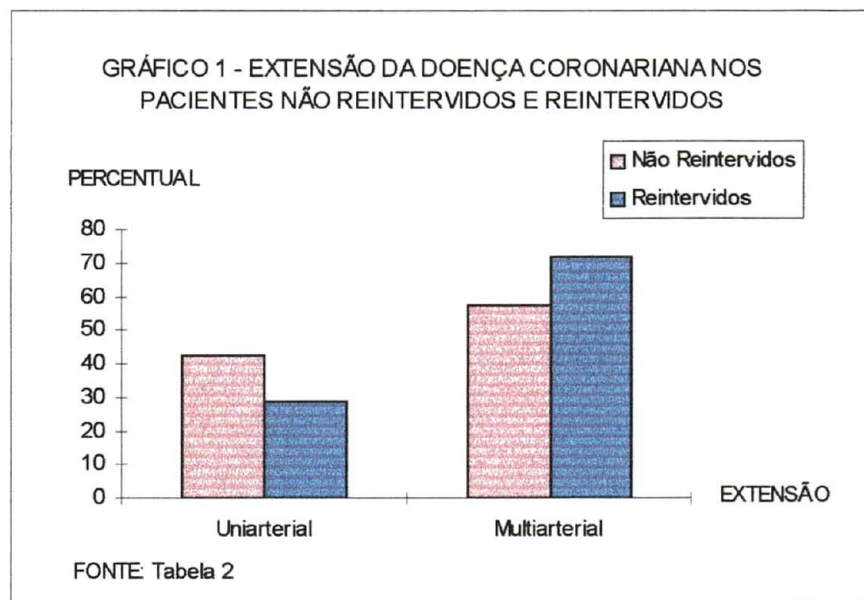
NOTA: Percentual calculado em razão do número de pacientes: 33, 42 e 75, respectivamente.

Angiograficamente, a extensão da doença coronariana registrou:

- 26 pacientes (34,7%) com extensão uniarteriais e
- 49 (65,3%), multiarteriais (Tabela 2 e Gráfico 1).

TABELA 2 - EXTENSÃO DA DOENÇA CORONARIANA NOS PACIENTES NÃO REINTERVIDOS E REINTERVIDOS

EXTENSÃO	NÃO REINTERVIDOS		REINTERVIDOS		TOTAL	
	Número	%	Número	%	Número	%
Uniarterial	14	42,4	12	28,6	26	34,7
Multiarterial	19	57,6	30	71,4	49	65,3
TOTAL	33	100,0	42	100,0	75	100,0

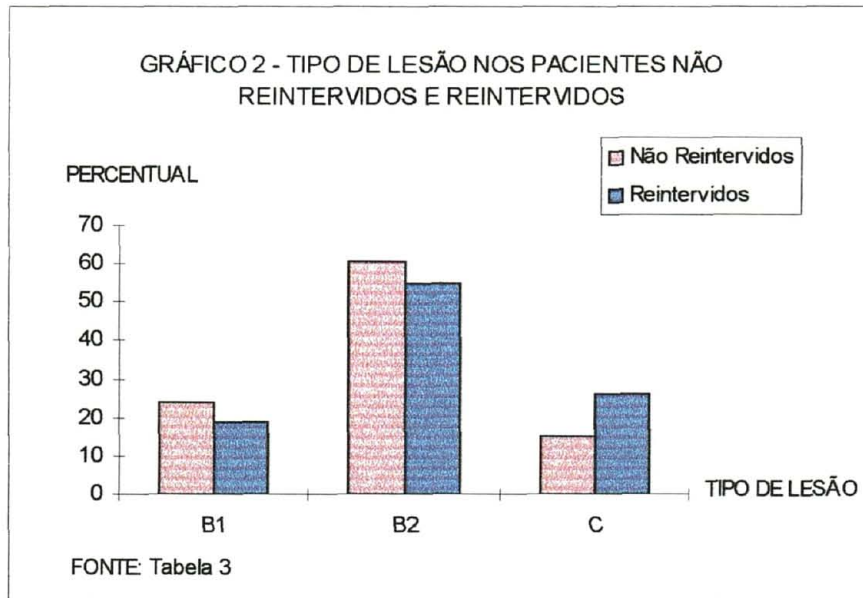


Respeitando a classificação da Força Tarefa⁴⁵ (Tabela 3 e Gráfico 2), os tipos de lesões abordados estavam alocados como:

- B1 em 16 pacientes (21,3%);
- B2 em 43 (57,4%); e
- C em 16 (21,3%).

TABELA 3 - TIPO DE LESÃO NOS PACIENTES NÃO REINTERVIDOS E REINTERVIDOS

TIPO DE LESÃO	NÃO REINTERVIDOS		REINTERVIDOS		TOTAL	
	Número	%	Número	%	Número	%
B1	08	24,2	08	19,0	16	21,3
B2	20	60,6	23	54,8	43	57,4
C	05	15,2	11	26,2	16	21,3
TOTAL	33	100,0	42	100,0	75	100,0



Nestes 75 pacientes foram implantados 86 *stents* intravasculares, expandidos com balão de alta pressão.

Após controle angiográfico considerado adequado para a técnica, os pacientes foram submetidos à ultra-sonografia intracoronária.

Houve associação de técnica pré-implante com Aterectomia Rotacional e angioplastia com catéter balão em 17 implantes. Em 69 implantes, a técnica utilizada pré-implante foi somente Angioplastia com Catéter Balão.

Os implantes dos *stents* foram realizados na artéria nativa em 64 oportunidades (85,3%), sendo:

- 34 (45,4%) no ramo descendente anterior;
- 22 (29,3%) na coronária direita;
- 07 (9,3%) no ramo circunflexo; e
- 01 (1,3%) em tronco esquerdo.

Os implantes dos *stents* também foram realizados em 11 pontes venosas (14,7%) (Anexo 4, Quadro 13).

Oitenta e dois (95,4%) *stents* foram implantados de modo eletivo; 4 (4,6%) *stents*, de modo emergencial, caracterizado por dissecção limitante de fluxo em 2 (2,3%) e oclusão aguda em 2 (2,3%).

O *stent* do tipo *Gianturco Roubin* foi o mais utilizado - 57 (66,3%) -; seguido pelo *Palmaz-Schatz* - 24 (27,9%) -; *Wallstent* - 3 (3,5%) -; e *Buchler-Lavine* - 2 (2,3%). (Anexo 4, Quadro 14).

4.2 ULTRA-SOM INTRAVASCULAR

4.2.1 Seleção do Diâmetro do *Stent* - Avaliação Pré-Implante

O ultra-som intravascular foi realizado pré-implante em 40 pacientes, e determinou a escolha do tamanho de 44 *stents* (51,2%), por uma análise objetiva da medida de referência obtida na avaliação do ultra-som (conforme a referência distal de 1,0 a 2,0 cm abaixo da lesão, tomando a medida da camada média à camada média da artéria).

Em 35 pacientes não foi realizado ultra-som coronário pré-implante. A escolha dos 42 *stents* (48,8%) foi feita pela análise subjetiva. Correlacionou-se o diâmetro da referência distal com o diâmetro conhecido do catéter guia, numa análise visual (decisão do hemodinamicista).

Analisamos separadamente estes dois grupos: os 44 *stents*, com auxílio do ultra-som (Análise Objetiva) e os 42 *stents*, pela angiografia x operador (Análise Subjetiva).

No grupo da Análise Objetiva (Quadro 2), o tamanho médio do *stent* foi de $3,7 \pm 0,6$ mm, sendo o diâmetro mínimo e máximo da referência distal de $3,6 \pm 0,5$ mm e $3,8 \pm 0,6$ mm, respectivamente.

A comparação do número do *stent versus* os diâmetros de referência mínimos e máximos não demonstrou diferença estatisticamente significativa (Anexo 4, Quadro 15).

QUADRO 2 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA ANÁLISE OBJETIVA (ultra-som)

AValiação e Referência	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA
Referência					
• Diâmetro					
• Mínimo	3,6	0,5	2,7	4,8	-
• Máximo	3,8	0,6	2,8	5,5	-
• Área Luminal	10,2	⁽¹⁾ 3,4	4,4	17,7	9,8
Número do <i>Stent</i>	3,7	0,6	3,0	6,0	-

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

No grupo da Análise Subjetiva (Quadro 3), o tamanho médio do *stent* foi de $3,7 \pm 0,4$ mm. Porém, quando avaliamos com o ultra-som a referência distal deste grupo, observou-se que o diâmetro mínimo e máximo da referência distal era de $4,0 \pm 0,7$ mm e $4,2 \pm 0,8$ mm, respectivamente, (esta referência foi tomada pelo ultra-som intravascular do mesmo modo que a da Análise Objetiva, porém não determinou a escolha do tamanho do *stent*, por ter sido medido após o implante do *stent*).

A comparação do número do *stent* versus os diâmetros de referência mínimos e máximos demonstrou diferença estatisticamente significativa (Anexo 4, Quadro 15).

QUADRO 3 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DA ANÁLISE SUBJETIVA (visual)

AValiação e Referência	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA
Referência					
• Diâmetro					
• Mínimo	4,0	0,7	2,7	5,9	-
• Máximo	4,2	0,8	3,0	6,6	-
• Área Luminal	12,5	⁽¹⁾ 4,8	6,1	26,5	11,2
Número do <i>Stent</i>	3,7	0,4	3,0	4,5	-

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

4.3 AVALIAÇÃO APÓS IMPLANTE DO STENT

Após a expansão complementar do *stent* com o balão de alta pressão e imagem angiográfica adequada (que é o fator de semelhança dos 86 *stents*), realizamos uma análise com o ultra-som intravascular em todos os *stents*. Tivemos dois grupos:

- Grupo Não Reintervido: formado por 39 *stents* (45,3%), nos quais os achados angiográficos de um implante adequado do *stent* se confirmaram pelos achados do ultra-som, não determinando uma reintervenção; e
- Grupo Reintervido: formado por 47 *stents* (54,7%), nos quais os achados angiográficos de um implante adequado do *stent* não se confirmaram pelos achados do ultra-som, determinando ao hemodinamista a necessidade de uma nova complementação da expansão.

4.3.1 Grupo Não Reintervido

Neste grupo, todos os *stents* estavam bem expandidos não apresentando hastes soltas, dissecções ou expansões assimétricas, o que determinou na hora do procedimento a não reintervenção.

Analisando retrospectivamente o corte seccional pelo ultra-som no local de menor expansão do *stent*, obtivemos:

- duas medidas do diâmetro luminal, no menor (mínimo) e no maior (máximo) eixo; e
- a área luminal.

Correlacionando as medidas acima com as medidas da referência no diâmetro; na área luminal; e na área do vaso, obtivemos os seguintes resultados (Quadro 4).

QUADRO 4- ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS *STENTS* UTILIZADOS NO GRUPO NÃO REINTERVIDO

CARACTERÍSTICAS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA
AValiação obtida no <i>STENT</i>					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,3	0,5	2,5	4,2	-
• Máximo	3,7	0,5	2,7	5,0	-
• Área Luminal	9,7	2,6	5,6	15,3	-
REFERÊNCIA					
• Diâmetro					
• Mínimo	3,9	0,5	2,8	5,6	-
• Máximo	4,0	0,6	2,8	6,2	-
• Área Luminal	11,6	⁽¹⁾ 4,4	4,9	26,5	11,5
• Área do Vaso	14,4	⁽¹⁾ 4,8	6,4	34,1	14,1
NÚMERO DO <i>STENT</i>	3,7	0,5	3,0	6,0	-
BALÃO PÓS <i>STENT</i>					
• Número	3,7	0,4	3,0	4,5	-
• Pressão (atm)	16,3	1,9	14,0	20,0	-

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

As comparações:

- do diâmetro e área luminal obtidos no *stent* com o diâmetro e a área luminal de referência; e
- da área luminal obtida no *stent* com a área do vaso de referência, demonstraram diferenças estatisticamente significativas (Quadro 5).

QUADRO 5 - RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DA AVALIAÇÃO OBTIDA NO *STENT* COM AS REFERÊNCIAS, NO GRUPO NÃO REINTERVIDO

VARIÁVEIS	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
Diâmetro Luminal				
• Mínimo	- 4,642	t de Student	3,551 (0,001)	S
• Máximo	- 2,755	t de Student	2,704 (0,01)	S
Área Luminal	- 2,833	Wilcoxon	p = 0,0046	S
Área Luminal x Área do Vaso ⁽¹⁾	- 5,032	Wilcoxon	p < 0,00006	S

(1) Área Luminal da Avaliação obtida no *Stent* x Área do Vaso de Referência.

Das 33 coronárias do Grupo Não Reintervido, analisando agora somente os segmento de referência distal, observamos que havia lesão aterosclerótica em 20 (60,6%) destas coronárias, com uma média de 31,1 mm² de área estenótica - lesões coronarianas não evidenciadas pelo angiografia. Somente em 13 vasos (39,4%), o seguimento distal não apresentava sinais de doença aterosclerótica

(Anexo 2). Esta observação foi importante para tentar explicar a não correlação, na maior parte das vezes, das medidas tomadas da camada média à camada média do vaso pelo ultra-som, com a medida de referência tomada subjetivamente na avaliação visual que quantifica somente o lúmen do vaso.

O tamanho médio dos *stents* foi de $3,7 \pm 0,5$ mm. O balão para complementação da expansão teve um tamanho médio de $3,7 \pm 0,4$ mm com $16,3 \pm 1,9$ atm de pressão média de insuflação (Quadro 4).

4.3.2 Grupo Reintervido

A reintervenção dos 47 *stents* ocorreu após o ultra-som demonstrar que em 34 *stents* (72,3%) havia presença de expansão incompleta; inadequada em 14 (29,8%) e dissecção em 8 (17,0%) (Anexo 4, Quadro 14).

A análise retrospectiva das medidas do lúmen dos *stents* no seu diâmetro e área, correlacionando com o diâmetro e áreas de referência, está demonstrada a seguir (Quadro 6). Os diâmetros luminais dos *stents* estão bem menores que os diâmetros de referência.

QUADRO 6 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS *STENTS* UTILIZADOS NO GRUPO REINTERVIDO

CARACTERÍSTICAS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA
AVALIAÇÃO OBTIDA NO <i>STENT</i>					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,2	0,6	2,0	5,4	-
• Máximo	3,5	0,7	2,2	5,7	-
• Área Luminal	9,2	⁽¹⁾ 3,9	4,3	23,3	8,5
REFERÊNCIA					
• Diâmetro					
• Mínimo	3,7	0,7	2,7	5,9	-
• Máximo	4,0	0,8	2,8	6,6	-
• Área Luminal	11,1	⁽¹⁾ 4,2	4,4	23,1	9,6
• Área do Vaso	14,6	⁽¹⁾ 5,6	6,2	31,3	13,5
NÚMERO DO <i>STENT</i>	3,7	0,5	3,0	5,5	-
BALÃO PÓS-<i>STENT</i>					
• Número	3,7	0,4	3,0	5,0	-
• Pressão (atm)	15,1	2,6	12,0	24,0	-
BALÃO PÓS-REINTERVENÇÃO					
• Número	3,8	0,5	3,0	5,0	-
• Pressão (atm)	16,6	2,5	12,0	24,0	-

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

As comparações:

- do diâmetro e área luminal obtidos no *stent* com o diâmetro e a área luminal de referência; e
- da área luminal obtida no *stent* com a área do vaso de referência, demonstraram diferenças estatisticamente significativas (Quadro 7).

QUADRO 7 - RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DA AVALIAÇÃO OBTIDA NO *STENT* COM AS REFERÊNCIAS, NO GRUPO REINTERVIDO

VARIÁVEIS	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
Diâmetro Luminal				
• Mínimo	- 4,536	t de Student	3,506 (0,001)	S
• Máximo	- 3,678	t de Student	3,506 (0,001)	S
Área Luminal	- 2,545	Wilcoxon	p = 0,0110	S
Área Luminal x Área do Vaso ⁽¹⁾	- 5,656	Wilcoxon	p < 0,00006	S

(1) Área Luminal da Avaliação obtida no *Stent* x Área do Vaso de Referência.

Neste grupo de 42 coronárias, também observamos a presença de lesão aterosclerótica no segmento de referência em 22 coronárias (52,4%), sendo de 38,0% a média de percentagem de estenose. Em 20 coronárias, o segmento de referência era normal (Anexo 3).

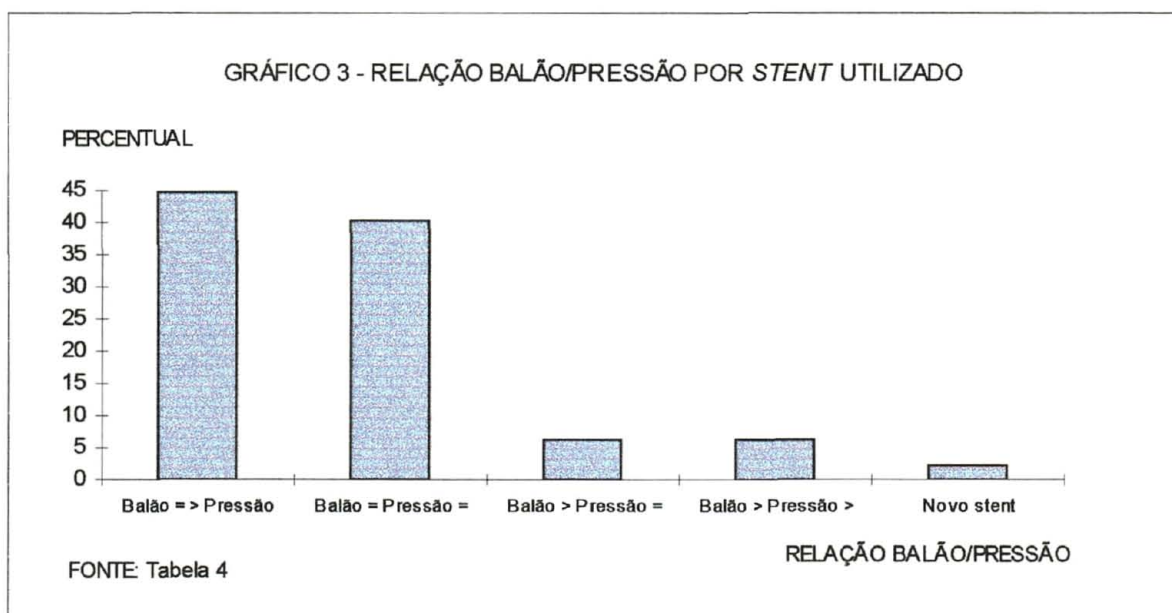
Portanto, de um total de 75 pacientes em que foram implantados 86 *stents*, 42 coronárias apresentavam no seguimento de referência doença coronariana não detectada pela angiografia (20 do Grupo Não Reintervido - Anexo 2, mais 22 do Grupo Reintervido - Anexo 3).

A reintervenção determinada pela análise na sala, da falta de expansão e presença de haste solta, dissecção ou assimetria, levou o hemodinamicista a utilizar a relação balão/pressão demonstrada a seguir (Tabela 4 e Gráfico 3):

- em 21 *stents* (44,7%) a otimização do resultado foi obtida utilizando-se o balão do mesmo tamanho e uma pressão maior;
- em 19 *stents* (40,4%) foi usado o mesmo número de balão com a mesma pressão;
- em 3 *stents* (6,4%) um balão de tamanho maior, mantendo-se a pressão;
- em 3 *stents* (6,4%) um balão de maior tamanho com pressão maior; e
- em somente um caso (2,1%) o ultra-som determinou o implante de um novo *stent*.

TABELA 4 - RELAÇÃO BALÃO/PRESSÃO POR PACIENTES E STENTS UTILIZADOS

RELAÇÃO BALÃO / PRESSÃO	PACIENTES		STENT	
	Número	%	Número	%
Balão igual, maior pressão	19	45,2	21	44,7
Mesmo balão, mesma pressão	17	40,5	19	40,4
Balão maior, mesma pressão	02	4,8	03	6,4
Balão maior, pressão maior	03	7,1	03	6,4
Novo <i>stent</i>	01	2,4	01	2,1
TOTAL	42	100,0	47	100,0



O tamanho médio dos *stents* foi de $3,7 \pm 0,5$ mm. O balão para complementação da expansão teve um tamanho médio de $3,7 \pm 0,4$ mm com $15,1 \pm 2,6$ atm de pressão média de insuflação. Na reintervenção, o tamanho médio do balão foi de $3,8 \pm 0,5$ mm com uma pressão média de $16,6 \pm 2,5$ atm (Quadro 6). A escolha dos tamanhos dos balões e das pressões administradas foram decididas pelo hemodinamicista e são demonstradas no Anexo 3.

A reintervenção ocorreu em todos os 47 *stents* do Grupo Reintervido, porém somente 19 tiveram uma nova análise com o ultra-som intravascular; o número médio do balão da reintervenção nestes 19 *stents* foi $3,6 \pm 0,4$ mm com uma pressão média de $16,7 \pm 2,2$ atm.

Embora estas 19 reavaliações não possam representar todo o grupo dos 47 *stents* reintervido, elas demonstraram o que teoricamente era de se esperar, que a reintervenção promove um ganho das medidas dos *stents* em relação às medidas de referências (Quadro 8).

QUADRO 8 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS 19 *STENTS* QUE TIVERAM AVALIAÇÃO COM O ULTRA-SOM INTRAVASCULAR DA REINTERVENÇÃO

REINTERVENÇÃO	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	MÍNIMO	MÁXIMO	MEDIANA
AVALIAÇÃO OBTIDA NO <i>STENT</i>					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,0	0,4	2,2	3,7	-
• Máximo	3,4	0,4	2,6	4,4	-
• Área Luminal	7,8	2,2	4,3	12,9	-
• Número do <i>Stent</i>	3,6	0,4	3,0	4,5	-
• Balão Obtido no <i>Stent</i>					
• Número	3,6	0,3	3,0	4,0	-
• Pressão (atm)	14,5	2,2	12,0	18,0	-
REFERÊNCIA					
• Diâmetro					
• Mínimo	3,7	0,5	2,7	4,5	-
• Máximo	3,9	0,5	2,8	4,8	-
• Área Luminal	10,7	2,8	6,2	17,7	-
• Área do Vaso	13,5	3,6	6,2	19,9	-
• Relação entre as áreas	17,4	⁽¹⁾ 22,7	0,0	59,1	0,0
AVALIAÇÃO NA REINTERVENÇÃO					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,4	0,5	2,2	4,5	-
• Máximo	3,8	0,6	2,6	5,2	-
• Área Luminal	10,2	⁽¹⁾ 3,2	4,3	17,8	9,5
• Balão na Reintervenção					
• Número	3,6	0,4	3,0	4,5	-
• Pressão (atm)	16,7	2,2	14,0	22,0	-

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

Comparando:

- as medidas luminiais obtidas nos *stents* após a reintervenção com as medidas de referência;
- as medidas luminiais obtidas na primeira avaliação dos *stents* com as medidas de referência;
- as medidas luminiais obtidas na primeira avaliação dos *stents* com as medidas luminiais dos *stents* na reintervenção,

demonstrou-se que, estatisticamente, o método aplicado foi eficiente, ou seja, todos os casos de reintervenção (19 *stents*) apresentaram valores muito próximos aos da referência (Quadro 9).

QUADRO 9 - RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS NA REINTERVENÇÃO

COMPARAÇÃO	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
AVALIAÇÃO OBTIDA DO STENT x REFERÊNCIA				
• Diâmetro Luminal				
• Mínimo	- 4,572	t de Student	3,922 (0,001)	S
• Máximo	- 3,505	"	2,878 (0,01)	S
• Área Luminal	- 3,504	t de Student	2,878 (0,01)	S
AVALIAÇÃO OBTIDA DO STENT x AVALIAÇÃO DA REINTERVENÇÃO				
• Diâmetro Luminal				
• Mínimo	- 2,828	t de Student	2,552 (0,02)	S
• Máximo	- 2,382	"	2,101 (0,05)	S
• Área Luminal	- 3,724	Wilcoxon	p < 0,00022	S
REFERÊNCIA x AVALIAÇÃO DA REINTERVENÇÃO				
• Diâmetro Luminal				
• Mínimo	1,367	t de Student	2,101 (0,05)	NS
• Máximo	0,607	"	2,101 (0,05)	NS
• Área Luminal	- 1,227	Wilcoxon	p = 0,2186	NS

4.4 NOVOS GRUPOS OBJETIVO E SUBJETIVO

Buscando outras informações dos Grupos Não Reintervidos e Reintervidos, analisamos somente os *stents* que tinham as medidas finais registradas pelo ultra-som, portanto medidas finais dos 39 *stents* do Grupo Não Reintervido, e dos 19 *stents* do Grupo Reintervido que tiveram a sua reintervenção avaliada pelo ultra-som (resultado final).

Estes 58 *stents* foram divididos em dois novos grupos:

- Objetivo: com 32 *stents* escolhidos pelo ultra-som; e
- Subjetivo: com 26 *stents* escolhidos pelo operador (correlação do diâmetro de referência com o diâmetro conhecido do catéter guia, visual).

As medidas finais dos *stents* e das referências dos Grupos Objetivo e Subjetivo, estão demonstradas no Quadro 10.

QUADRO 10 - ESTATÍSTICA DESCRITIVA DOS GRUPOS OBJETIVO E SUBJETIVO

AVALIAÇÃO E REFERÊNCIA	GRUPO OBJETIVO (n = 32)				
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Mediana
Avaliação Obtida no Stent					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,3	0,5	2,2	4,5	-
• Máximo	3,7	0,6	2,6	5,2	-
• Área Luminal	9,9	⁽¹⁾ 3,2	4,3	17,8	9,6
Referência					
• Diâmetro					
• Mínimo	3,7	0,5	2,7	4,6	-
• Máximo	3,9	0,5	2,8	4,8	-
• Área Luminal	10,2	⁽¹⁾ 3,2	4,9	17,7	10,2
AVALIAÇÃO E REFERÊNCIA	GRUPO SUBJETIVO (n = 26)				
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Mediana
Avaliação Obtida no Stent					
• Diâmetro Luminal					
• Mínimo	3,4	0,4	2,6	4,2	-
• Máximo	3,8	0,5	3,1	5,0	-
• Área Luminal	9,8	2,3	6,6	15,3	-
Referência					
• Diâmetro					
• Mínimo	4,0	0,5	3,1	5,6	-
• Máximo	4,2	0,6	3,4	6,2	-
• Área Luminal	12,7	⁽¹⁾ 4,4	7,3	26,5	11,7

(1) Desvio padrão muito elevado. Recomenda-se utilizar a mediana.

4.4.1 Grupo Objetivo

Não apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação:

- do diâmetro luminal máximo e da área luminal do *stent* com o diâmetro e área de referências;
- do número do *stent* utilizado com os diâmetros de referência mínimo e máximo (Quadro 11).

QUADRO 11 - RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DO GRUPO OBJETIVO

VARIÁVEIS	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
Avaliação Obtida no Stent x Referência				
• Diâmetro Luminal				
• Mínimo	-2,574	t de Student	2,457 (0,02)	S
• Máximo	-1,460	"	2,042 (0,05)	NS
• Área Luminal	-0,514	Wilcoxon	p = 0,6100	NS
Número do Stent x Diâmetro de Referência				
• Mínimo	0,117	t de Student	2,042 (0,05)	NS
• Máximo	-1,223	t de Student	2,042 (0,05)	NS

4.4.2 Grupo Subjetivo

Apresentou diferença estatisticamente significativa na comparação:

- dos diâmetros e da área luminal dos *stents* com os diâmetros e área luminal de referências;
- do número do *stent* utilizado com os diâmetros de referência mínimo e máximo (Quadro 12).

QUADRO 12 - RESULTADO DOS TESTES APLICADOS NA COMPARAÇÃO DO GRUPO SUBJETIVO

VARIÁVEIS	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
Avaliação Obtida no <i>Stent</i> x Referência				
• Diâmetro Luminal				
• Mínimo	- 4,156	t de Student	3,725 (0,001)	S
• Máximo	- 2,342	"	2,060 (0,05)	S
• Área Luminal	- 3,543	Wilcoxon	p < 0,00046	S
Número do <i>Stent</i> x Diâmetro de Referência				
• Mínimo	- 2,891	t de Student	2,787 (0,01)	S
• Máximo	- 3,786	t de Student	3,725 (0,001)	S

4.5 EVOLUÇÃO CLÍNICA

Dos 75 pacientes, tivemos:

- uma oclusão subaguda (1,3%) de uma coronária direita em que foi implantado um *stent Gianturco-Roubin*, redilatada com sucesso;
- um óbito hospitalar, morte súbita (1,3%). Este paciente apresentava angina pós-infarto de clínica de ingresso, e no Ramo Descendente Anterior foi implantado um *stent Palmaz-Schatz*.

Não tivemos complicações relacionadas ao uso do ultra-som intravascular.

5 DISCUSSÃO

5.1 CONSIDERAÇÕES PRELIMINARES

A angiografia convencional foi um dos maiores avanços da cardiologia, permitindo uma revolução diagnóstica e terapêutica. Hoje a cardiologia intervencionista tem praticamente toda a sua especialidade dependente da angiografia, a qual evoluiu com a melhora da definição de imagem e programas de quantificação angiográfica digital que permitem a quantificação do lúmen arterial com precisão e fidedignidade. Entretanto, esta tecnologia tem custo alto, sendo, ainda, a análise subjetiva (visual) da angiografia o método mais utilizado na fase diagnóstica e terapêutica das doenças coronarianas.

O ultra-som intravascular veio acrescentar à cardiologia novas informações, que a angiografia contrastada demonstra impossibilidade ou limitação para avaliar, como:

- **Avaliação qualitativa**
 - morfologia da placa aterosclerótica;
 - consistência da placa (predomínio lipídico, fibrótico ou calcificada);
 - quantificação e localização do cálcio na placa.
- **Avaliação quantitativa**
 - real quantificação do diâmetro das coronárias lesadas;
 - extensão da placa;
 - quantificação com precisão do grau de estenose de uma lesão de difícil análise angiográfica, como lesões excêntricas, ostiais, em bifurcação de ramo, das coronárias com doenças difusas, e lesões silenciosas angiograficamente, que nos estudos histológicos comparativos estão relacionadas ao fenômeno de remodelamento da placa descrito no capítulo de revisão.

- **Avaliação pós procedimento**
 - resultados pós-angioplastia com o catéter balão (em que as lesões residuais, as fraturas e as lâminas das placas podem ser demonstradas como falhas de opacificação sem estarem com o diâmetro luminal comprometido);
 - descalcificação das placas pela arterectomia rotacional; e
 - orientação do momento de parar os cortes da arterectomia direcional (que podem comprometer inadvertidamente a íntima e adventícia).

Todas estas novas informações modificam as condutas do intervencionista na sala de hemodinâmica.

O implante das endopróteses vasculares (*stent*) em humanos iniciou-se em dezembro de 1987 no Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia em São Paulo, Brasil, por Palmaz, Schatz e Eduardo de Sousa,⁴⁶ que tiveram a sua técnica de implante modificada por Colombo e colaboradores.

O desenvolvimento do *stent* pode ser considerado um marco na história da angioplastia coronariana, por estabilizar as situações de emergência, como as oclusões agudas, dissecções, que eram conduzidas à cirurgia de revascularização, com alto índice de mortalidade. O *stent* diminuiu a reestenose das coronárias e permitiu ao hemodinamicista a realização de um verdadeiro remodelamento arterial, além de aumentar a confiança pessoal para indicar e realizar as angioplastias de maior complexidade.

A associação da técnica do ultra-som intravascular como guia do implante do *stent* permite a sua otimização de expansão com segurança, pois a angiografia subestima a residual estenose com *stent*.¹⁶ A otimização da expansão do *stent* pode ser um fator redutor da reestenose tardia, necessitando ainda de estudos randomizados para confirmar esta afirmação.

5.2 RESULTADOS APRESENTADOS

Analisando a população de pacientes apresentados, observamos que as indicações do tratamento intervencionista percutâneo (angioplastia) abordam hoje com muita segurança pacientes considerados de alto risco. A nossa média de idade foi de 61,4 anos, com pacientes na sua maioria multiarteriais, estando as síndromes agudas (angina instável ou pós-infarto) representado por 33,3% dos pacientes. Esta população de pacientes apresentava, em 41,3%, infarto do miocárdio prévio; em 20,0%, cirurgia de revascularização do miocárdio; em 21,3%, reestenoses de lesões tratadas anteriormente pela angioplastia com catéter balão.

A indicação do implante do *stent* hoje não se resume a lesões em enxertos arteriais ou a reestenoses coronarianas. A maior parte das nossas indicações (78,0% dos casos) foram em lesões não abordadas anteriormente pela angioplastia, sendo tratadas as complexas, do tipo B2 e C, que corresponderam a 78,7% da amostra.

O *stent* mais implantado foi o do tipo *Gianturco Roubin* em 66,3%, por ser este o mais disponível no mercado, neste período. Hoje, para nós, o seu uso não é tão freqüente, por ser do tipo monofilamentar que permite um desarranjo da sua estrutura, quando tentamos uma hiperexpansão, além do seu diâmetro nominal. Os novos tipos de *stent* quanto ao formato (tubular ou monofilamentar) e comprimento até de 39 mm, permitiram uma maior otimização dos resultados, buscando uma relação mais próxima dos diâmetros lúminais dos *stents* com os diâmetros de referência, como recobrir toda a extensão da lesão.

A avaliação diagnóstica da lesão aterosclerótica passa por um momento de inovação com o advento do ultra-som intravascular, pois a importância de conhecer a consistência da placa implica diretamente na seleção das novas técnicas intervencionistas (Aterectomia Direcional e Rotacional, *Laser*, *stent*, etc.). A angiografia contrastada é incapaz de trazer estas informações, sendo a calcificação o único dado possível de se reconhecer, ainda assim com baixa sensibilidade. O ultra-som intravascular localiza o cálcio (se superficial ou

profundo) e quantifica a sua ocupação na placa, orientando a escolha e prognóstico da técnica a ser adotada. Em estudos comparativos analisando lesões ateroscleróticas, o ultra-som identificou calcificação de 70,0 a 83,0%, enquanto a angiografia demonstrou cálcio de 14,0 a 38,0%^{9,10,22,24,30,36,51,52} apenas.

Em 40 dos 75 pacientes aqui estudados, o ultra-som foi realizado na fase pré-implante e determinou a escolha de 44 *stents*. Quando comparamos o tamanho médio de $3,7 \pm 0,6$ mm destes *stents*, ao diâmetro de referência mínimo e máximo $3,6 \pm 0,5$ mm e $3,8 \pm 0,6$ mm, respectivamente, observamos que não houve diferença estatística (Anexo 4, Quadro 15).

No grupo em que a escolha foi feita pelo hemodinamicista, baseando-se somente na imagem angiográfica (correlação do diâmetro do vaso com o diâmetro do catéter guia), a análise subjetiva (visual) do tamanho do *stent* mostrou-se falha, pois ficou 0,5 mm, na média, menor que a referência distal do vaso. O tamanho médio ($3,7 \pm 0,4$ mm) destes 42 *stents*, comparados aos diâmetros de referência mínimo e máximo ($4,0 \pm 0,7$ mm e $4,2 \pm 0,8$ mm), apresentou diferença estatisticamente significativa (Anexo 4, Quadro 15).

Este fato tem a sua explicação na diferença dos diâmetros de referência tomados pelo ultra-som intravascular e pela angiografia. O diâmetro luminal tomado pela angiografia (visual) não correspondeu ao diâmetro da artéria em 56,0% das coronárias desta amostra, que apresentavam lesão aterosclerótica não detectável pela angiografia. Assim, o ultra-som permitiu analisar estes segmentos como referência por tomar o diâmetro da camada média à camada média, excluindo a interferência da placa aterosclerótica.

No passado o implante dos *stents* estava relacionado à utilização de um rígido protocolo de agentes anticoagulantes. Mesmo assim, os índices significativos de oclusões subagudas, complicações vasculares e hemorrágicas, eram fatores de críticas a esta técnica. Colombo e colaboradores³⁶ demonstraram que a anticoagulação sistêmica não é necessária após a liberação ótima do *stent*. Isto é, quando a expansão completa e simétrica da prótese é obtida, com as hastes do *stent* apostas na parede do vaso.

Colombo iniciou as suas pesquisas avaliando os *stents* implantados com o ultra-som intravascular, e observou que a expansão demonstrava-se insuficiente em 80,0% das vezes. Estes *stents* passaram a ser hiperexpandidos com balões maiores em relação à referência do vaso e ao tamanho dos *stents*. Os resultados passaram a ser satisfatórios, porém os riscos de comprometimento da artéria eram grandes. Passou-se então à utilização de balões do tamanho do diâmetro da referência com pressões maiores, obtendo-se os mesmos resultados, porém com menor risco à artéria.

Esta técnica derrubou as hipóteses de que o *stent* seria o fator trombogênico. Com baixos índices de trombose subaguda e acidentes vasculares e hemorrágicos, o implante do *stent* passou a ser o caminho no tratamento das lesões ateroscleróticas, aguardando somente a comprovação da diminuição da reestenose, conseguida pela otimização do implante e/ou por novos *stents* em pesquisa.

Utilizando-se desta técnica, implantamos 86 *stents*, que foram avaliados pelo ultra-som intravascular, após uma imagem angiográfica adequada, no intuito de avaliar a sensibilidade da angiografia contrastada como guia da expansão do *stent*. Obtivemos dois grupos:

- Grupo Não Reintervido - em que não houve necessidade de complementação da expansão do *stent*;
- Grupo Reintervido - em que houve necessidade de complementar a expansão do *stent*, que mostrava-se insuficiente, a despeito do implante ter sido considerado bem sucedido do ponto de vista angiográfico.

5.2.1 Grupo Não Reintervido

Foi formado por 39 *stents* (45,3%), nos quais os achados do ultra-som corroboraram as imagem angiográficas de uma adequada expansão do *stent* (Anexo 1, Figuras 18 e 18a). Hoje, porém, após uma curva de aprendizado, observamos que poderíamos ter reintervido num certo número destes *stents*, pois os

diâmetros luminais obtidos no corte seccional pelo ultra-som intravascular, do local de menor expansão do *stent*, foram menores que os diâmetros de referência (Quadro 4), com diferença estatística significativa (Quadro 5).

O que mudou com a experiência para supor uma reintervenção, se tivéssemos hoje um grupo semelhante ao Grupo Não Reintervido?

A confiança no ultra-som intravascular. As medidas obtidas das referências impressionavam quando tínhamos que otimizar a expansão dos *stents* com imagem angiográfica adequada e uma boa aposição das hastes dos *stents* pelo ultra-som. As referências davam medidas maiores que o suposto tamanho da artéria analisada pelo hemodinamicista.

Atualmente, os novos *stents* permitem a utilização de balões maiores que a própria referência, com segurança, sem o *stent* sofrer um desarranjo da sua estrutura, desde que tomemos o cuidado de não insuflar o balão fora do limite do *stent*. Passamos a otimizar a expansão dos *stents*, chegando com as medidas luminais bem próximas as medidas de referência.

5.2.2 Grupo Reintervido

Foi formado por 47 *stents* (54,7%), nos quais os achados do ultra-som intravascular determinaram a necessidade de complementar a expansão dos *stents*. Neste grupo, os diâmetros e as áreas luminais obtidas nos *stents* eram bem inferiores aos diâmetros e áreas luminais das referências (Quadro 6) (Anexo 1, Figuras 19, 19a e 19b), apresentando diferença estatisticamente significativa (Quadro 7). Além dos diâmetros reduzidos, 14 *stents* apresentavam expansão inadequada (hastes não apostas no vaso ou expansão assimétrica), e, em 8 *stents*, observamos dissecação (Anexo 1, Figuras 20, 20a e 20b).

A presença de haste sobre haste parece estar restrita aos *stents* de filamento único, devido a sua característica de malha que propicia, na ultrapassagem dos *stents* sobre as lesões ou na ultrapassagem dos catéteres por dentro dos *stents*, a possibilidade do desarranjo do filamento, ficando hastes protusas ao lúmen ou sobre hastes.

A reintervenção ocorreu associando-se o tamanho do balão com valores de pressão de cinco formas (Tabela 4), todas seguindo a escolha do hemodinamicista. Os resultados obtidos foram considerados satisfatórios, não havendo complicações com estas formas de otimização dos *stents*.

Dos 47 *stents* do Grupo Reintervido, somente 19 (40,4%) tiveram a reintervenção analisada novamente pelo ultra-som. Mesmo não sendo um número representativo do grupo global dos 47 *stents*, a reintervenção determinou um ganho dos diâmetros e áreas luminais, que ficaram próximos aos diâmetros de referência. Demonstrou-se estatisticamente que o método aplicado foi eficiente.

A otimização do implante do *stent* guiado pelo ultra-som intravascular é importante à avaliação diagnóstica, como abordado anteriormente, por permitir a escolha adequada do tamanho da endoprótese vascular, implicando num ganho luminal final maior. Como foi demonstrado nos resultados, quando analisamos os novos grupos objetivo e subjetivo.

Estes 58 *stents* (39 do Grupo Não Reintervido mais 19 do Grupo Reintervido) foram novamente divididos em dois grupos:

- Grupo Objetivo (*stents* escolhidos pelas medidas do ultra-som intravascular) com 32 *stents*; e
- Grupo Subjetivo (*stents* escolhidos pelas imagens angiográficas) com 26 *stents*.

O Grupo Objetivo apresentou o diâmetro luminal final máximo e área luminal próximos aos da referência, sem diferença estatisticamente significativa.

O Grupo Subjetivo apresentou diâmetro luminal e área luminal menores que os da referência, sendo estatisticamente significativa essa diferença.

Quando a escolha do *stent* foi determinada pelas medidas do ultra-som, o resultado final da expansão foi mais satisfatório que no Grupo Subjetivo. O ultra-som intravascular é, portanto, um método seguro e efetivo para otimização do implante do *stent*, trazendo à cardiologia intervencionista mais um avanço quanto à compreensão e tratamento da doença coronariana.

O implante do *stent* passa atualmente por uma fase de aprendizado. Não conhecemos ainda a melhor técnica do seu implante. Estes resultados vêm fazer parte do desenvolvimento deste novo dispositivo intervencionista no tratamento da doença coronariana.

O consenso da utilização do *stent* coronário publicado pelo *American College of Cardiology* em setembro de 1996,⁴³ relata a importância do ultra-som como guia do implante, pois na angiografia o *stent* pode ter uma imagem adequada da sua posição contra a parede do vaso, porém, quando avaliado pelo ultra-som, observa-se a falta de expansão completa. Cita, ainda, que o ultra-som permitiu a utilização de balões maiores com mais pressão para a hiperexpansão da endoprótese. Questiona, porém, se a utilização de uma hiperexpansão mais agressiva pode diminuir a reestenose coronariana ou estimular uma resposta tecidual sobre o *stent* perante uma maior injúria da parede coronariana.

CONCLUSÕES

- 1) O ultra-som intravascular permitiu a escolha de um *stent* com o tamanho adequado à sua referência arterial.
- 2) A escolha do tamanho do *stent*, baseada no luminograma angiográfico, é falha, ficando o tamanho do *stent* em média 0,5 mm menor que a referência.
- 3) A escolha de um *stent* de tamanho maior permite uma otimização dos resultados finais, ficando as medidas luminais próximas das medidas de referência.
- 4) O ultra-som determinou a necessidade de reintervenção em 54,7% dos *stents* implantados, ainda que estes apresentassem imagem angiográfica adequada.
- 5) A angiografia contrastada demonstra baixa sensibilidade para analisar a total expansão dos *stents*.

ANEXOS

ANEXO 1 - FIGURAS

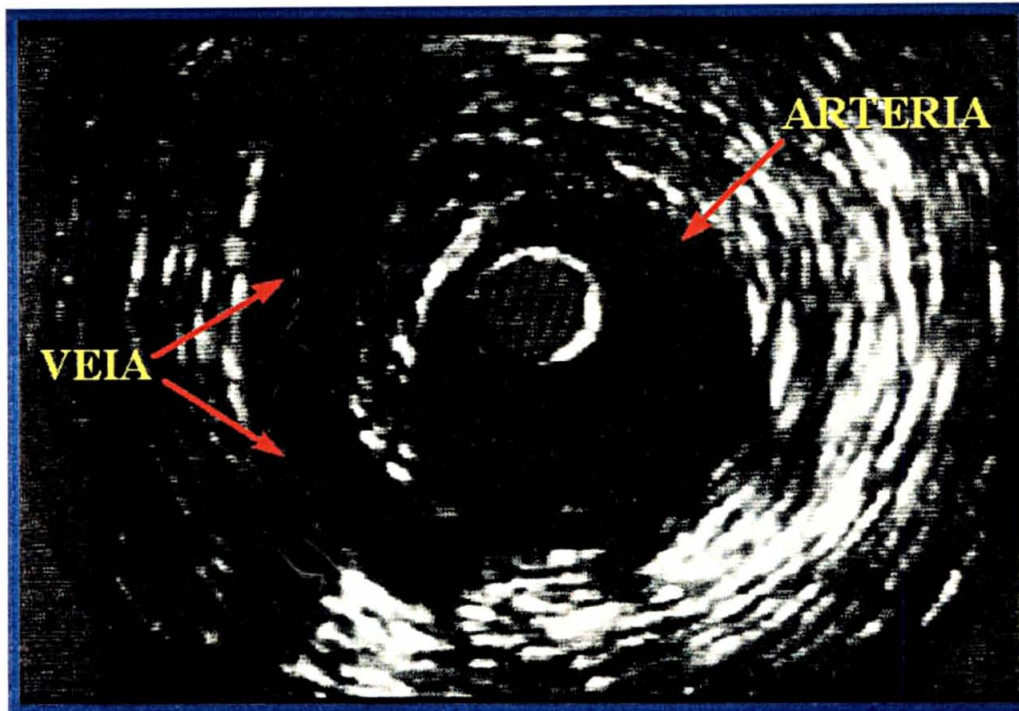


FIGURA 1. ESTRUTURA DO VASO VENOSO.

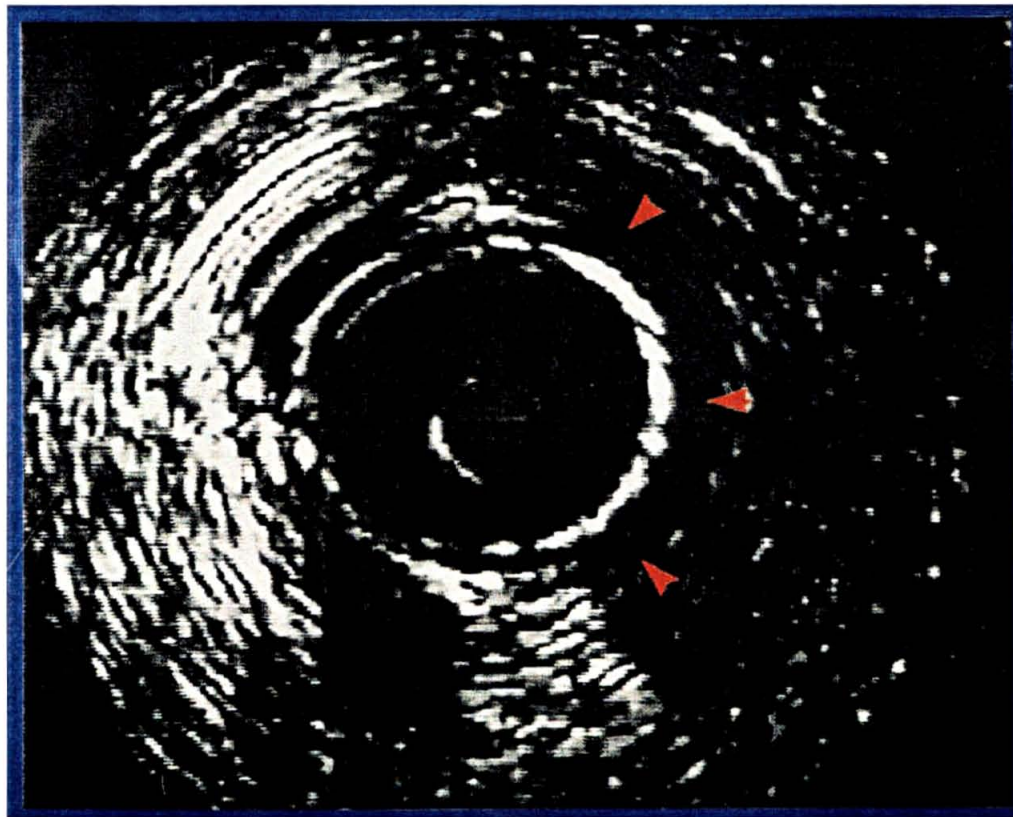


FIGURA 1a. ESTRUTURA DO VASO VENOSO ARTERIALIZADO.

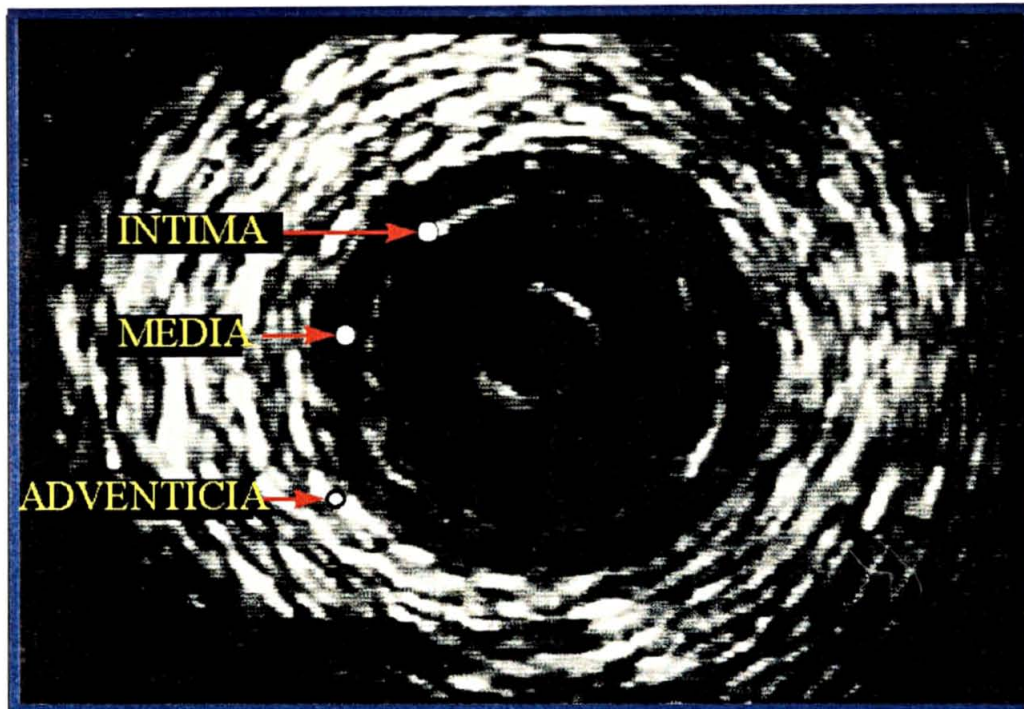


FIGURA 2. ESTRUTURA DO VASO ARTERIAL COM TRÊS LEITOS.

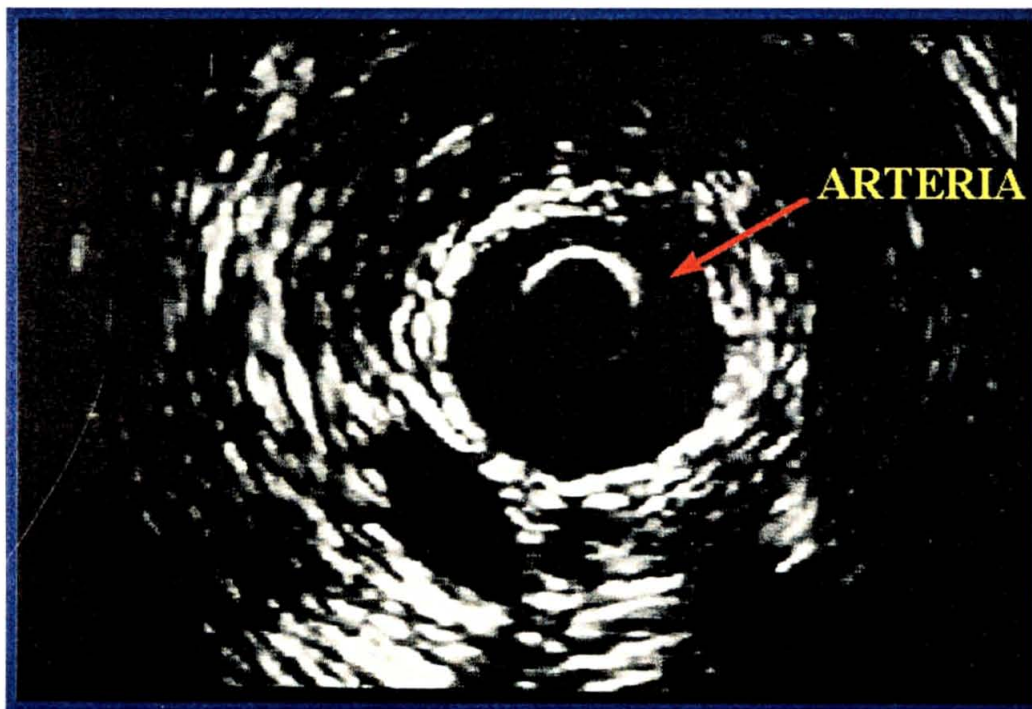


FIGURA 1a. ESTRUTURA DO VASO ARTERIAL COM UM LEITO.

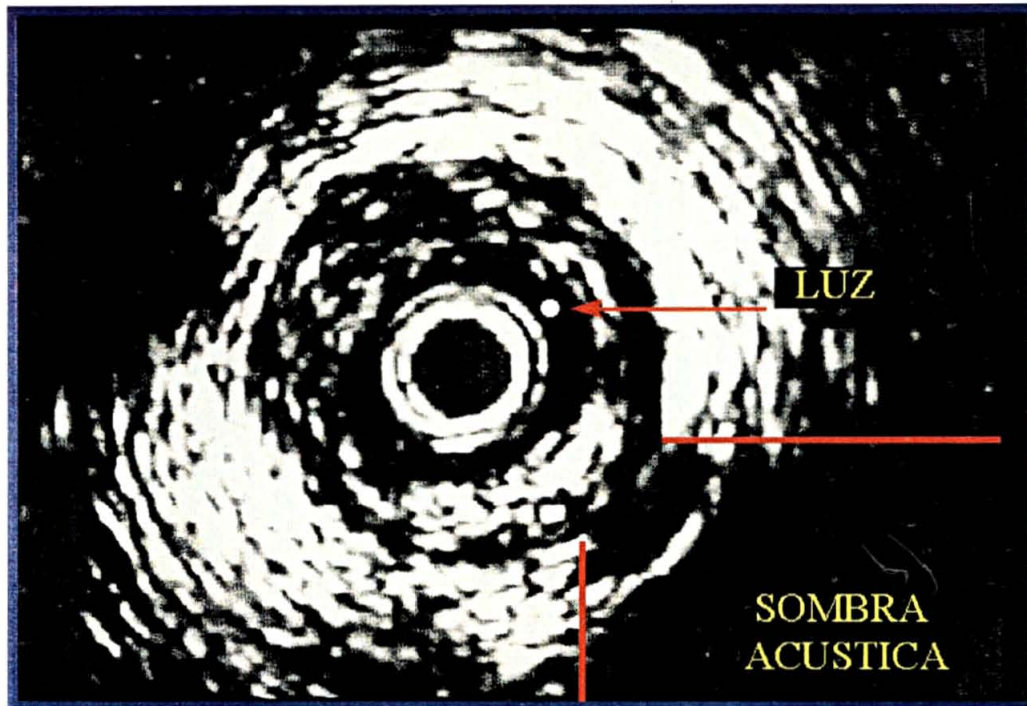


FIGURA 4. CALCIFICAÇÃO DE ZERO A 90 GRAUS.

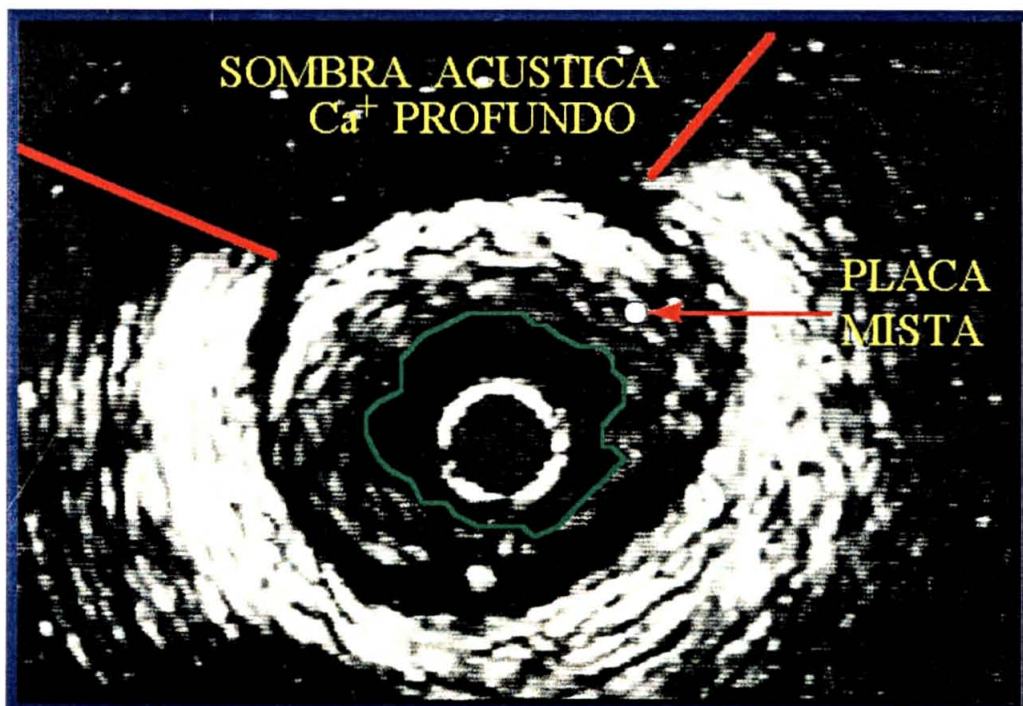


FIGURA 5. CALCIFICAÇÃO DE 91 A 180 GRAUS.

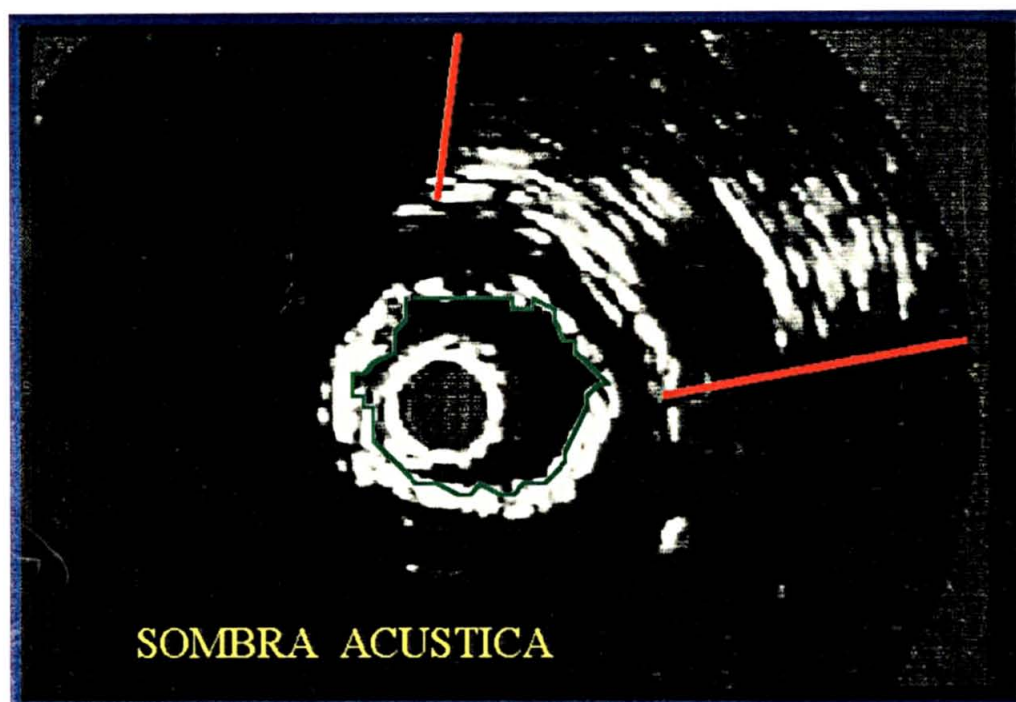


FIGURA 6. CALCIFICAÇÃO DE 181 A 270 GRAUS.

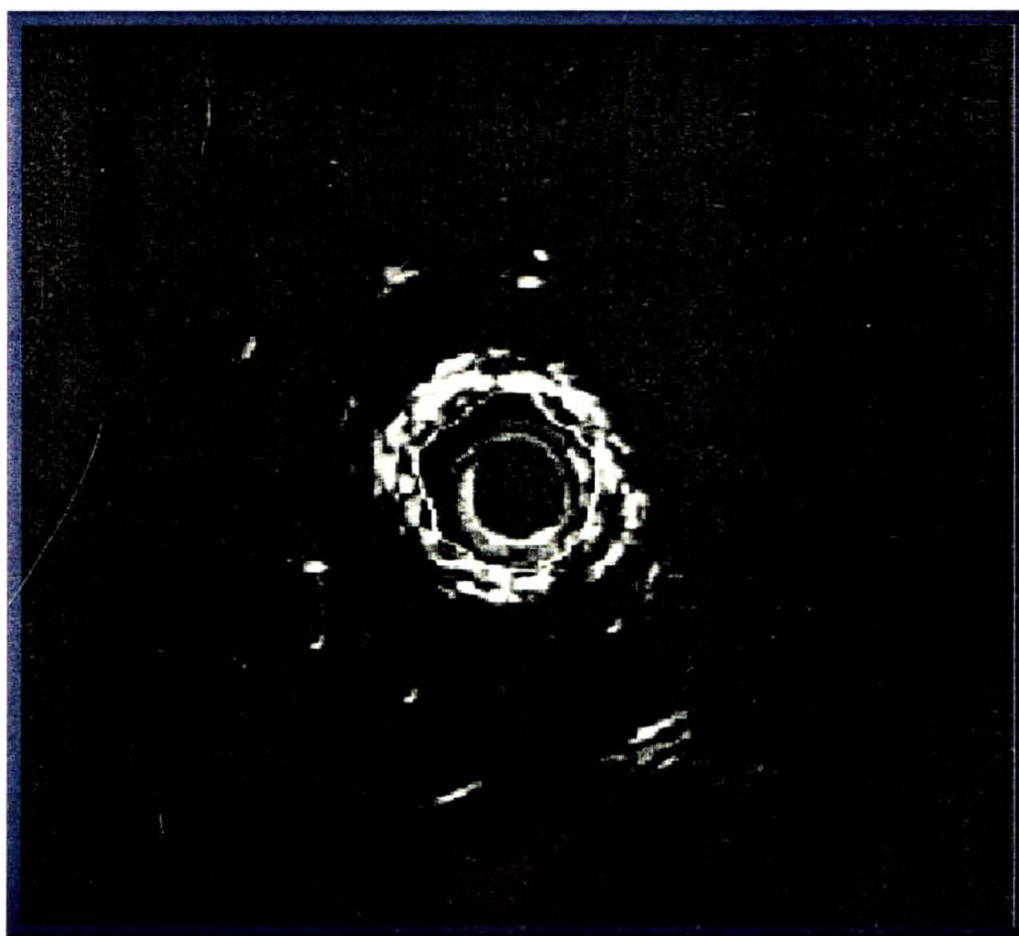


FIGURA 7. CALCIFICAÇÃO DE 271 A 360 GRAUS.

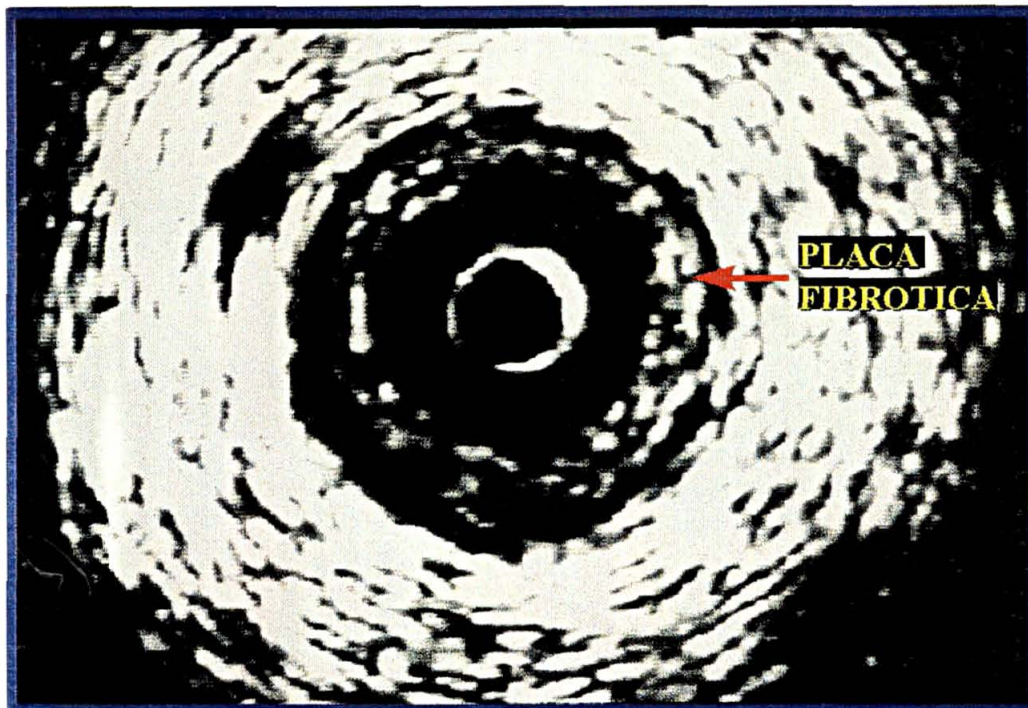


FIGURA 8. PLACA FIBRÓTICA.

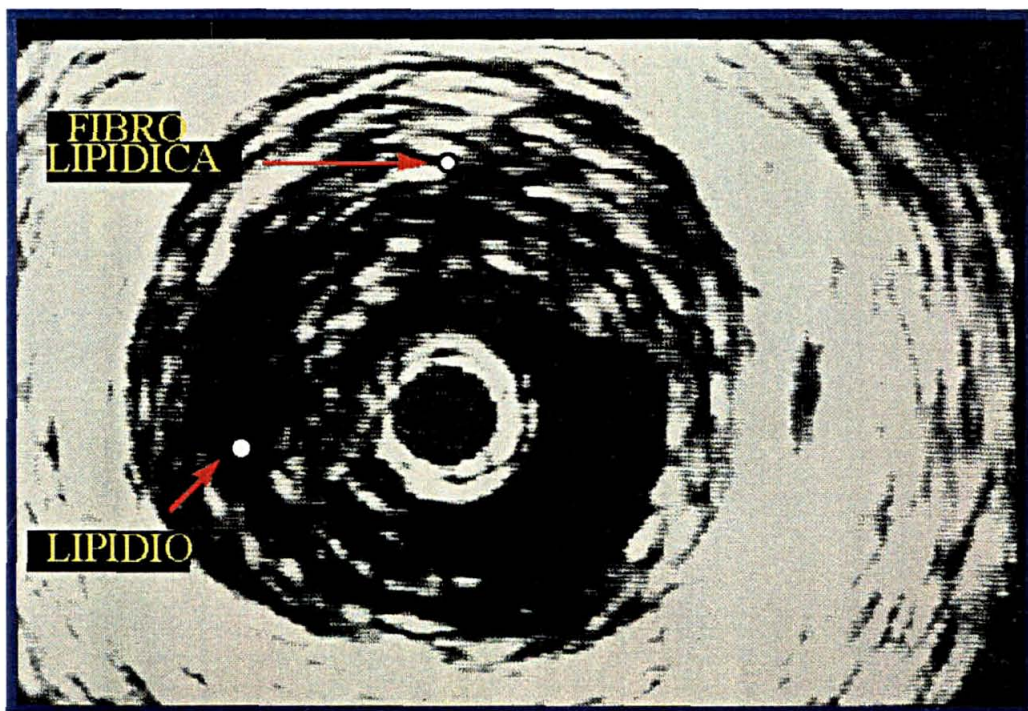


FIGURA 9. PLACA COM DEPÓSITO DE LÍPEDES.

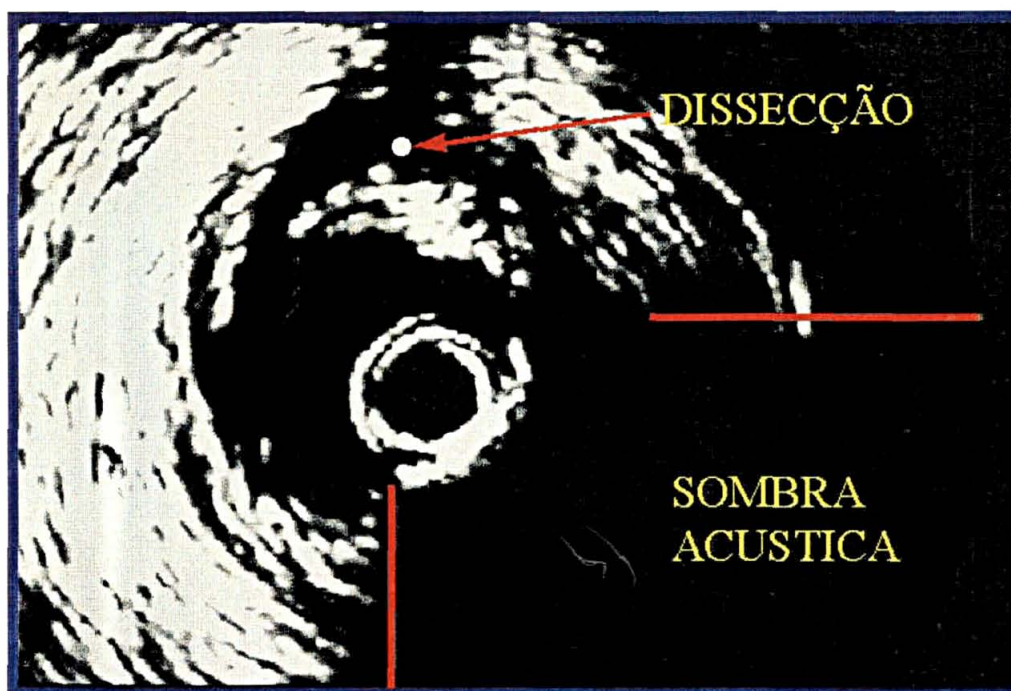


FIGURA 10. DISSECÇÃO.

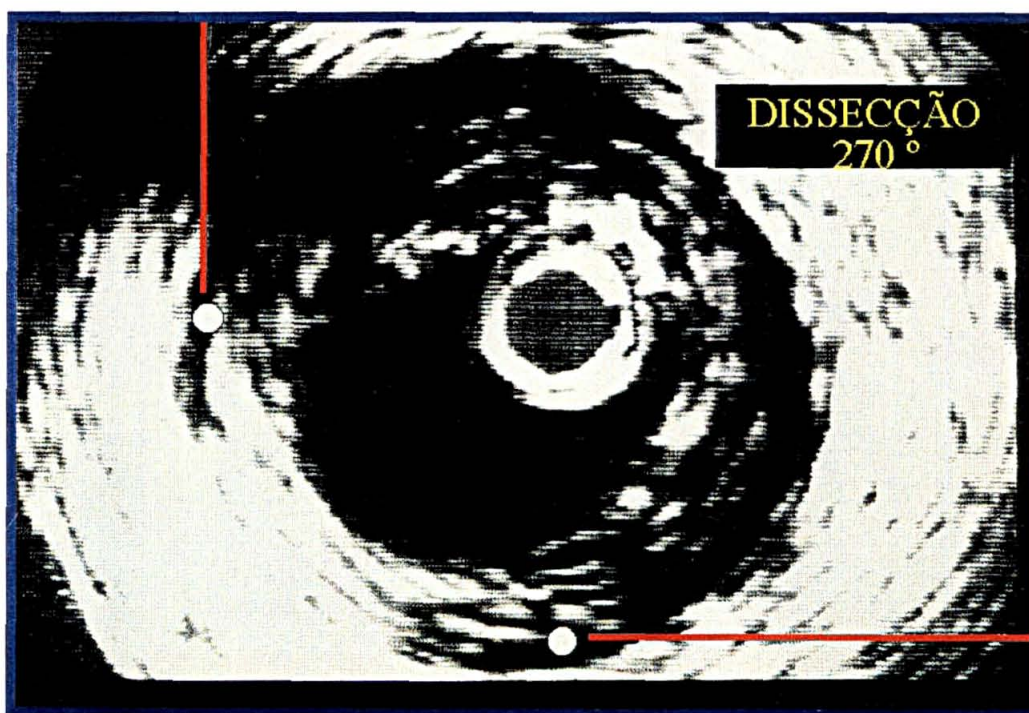


FIGURA 10a. DISSECÇÃO.

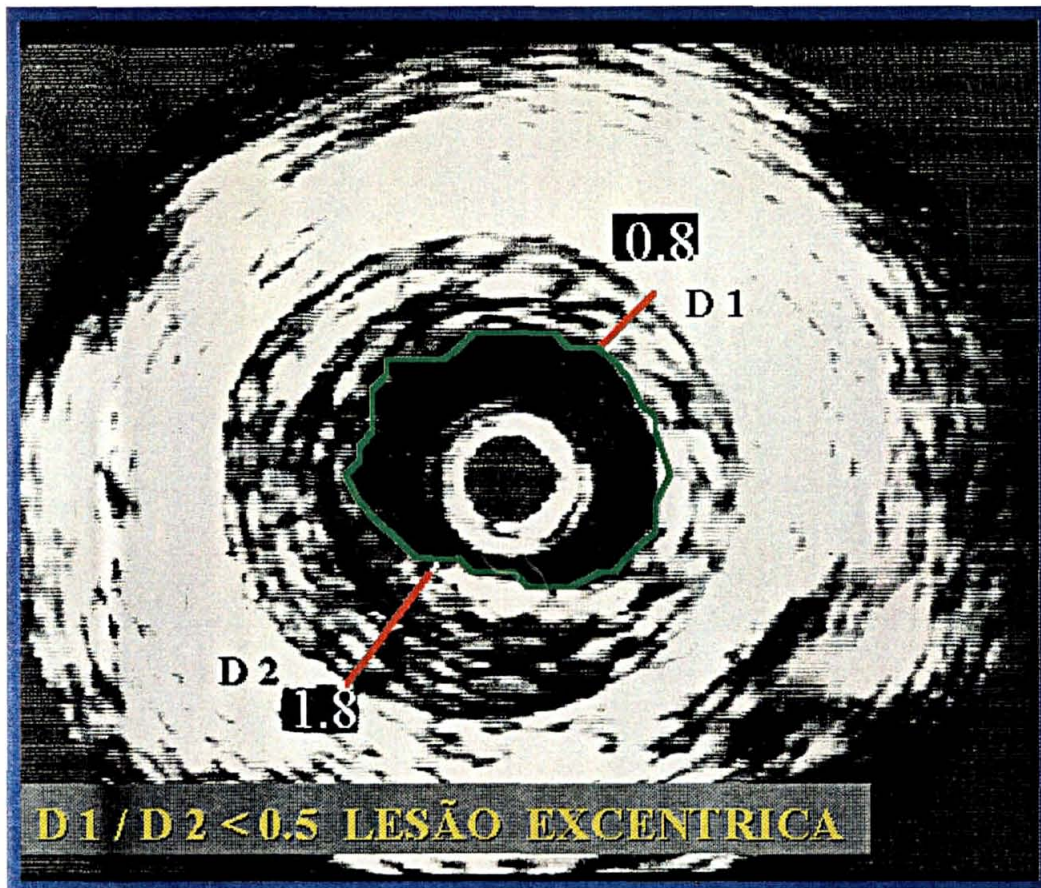


FIGURA 11. QUANTIFICAÇÃO DE EXCENTRICIDADE.

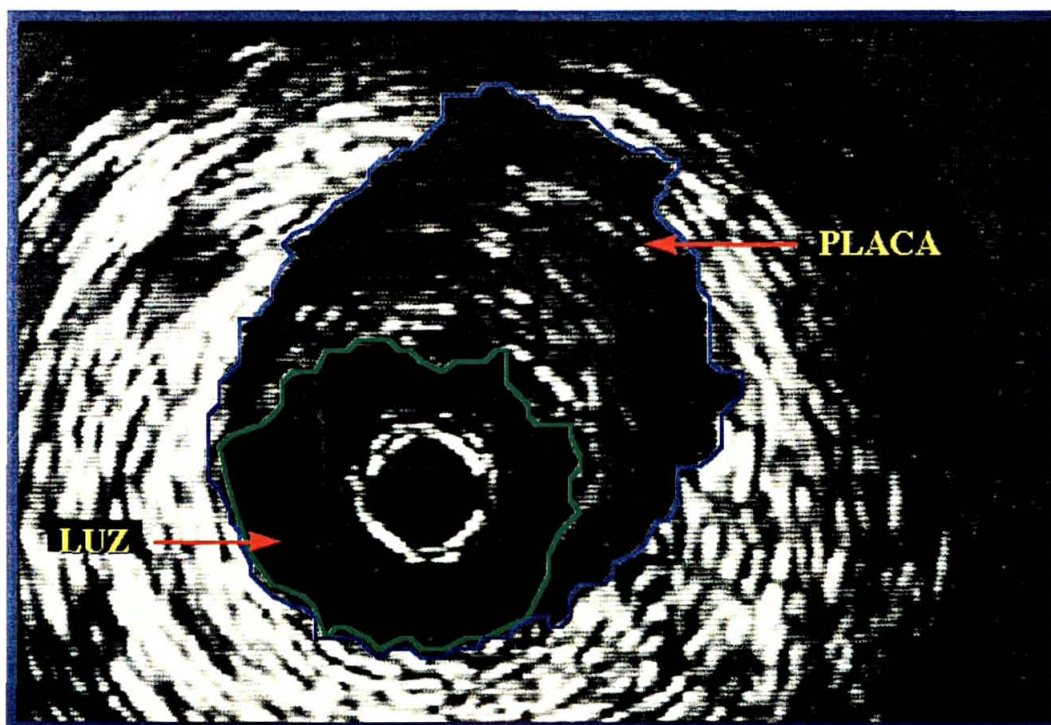


FIGURA 12. REMODELAMENTO ARTERIAL.

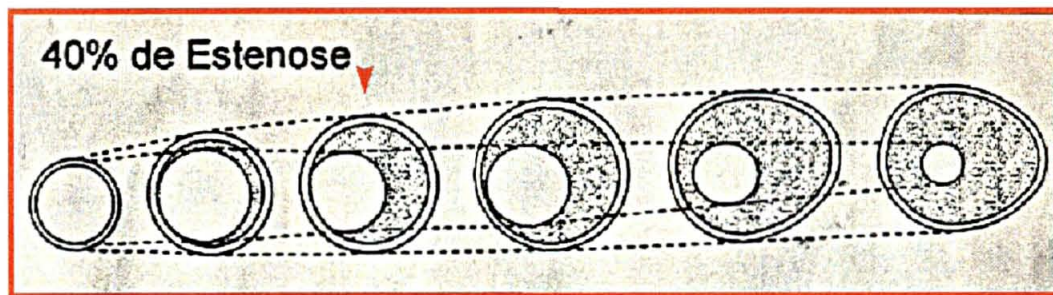


FIGURA 12a. REMODELAMENTO ARTERIAL.

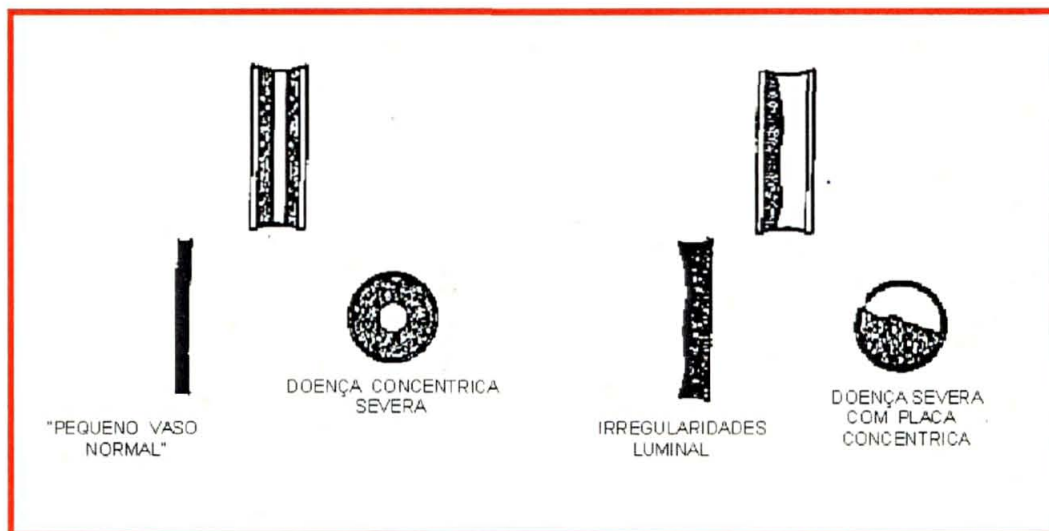


FIGURA 13. SUBESTIMAÇÃO ANGIOGRÁFICA.

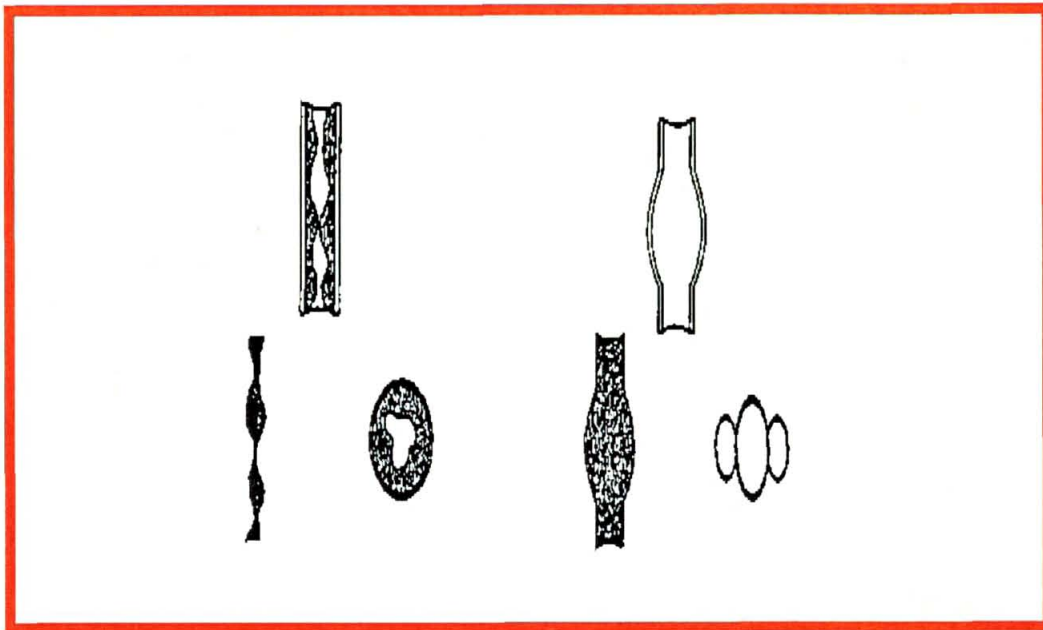


FIGURA 13a. ANGIOGRAFIA, VASO ANEURISMÁTICO?

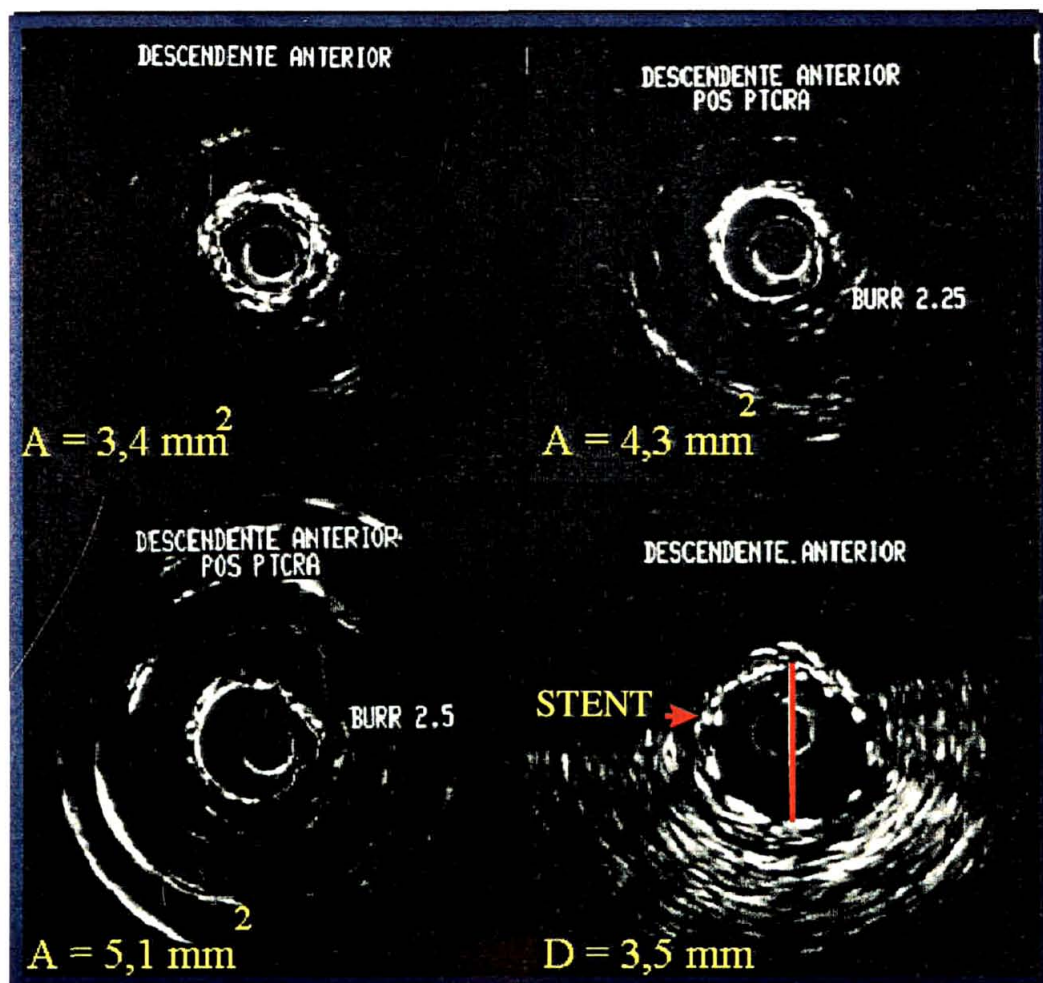


FIGURA 14. DESCALCIFICAÇÃO ARTERIAL APÓS ATERECTOMIA ROTACIONAL MAIS IMPLANTE DE *STENT*.

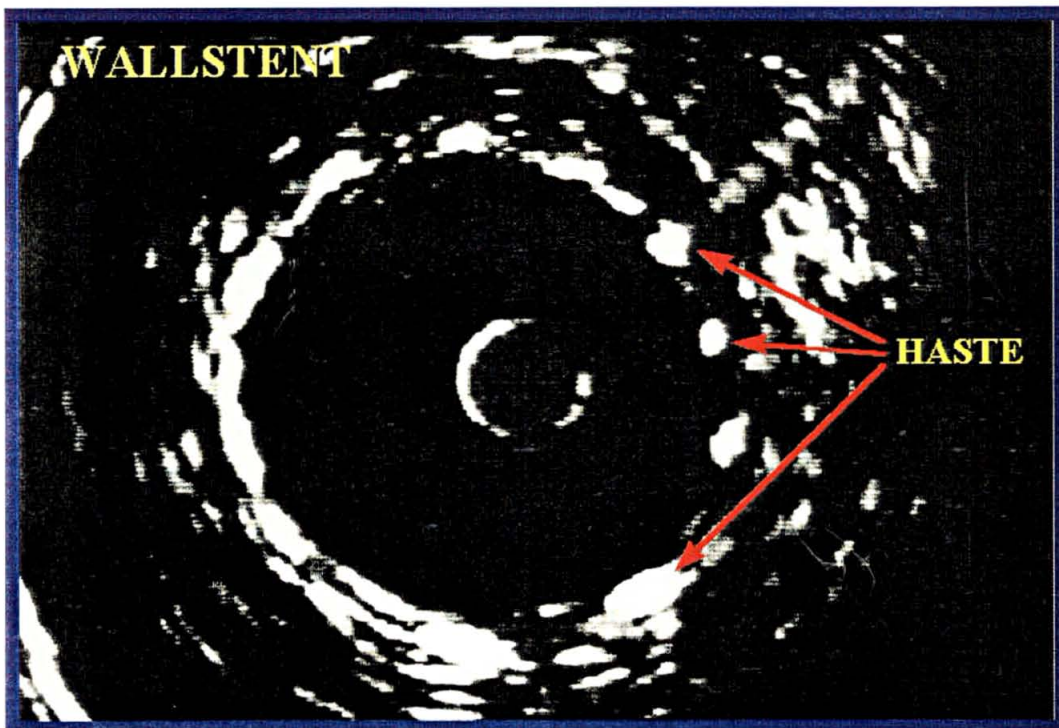


FIGURA 15 IMPLANTE ADEQUADO.

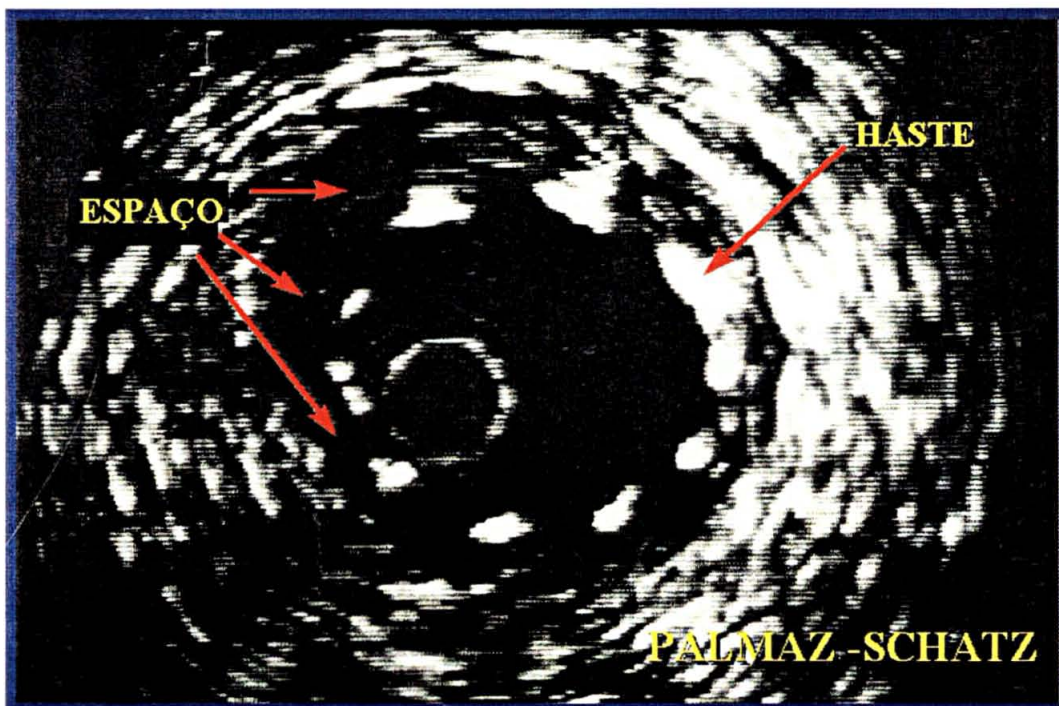


FIGURA 16. IMPLANTE INADEQUADO, ESPAÇO LIVRE.

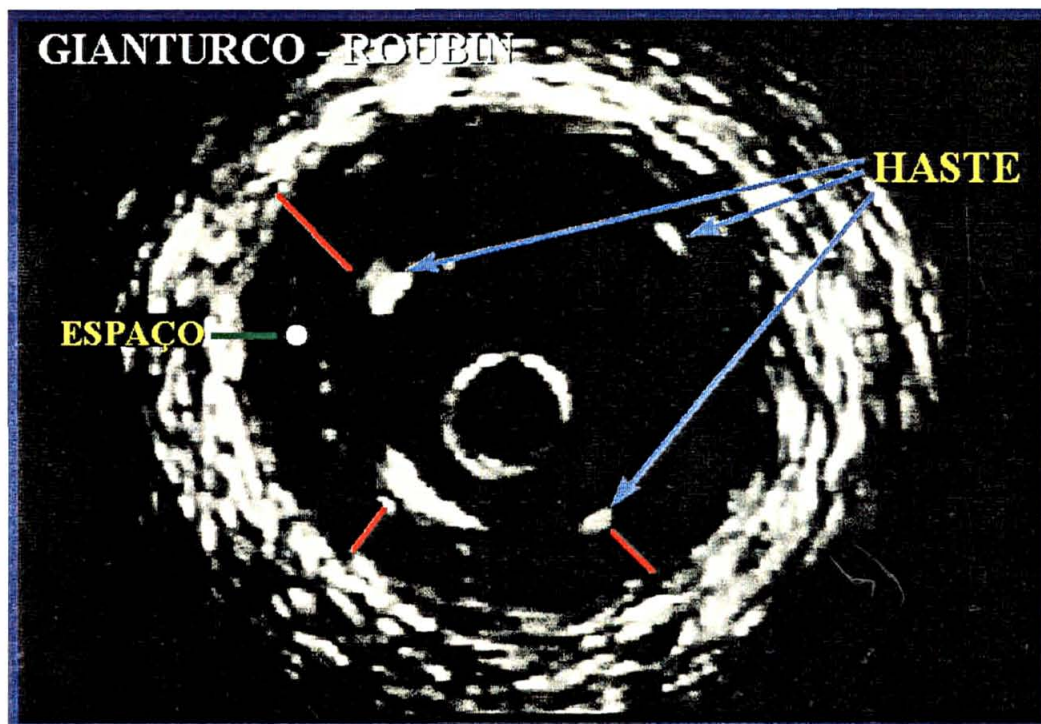


FIGURA 16 a. IMPLANTE INADEQUADO, ESPAÇO LIVRE.

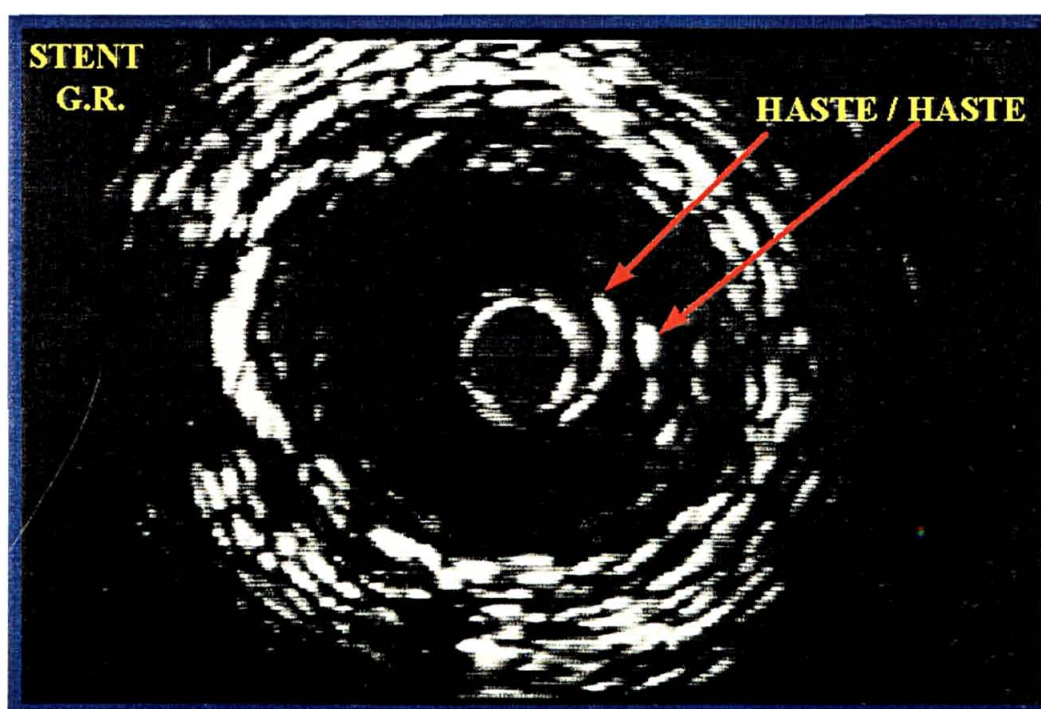
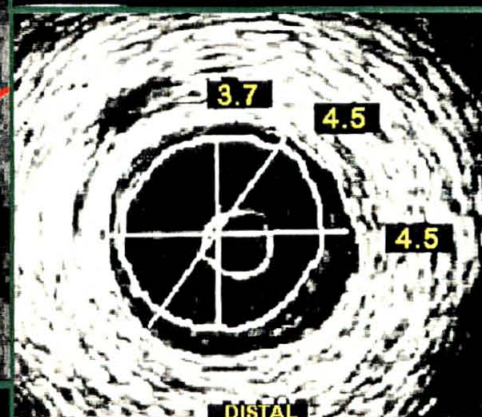


FIGURA 17. HASTE SOBRE HASTE.

IMPLANTE DE STENT GUIADO POR ULTRA-SOM

M.S.

DIAGNOSTICO



44391

01-02-96

SANTA CASA CTBA.

FIGURA18. CASO DO GRUPO NÃO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO

POS ALTA PRESSÃO

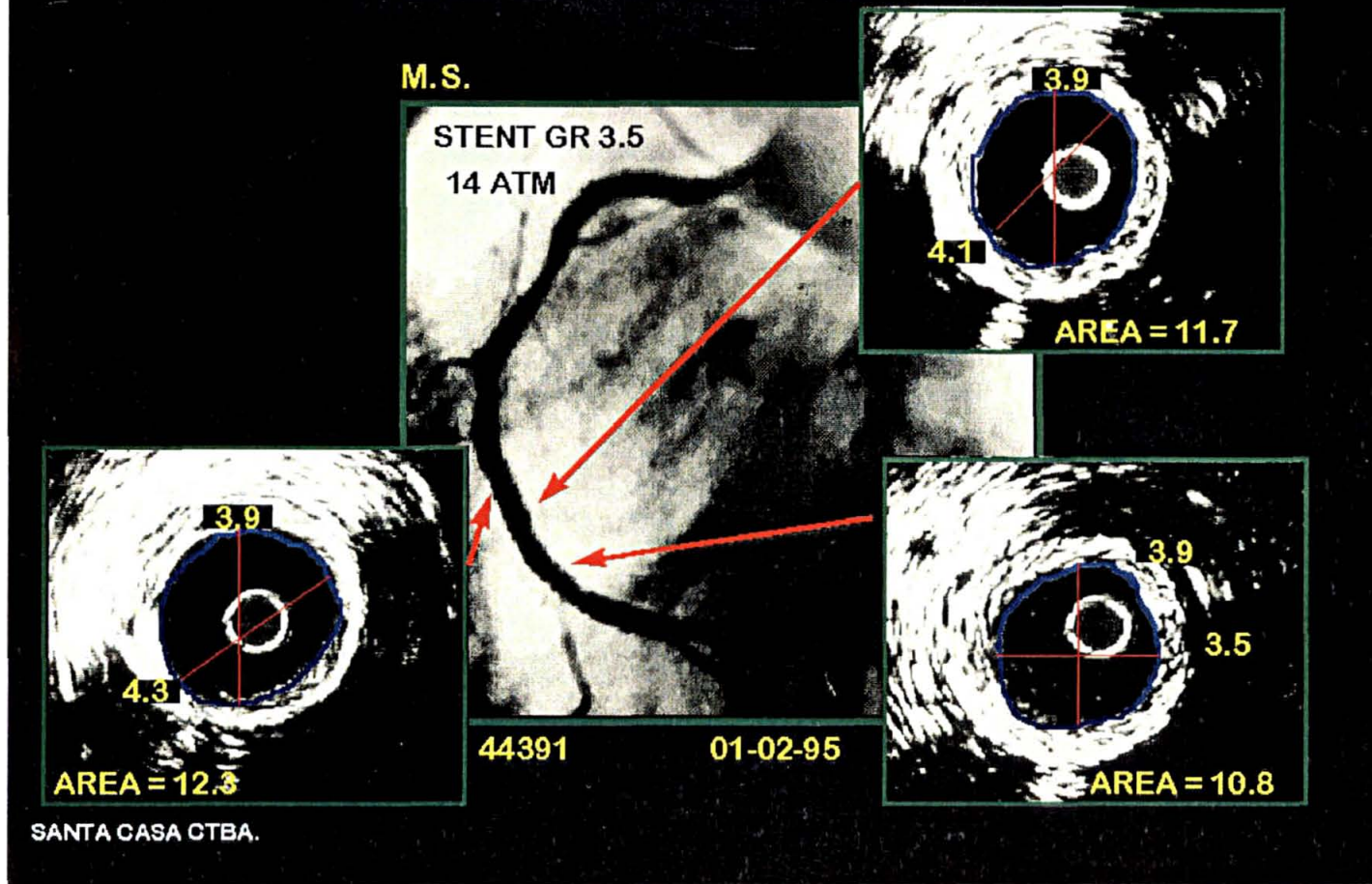


FIGURA 18 a. RESULTADO FINAL

IMPLANTE DE STENT GUIADO POR ULTRA-SOM

DIAGNOSTICO

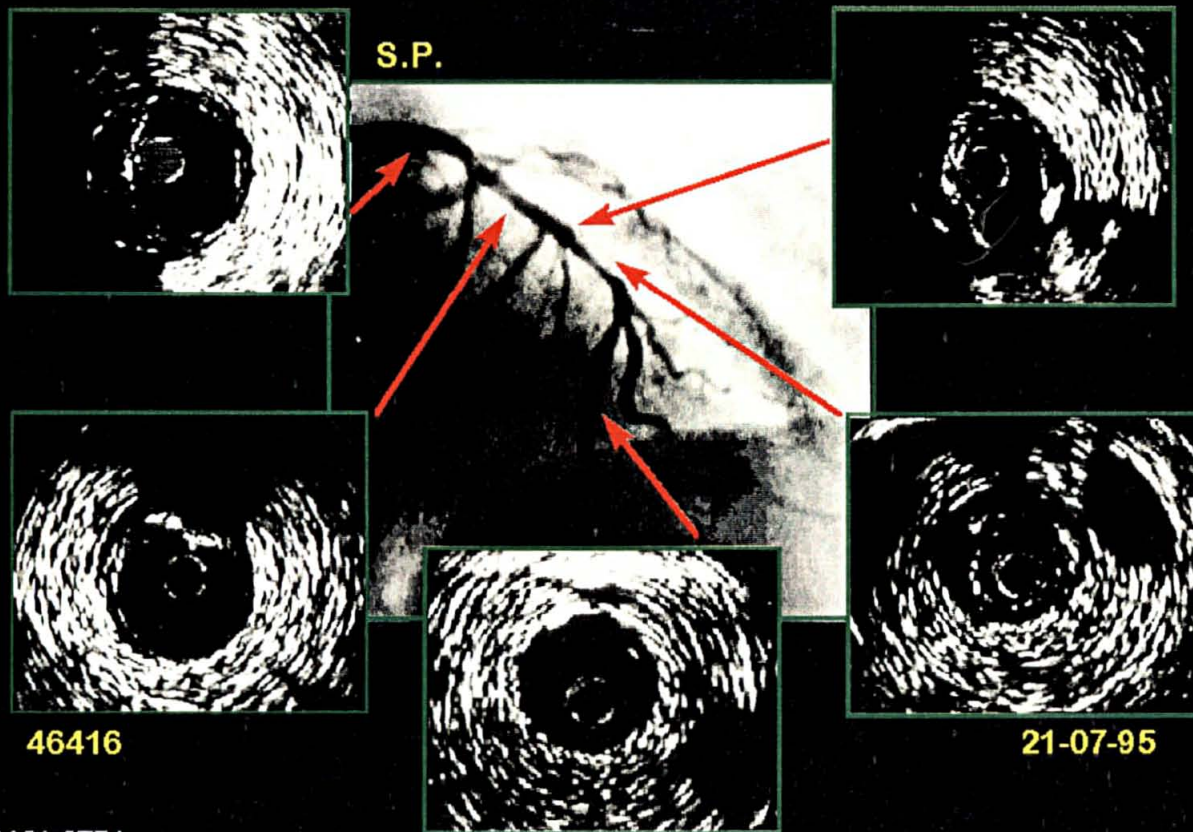
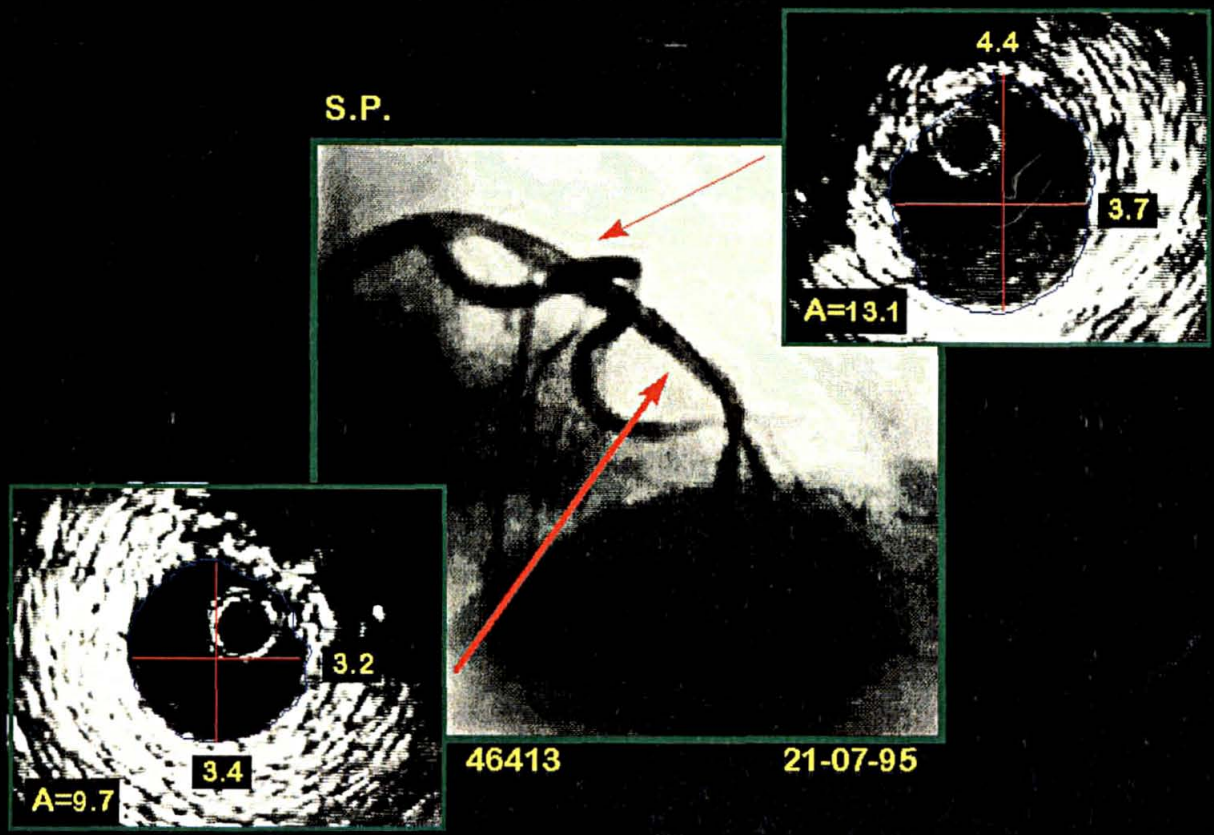


FIGURA 19. CASO DO GRUPO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO.

POS ALTA PRESSÃO

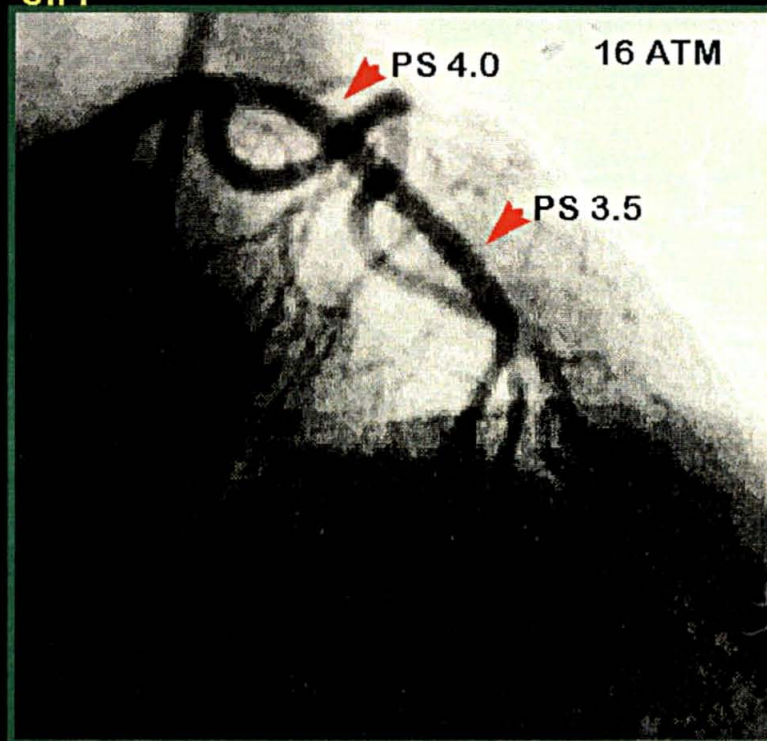


SANTA CASA CTBA.

FIGURA 19 a. PÓS IMPLANTE, EXPANSÃO INCOMPLETO.

REINTERVENÇÃO

S.P.



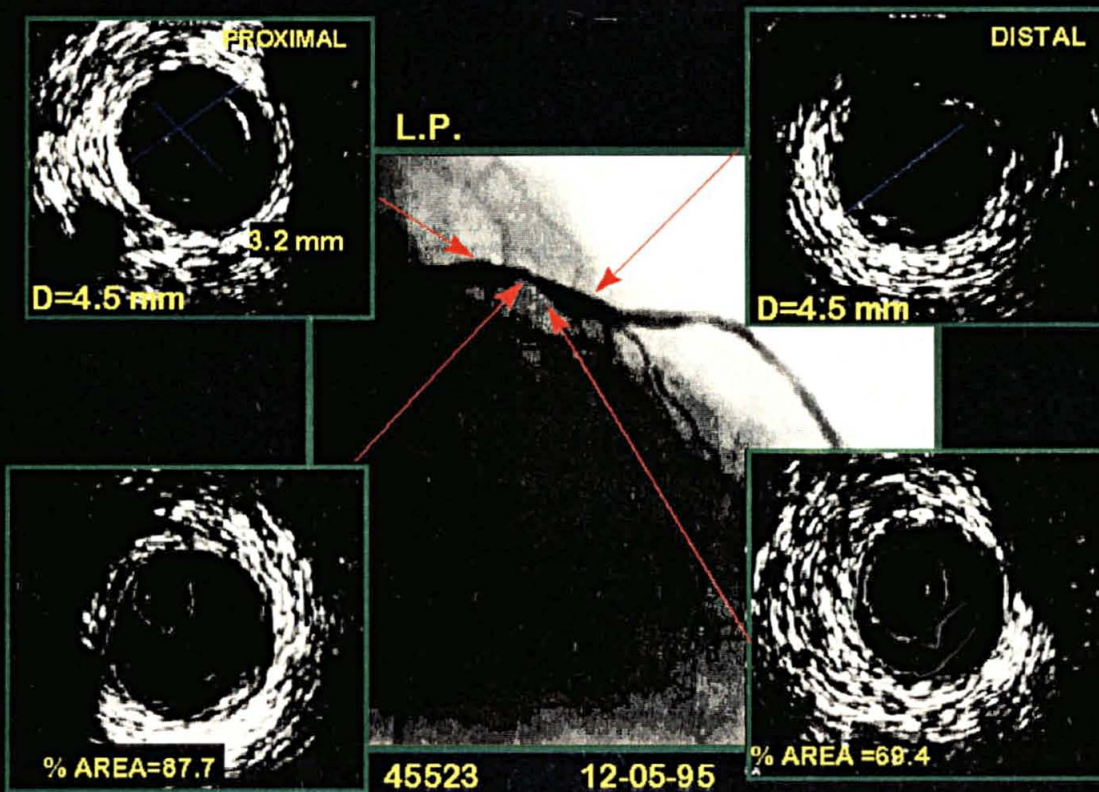
SANTA CASA CTBA.

46416

21-07-95

FIGURA 19 b. RESULTADO FINAL.

IMPLANTE DO STENT GUIADO POR ULTRA-SOM



SANTA CASA CTBA.

FIGURA 20. CASO DO GRUPO REINTERVIDO, DIAGNÓSTICO.

POS ALTA PRESSÃO

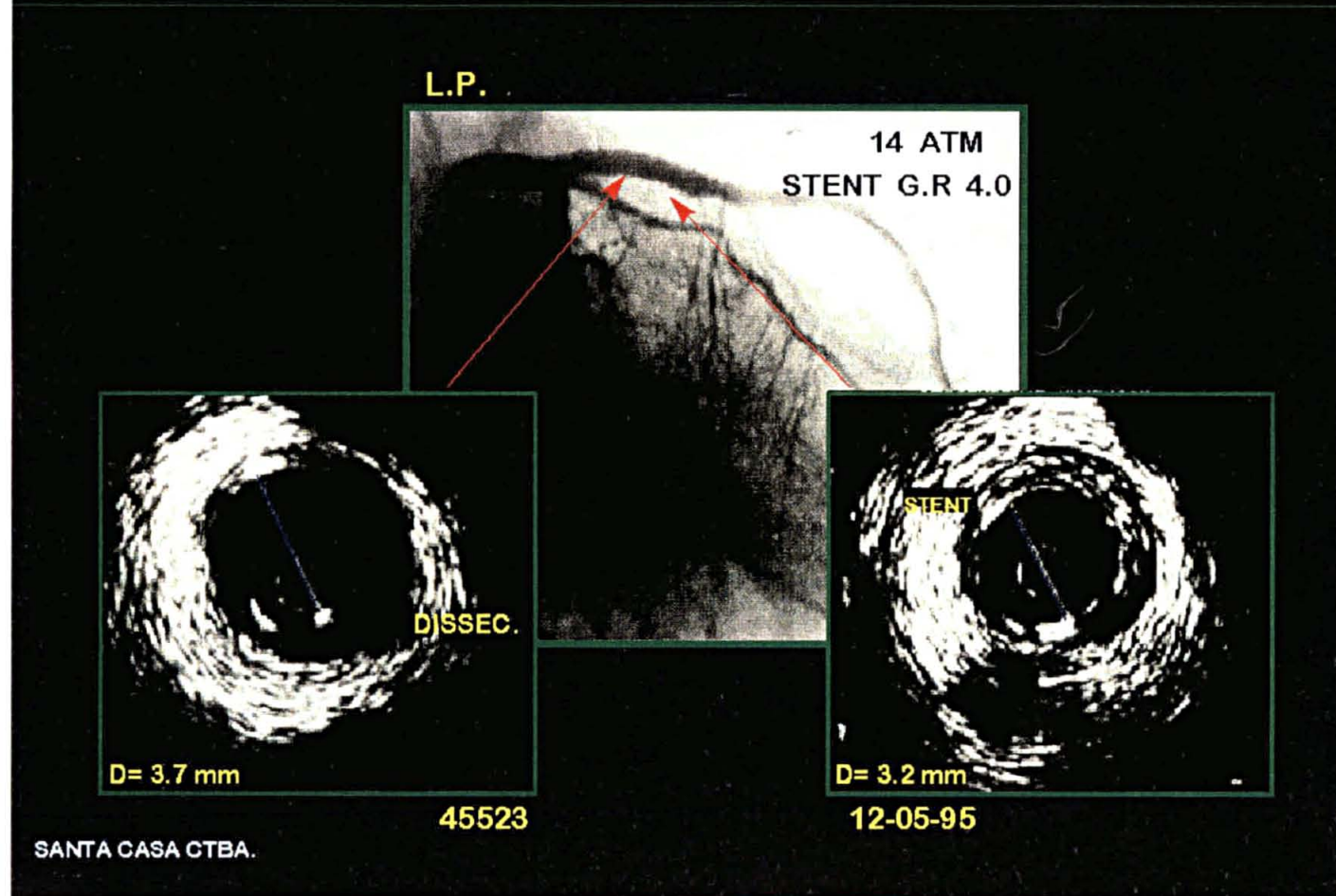


FIGURA 20 a. PÓS IMPLANTE, EXPANSÃO INADEQUADA.

REINTERVENÇÃO

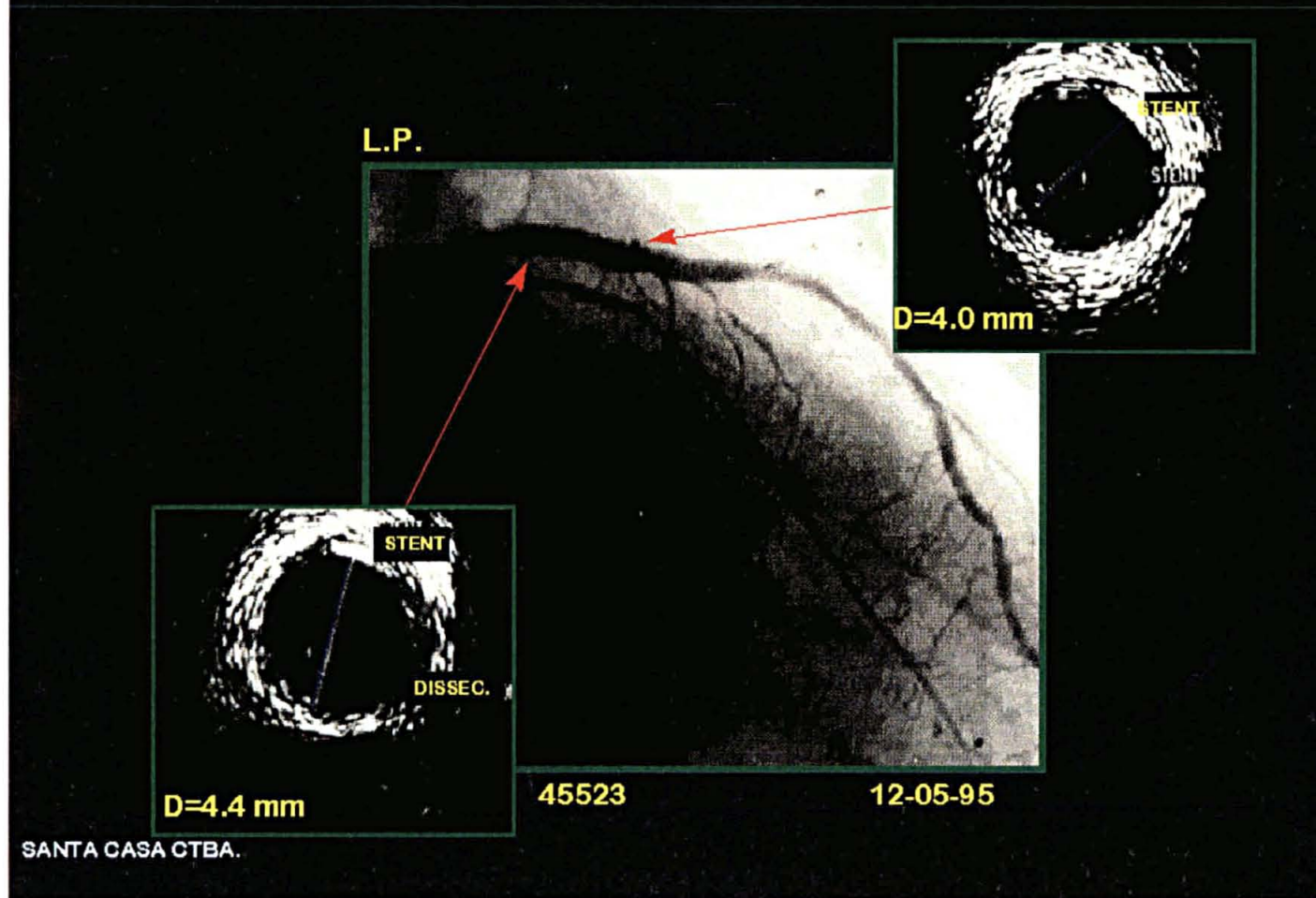


FIGURA 20 b. RESULTADO FINAL.

**ANEXO 2 - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO NÃO
REINTERVIDO**

QUADRO A2 - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO NÃO REINTERVIDO

PACIENTE	IDADE	SEXO	CLÍNICA	ARTÉRIA	EXTENSÃO ⁽¹⁾	TIPO DE LESÃO	IAM PRÉ	REESTE NOSE	CIRURGIA PRÉ	FATORES DE RISCO ⁽²⁾					
										HAS	DB	HF	TAB	DL	OB
01	LSS	62	M	AE3	DA	M	B2	x	x	-	-	-	-	-	-
02	MP	66	M	AE2	DA	U	B1	-	-	-	-	-	-	-	-
03	CO	44	M	API	DA	U	B2	x	-	-	x	-	x	x	-
04	LL	52	M	A	CD	U	B1	-	-	-	-	-	-	-	-
05	DW	64	M	API	CX	U	B1	x	-	-	x	-	x	x	-
06	MS	59	M	API	CD	M	B2	-	x	-	x	-	x	-	-
07															
08	IC	73	M	A	CD	U	B2	x	x	-	-	-	-	-	-
09	AA	65	M	AE3	DA	M	B2	-	-	-	-	-	-	-	-
10	SW	65	M	AE2	CD	M	B1	x	-	-	x	-	x	x	-
11	SC	71	M	AI	BY	M	C	-	-	x	x	-	x	-	x
12	EB	55	M	AE2	CX	M	B1	x	x	-	-	-	-	-	-
13	RC	41	M	AE3	DA	M	C	x	x	x	x	-	x	x	x
14	AS	46	M	A	CX	M	B2	-	-	-	x	-	-	x	x
15	AR	51	M	A	DA	U	B2	-	-	-	x	-	x	-	x
16															
17	FG	63	F	AI	DA	U	B2	x	x	-	x	-	x	-	x
18															
19	GL	65	M	IC2AE2	BY	M	B2	-	-	-	x	-	x	-	-
20															
21	SP	50	F	AE2	DA	U	B2	-	-	-	-	-	-	-	-
22															
23	ML	78	F	AE3	CD	U	B1	-	-	-	x	-	-	-	x
24	JD	53	M	AI	DA	U	B1	-	-	-	-	-	-	x	x
25	AF	54	M	AI	DA	M	B2	x	-	-	-	-	-	x	x
26	HB	83	M	A	CD	M	B1	x	-	-	x	-	x	-	-
27															
28	LW	53	F	AE3	CD	M	B2	-	x	-	x	-	x	-	x
29	AA	66	M	AE3	DA	M	B2	-	-	-	-	-	-	-	-
30	LA	47	M	AE3	CD	M	B2	-	-	-	-	-	x	x	x
31	OM	80	M	AE3	DA	U	B2	x	x	-	-	-	-	-	-
32	CH	65	M	A	DA	M	C	x	-	x	x	-	x	-	-
33	JD	49	M	API	CD	M	B2	x	-	-	x	-	-	-	-
34	NB	64	M	AI	CX	M	B2	-	-	x	-	-	x	-	x
35	GA	63	M	AE2	DA	U	C	-	-	-	-	-	x	-	x
36	RC	73	M	AE2	DA	U	B2	x	-	-	-	-	x	x	-
37	AF	52	M	AE3	DA	U	B2	-	-	-	x	-	-	-	x
38	CL	50	M	AE3	DA	M	B2	x	-	-	x	-	-	x	-
39	LM	51	M	AE3	BY	M	C	-	-	x	x	-	x	-	x

(1) Extensão: U = Uniarterial; M = Multiarterial.

(2) Fatores de Risco: HAS = Hipertensão; DB = Diabetes; HF = História Familiar; TAB = Tabagismo; DL = Dislipidemia; OB = Obesidade.

QUADRO A2A - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO NÃO REINTERVIDO - CONCLUSÃO

PACIENTE	AVALIAÇÃO ⁽¹⁾			RESULTADO ⁽²⁾			REFERÊNCIA ⁽¹⁾				STENT		ULTRA-SOM		BALÃO		OCCLUSÃO HOSPITALAR	ÓBITO	ELETIVO		
	DL		AL	Ina	Inc	Dis	Diâmetro		AL	AV	%	Nº	Tipo	Pré	Pós	PÓS STENT					
	Min	Max					Min	Max								Nº				ATM	
01	LSS	2,8	3,4	9,8	-	-	-	3,6	3,8	14,4	14,4	0,0	3,5	GR	N	N	3,5	16	-	-	S
02	MP	3,5	3,7	9,9	-	-	-	4,1	4,1	10,4	19,2	45,5	3,5	PS	N	N	3,5	14	-	-	S
03	CO	3,3	3,4	8,9	-	-	-	4,0	4,2	13,5	13,5	0,0	3,5	GR	S	N	4,0	14	-	-	S
04	LL	4,0	4,5	12,2	-	-	-	3,9	4,0	16,4	16,4	0,0	3,5	GR	N	N	3,5	14	-	-	S
05	DW	3,3	3,6	10,9	-	-	-	4,6	4,6	17,0	17,0	0,0	3,0	GR	N	N	3,5	16	-	-	OCL
06	MS	3,6	3,7	11,4	-	-	-	4,2	4,3	16,8	16,8	0,0	3,5	GR	N	N	4,0	14	-	-	S
07		3,6	3,7	11,4	-	-	-	4,2	4,3	16,8	16,8	0,0	3,5	GR	N	N	4,0	14	-	-	S
08	IC	4,2	4,5	13,6	-	-	-	4,1	4,3	13,0	13,0	0,0	3,5	GR	S	N	3,5	18	-	-	S
09	AA	3,0	3,2	7,4	-	-	-	3,0	3,0	4,9	7,9	37,8	3,0	GR	S	N	3,0	14	-	-	DISS D
10	SW	3,5	4,1	11,0	-	-	-	4,3	4,5	11,7	15,8	25,7	4,0	PS	S	N	4,0	18	-	-	S
11	SC	3,3	3,4	7,4	-	-	-	3,7	3,7	7,3	14,6	49,7	3,5	GR	N	N	3,5	16	-	-	S
12	EB	2,6	2,7	6,1	-	-	-	3,5	3,7	9,9	9,9	0,0	3,0	PS	S	N	3,0	17	-	-	S
13	RC	3,2	3,4	9,2	-	-	-	4,0	4,3	12,7	18,2	30,0	3,5	GR	N	N	3,5	14	-	-	S
14	AS	3,6	4,1	11,8	-	-	-	4,6	4,7	15,3	18,4	16,9	3,0	GR	S	N	3,0	14	-	-	S
15	AR	2,5	2,9	5,6	-	-	-	3,4	3,5	6,8	12,0	43,8	3,5	GR	S	N	3,5	17	-	-	S
16		2,5	2,9	5,6	-	-	-	3,4	3,5	6,8	12,0	43,8	3,5	GR	S	N	3,5	17	-	-	S
17	FG	3,2	3,4	6,9	-	-	-	3,7	3,8	6,3	12,9	51,1	3,5	GR	S	N	3,5	18	-	-	S
18		2,9	3,9	9,7	-	-	-	3,7	3,8	6,3	12,9	51,1	3,0	GR	S	N	3,0	18	-	-	S
19	GL	4,1	4,5	7,8	-	-	-	4,5	4,8	16,6	16,6	0,0	4,0	GR	N	N	4,5	18	-	-	S
20		4,1	4,5	7,8	-	-	-	4,5	4,8	16,6	16,6	0,0	4,0	GR	N	N	4,5	18	-	-	S
21	SP	3,3	3,3	7,7	-	-	-	3,7	3,7	8,2	9,9	17,8	4,0	PS	S	N	4,0	16	-	-	S
22		3,3	3,3	7,7	-	-	-	3,7	3,7	8,2	9,9	17,8	3,5	PS	S	N	4,0	16	-	-	S
23	ML	3,2	5,0	15,2	-	-	-	5,6	6,2	26,5	34,1	24,3	4,0	GR	N	N	4,0	16	-	-	S
24	JD	3,4	3,4	10,5	-	-	-	4,3	4,5	12,5	17,8	29,7	4,0	GR	S	N	4,0	18	-	-	S
25	AF	3,2	3,5	8,6	-	-	-	3,2	3,2	7,0	10,1	30,9	3,5	GR	S	N	3,5	18	-	-	S
26	HB	3,7	3,7	14,2	-	-	-	3,8	4,0	11,5	13,6	15,2	4,0	GR	S	N	4,0	20	-	-	S
27		3,7	3,7	14,2	-	-	-	3,8	4,0	11,5	13,6	15,2	4,0	PS	S	N	4,0	20	-	-	S
28	LW	3,1	3,4	9,5	-	-	-	4,4	4,7	12,0	17,8	32,0	3,5	PS	N	N	3,5	17	-	-	S
29	AA	2,7	3,4	7,1	-	-	-	2,8	3,0	5,2	7,9	33,9	3,0	GR	S	N	3,0	14	-	-	S
30	LA	3,6	4,0	10,4	-	-	-	4,1	4,1	12,4	14,5	15,0	4,0	PS	S	N	4,5	14	-	-	S
31	OM	4,1	4,3	11,4	-	-	-	4,2	4,6	10,1	21,4	52,7	4,0	PS	N	N	4,0	18	-	-	S
32	CH	4,1	4,3	15,3	-	-	-	4,4	4,5	17,1	17,1	0,0	4,0	GR	N	N	4,0	15	-	-	S
33	JD	4,0	4,0	12,1	-	-	-	3,6	3,6	11,1	12,1	8,3	6,0	BL	S	N	4,0	18	-	-	S
34	NB	3,0	3,4	8,3	-	-	-	3,6	4,4	13,0	13,0	0,0	3,5	PS	S	N	3,5	16	-	-	S
35	GA	3,4	4,1	11,0	-	-	-	3,4	3,4	9,2	9,2	0,0	4,0	PS	N	N	4,0	20	-	-	S
36	RC	2,8	3,2	6,6	-	-	-	3,8	3,9	9,2	14,1	34,6	3,5	GR	N	N	3,5	14	-	-	S
37	AF	3,2	3,9	10,2	-	-	-	3,9	4,1	11,4	15,7	27,6	4,0	PS	N	N	4,0	18	-	-	S
38	CL	2,6	3,3	7,1	-	-	-	2,8	2,8	6,4	6,4	0,0	3,5	PS	S	N	3,5	16	-	-	S
39	LM	3,0	3,0	7,6	-	-	-	3,2	3,6	9,2	9,2	0,0	4,5	WS	S	N	3,5	14	-	-	S

NOTA: Em todos os pacientes foi realizada a Avaliação Angiográfica Visual.

(1) Avaliação obtida no Stent e na Referência: DL = Diâmetro Luminal; AL = Área Luminal; AV = Área do Vaso; % = Relação entre as áreas.

(2) Resultado: Ina = Inadequado; Inc = Incompleto; Dis = Dissecção.

ANEXO 3 - DADOS REFERENTES AOS PACIENTES DO GRUPO REINTERVIDO

QUADRO A3 - DADOS REFERENTES AO GRUPO DE PACIENTES REINTERVIDOS

PACIENTE	IDADE	SEXO	CLÍNICA	ARTÉRIA	EXTEN- SÃO ⁽¹⁾	TIPO DE LESÃO	IAM PRÉ	REESTE NOSE	CIRURGIA PRÉ	FATORES DE RISCO ⁽²⁾						STENT		ULTRA-SOM		BALÃO PÓS- STENT		OCCLUSÃO HOSPITA- LAR	ÓBITO	ELETIVC
										HAS	DB	HF	TAB	DL	OB	Nº	Tipo	Pré	Pós	Nº	ATM			
01	LB	65	M	AI	BY	M	C	x	-	x	-	-	-	-	-	3,0	GR	N	S	3,5	16	-	-	S
02	LM	52	M	A	CD	M	B2	x	x	-	-	-	-	-	-	3,0	GR	S	N	3,5	14	-	-	S
03	RS	74	M	AE2	DA	M	B1	-	x	-	-	-	-	x	-	3,0	GR	N	S	3,0	16	-	-	S
04	AB	50	M	A	BY	M	C	x	-	x	-	-	x	-	-	4,0	GR	N	N	4,0	16	-	-	S
05																4,0	GR	N	N	4,0	16	-	-	S
06																4,0	GR	N	N	4,0	16	-	-	S
07	ST	68	M	AI	CX	M	B1	-	-	-	-	-	-	-	-	3,0	GR	N	N	3,0	14	-	-	S
08	EB	69	M	A	CD	M	B1	-	-	-	-	-	-	-	-	3,5	GR	N	N	3,5	16	-	-	S
09	MN	66	F	AE3	DA	M	B1	x	-	-	-	-	-	-	-	3,5	GR	N	S	3,5	18	-	-	S
10	AS	37	M	A	CD	U	B2	-	-	-	-	x	x	x	-	4,0	GR	S	N	4,0	16	-	-	S
11	LP	64	M	AI	DA	M	B2	x	-	-	-	-	-	-	-	4,0	GR	S	S	4,0	16	-	-	S
12	DC	70	M	AI	CD	M	B2	-	-	-	-	-	-	-	-	3,5	GR	S	S	3,5	18	-	-	S
13	EL	74	M	AI	BY	M	C	-	-	x	-	-	-	-	-	4,0	GR	N	N	4,5	20	-	-	S
14	AC	61	M	A	CD	U	B2	x	x	-	-	-	-	-	-	4,0	GR	S	N	4,0	18	-	-	S
15	AX	63	M	AE2	CD	M	B2	-	-	-	-	-	-	-	-	3,5	GR	N	N	3,5	24	-	-	S
16	AL	66	M	AI	CD	M	B2	-	-	-	-	x	-	-	-	4,0	GR	N	N	4,0	18	-	-	DissD
17	GS	39	M	AE3	DA	M	B2	x	x	-	-	-	-	-	-	3,5	PS	S	N	3,5	18	-	-	S
18	HD	83	M	AE2	CX	M	B1	-	-	-	-	x	-	-	-	3,5	GR	S	N	3,5	18	-	-	S
19	NB	41	M	API	DA	U	B2	-	-	-	-	-	-	-	-	3,5	PS	S	N	3,5	12	-	-	S
20	RP	61	M	AE3	CD	M	B2	x	x	-	-	-	-	-	-	4,0	GR	N	N	4,0	16	-	-	S
21	SS	48	M	API	DA	U	B2	x	-	-	-	-	-	-	-	3,5	GR	S	N	3,5	14	-	-	S
22	NB	77	M	AE2	CD	M	B2	-	-	x	-	-	-	-	-	3,5	GR	N	N	3,5	12	-	-	S
23	NG	67	M	A	DA	U	B2	-	-	-	-	x	x	-	-	4,0	GR	S	S	4,0	16	-	-	S
24	RR	66	M	AE2	DA	U	B2	-	-	-	-	x	-	-	-	3,5	PS	S	S	3,5	12	-	-	S
25	AS	63	M	API	DA	U	B2	x	-	-	-	-	-	-	-	3,0	PS	S	S	3,0	14	-	Súbita	S
26	MM	63	M	A	CD	M	B1	-	-	-	-	-	-	-	x	3,5	GR	S	N	3,5	14	S	-	OP ATC
27	JS	64	M	A	DA	M	B2	-	-	-	-	x	x	-	-	3,5	GR	S	N	3,5	14	-	-	S
28	FM	57	M	AE3	DA	U	B2	-	-	-	-	x	-	-	-	4,0	GR	S	S	4,0	16	-	-	S
29	CC	71	M	AE3	CD	M	B2	-	-	-	-	x	-	-	-	3,5	GR	N	S	3,5	18	-	-	S
30	MH	70	F	AE4	DA	U	B2	-	-	-	-	-	x	-	-	3,5	PS	S	S	3,5	14	-	-	S
31	AK	68	F	AE3	CD	M	B2	-	-	-	-	x	-	-	-	3,5	GR	N	N	3,5	17	-	-	S
32																3,5	GR	N	N	3,5	17	-	-	S
33																3,5	GR	N	N	3,5	17	-	-	S
34	HC	63	M	AE3	TRE	M	B2	-	-	x	-	-	-	-	x	3,0	PS	N	N	4,0	14	-	-	S
35	HB	50	M	AI	DA	M	C	x	-	-	-	x	-	-	-	3,5	PS	S	S	3,5	14	-	-	S
36	CD	59	M	AI	DA	M	C	x	-	-	-	x	-	-	-	4,0	PS	N	S	4,0	12	-	-	S
37	JS	48	M	AE2	DA	U	B1	-	-	-	-	x	-	-	-	3,5	PS	S	N	3,5	12	-	-	S
38	UM	74	F	AE3	DA	U	B2	-	-	-	-	-	-	-	x	4,0	PS	S	S	4,0	12	-	-	S
39	CA	78	M	AI	DA	M	C	x	-	-	-	-	-	x	-	4,5	WS	N	S	3,5	12	-	-	S
40	NV	62	M	AI	BY	M	C	x	-	x	-	-	-	x	-	3,5	GR	N	S	3,5	14	-	-	S
41	JC	74	M	AE3	BY	M	C	x	-	x	-	-	-	-	-	4,0	PS	N	N	4,5	16	-	-	S
42																4,0	GR	N	N	4,5	16	-	-	S
43	NV	62	M	AI	BY	M	C	x	-	x	-	-	-	x	-	3,5	BL	S	N	3,5	12	-	-	S
44	CT	69	F	AI	CD	M	B1	-	-	-	-	x	-	-	-	3,0	GR	N	S	3,0	12	-	-	S
45	EP	81	M	AE3	BY	M	C	-	-	x	-	-	-	-	-	5,5	WS	S	N	4,0	12	-	-	S
46	AF	54	M	AI	CX	U	B2	-	x	-	-	-	-	-	-	4,0	GR	S	S	4,0	12	-	-	S
47	OC	42	M	AE3	BY	M	C	-	-	x	-	-	-	-	-	4,0	GR	N	N	5,0	12	-	-	S

NOTA: Em todos os pacientes foi realizada a Avaliação Angiográfica Visual.

(1) Extensão: U = Uniarterial; M = Multiarterial.

(2) Fatores de Risco: HAS = Hipertensão; DB = Diabetes; HF = História Familiar; TAB = Tabagismo; DL = Dislipidemia; OB = Obesidade.

QUADRO A3A - DADOS REFERENTES AO GRUPO DE PACIENTES REINTERVIDOS - CONCLUSÃO

PACIENTE	AVALIAÇÃO ⁽¹⁾			RESULTADO ⁽²⁾			REFERÊNCIA ⁽¹⁾				AVALIAÇÃO REINTERVENÇÃO ⁽³⁾			REINTERVENÇÃO		SITUAÇÃO DO BALÃO E DA PRESSÃO UTILIZADOS NA REINTERVENÇÃO		
	DL		AL	Ina	Inc	Dis	Diâmetro		AL	AV	%	DL		AL	Nº		ATM	
	Min	Max					Min	Max				Min	Max					
01	LB	2,7	2,9	6,2	-	x	-	3,1	3,6	10,3	10,3	0,0	3,3	3,4	8,2	3,5	16	Mesmo balão , mesma pressão
02	LM	2,8	2,6	5,4	-	x	90°	3,9	4,0	16,4	16,4	0,0	-	-	-	3,5	14	Mesmo balão ; mesma pressão
03	RS	2,6	3,7	8,7	x	x	-	3,8	3,9	9,6	14,4	33,2	3,4	3,7	10,7	3,0	16	Mesmo balão , mesma pressão
04	AB	3,4	3,6	9,5	x	-	-	3,5	3,5	9,1	13,1	29,4	-	-	-	4,0	16	Mesmo balão , mesma pressão
05		3,8	4,2	13,4	-	x	-	3,5	3,5	9,1	13,1	29,4	-	-	-	4,0	16	Mesmo balão , mesma pressão
06		3,6	3,7	11,7	-	x	-	3,5	3,5	9,1	13,1	29,4	-	-	-	4,0	16	Mesmo balão , mesma pressão
07	ST	2,7	2,9	5,9	x	x	-	2,7	3,0	6,2	6,2	0,0	-	-	-	3,0	14	Mesmo balão , mesma pressão
08	EB	3,0	3,3	7,6	-	x	-	3,5	3,5	13,1	13,1	0,0	3,4	3,8	11,4	3,5	16	Mesmo balão , mesma pressão
09	MN	3,0	3,0	6,5	x	x	-	3,5	3,6	10,3	10,3	0,0	3,1	3,1	7,6	3,5	18	Mesmo balão , mesma pressão
10	AS	3,2	3,4	14,9	x	-	45°	4,0	4,2	7,7	17,9	56,7	-	-	-	4,0	16	Mesmo balão , mesma pressão
11	LP	3,7	4,1	12,9	-	-	100°	4,0	4,1	9,5	16,2	41,5	3,9	4,8	15,6	4,0	14	Mesmo balão , mesma pressão
12	DC	3,1	3,4	8,8	-	x	-	4,3	4,6	11,7	15,8	25,7	4,2	4,3	13,9	3,5	18	Mesmo balão , mesma pressão
13	EL	4,3	4,7	18,5	-	-	180°	5,9	6,6	18,7	31,3	40,4	-	-	-	4,5	20	Mesmo balão , mesma pressão
14	AC	2,0	2,2	4,4	-	x	-	4,8	5,5	15,8	24,8	36,0	-	-	-	4,0	18	Mesmo balão , mesma pressão
15	AX	2,6	2,8	5,6	-	x	-	3,0	3,0	7,3	7,3	0,0	-	-	-	3,5	24	Mesmo balão , mesma pressão
16	AL	3,0	3,6	7,8	-	x	-	4,5	4,5	14,3	18,4	22,2	-	-	-	4,0	18	Mesmo balão , mesma pressão
17	GS	3,0	3,3	8,5	-	-	45°	3,2	3,3	8,2	9,3	11,6	-	-	-	3,5	18	Mesmo balão , mesma pressão
18	HD	2,8	2,8	6,2	-	x	-	3,1	3,2	8,3	12,8	27,7	-	-	-	3,5	18	Mesmo balão , mesma pressão
19	NB	3,3	3,4	8,5	-	x	-	3,8	4,1	12,7	12,7	0,0	-	-	-	3,5	12	Mesmo balão , mesma pressão
20	RP	5,4	5,7	23,3	-	x	45°	4,3	4,5	16,5	31,3	47,2	-	-	-	4,0	18	Balão igual, maior pressão
21	SS	2,8	2,9	6,4	x	x	-	3,0	3,3	4,4	7,2	38,9	-	-	-	3,5	16	Balão igual, maior pressão
22	NB	3,3	3,3	8,9	-	x	45°	3,9	4,2	11,0	17,1	35,6	-	-	-	3,5	12	Balão igual, maior pressão
23	NG	3,1	3,4	8,7	-	x	-	4,2	4,4	14,9	14,9	0,0	3,6	4,4	12,4	4,0	17	Balão igual, maior pressão
24	RR	3,0	3,2	8,5	x	x	-	3,7	3,8	12,0	12,0	0,0	3,4	3,6	9,1	3,5	18	Balão igual, maior pressão
25	AS	2,2	2,6	4,3	-	x	-	2,7	2,8	6,2	6,2	0,0	2,6	3,0	5,0	3,0	16	Balão igual, maior pressão
26	MM	2,8	3,1	8,2	-	x	-	3,2	3,2	5,4	14,6	63,0	-	-	-	3,5	18	Balão igual, maior pressão
27	JS	3,3	3,4	8,3	x	-	-	3,5	3,5	7,7	10,4	26,7	-	-	-	3,5	16	Balão igual, maior pressão
28	FM	3,0	3,5	6,8	x	x	-	3,7	4,2	10,6	17,4	39,0	3,6	3,9	12,0	4,0	22	Balão igual, maior pressão
29	CC	3,4	3,4	8,7	-	x	-	4,0	4,2	7,3	17,7	59,1	3,5	3,8	9,4	3,5	20	Balão igual, maior pressão
30	MH	2,8	3,3	7,3	x	-	-	3,4	3,6	8,9	14,3	51,6	3,4	3,6	9,5	3,5	20	Balão igual, maior pressão
31	AK	3,2	3,3	9,7	-	x	90°	3,4	3,7	6,1	13,5	55,0	-	-	-	3,5	20	Balão igual, maior pressão
32		3,2	3,3	9,7	-	-	-	3,4	3,7	6,1	13,5	55,0	-	-	-	3,5	20	Balão igual, maior pressão
33		3,2	3,3	9,7	-	-	-	3,4	3,7	6,1	13,5	55,0	-	-	-	3,5	20	Balão igual, maior pressão
34	HC	4,5	4,7	18,6	x	-	-	3,6	4,4	13,0	13,0	0,0	-	-	-	4,0	17	Balão igual, maior pressão
35	HB	3,1	3,5	6,7	x	-	-	2,8	3,5	9,2	9,2	0,0	3,5	3,5	9,9	3,5	16	Balão igual, maior pressão
36	CD	3,3	3,5	6,0	-	x	-	4,3	4,4	8,3	19,9	58,0	4,2	4,3	9,3	4,0	14	Balão igual, maior pressão
37	JS	3,1	3,2	7,5	x	-	-	3,3	3,8	12,7	12,7	0,0	-	-	-	3,5	14	Balão igual, maior pressão
38	UM	3,6	3,6	10,6	-	x	-	3,9	4,1	13,7	13,7	0,0	3,6	3,9	11,4	4,0	16	Balão igual, maior pressão
39	CA	2,7	3,1	6,7	-	x	-	3,3	3,4	9,0	9,0	0,0	3,0	3,2	7,5	3,5	16	Balão igual, maior pressão
40	NV	2,6	2,8	5,4	-	x	-	3,8	3,8	12,6	12,6	0,0	3,0	3,2	7,6	3,5	16	Balão igual, maior pressão
41	JC	3,1	3,8	9,6	-	x	-	4,9	5,1	19,2	19,2	0,0	-	-	-	5,0	16	Balão maior, mesma pressão
42		3,1	3,8	9,6	-	-	-	4,9	5,1	19,2	19,2	0,0	-	-	-	5,0	16	Balão maior, mesma pressão
43	NV	2,9	3,1	7,9	-	x	-	3,3	3,7	9,6	9,6	0,0	-	-	-	4,0	12	Balão maior, mesma pressão
44	CT	2,6	3,0	6,3	-	x	-	3,3	3,4	8,7	11,3	22,5	2,6	3,3	6,7	3,5	14	Balão maior, pressão maior
45	EP	3,2	3,4	7,8	-	x	-	3,6	4,0	13,2	13,2	0,0	-	-	-	4,5	16	Balão maior, pressão maior
46	AF	3,6	4,4	12,3	-	x	-	4,5	4,8	17,7	17,7	0,0	4,5	5,2	17,8	4,5	14	Balão maior, pressão maior
47	OC	4,0	5,1	17,5	x	x	-	5,0	5,9	23,1	27,6	16,3	-	-	-	5,0	14	Novo Stent

(1) Avaliação e Referência: DL = Diâmetro Luminal; AL = Área Luminal; AV = Área do Vaso; % = Relação entre as áreas.

(2) Resultado: Ina = Inadequado; Inc = Incompleto; Dis = Dissecção.

(3) Avaliação da Reintervenção: DL = Diâmetro Luminal; AL = Área Luminal.

ANEXO 4 - RESULTADOS ESTADÍSTICOS

QUADRO 13 - CARACTERÍSTICAS DOS PACIENTES DOS GRUPOS NÃO REINTERVIDO E REINTERVIDO

CARACTERÍSTICAS	NÃO REINTERVIDO (n = 33)		REINTERVIDO (n = 42)		TOTAL (n = 75)	
	Número	%	Número	%	Número	%
SEXO						
• Masculino	29	87,9	37	88,1	66	88,0
• Feminino	04	12,1	05	11,9	09	12,0
IDADE						
• Média \pm desvio padrão	59,8 \pm	10,7	62,7 \pm	11,2	61,4 \pm	11,0
• Mínima e máxima	41,0 e	83,0	37,0 e	83,0	37,0 e	83,0
CLÍNICA						
• Assintomático	06	18,2	08	19,0	14	18,7
• Angina Estável	17	51,5	18	42,9	35	46,7
• Grau II	06	18,2	06	14,3	12	16,0
• Grau III	11	33,3	11	26,2	22	29,4
• Grau IV	-	-	01	2,4	01	1,3
• Angina Instável	05	15,2	13	31,0	18	24,0
• Angina Pós-Infarto	04	12,1	03	7,1	07	9,3
• Insuficiência Cardíaca ⁽¹⁾	01	3,0	-	-	01	1,3
ARTÉRIA						
• By-Pass	03	9,1	08	19,0	11	14,7
• Circunflexa	04	12,1	03	7,1	07	9,3
• Coronária Direita	09	27,3	13	31,0	22	29,3
• Descendente Anterior	17	51,5	17	40,5	34	45,4
• Tronco	-	-	01	2,4	01	1,3
OCLUSÃO HOSPITALAR						
	-	-	01	2,4	01	1,3
MORTALIDADE						
	-	-	01	2,4	01	1,3

(1) Insuficiência cardíaca com angina estável de grau II.

QUADRO 14- CARACTERÍSTICAS DOS STENTS UTILIZADOS NOS GRUPOS NÃO REINTERVIDO E REINTERVIDO

CARACTERÍSTICAS	NÃO REINTERVIDO (n = 39)		REINTERVIDO (n = 47)		TOTAL (n = 86)	
	Número	%	Número	%	Número	%
TIPO DO STENT						
• <i>Bucheler-Lavine</i> (BL)	01	2,6	01	2,1	02	2,3
• <i>Gianturco Roubin</i> (GR)	24	61,5	33	70,2	57	66,3
• <i>Palmaz-Shatz</i> (PS)	13	33,3	11	23,4	24	27,9
• <i>Wallstent</i> (WS)	01	2,6	02	4,3	03	3,5
ULTRA-SOM						
• Pré						
• Não	17	43,6	25	53,2	42	48,8
• Sim	22	56,4	22	46,8	44	51,2
• Pós						
• Não	39	100,0	28	59,6	67	77,9
• Sim	-	-	19	40,4	19	22,1
ELETIVO						
• Não	02	5,1	02	4,2	04	4,6
• Oclusão	01	2,6	01	2,1	02	2,3
• Dissecção	01	2,5	01	2,1	02	2,3
• Sim	37	94,9	45	95,8	82	95,4
RESULTADO (EXPANSÃO)⁽¹⁾						
• Inadequado	-	-	14	29,8	14	16,3
• Incompleto	-	-	34	72,3	34	39,5
• Dissecção	-	-	08	17,0	08	9,3
• 45°	-	-	04	8,5	04	4,6
• 90°	-	-	02	4,3	02	2,3
• 100°	-	-	01	2,1	01	1,2
• 180°	-	-	01	2,1	01	1,2

(1) Mais de um resultado (expansão) foi observado por *stent*.

QUADRO 15 - RESULTADO DO TESTE APLICADO NA ANÁLISE OBJETIVA E NA ANÁLISE SUBJETIVA

VARIÁVEIS	RESULTADO DO TESTE	TESTE APLICADO	VALOR TABELADO	SIGNIFICÂNCIA
ANÁLISE OBJETIVA				
• Número do <i>Stent</i> x Diâmetro de Referência				
• Mínimo	0,447	t de Student	2,021 (0,05)	NS
• Máximo	-1,270	t de Student	2,021 (0,05)	NS
ANÁLISE SUBJETIVA				
• Número do <i>Stent</i> x Diâmetro de Referência				
• Mínimo	-2,720	t de Student	2,704 (0,01)	S
• Máximo	-3,978	t de Student	3,551 (0,001)	S

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 BENENATI, J.F. Intravascular ultrasound : the role in diagnostic and therapeutic procedure. **Radiol.Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 33, n. 1, p 31-50, 1995.
- 2 BOM, N.; LANCEE, C. T.; VAN EGMOND, F.C. An ultrasonic intracardiac scanner. **Ultrasonics**, Amsterdam, v. 10, p. 72-76, 1972.
- 3 CLARKSON, T.B.; PRITCHARD, R.W.; MORGAN, T.M. ET AL. Remodeling of coronary arteries in human and nonhuman primates. **Jama**, Chicago, v. 271, p. 289-294, 1994.
- 4 COLOMBO, A. et al. Intracoronary stenting without anticoagulation accomplished with intravascular ultrasound guidance. **Circulation**, Dallas, v. 91, n. 6, p. 1676-1688, 1995.
- 5 DAVIDSON, C. J. et al. Intravascular ultrasound versus digital subtraction angiography : a human in vivo comparison of vessel size and morphology. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 16, p. 633-636, 1990.
- 6 DETRE, K. M. et. al. Coinvestigators of the National Heart Lung and Blood Institute's percutaneous transluminal coronary angioplasty registry : incidence and consequences of periprocedural occlusion : The 1985-1986 National Heart Lung and Blood Institute's Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty Registry. **Circulation**, Dallas, v. 82, p. 739-750, 1990.
- 7 DOTTER, T. C. Transluminal placed coilspring endarterial tube grafts : longterm patency in canine popliteal artery. **Invest. Radiology**, Easton, v. 4, p. 329-332, 1969.
- 8 FISCHMAN, D. L. et al. A randomized comparison of coronary stent placement and balloon angioplasty in the the treatment of coronary artery disease. **N. Engl. J. Med.**, Boston, v. 331, n.8, p. 496-501, 1994.

- 9 FITZGERALD, P. J. et al. Intravascular ultrasound imaging of coronary arteries : is three layers the norm? **Circulation**, Dallas, v. 86, n. 1, p. 154-158, 1992.
- 10 FITZGERALD, P. J. et al. Calcium location within plaque as a predictor of atherectomy tissue retrieval : an intravascular ultrasound study. **Circulation**, Dallas, v.86, n. 4, suppl., p. I-516, 1992.
- 11 FITZGERALD, P. J.; PORTS T. A.; YOCH P. G. Contribution of localized calcium deposits to dissection after angioplasty : an observational study using intravascular ultrasound. **Circulation**, Dallas, v. 86, n. 1, p. 64 - 70, 1992.
- 12 GARRAT, K. N. et al. Restenosis after directional coronary atherectomy : difference between primary atheromatous and restenosis lesions and influence of subintimal tissue resection. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York v. 16, p. 1665 - 1671, 1990.
- 13 GE, J. et al. Comparison of intravascular ultrasound and angiographi in the assessment of miocardial bridging. **Circulation**, Dallas, v. 89, n. 4, p. 1725-1732, 1994.
- 14 GLAGOV, S. et al. Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. **N. Engl. J. Med.**, Bosoton, v. 316, n. 22, p. 1371-1375, 1987.
- 15 GOAR, F. G. S. et al. Detection of coronary atherosclerosis in young adult hearts using intravascular ultrasound. **Circulation**, Dallas, v. 86, n. 3, p. 756-763, 1992.
- 16 GOLDBERG, S. et al. Can intravascular ultrasound improve coronary stent deployment? **Circulation**, Dallas, v.88, p.I-597, 1993.
- 17 THE GUIDE TRIAL INVESTIGATORS UNIVERSITY OF CALIFORNIA, SAN FRANCISCO AND STANFORD UNIVERSITY, C.A. Discrepancies between angiographic and intravascular ultrasound appearance of coronary lesions undergoing intervention. A report of phase I of the "GUIDE" trial. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 21, n. 2, p. 118A, 1993.

- 18 THE GUIDE TRIAL INVESTIGATORS UNIVERSITY OF CALIFORNIA, SAN FRANCISCO AND STANFORD UNIVERSITY, C.A. Lumen enlargement following angioplasty is related to plaque characteristics. A report from the "Guide" trial. **Circulation**, Dallas, v. 86, n. 4, supl 1, p. I-531, 1992.
- 19 GUSSEMHOVEN, E. J. et al. Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging : an in vitro study. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 14, p. 947-952, 1989.
- 20 HAUSMANN, D. et al. The safety of intracoronary ultrasound, a multicenter survey of 2207 examinations. **Circulation**, Dallas, v. 91, n. 3, p. 623-30, 1995.
- 21 HERMILLER, J. B. et al. In vivo validation of compensatory enlargement of atherosclerotic coronary arteries. **Am J. Cardiol.**, New York, v.71, p. 665-668, 1993.
- 22 HONYE, J. Morphological effects os coronary balloon angioplasty in vivo assessed by intravascular ultrasound imaging. **Circulation**, Dallas, v. 85, n. 3, p. 1012-1025, 1992.
- 23 JAEGERE, P. de et al. Update on intracoronary stenting and randomized clinical trials. In: SECOND THORAXCENTER COURSE ON CORONARY STENTING. Rotterdam, 1995. P.200-212.
- 24 JAIN, S. P. et al. Predictors of restenosis : a morphometric and quantitative evaluation by intravascular ultrasound. **Am. Heart J.**, St. Louis, v. 128, n. 4, p. 664-673, 1994.
- 25 JOHNSON, D. E. et al. Transplant coronary artery disease : histopathologic correlations with angiographic morphology. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 17, p. 449-457, 1991.
- 26 LEE, D. Y. et al. Effect of intracoronary ultrasound imaging on clinical decision making. **Am. Heart J.**, St. Louis, v. 129, n. 6, p. 1084-1093, 1995.
- 27 MALLERY, J. A. et al. Assessment of normal and atherosclerotic arterial wall thickness with an intravascular ultrasound imaging catheter. **Am. Heart J.**, St. Louis, v. 119, n. 6, p. 1392-1400, 1990.

- 28 MATAR, F. A. et al. Multivariate predictors of intravascular ultrasound end points after directional coronary atherectomy. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 25, n. 2, p. 318-324, 1995.
- 29 MEYER, C. R.; CHIANG, E. H.; FECHNER, K. P. Feasibility of high resolution intravascular ultrasonic imaging catheters. **Radiology**, Easton, v. 168, p. 113-116, 1988.
- 30 MINTZ, G. S. et al. Target lesion calcification in coronary artery disease : an intravascular ultrasound study. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 20, n. 5, p. 1149-1155, 1992.
- 31 MINTZ, G. S. et al. The influence of pre-intervention intravascular ultrasound imaging on subsequent transcatheter treatment strategies. **Circulation**, Dallas, v. 88, n. 4, p. I-597, (abstract) 1993.
- 32 MINTZ, G. S. et al. Intravascular ultrasound predictors of angiographic restenosis. **Circulation**, Dallas, v. 88, n. 4, p. I-598, (abstract) 1993.
- 33 MINTZ, G. S. et al. Three-dimensional intravascular ultrasonography : reconstruction of endovascular stents in vitro and in vivo. **J. Clin. Ultrasound**, New York, v. 21, n. 9, p. 609-615, 1993.
- 34 MINTZ, G. S. et al. Intravascular ultrasound evaluation of the effect of rotational atherectomy in obstructive atherosclerotic coronary artery disease. **Circulation**, Dallas, v. 86, n. 5, p. 1383-1393, 1992.
- 35 MINTZ, G. S. et al. Patterns of calcification in coronary artery disease, a statistical analysis of intravascular ultrasound and coronary angiography in 1155 lesions. **Circulation**, Dallas, v. 91, n. 7, p.1959-1965, 1995.
- 36 NAKAMURA, S. et al. Intracoronary ultrasound observations during stent implantation. **Circulation**, Dallas, v. 89, n.5, p. 2026-2034, 1994.
- 37 NG, K. H. et al. Arterial imaging with a new forward-viewing intravascular ultrasound catheter, II. **Circulation**, Dallas, v. 89, p. 718-723, 1994.
- 38 NISHIMURA, R. A. et al. Intravascular ultrasound imaging : in vitro validation and pathologic correlation. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 16, n. 1, p. 145-154, 1990.

- 39 NISSEN, S. E. et al. Application of a new phased-array ultrasound imaging catheter in the assessment of vascular dimensions : in vivo comparison to cineangiography. **Circulation**, Dallas, v. 81, n. 2, p. 660-666, 1990.
- 40 NISSEN, S. E. et al. Intravascular ultrasound assessment of lumen size and wall morphology in normal subjects and patients with coronary artery disease. **Circulation**, Dallas, v. 84, n. 3, p.1087-1099, 1991.
- 41 OMOTO, R. Intracardiac scanning of the heart with aid of ultrasonic intravenous probe. **Jpn. Heart J.**, Tokyo, v.8, p.569-581, 1967.
- 42 PALMAZ, J.C. et al. Expandable intraluminal graft: preliminary study. Work in progresse. **Radiology**, Easton, v. 156, p. 73-77, 1985.
- 43 PEPINE, C. J. et al. Coronary artery stents. ACC expert consensus document. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 28, n. 3, p. 782-794, 1996.
- 44 RICHARDSON, P. D.; DAVIES, M. J.; BORN G. V R. Influence of plaque configuration and stress distribution on fissuring of coronary atherosclerotic plaques. **Lancet**, London, v. 2, p. 941-944, 1989.
- 45 RYAN, T. J.; et al. Guidelines for percutaneous transluminal coronary angioplasty: a report of the American College of cardiology/ American Heart Assciation Task Force on Assessment of Diagnostic and Therapeutic Cardiovascular Procedures (Subcommittee on percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty). **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 12, p. 529-545. 1988.
- 46 SCHATZ, R. et al. Clinical experience with the Palmaz-Schatz coronary stent: initial results of a multicenter study. **Circulation**, Dallas, v.83, n. 1, p.148-161, 1991.
- 47 SERRUYS, P. W. et al. A comparison of balloon expandable stent implantation with baloon angioplasty in patients with coronary artery disease. **New Engl. J. Med.**, Boston, v.331, p. 489-495, 1994.
- 48 SERRUYS, P.W. et al. Quantitative follow after placement of a self expanding coronary stent. **N. Engl. J. Med.**, Boston, v. 324, p. 13-17, 1991.
- 49 SERRUYS, P.W. et al. Quantitative angiography after directional coronary artherectomy. **Br. Heart J.**, Lodon , v. 66, p. 122-129, 1991.

- 50 SIGWART U. et al. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. **N. Engl. J. Med.**, Boston, v. 316, p. 701-706, 1987.
- 51 TOBIS, J. M. et al. Intravascular ultrasound cross-sectional arterial imaging before and after balloon angioplasty in vitro. **Circulation**, Dallas, v. 80, p. 873-882, 1989.
- 52 TOBIS, J. M. et al. Lessons from intravascular ultrasonography : Observations during interventional angioplasty procedures. **J. Clin. Ultrasound**, New York, v. 21, n. 9, p. 589-607, 1993.
- 53 TOBIS, J. M. et al. Intravascular ultrasound imaging of human coronary arteries in vivo : analysis of tissue characterizations with comparison to in vitro histological specimens. **Circulation**, Dallas, v. 83, n. 3, p. 913-926, 1991.
- 54 VLODAVER, Z. et. al. Correlation of the antemortem coronary arteriogram and the postmortem specimen. **Circulation**, Dallas, v. 47, p. 162-169, 1993.
- 55 WALLER, B.F.; PINKERTON, C. A.; SLACK, J. D. Intravascular ultrasound : a histological study of vessels during life. **Circulation**, Dallas, v. 85, n. 6, p. 2305-2310, 1992.
- 56 WALLER, B. F. Anatomy, histology, and pathology of the major epicardial coronary arteries relevant to echocardiographic imaging techniques. **J. Am. Soc. Echocardiogr.**, St. Louis, v. 2, p. 232-252, 1989.
- 57 WALLER, B. F. Crackers, breakers, stretchers, drillers, scrapers, shavers, burners, welders and melters: The future treatment of atherosclerotic coronary artery disease? A clinical-morphologic assessment. **J. Am. Coll. Cardiol.** New York, v.13, p. 969-987, 1989.
- 58 WALLER, B. F. The eccentric coronary atherosclerotic plaque : Morphologic observations and clinical relevance. **Clin. Cardiol.**, MahWah, v. 12, p. 14-20, 1989.
- 59 WALLER, B. F. Coronary anatomy and pathology: What the angiogram does not reveal. In: YOCK, P. G. ;TOBIS, J. M. **Intravascular Ultrasound Imaging**. New York : Churchill Livingstone, 1992. p. 17-34.

- 60 WONG, C. B. et al. Segmental analysis of coronary arteries with equivalent plaque burden by intravascular ultrasound in patients with and without angiographically significant coronary artery disease. **Am. J. Cardiol.**, New York, v. 76, p. 598-601, 1995.
- 61 YOCK, P. et al. Intravascular two-dimensional catheter ultrasound : Initial clinical studies. **Circulation**, Dallas, v.78, n.4, p.II-21(abstract).
- 62 YOCK, P.G. et al. Intravascular ultrasound : clinical applications. February 26,1995 Washington, DC. Copyright by CVIS, 1994. p. 1-18
- 63 YOCK, P. G. et al. Initial trials of a combined ultrasound imaging mechanical atherectomy catheter. **J. Am. Coll. Cardiol.**, New York, v. 15, p. 17A, (abstract) 1990.
- 64 YOCK, P. G. et al. TIntravascular ultrasound guidance during atherectomy. In: YOCK, P.G.; TOBIS, J. M. **Intravascular Ultrasound Imaging**. New York : Churchill Livingstone, 1992. p. 149-159.
- 65 YOCK, P. G.; LINKER, D. T.; ANGELSEN, B, A. Two-dimensional intravascular ultrasound : technical development and initial clinical experience. **J. Am. Soc. Echocardiogr.**, St. Louis, v.2, p. 296-304, 1989.