

**EVERLI PINHEIRO DE SOUZA GONÇALVES GOMES**

**Avaliação anatômica de artérias coronárias humanas por  
ressonância magnética, ultra-som intravascular  
e anatomia patológica “in vitro”**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da  
Universidade de São Paulo para obtenção do  
Título de Doutor em Ciências.

Área de concentração: Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Luiz Antonio Machado César

**São Paulo**

**2008**

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

Preparada pela Biblioteca da  
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Gomes, Everli Pinheiro de Souza Gonçalves

Avaliação anatômica de artérias coronárias humanas por ressonância magnética, ultra-som intravascular e anatomia patológica "in vitro" / Everli Pinheiro de Souza Gonçalves Gomes. -- São Paulo, 2008.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Departamento de Cardio-Pneumologia.

Área de concentração: Cardiologia.

Orientador: Luiz Antonio Machado César.

Descritores: 1.Vasos coronários/lesões 2.Aterosclerose 3.Imagem por ressonância magnética 4.Ultra-sonografia 5.Histologia 6.Estudo comparativo

USP/FM/SBD-265/08

## **Dedicatória**

A **Deus** por ter me dado saúde e sabedoria.

Aos meus queridos e amados pais, **Antonio** e **Durvalina**, pela dedicação, amor e carinho com que me cercaram ao longo de toda minha vida.

Ao meu amado e querido esposo **Nelson** pelo carinho, apoio e estímulo para superar os momentos mais difíceis, fazendo-me acreditar na vitória.

À minha amada e adorada filha **Carolina**, razão da minha vida, pela compreensão e carinho durante toda esta dura trajetória.

A todos os **meus familiares**, em especial à minha irmã **Edna**, pelo carinho, amizade e apoio nesta difícil jornada.

## **Agradecimentos**

Ao **Prof. Dr. Luiz Antonio Machado César**, orientador e idealizador desta tese, pela presença, paciência e competência dedicadas durante a execução deste estudo.

Ao **Prof. Dr. Carlos Eduardo Rochitte** pelo entusiasmo, paciência e apoio no desenvolvimento deste estudo.

Ao **Dr. Paulo Sampaio Gutierrez** pela paciência e dedicação durante toda esta difícil jornada.

Ao **Dr. Pedro Lemos** pelo suporte técnico e científico dispendidos.

Ao **Dr. Caio de Brito Vianna** e **Dra Teresa Cristina Barbosa Ferreira da Silva** pela amizade, carinho, paciência e dedicação em todos os momentos.

Aos colegas **Dr. Luiz Francisco de Ávila** e **Dr. José Rodrigues Parga Filho** pela amizade e apoio científico em alguns momentos críticos.

A todos os funcionários da Unidade de informações Médico-Hospitalares, em especial ao **Sr. Wallace Fernandes**, pelo auxílio na consulta de dados do arquivo médico .

A todos os funcionários da patologia, em especial a **Severino Sebastião de Souza** e **Solange Aparecida Consorte** pela rapidez e eficiência.

A **Suely Aparecida Palomino** e **Gerson Lilá Ramos** por sua amizade e disposição em momentos difíceis.

Às funcionárias da hemodinâmica **Patricia Gomes Pereira** e **Paula Carvalho Campos** pela amizade e dedicação.

Às secretárias **Elisabete Forte** e **Lenira Cipriano** pela amizade e carinho.

A **Neusa Rodrigues Dini**, **Juliana Lattari Sobrinho** e **Eva Malheiros Guiss de Oliveira**, da coordenação de pós-graduação, sempre atenciosas, solícitas e prestativas.

Aos **pacientes e familiares**, pois sem estes nada disto teria sido possível.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

À **FAPESP – Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, por conceder suporte financeiro para o desenvolvimento deste projeto científico.

Ao **Instituto do Coração- InCor- HCFMUSP** pela oportunidade de uma formação técnico-científica.

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 2ª ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2005.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus.

## Sumário

Lista de símbolos .....	viii
Lista de siglas .....	ix
Lista de tabelas.....	x
Lista de figuras.....	xi
Resumo .....	xiv
<i>Summary</i> .....	xv
1. INTRODUÇÃO .....	1
1.1 Doença coronária e cinecoronariografia .....	2
1.2 Novos métodos.....	4
1.3 Ultra-som intracoronário .....	5
1.4 Ressonância Magnética .....	9
2. OBJETIVO .....	14
3. MÉTODOS .....	16
3.1 Desenvolvimento do método .....	17
3.2 Aspectos clínicos .....	20
3.3 Material.....	21
3.4 Ultra-som intravascular das coronárias .....	24
3.5 Ressonância Magnética .....	28
3.6 Estudo Anatomopatológico.....	34
3.7 Análise Estatística .....	38
4. RESULTADOS .....	40
5. DISCUSSÃO .....	66
6. CONCLUSÃO.....	76
7. ANEXOS.....	78
8. REFERÊNCIAS .....	93

## Lista de Símbolos

cm	Centímetros
KHz	Kilohertz
min	Minutos
mm	Milímetros
mm/s	Milímetros por segundo
mmHg	Milímetros de mercurio
ms	Milisegundos
T	Tesla
(°)	Ângulo
n	Número de seqüência de echo
F	French



## **Lista de Siglas**

OMS	Organização Mundial de Saúde
USP	Universidade de São Paulo
InCor	Instituto do Coração
HC	Hospital das Clínicas
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

## Lista de Tabelas

Tabela 1 -	Características clínicas dos pacientes .....	21
Tabela 2 -	Índices e métodos para análise dos cortes das artérias na RM .....	33
Tabela 3-	Valores do Coeficiente de Pearson .....	39
Tabela 4 -	Resultado da análise de correlação entre a anatomia patológica e os dois métodos e entre ambos .....	43
Tabela 5 -	Resultado da análise de correlação entre a Anatomia Patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria DA.....	58
Tabela 6 -	Resultado da análise de correlação entre a Anatomia Patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria CD .....	59
Tabela 7 -	Resultado da análise de correlação entre a Anatomia Patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria CX .....	60
Tabela 8 -	Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos .....	61
Tabela 9 -	Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria DA.....	62
Tabela 10 -	Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria CD.....	63
Tabela 11 -	Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria CX.....	64

## Lista de Figuras

Figura 1 -	Esquema do aparelho utilizado para a fixação das coronárias sob perfusão .....	23
Figura 2 -	Foto do aparelho de fixação das coronárias .....	23
Figura 3 -	Fotos das artérias coronárias fixadas e dissecadas: CD e CE (TCE, DA e CX) .....	24
Figura 4 -	Foto do aparelho de UIV .....	25
Figura 5 -	Foto do cateter de UIV .....	25
Figura 6 -	“Ilustração esquemática” do posicionamento e da rotação do cateter de UIV .....	25
Figura 7 -	Imagem de artéria coronária circunflexa ao UIV Galaxy Boston Cientific .....	27
Figura 8 -	Imagem obtida através do UIV Galaxy Boston Cientific: diâmetros e áreas de artéria circunflexa .....	27
Figura 9 -	Imagem bidimensional localizatória pela RM sem saturação de gordura .....	29
Figura 10 -	Imagem bidimensional localizatória pela RM com saturação de gordura .....	29
Figura 11 -	Imagem bidimensional de artéria coronária à RM com saturação de gordura .....	30
Figura 12 -	Imagem localizatória de identificação das artérias coronárias à RM .....	31
Figura 13 -	Imagem de reformatação curva da artéria coronária direita à RM .....	31
Figura 14 -	Imagem em eixo curto obtida pela reformatação curva da artéria circunflexa (DminL e DmaxL) .....	32
Figura 15 -	Imagem em eixo curto obtida pela reformatação curva da artéria circunflexa (MaDV, MeDV, EminP e EmaxP) .....	32
Figura 16 -	Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500 ® (área da luz de arteria descendente anterior) .....	36

Figura 17 - Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500 ® (área total do vaso de artéria descendente anterior) .....	36
Figura 18 - Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500 ® diâmetros (MaDV, MeDV, DminL, DmaxL, EminP e EmaxP) de artéria descendente anterior .....	37
Figura 19 - Imagem da lâmina de artéria coronária direita ocluída na coloração de Verhoeff.....	37
Figura 20 - Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - AP x RM.....	44
Figura 21 - Método de Bland & Altman Plot: ATV - AP x RM .....	44
Figura 22 - Coeficiente de correlação de Pearson: AL- AP x RM .....	45
Figura 23 - Método de Bland & Altman Plot: AL- AP x RM .....	45
Figura 24 - Coeficiente de correlação de Pearson: EminP - AP x RM .....	46
Figura 25 - Método de Bland & Altman Plot: EminP - AP x RM .....	47
Figura 26 - Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - AP x UIV .....	48
Figura 27 - Método de Bland & Altman Plot: ATV - AP x UIV .....	48
Figura 28 - Coeficiente de correlação de Pearson: MaDV - AP x UIV .....	49
Figura 29 - Método de Bland & Altman Plot: MaDV - AP x UIV .....	49
Figura 30 - Coeficiente de correlação de Pearson: MeDV - AP x UIV .....	50
Figura 31 - Método de Bland & Altman Pplot: MeDV - AP x UIV .....	50
Figura 32 - Coeficiente de correlação de Pearson: DminL AP x UIV .....	51
Figura 33 - Método de Bland & Altman Plot: DminL - AP x UIV .....	52
Figura 34 - Coeficiente de correlação de Pearson: EmaxP AP x UIV .....	52
Figura 35 - Método de Bland & Altman Plot: EmaxP - AP x UIV .....	53
Figura 36 - Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - RM x UIV.....	54
Figura 37 - Método de Bland & Altman Plot: ATV - RM x UIV.....	54
Figura 38 - Coeficiente de correlação de Pearson: AL - RM x UIV .....	55
Figura 39 - Método de Bland & Altman Plot: AL - RM x UIV .....	55
Figura 40 - Coeficiente de correlação de Pearson: EminP RM x UIV .....	56

Figura 41 - Método de Bland & Altman: EminP - RM x UIV .....	57
Figura 42 - Coeficiente de correlação de Pearson: EmaxP - RM x UIV .....	57
Figura 43 - Método de Blandn & Altman Plot: EmaxP - RM x UIV .....	58
Figura 44 - Imagens de um mesmo segmento de artéria circunflexa (Cx3a) ao ultra-som intravascular, à ressonância magnética e histologia .....	65

## Resumo

Gomes, EPSG. *Avaliação anatômica de artérias coronárias pela ressonância magnética, ultra-som intravascular e anatomia patológica "in vitro"* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2008. 107 p.

**INTRODUÇÃO:** A avaliação da morfologia das artérias coronárias é objeto de interesse dentro do desenvolvimento de uma melhor qualidade de imagem que possibilite um diagnóstico fidedigno das lesões coronárias. Para isso, estudos com ressonância magnética (RM) e ultra-som intravascular coronário (UIV) tem se desenvolvido na tentativa de mensurar e caracterizar melhor a doença coronária "in vivo". **OBJETIVO:** Determinar a capacidade da ressonância magnética em detectar alterações na luz e na parede das artérias coronárias com aterosclerose, tendo como padrões o ultra-som intracoronário e a anatomia patológica. **MÉTODOS:** Estudamos 13 corações de pacientes, falecidos por infarto do miocárdio. Os corações foram fixados com solução de formol a 10% sob perfusão com pressão constante de 80 mmHg. Em seguida as artérias coronárias interventricular anterior, direita e circunflexa esquerda foram dissecadas, preservando-se a adventícia e parte da aorta. As seguintes medidas foram feitas: área total do vaso (ATV), área da luz (AL), maior (MaDV) e menor (MeDV) diâmetro do vaso, diâmetro mínimo (DminL) e máximo (DmaxL) da luz do vaso e espessura mínima (EminP) e máxima (EMaxP) da parede pelos seguintes métodos: UIV, RM e anatomia patológica (AP). Foram analisadas 38 artérias, correspondendo a 355 segmentos arteriais. Utilizamos em média os 3 primeiros centímetros de cada artéria, e em cada centímetro foram avaliados 3 segmentos: proximal, médio e distal. As medidas obtidas nos 3 métodos foram comparadas através do teste de correlação de Pearson e método de Bland Altman Plot. As comparações entre os 3 métodos, pelas suas respectivas médias e desvios padrão, foram realizadas pela análise de variância para medidas repetidas. **RESULTADOS:** As médias das variáveis na RM, UIV e AP foram respectivamente: ATV  $15,46 \pm 4,83$ ,  $13,86 \pm 5,20$  e  $11,87 \pm 4,57$ ; MaDV  $4,75 \pm 0,84$ ,  $4,40 \pm 0,87$  e  $4,18 \pm 0,87$ ; MeDV  $4,23 \pm 0,73$ ,  $3,75 \pm 0,72$  e  $3,48 \pm 0,70$ ; AL  $5,59 \pm 2,93$ ,  $6,86 \pm 3,18$  e  $5,57 \pm 2,46$ ; DmiL  $2,54 \pm 0,64$ ,  $2,55 \pm 0,57$  e  $2,32 \pm 0,52$ ; DmaxL  $3,07 \pm 0,65$ ,  $3,34 \pm 0,76$  e  $3,04 \pm 0,83$ ; EminP  $0,76 \pm 0,25$ ,  $0,38 \pm 0,18$  e  $0,34 \pm 0,17$ ; EmaxP  $1,11 \pm 0,39$ ,  $0,88 \pm 0,37$  e  $0,90 \pm 0,48$ . As correlações com maior significância foram: 1. APxRM: ATV e AL ( $r=0,767$  e  $r=0,805$ ); 2. RMxUIV ATV e AL ( $r=0,836$  e  $r=0,770$ ); 3. APxUIV ATV e MeDV ( $r=0,89$  e  $r=0,692$ ). As variáveis que tiveram melhor correlação foram a ATV, MaDV, MeDV e AL nos 3 métodos. A EminP e EmaxP tiveram fraca correlação. As médias das variáveis DminL e DmáxL nos 3 métodos foram muito próximas. Na variável ATV notamos que a média superestimou a medida do vaso. **CONCLUSÃO:** A RM correlacionou-se com o UIV para a maioria das medidas, em especial: ATV, MaDV, MeDV, AL e DmaxL. As medidas nesses 2 métodos se correlacionaram em menor intensidade com a AP, sendo nesta sempre com valores menores. Assim, a RM pode vir a ser método fidedigno para o diagnóstico e prognóstico na doença aterosclerótica coronariana, na dependência do desenvolvimento tecnológico permitindo maior rapidez na aquisição de imagens.

**Descritores:** 1.Vasos coronários/lesões 2.Aterosclerose 3.Imagem por ressonância magnética 4.Ultra-sonografia 5.Histologia 6.Estudo comparativo

## Summary

Gomes, EPSG. *Anatomical evaluation of human coronary arteries by magnetic resonance, intravascular ultrasound and pathological anatomy "in vitro"* [thesis]. São Paulo: "Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo"; 2008. 107 p.

**INTRODUCTION:** Numerous studies in the area of image have been conducted to evaluate the morphology of the coronary arteries. Major technical advances have provided better image quality that allows a reliable diagnosis of coronary lesions. For this, studies with cardiovascular magnetic resonance (CMR) and coronary intravascular ultrasound has been developed in an attempt to better measure and characterize coronary heart disease "in vivo". **PURPOSE:** To determine the capacity of CMR to detect changes in the lumen and the wall of the coronary arteries caused by atherosclerosis, using as references intravascular ultrasound (IVUS) and pathology measurements. **METHODS:** We examined 13 hearts of patients that died of myocardial infarction. The hearts were fixed with formalin solution to the 10% with constant pressure of 80 mmHg. Then the left anterior descending (LAD), left circumflex (LCx) and right coronary (RCA) arteries were dissected from the the aorta and epicardial fat and isolated as pathological specimens. The arteries were analyzed by CMR, IVUS and pathology and the images were subjected to analysis of the following parameters: total vessel area (TVA), lumen area (LA), major (MaVD) and minor vessel diameter (MiVD), minor (MiLD) and major lumen diameter (MaLD), minor (MiWT) and major wall thickness (MaWT). We analyzed the entire 355 arterial segments, using at least the first proximal 2 cm, in most cases 3 cm or more of each artery. In every centimeter we measured the parameters of the proximal, mid and distal segments. The measures obtained in the three methods were compared using Pearson correlation and the method of Bland and Altman plot. Comparisons among the three methods, by their respective averages and standard deviations, were carried out by analysis of variance with repeated measures. **RESULTS:** Measures in CMR, IVUS e PA were as follow respectively: TVA  $15.46 \pm 4.83$ ,  $13.86 \pm 5.20$  and  $11.87 \pm 4.57$ ; MaVD  $4.75 \pm 0.84$ ,  $4.40 \pm 0.87$  and  $4.18 \pm 0.87$ ; MeVD  $4.23 \pm 0.73$ ,  $3.75 \pm 0.72$  and  $3.48 \pm 0.70$ ; LA  $5.59 \pm 2.93$ ,  $6.86 \pm 3.18$  and  $5.57 \pm 2.46$ ; MiLD  $2.54 \pm 0.64$ ,  $2.55 \pm 0.57$  and  $2.32 \pm 0.52$ ; MaLD  $3.07 \pm 0.65$ ,  $3.34 \pm 0.76$  and  $3.04 \pm 0.83$ ; MiWT  $0.76 \pm 0.25$ ,  $0.38 \pm 0.18$  and  $0.34 \pm 0.17$ ; MaWT  $1.11 \pm 0.39$ ,  $0.88 \pm 0.37$  and  $0.90 \pm 0.48$ . The best correlations were: 1. PAxCMR: TVA and LA ( $r=0.767$  and  $r=0.805$ ); 2. CMRxIVUS: TVA and LA ( $r=0.836$  and  $r=0.770$ ); 3. PAxIVUS: TVA and MiVD ( $r=0.89$  and  $r=0.692$ ). The variables that have shown the best correlations were TVA, MaVD, MiVD and LA in the 3 methods. The MiWT and MaWT had a weak correlation. The averages of variables MiLD and MaLD in the 3 three methods were very similar. **CONCLUSION:** CMR correlated well with IVUS for the majority of measures done and in especial for TVA, LA, MaVD, MiVD and MaLD. Measures in both methods had lower correlation with pathology that showed the lower values of all. As a perspective CMR may be a reliable method for measuring coronary artery dimensions, depending on new technical development for faster image acquirer.

Descriptors: 1. Coronary vessels/injuries 2. Atherosclerosis 3. Magnetic resonance imaging 4. Ultrasonography 5. Histology 6. Comparative study

# 1. Introdução

---



## 1.1 - Doença Coronária e Cinecoronariografia

A doença arterial coronária (DAC) é a principal causa mortis no mundo ocidental. Mundialmente, a prevalência de doenças relacionadas à aterosclerose cresce rapidamente, atingindo proporções epidêmicas nos países desenvolvidos. No Brasil, a DAC também é uma das mais freqüentes causas de óbito e geradora de altos custos devido a internações hospitalares e consultas médicas<sup>1</sup>. Dados recentes da OMS<sup>2</sup> mostram para este século um grande crescimento no número de casos das doenças cardiovasculares, fundamentalmente nos países em desenvolvimento, nos quais inclui-se o Brasil. O gasto com saúde deverá ser ainda maior nesses países, que são os que têm os menores recursos e menos investem, tanto no diagnóstico quanto no tratamento dessas doenças.

Nossa compreensão da natureza da evolução da aterosclerose ainda é incompleta. O conhecimento de conceitos funcionais como a participação do endotélio na regulação do tônus vascular, atividade antitrombogênica, crescimento vascular e presença de processos inflamatórios ampliou nosso conhecimento sobre a doença<sup>3</sup>; contudo, até hoje a avaliação da anatomia das coronárias e do grau de aterosclerose baseia-se na cineangiocoronariografia contrastada (CINE), considerada método padrão ouro<sup>4</sup>. Além de identificar a presença de doença coronária aterosclerótica, a CINE possibilita a quantificação e a localização das obstruções arteriais

existentes. Há uma boa correlação entre os achados angiográficos e a evolução clínica. Mesmo indivíduos com discretas lesões apresentam pior prognóstico do que indivíduos com coronárias normais<sup>5</sup>. A CINE revela, através da avaliação da luz do vaso, a presença e o grau das obstruções, além de servir de seguimento da DAC em vida. Entretanto, apesar da CINE ser o método mais utilizado para a definição da anatomia coronária “in vivo”, possui deficiências por tratar-se de um luminograma, ou seja, avaliação bidimensional de uma estrutura tridimensional<sup>6</sup>. A principal desvantagem deste método está no fato de ser um procedimento invasivo, fazendo com que sua indicação deva ser precisa. Outras limitações como o uso de contraste nefrotóxico e irradiação também devem ser consideradas. O luminograma pode não ser fidedigno na avaliação da gravidade da doença aterosclerótica. A observação de que a CINE tem baixa sensibilidade para mensurar mudanças no volume da placa e a composição da mesma, levando à incapacidade de determinar o significado funcional de uma lesão, fez com que novas modalidades diagnósticas de imagem surgissem para melhor elucidação destes fatos. Estudos comparativos entre Anatomia Patológica e a CINE mostram que a segunda subestima as lesões em relação aos achados da patologia. Os estudos com necrópsias demonstraram que a doença coronária freqüentemente é difusa e raramente existe um segmento normal ou livre de crescimento de placa<sup>7,8,9,10</sup>. Na camada íntima ocorre acúmulo de componentes celulares, lípidos e matriz extracelular promovendo um progressivo espessamento do lúmen. Outro processo que freqüentemente confunde os achados angiográficos com os

achados em necropsia é o fenômeno de remodelamento arterial, descrito por Glagov<sup>11</sup> em 1987, pelo qual demonstrou-se que os vasos poderiam sofrer um grande aumento do volume da placa aterosclerótica sem estreitamento luminal como resultado de um aumento compensatório da adventícia. Além disso, observa-se muitas vezes que a manifestação clínica de quadros coronarianos agudos independe do grau da obstrução da artéria coronária existente previamente. As placas ateroscleróticas apresentam uma grande heterogeneidade na sua composição, onde aquelas com maiores quantidades de gordura e fina capa fibrosa são consideradas como as mais propensas à ruptura, desencadeando assim as síndromes coronárias agudas<sup>12,13,14</sup>. Dessa forma, é difícil saber, com razoável chance de acerto, qual das placas vistas pela CINE está propensa a se romper. A determinação da importância funcional das lesões é muitas vezes fundamental na definição da conduta clínica<sup>15</sup>.

## **1.2 – Novos Métodos**

As limitações da CINE levaram à pesquisa de novos métodos diagnósticos que identificassem mais precocemente a presença da DAC, mostrassem com maior precisão a evolução das placas ateroscleróticas, o grau de sua vulnerabilidade para romper, identificassem a presença de placas de cálcio, imagens de trombos e que fornecessem medidas das

bordas da lesão e características dos componentes da placa<sup>16,17</sup>. Tais informações poderiam permitir ao médico melhor compreender e tratar quadros clínicos agudos da doença num futuro próximo e atuar na prevenção.

A perspectiva de se obter a avaliação da árvore coronária de forma não invasiva tem sido objeto de pesquisa de vários métodos diagnósticos, assim como as perspectivas de maior precisão diagnóstica, estratificação de risco, avaliação e planejamento terapêutico como instrumento de pesquisa de novos procedimentos têm impellido a área da imagem. Dentre estes métodos, a tomografia computadorizada, a ressonância magnética e o ultra-som intracoronário vêm se destacando<sup>18,19,20,21</sup>.

Tais métodos estão melhorando nosso entendimento sobre a fisiopatologia e o mecanismo do processo aterosclerótico, bem como sua repercussão sobre o vaso sangüíneo. Alguns deles possuem a capacidade de revelar o diâmetro intra-luminal, a espessura da parede vascular e o volume da placa<sup>22</sup>.

### **1.3 – Ultra-som Intracoronário**

Ao contrário da angiografia coronária, que gera imagens planas do lúmen coronariano, o ultra-som intracoronário (UIV) é uma técnica tomográfica invasiva, que permite o estudo “in vivo” da parede vascular, da

luz e de placas de ateromas presentes no vaso, através de um corte de secção transversa. Permite a identificação das características quantitativas e qualitativas dos componentes da placa aterosclerótica<sup>16,17</sup>.

O catéter de ultra-som intracardíaco foi desenvolvido por Bom, em 1971, para a aquisição de imagens de valvas e câmaras intracardíacas.

Em 1988, Yock<sup>23</sup> realizou a primeira aquisição de imagens em vasos humanos. No ano seguinte, foram realizadas as primeiras aquisições de imagens intracoronárias<sup>24</sup>. Em 1991, Yock e Fitzgerald<sup>25</sup> publicaram um trabalho utilizando o ultra-som intracoronário para visualizar detalhadamente o interior dos vasos e otimizar as técnicas de terapêutica invasiva; os resultados foram animadores.

Esta análise tomográfica das camadas arteriais torna o método o mais acurado para análise das dimensões arteriais: mensuração do tamanho, da extensão e da distribuição da placa aterosclerótica, além da sua composição. Esta possibilidade de identificar qualquer placa de ateroma mesmo que não comprometa a luz do vaso permite ao UIV determinar os mecanismos obscuros que provocam a dissociação entre os achados de placas não significativas à angiografia e os eventos coronarianos agudos<sup>26</sup>. O método permite visualizar, na maioria dos vasos, as três camadas arteriais: íntima, média e adventícia. No entanto, em artérias totalmente normais, as camadas íntima e média são microscópicas e de difícil visualização. A primeira camada, a íntima, é fina ( $0,15 \pm 0,07$  mm), e geralmente reflete pouco ultra-som; portanto, não pode ser visualizada como uma camada separada. A túnica média é constituída basicamente por

células musculares lisas com pouco conteúdo colágeno, sendo tipicamente ecoluscente ao ultra-som, ou seja, aparece escura em relação à adventícia. A média aparece como uma camada escura em relação à íntima e à adventícia, e seu grau de espessamento é proporcional ao grau de aterosclerose. A adventícia tem alto conteúdo de colágeno e, por isso, é uma camada ecorefletora ao ultra-som. O seu limite interno, isto é, a transição entre a camada média e a adventícia é bem visível ao ultra-som. Porém, os tecidos periadventiciais confundem-se com os da adventícia por apresentar quantidades semelhantes de colágeno e elastina<sup>27,28</sup>. O ultra-som é capaz de detectar alterações na luz do vaso que, apesar de relativamente pequenas (de 0,5 mm, em média), apresentam impacto clínico significativo. Identifica a presença de cálcio nas placas, imagens de trombos, medidas das bordas da lesão e características dos componentes da placa, ainda que com bastante limitação no que tange à avaliação dos componentes lipídicos em tempo real e “in vivo”<sup>27,29</sup>. Aliado ao doppler, identifica a velocidade do fluxo no local da estenose coronária.

Mintz e Painter<sup>30</sup> avaliaram em estudo 884 lesões em vasos nativos e seus segmentos de referência angiograficamente “normais”, e o ultra-som acusou apenas 6,8% desses segmentos como realmente livres de doença. Jensen mostrou discrepâncias entre os achados ao ultra-som intracoronário e a angiografia em pacientes diabéticos<sup>31</sup>. Por isso, não há correlação linear entre os dois métodos na mensuração dos diâmetros nos segmentos de referência, pois a angiografia sistematicamente subdimensiona o tamanho real do vaso<sup>32</sup>. Entretanto, sua maior limitação está na necessidade de ser

realizado por cateterismo, introduzindo-se o cateter dentro da artéria coronária a ser estudada; mencione-se também o custo de cada exame. No que diz respeito aos riscos, estudos têm demonstrado a segurança do método<sup>33,34</sup>. No início do emprego desta técnica, houve relatos de complicações indesejáveis, tais como isquemia prolongada, espasmo coronário, dissecação arterial e, em raras ocasiões, oclusão do vaso. Essas complicações foram atribuídas ao maior perfil dos primeiros cateteres e ao tempo prolongado para obtenção da imagem. Posteriormente, com o aprimoramento dos cateteres, diminuição do seu perfil, uso de nitroglicerina e heparina pré-intervenção as complicações foram reduzidas. A frequência de complicações varia de 1% a 3%, sendo o espasmo coronariano a mais freqüente; entretanto, responde facilmente à nitroglicerina, sendo a maior complicação a dissecação de artéria, que ocorre em menos de 0,5% dos casos.

Temos disponíveis para o registro das imagens dois sistemas: um eletrônico, no qual o ultra-som é produzido no console principal e transmitido para o interior das coronárias por meio de fibras ópticas, e o outro mecânico, no qual o ultra-som é gerado na extremidade do cateter, que é posicionado no interior dos vasos a serem estudados. Ambos os sistemas geram imagens transeccionais a 360 graus, perpendiculares ao transdutor que se localiza na extremidade do cateter.

Desta forma, o UIV trouxe contribuições importantes para o melhor conhecimento da doença aterosclerótica<sup>35,36</sup>.

## 1.4 - Ressonância Magnética

Juntamente com o UIV a ressonância magnética (RM) é um método que não utiliza radiação ionizante para composição das imagens nem contraste iodado, com a vantagem de não ser invasivo.

O aspecto que mais propriamente diferencia a RM de outras modalidades diagnósticas é o seu princípio de funcionamento. A RM utiliza ondas de radiofrequência para adquirir informações a partir dos núcleos de hidrogênio, não utilizando radiação ionizante. Há uma interação entre os núcleos de átomos de hidrogênio, átomos esses disponíveis em grande quantidade no tecido vivo, que se alinham em relação ao campo magnético gerado e são estimulados temporariamente por ondas de radiofrequência, modificando seu valor de magnetização e refletindo a energia recebida. Tais núcleos comportam-se como uma carga positiva, com rotação ao longo do seu próprio eixo, criando assim um sinal eletromagnético. Além de se alinharem, esses núcleos adotam um movimento de rotação. Por apresentarem esse tipo de movimento, os núcleos passam a ser chamados de “spins”. A frequência de oscilação dos “spins” é conhecida como frequência de Larmor<sup>37</sup>.

Esta energia é captada por antenas de radiofrequência e transformada em sinais que compõem a imagem. Dependendo da programação destas ondas, denominadas seqüências de pulso, formam-se



imagens utilizadas para avaliação completa cardiovascular, quer seja anatômica, funcional ou de viabilidade.

A primeira imagem de uma artéria coronária por RM foi descrita por Wang em 1991<sup>38</sup>. Hoje, as dificuldades técnicas da angiografia coronária por RM ainda são muitas. A obtenção de angiogramas das artérias coronárias, entretanto, ainda tem sido uma tarefa desafiadora devido a uma série de dificuldades como pequeno calibre, trajetos tortuosos e sua movimentação durante os ciclos cardíaco e respiratório. A movimentação cardíaca, de magnitude maior que as dimensões da coronária, produz borramento dos contornos da artéria durante a formação da imagem, comprometendo o diagnóstico<sup>39</sup>. Para compensar esses artefatos, introduziu-se o acoplamento eletrocardiográfico. A aquisição das imagens com maior rapidez e durante uma janela com menor movimentação da coronária durante o ciclo cardíaco permitiu a melhor definição do vaso<sup>38,40,41</sup>. Outro grande obstáculo é a movimentação respiratória, cuja variação pode chegar a 30 mm<sup>42,43</sup>. Para solucionar este obstáculo, tanto as múltiplas apnéias, ou seja, entre 15 e 25 segundos<sup>44</sup>, como a utilização de técnicas conhecidas como “navegador” são utilizadas<sup>45</sup>. A RM tem algumas limitações como em pacientes portadores de arritmia cardíaca, pacientes dispnéicos, com insuficiência cardíaca descompensada ou que sofram de claustrofobia. É contra-indicada em portadores de marcapasso, desfibriladores implantados, cliques cerebrais, implantes oculares ou fragmentos metálicos nos olhos.

O desenvolvimento tecnológico expressivo deste método vem se firmando nos últimos anos como um dos principais exames complementares não invasivos em cardiologia, o que tem levado ao aumento da sua utilização<sup>46,47</sup>. Dentre as suas principais vantagens destacam-se a excelente definição anatômica entre os tecidos, a possibilidade de aquisição e reconstrução tridimensionais, a ausência de radiação ionizante e o uso de contraste não-nefrotóxico, o quelato de gadolínio, já consolidado para angiografia periférica incrementando a qualidade das imagens. Estudos experimentais vêm utilizando outros tipos de agentes paramagnéticos, na tentativa de aumentar a intensidade de sinal e melhorar a qualidade das imagens<sup>48</sup>.

As imagens mais usadas atualmente são as imagens “spin-eco” e imagens gradiente-eco. As primeiras tentativas de obter imagens das coronárias com “spin-eco” mostraram resultados limitados<sup>49,50,51,52</sup>. Estas imagens são estáticas, têm grande capacidade de diferenciar tecidos de estruturas distintas e também podem identificar processos patológicos. São subdivididas em imagens ponderadas em T1 (mais usadas para estudos anatômicos) e imagens ponderadas em T2 (que podem identificar alterações patológicas teciduais)<sup>53</sup>.

As imagens gradiente-eco são muito úteis para os estudos cardiovasculares, uma vez que elas são sensíveis ao movimento e ao fluxo<sup>54</sup>. Outra vantagem da RM é que o plano de imagem não é fixo, isto é, as imagens podem ser feitas no sentido em que melhor expõem a estrutura em estudo<sup>55</sup>.

Apesar do avanço das técnicas de RM para avaliação angiográfica das artérias coronárias, as dificuldades técnicas e necessidade de equipamento e software muito específicos ainda não permitem que o exame tenha uma indicação clínica de rotina<sup>56,57</sup>, embora em situações específicas possa ser usado, como na identificação de anomalias no trajeto e origem das artérias coronárias. Por este motivo, a análise da composição da placa ainda é limitada por causa de problemas qualitativos da imagem adquirida<sup>22,58,59,60,61,62,63</sup>. Esses recursos estão sendo aperfeiçoados com o uso de RM de alta resolução, de contrastes e de reconstruções bi e tridimensionais.

Desde então, o método vem sendo aperfeiçoado na tentativa de se conseguir imagens que permitam uma análise da parede arterial. Estas imagens permitirão que verifiquemos prospectivamente a parede das artérias coronárias e talvez índices possam ser estabelecidos para avaliar a vulnerabilidade de ruptura de uma placa através da sua composição<sup>64</sup>. Portanto, além de informações a respeito da viabilidade miocárdica e anatomia cardíaca, a RM pode nos trazer informações que permitam prever o risco cardiovascular, facilitar estudos de análise da progressão da placa, fornecer dados na avaliação da doença sub-clínica e assintomática e auxiliar na conduta terapêutica e até vir a ser o método de investigação da anatomia coronária do futuro<sup>21,65</sup>. Alguns estudos já foram realizados para análise da angiografia, anatomia e a composição da placa das coronárias através da RM<sup>52,66,67,68</sup>. Fayad e colaboradores foram os primeiros a relatar o potencial da RM na avaliação da parede das coronárias<sup>21,22</sup>. Entretanto, existem vários estudos relacionados com a parede arterial<sup>69,70,71,72,73,74,75</sup>. As

perspectivas de diagnóstico, estratificação de risco, avaliação e planejamento terapêutico ou como instrumento de pesquisa de novos procedimentos têm impelido constantemente a área de imagem. A evolução da RM tem permitido, de forma não invasiva, resultados cada vez mais animadores na avaliação das coronárias, da sua parede e das características qualitativas e quantitativas da placa<sup>57,76</sup>. Entretanto, este método ainda não pode ser considerado como substituto da CINE.

Manninen publicou um estudo correlacionando imagens de ressonância magnética, ultra-som intravascular e Anatomia Patológica em aorta de coelhos<sup>77</sup>. Na literatura não existem estudos de correlação entre esses três métodos em artérias coronárias de humanos “in vitro”. Deste modo, sendo um campo promissor de pesquisa, propusemos o estudo que se segue.

## **2. Objetivo**

---

Comparar a capacidade da ressonância magnética em detectar alterações na anatomia de artérias coronárias de humanos com aterosclerose com imagens obtidas ao ultra-som intracoronário e histopatologia em corações de pacientes com doença coronária conhecida “in vitro”.

## **3. Métodos**

---

### 3.1 - Desenvolvimento do Método

Para que pudéssemos realizar as análises nos 3 métodos tivemos que fazer algumas adaptações no material a ser analisado.

Primeiro, tentou-se realizar o UIV na sala de hemodinâmica, através da injeção de contraste nas artérias, com a finalidade de nos conduzir na passagem do fio-guia e posteriormente do cateter de ultra-som, o que não foi possível como se faz no indivíduo vivo. Então, tentou-se fazer a análise no laboratório de anatomia patológica, colocando o coração no mesmo sistema que foi utilizado para sua fixação. Mantivemos o coração sob perfusão constante com solução salina 0,9%, como substituto do sangue. Contudo, também houve dificuldade na passagem do cateter e no seu deslocamento dentro do vaso, uma vez que o coração fica fixo pela base da aorta, impossibilitando a manipulação e o deslizamento do cateter. Sendo assim, buscou-se uma nova técnica. Realizou-se o corte da ponta do coração e cateterização da coronária retrogradamente, com o coração fixo no mesmo aparelho e em perfusão; porém, as imagens não foram adequadas. Tentamos então fazê-lo com o coração não fixado no aparelho de perfusão, imerso em solução salina, infundindo a mesma solução na artéria de forma contínua com o auxílio de uma seringa. As imagens não foram satisfatórias e a técnica foi muito trabalhosa. Desta forma, fizemos uma nova avaliação com USIV, porém com as artérias dissecadas em bloco, o que propiciou



imagens melhores. Assim, partimos para a análise com a ressonância. Testamos várias bobinas de superfície na tentativa de encontrarmos aquela que permitisse a obtenção de um sinal mais homogêneo em um campo de visão pequeno, com qualidade de imagens. A bobina escolhida foi a bobina temporomandibular.

Em uma primeira etapa fizemos as imagens de ressonância com o auxílio da injeção de gelatina com gadolínio no interior das artérias. Todavia, as imagens obtidas não foram as esperadas, ou seja, obtivemos pouco sinal, pois *in vivo* existem várias estruturas teciduais do coração ricas em núcleos de hidrogênio ao redor das artérias que melhoram a captação do sinal. Por conta disso, optamos por tentar refazê-las com a utilização de parafina líquida misturada com gadolínio na forma de blocos para melhorar a captação do sinal. A parafina histológica é um éster, que possivelmente melhoraria em muito o sinal. Deste modo, fizemos um bloco de parafina misturado com gadolínio, utilizando a parafina líquida aquecida. A princípio o bloco foi feito sem a peça anatômica para tentarmos visualizar a melhora no sinal durante a realização da ressonância. Houve algumas dificuldades técnicas na diluição do gadolínio com a parafina, uma vez que o mesmo tem como veículo de diluição o meio aquoso, diferentemente da parafina, o que foi conseguido somente em altas temperaturas. Após a realização do bloco, este foi colocado no aparelho de ressonância; a não obtenção de sinais satisfatórios levou ao descarte da utilização da parafina.

Optou-se por utilizar novamente solução de gelatina com gadolínio em diferentes concentrações. Para padronização do método e da técnica

programamos a realização de um “phanton” com gadolínio e gelatina com a utilização de 11 tubos de ensaio com diferentes concentrações de gadolínio.

Essas foram colocadas de forma progressiva, de 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%.

Na análise do “phanton” as melhores imagens foram na concentração de 80%, porém ainda com baixo sinal de imagem à ressonância. Contudo, as artérias estariam no seu interior cheias de gelatina com gadolínio; tivemos dificuldades técnicas para a retirada deste material em seu interior, a fim de podermos realizar a ultra-sonografia intravascular ou mesmo a análise histopatológica. Diante disto partimos para uma nova tentativa de realização dos métodos, pois para a realização do UIV na introdução do cateter na artéria às cegas o mesmo pode se desviar para um ramo. Desta forma, nos deparamos com uma grande dificuldade técnica. Para a obtenção de uma melhor imagem, a ressonância necessita de parte da musculatura do coração e da gordura para contraste na imagem, e o ultra-som não é factível se a artéria não estiver dissecada.

Com isso, viabilizamos os dois métodos com uma outra técnica, injetando e embebendo a artéria dissecada em óleo vegetal, tendo como embasamento que a gordura melhora muito o contraste da imagem radiológica na ressonância magnética por ser rica em núcleos de hidrogênio. Realizado um teste de ressonância magnética, o procedimento mostrou-se exitoso, o que permitiu a realização do ultra-som e dispensa do uso de gelatina e gadolínio.

A proposta do estudo foi a submissão das artérias à análise das seguintes medidas: área total do vaso (ATV), área da luz (AL), maior diâmetro do vaso (MaDV), menor diâmetro do vaso (MeDV), diâmetro mínimo da luz (DminL), diâmetro máximo da luz (DmaxL), espessura mínima da parede (EminP) e espessura máxima da parede (EmaxP) nos seguintes métodos: ultra-som intracoronário, ressonância magnética e anatomia patológica. Foram analisados os 3 primeiros centímetros das artérias. Em cada centímetro foram avaliadas três medidas. Os vasos foram medidos na macroscopia a partir do seu início na raiz da aorta. Pela falta de marcadores anatômicos do vaso, optou-se pela medida a partir do óstio da coronária na aorta. As imagens foram pareadas às cegas pela distância partir daí. Foram medidas as áreas e os diâmetros das imagens que corresponderiam à mesma distância do óstio nos 3 métodos. Medimos em cada centímetro 3 medidas: proximal, médio e distal a cada 3,3 mm, aproximadamente.

### **3.2 - Aspectos Clínicos**

Este estudo, pelo fato de ter analisado necrópsia de pacientes falecidos em hospital terciário e portadores de doença coronária aterosclerótica, selecionou pacientes com gravidade e com elevada associação de fatores de risco como hipertensão arterial sistêmica (HAS), diabetes mellitus (DM) e dislipidemia (DLP). Houve predominância do sexo

masculino, com idade média de 68 anos. Seguem na tabela abaixo as características clínicas destes pacientes.

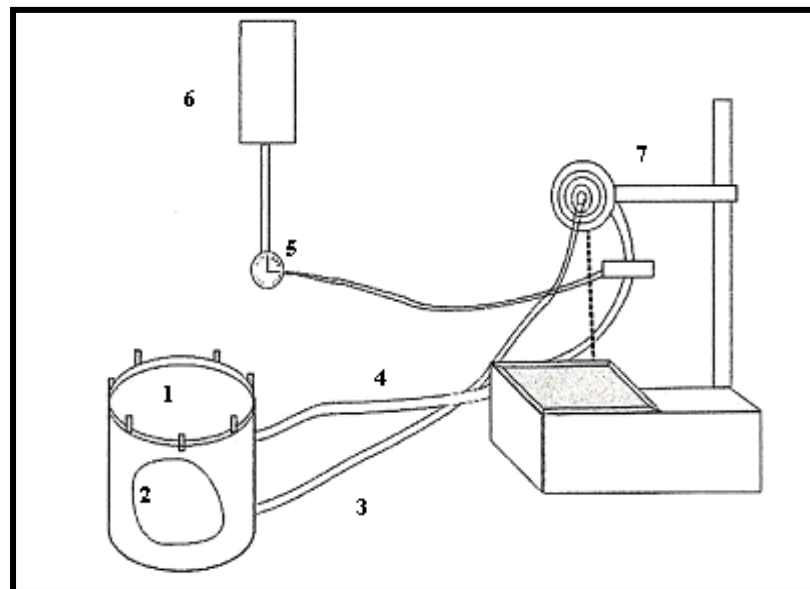
**Tabela 1** - Características clínicas dos pacientes (n =13)

<b>Idade média (anos)</b>	68
<b>Homens (%)</b>	7 (54%)
<b>Mulheres (%)</b>	6 (46%)
<b>HAS (%)</b>	10 (77%)
<b>DM (%)</b>	6 (46%)
<b>DLP (%)</b>	9 (69%)
<b>Tabagismo</b>	7 (54%)
<b>Ex-tabagismo</b>	4 (31%)

### **3.3. - Material**

Foram selecionados treze corações de pacientes cujos óbitos decorreram de infarto do miocárdio. Todos os pacientes tinham idade superior a 18 anos e faleceram no Instituto do Coração (InCor) do Hospital das Clínicas (HC) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP). O termo de consentimento livre e esclarecido foi assinado pelos respectivos familiares, permitindo a realização do estudo com os corações ressecados. O estudo foi aprovado pela comissão científica e pelo comitê de ética desta instituição.

As necropsias foram realizadas no laboratório de Anatomia Patológica desta Instituição. Imediatamente após a necropsia, os corações foram retirados do tórax através de secção nas bases da aorta e artéria pulmonar. O pericárdio foi retirado. Estes corações foram adaptados a um sistema para injeção de solução de formol a 10% sob pressão constante, através de um dispositivo especial criado pelo centro de tecnologia biomédica e de bioengenharia do InCor, para fixação das artérias coronárias sob perfusão. Este dispositivo (figuras 1 e 2) é composto de uma câmara cheia com solução de formol a 10%, na qual se acomoda a peça anatômica. Há dois tubos de borracha, um que se acopla à extremidade da aorta ascendente e o outro a um motor que realiza o bombeamento da solução. O bombeamento é ajustado através de um manômetro e um fluxômetro. A câmara contendo o coração é fechada e introduz-se ar até se obter a pressão de 80 mmHg. Assim, as coronárias são submetidas à pressão constante e a fluxo variável do formol por aproximadamente 2 horas, o que permite a fixação das mesmas com a luz expandida na condição mais próxima da diástole fisiológica. A fixação sob pressão de perfusão das artérias examinadas “post mortem” permitiu que a forma do lúmen fosse mantida a mais próxima possível da condição fisiológica.



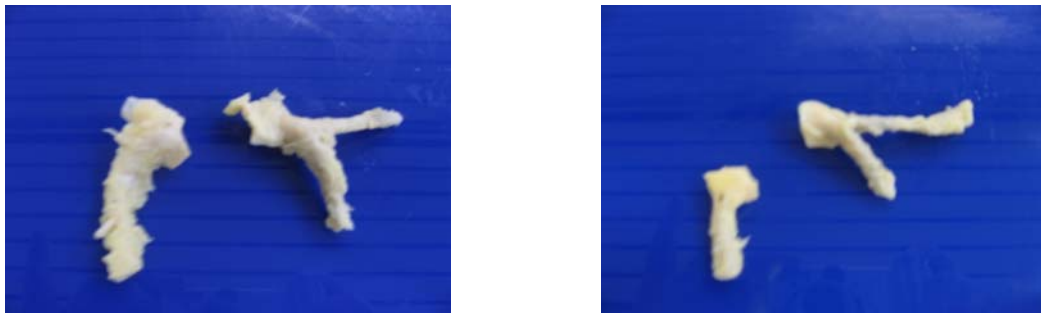
**Figura 1 -** Esquema do aparelho utilizado para a fixação das coronárias sob perfusão

1.Câmara contendo fixador; 2. Coração; 3. Tubo de borracha para a aorta; 4. Tubo de borracha que liga o recipiente 1 ao motor; 5. Manômetro e fluxômetro; 6. Recipiente para infusão do fixador; 7.Aparelho de bombeamento e motor.



**Figura 2 -** Foto do aparelho de fixação das coronárias

Após a fixação, a artéria coronária direita (CD) e os ramos interventricular anterior (DA) e circunflexo esquerdo (CX) da artéria coronária esquerda foram dissecados e retirados da peça anatômica, preservando-se a adventícia e parte da parede da aorta. Os ramos DA e CX foram mantidos ligados ao tronco da coronária esquerda (figura 3). O procedimento foi realizado sempre pelo mesmo profissional qualificado nesta área. As artérias foram mantidas em solução de formol a 10% para posterior estudo.



**Figura 3** - Fotos das artérias coronárias fixadas e dissecadas: CD e CE (TCE,DA e CX)

### **3.4 - Ultra-som Intravascular das Coronárias**

Após a fixação das artérias o primeiro método de análise realizado foi o ultra-som intracoronário. Este procedimento foi realizado no serviço de Hemodinâmica do Instituto do Coração – Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sempre por um profissional especialista na área em conjunto com a pesquisadora.

As artérias de cada paciente foram colocadas em solução salina a 0,9%, e em seguida injetou-se a mesma solução no lúmen das artérias, a fim de garantir a ausência de ar dentro do sistema.

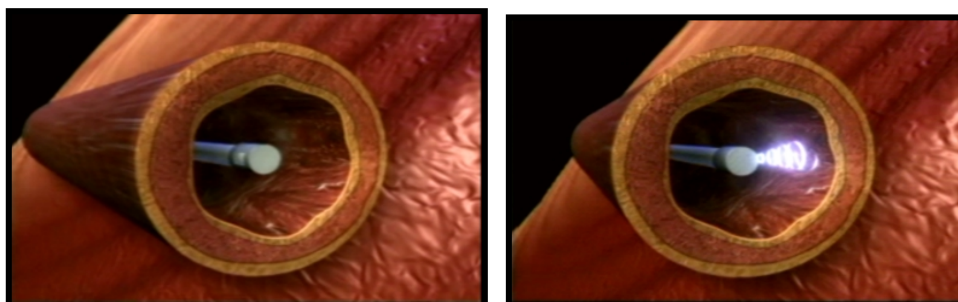
Utilizou-se o aparelho de ultra-som Galaxy Boston Scientific, do tipo mecânico (figura 4). O cateter de ultra-som (figura 5) tem aproximadamente o diâmetro de 2,9 F (0,9 mm) e em sua extremidade distal um transdutor piezo-elétrico miniaturizado. O cateter foi posicionado distalmente sobre corda-guia de 0,014 mm de diâmetro. Foi utilizada uma frequência de 40 MHz. As imagens foram geradas na amplitude de rotação de 360 graus pelo eixo longitudinal (figura 6).



**Figura 4** - Foto do aparelho de UIV



**Figura 5** - Foto do cateter de UIV



**Figura 6** - “Ilustração esquemática” do posicionamento e da rotação do cateter de UIV



As imagens foram obtidas nos locais previamente determinados, após introdução do cateter de ultra-som até uma posição de 3,5cm distal à origem da coronária na parede da aorta.

A tração do cateter (no sentido distal - proximal) foi feita com auxílio de dispositivo de tração automática (“pullback”) a uma velocidade constante de 0,5 mm/s. A tração foi realizada sempre do segmento distal para o proximal, conforme método descrito por Fuesl em 1999<sup>78</sup>. As imagens obtidas foram gravadas em vídeo para posterior análise. O ajuste de foco, a aproximação e o ganho da imagem foram realizados antes do cateter atingir a área que seria analisada, e antes do início da tração.

Somente a intensidade/qualidade (ganho) da imagem foi ajustada durante a tração, quando necessário.

As medidas quantitativas foram realizadas por planimetria através do próprio aparelho de ultra-som Galaxy Boston Scientific. O aparelho permite gravar, armazenar, interpretar as imagens obtidas e realizar as mensurações de diâmetro e área do vaso. (Figuras 7 e 8).



**Figura 7 -** Imagem de artéria coronária circunflexa ao UIV Galaxy Boston Cientific



**Figura 8-** Imagem obtida através do UIV Galaxy Boston Cientific: diâmetros e áreas de artéria circunflexa

### 3.5 - Ressonância Magnética

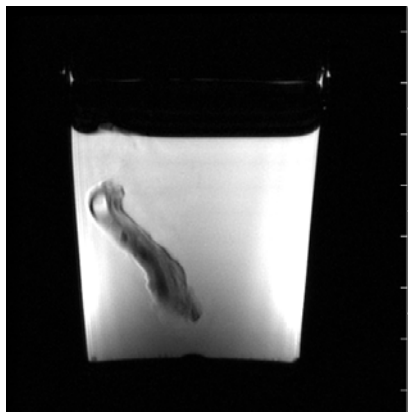
Os exames foram realizados em um equipamento de ressonância magnética de 1,5 tesla (T) *GE Medical Systems*, modelo CV/i, utilizando-se uma bobina de superfície (de articulação temporomandibular), o que permitiu a obtenção de um sinal mais homogêneo. Todo o equipamento foi controlado por um computador, que cria a imagem a partir do sinal que chega até ele.

No interior da bobina, as 3 artérias coronárias dissecadas foram colocadas em um mesmo recipiente contendo óleo vegetal, tendo como embasamento que a gordura melhora muito o contraste da imagem radiológica na ressonância magnética. O uso do óleo vegetal permitiu gerar melhor sinal na obtenção da imagem, uma vez que não pudemos utilizar a peça inteira por dificuldades técnicas na realização do UIV.

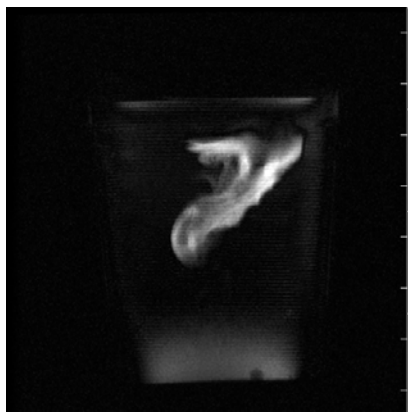
A artéria coronária esquerda foi colocada como peça única formada pelo tronco da coronária, ramos interventricular anterior e circunflexo. A artéria coronária direita foi colocada isolada. Mimetizando o posicionamento anatômico “in vivo”, a artéria interventricular anterior foi colocada sempre com posicionamento superior (posição “feet first”), com a circunflexa em posição inferior, por estarem unidas pelo tronco da coronária esquerda. A coronária direita como vaso único foi posicionada lateralmente à esquerda da coronária esquerda. As artérias foram fixadas na parede do recipiente com o auxílio de fios de linha de costura e fita adesiva. Com este procedimento identificamos as artérias. Todos os exames foram realizados

sempre pelo mesmo profissional técnico, qualificado na área, e acompanhados pela pesquisadora.

Inicialmente, foi realizada uma seqüência localizatória com duração de 1:32 minutos, gradiente eco bidimensional de alta resolução em três planos (axial, coronal e sagital), cobrindo todo o recipiente contendo as artérias, com posterior identificação dos vasos (DA, CX e CD). Os parâmetros desta seqüência foram: TR = automático, TE = automático, matrix = 256x256, Nex = 2, FOV quadrado = 30cm, espessura de corte = 3mm e espessamento = 0mm (figuras 9, 10 e 11).



**Figura 9** - Imagem bidimensional localizatória pela RM sem saturação de gordura



**Figura 10** - Imagem bidimensional localizatória pela RM com saturação de gordura

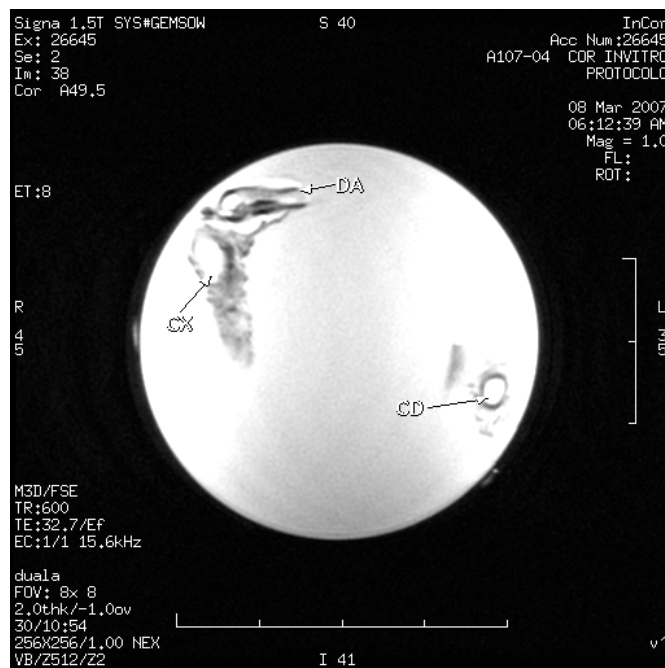


**Figura 11** - Imagem bidimensional de artéria coronária à RM com saturação de gordura

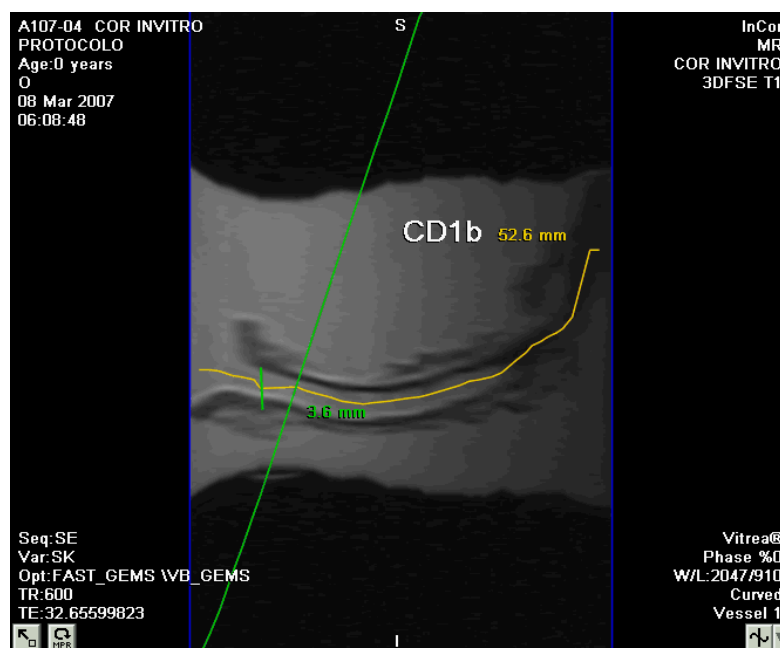
A seguir foram realizadas as seqüências tridimensionais: gradiente eco tridimensional (3DGRE), “spin-echo” rápido tridimensional com ponderação em T1 com saturação de gordura (3DFSET1 FAT SAT), gradiente eco tridimensional com saturação de gordura (3DGRE FAT SAT) e “spin-echo” rápido tridimensional com ponderação em T2 (3DFSET2), para estabelecermos qual seriam as melhores seqüências de pulso a analisar, conforme tabela 2.

Essas seqüências de pulso utilizaram a mesma prescrição de localização, proporcionando a comparação das imagens entre si. Todas tiveram localizações idênticas, cobrindo ao menos os 3 cm proximais da CD, DA e CX.

As imagens tridimensionais obtidas foram reformatadas em uma estação de trabalho de análise, obtendo-se cortes longitudinais e transversais dos centímetros iniciais das artérias coronárias CD, DA, CX e TCE para análise (figuras 12 e 13).



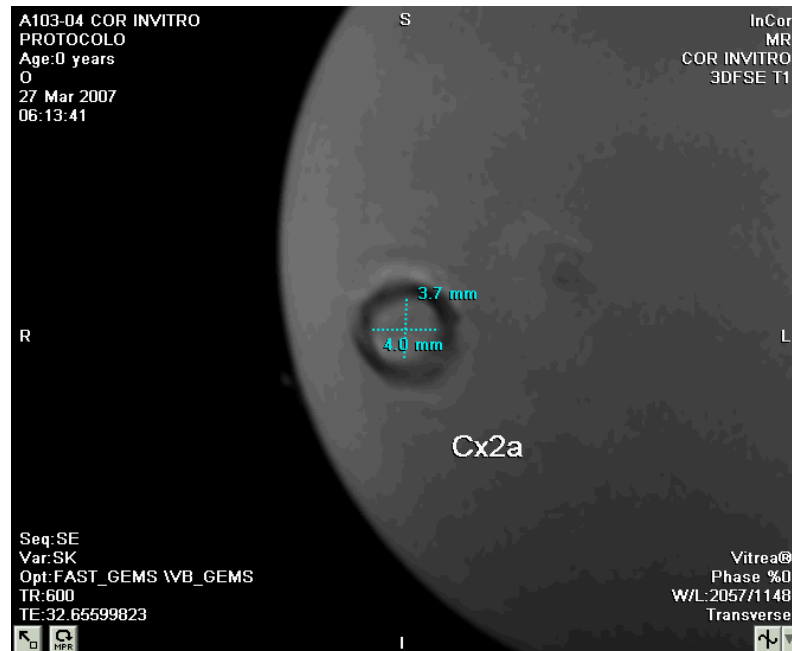
**Figura 12 -** Imagem localizatória de identificação das artérias coronárias à RM



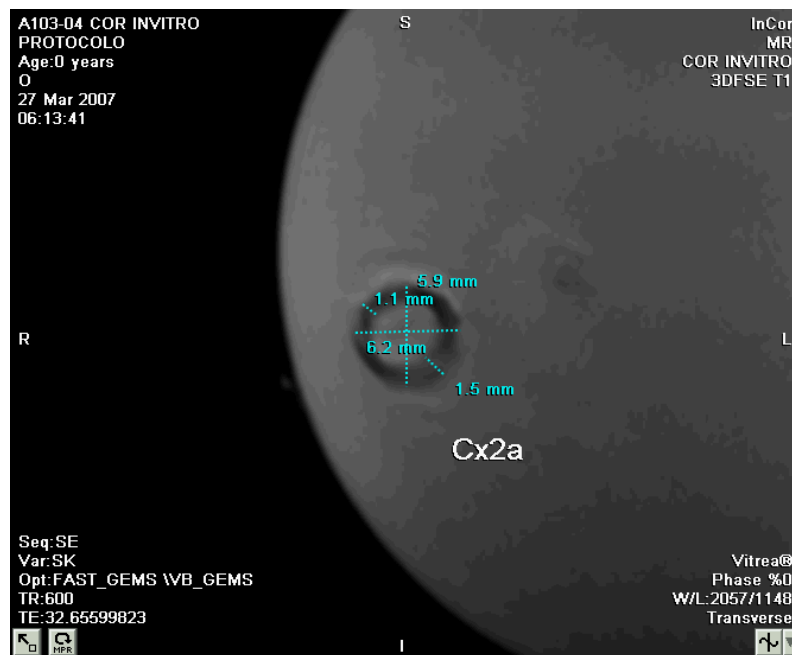
**Figura 13 -** Imagem de reformatação curva da artéria coronária direita à RM

Num tempo de aquisição de imagens de 52 minutos e 56 segundos, as seqüências e seus parâmetros foram feitos conforme a tabela 2.

Assim como no UIV, as medidas foram realizadas por planimetria (figuras 14 e 15).



**Figura 14** - Imagem em eixo curto obtida pela reformatação curva da artéria circunflexa (DminL e DmaxL)



**Figura 15** - Imagem em eixo curto obtida pela reformatação curva da artéria circunflexa (MaDV, MeDV, EminP e EmaxP)

**Tabela 2-** Seqüências de pulso adquiridas pela RM

	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>Modo/Seqüência de pulso</b>	3DFSET1 FAT SAT	3DFSET2	3DGRE	3DGRE FAT SAT
<b>TR (ms)</b>	600	2300	40	40
<b>TE (ms)</b>	22	55	9	9
<b>FA (°)</b>			50	50
<b>Matrix</b>	256x256	128x128	256x160	256x256
<b>Matrix Interpolada</b>	512x512	256x256	512x256	512x512
<b>FOV (cm)</b>	8	8	8	8
<b>Slice (mm)</b>	2,0	4	2	2,0
<b>Nº de cortes</b>	34	18	34	34
<b>NEx</b>	1,0	1,0	1,5	2,0
<b>Voxel (mm)</b>	0,31x0,31	0,62x0,62	0,31x0,5	0,31x0,31
<b>TAI (min)</b>	10:54	11:07	6:08	13:01
<b>BW (KHz)</b>	15,63	15,63	15,63	15,63
<b>ETL (n)</b>	8	8	8	8

TR = tempo de repetição; TE = tempo de eco; FA° = Angulo de inclinação;  
 Nex = número de estímulos; FOV = campo de visão; Slice = espessura de corte;  
 TAI = tempo de aquisição de imagem; BW = banda de aquisição;  
 ETL = número de seqüência de ECO (echo train length);  
 3DFSET1 FAT SAT = "spin-echo" rápido tridimensional com ponderação em T1 e saturação de gordura;  
 3DFSET2 = "spin-echo" rápido tridimensional com ponderação em T2;  
 3DGRE FAT SAT = gradiente eco tridimensional com saturação de gordura;  
 3DGRE = gradiente eco tridimensional



### 3.6 - Estudo Anatomopatológico

A avaliação anatomopatológica foi o último método realizado. Cada uma das artérias coronárias epicárdicas dissecadas foi submetida ao processo de descalcificação com solução de citrato de sódio a 20% e ácido fórmico a 50%. Após este procedimento as artérias foram seccionadas em segmentos de 1 em 1 cm a partir da origem do vaso. Cada centímetro foi dividido em 3 segmentos. As artérias DA e CX foram separadas do tronco antes de serem seccionadas e colocadas em recipientes próprios, cassetes plásticos, para o preparo da peça. Em seguida foram identificadas da seguinte forma:

- com letras maiúsculas indicativas das iniciais de cada vaso (DA,CX ou CD respectivamente);
- com um algarismo arábico (1 a 5) correspondente à identificação do centímetro avaliado, por exemplo 1 = 1º centímetro, 2 = 2º centímetro e assim sucessivamente;
- uma letra minúscula (a,b ou c) para identificar os 3 segmentos de cada centímetro.

Em seguida os fragmentos foram desidratados, clareados e embebidos em parafina. Foram preparadas lâminas de 5 µm ( $5 \times 10^{-3}$  mm) de cada um dos segmentos. As lâminas receberam a coloração de Verhoeff, que identifica as fibras elásticas.

---

Através do equipamento Quantimet 500 ® (Leica), com lupa binocular, digitalizamos as imagens captadas ao microscópio, calibramos o equipamento com lâmina própria e realizamos as seguintes medidas:

- área total do vaso (ATV),
- área total da luz (AL),
- maior diâmetro do vaso (MaDV)
- menor diâmetro do vaso (MeDV)
- diâmetro mínimo da luz (DminL),
- diâmetro máximo da luz (DmaxL),
- espessura mínima da parede (EminP),
- espessura máxima da parede (EmaxP).

Foi utilizado o programa Leica Q Win na realização das medidas, sendo que as lâminas foram dispostas seqüencialmente, servindo para reproduzir a artéria coronária a cada 1/3 de centímetro. Para nos certificarmos de que o segmento com lesão corresponderia àquele revelado na RM e UIV, as lâminas foram identificadas com etiquetas personalizadas com as iniciais do vaso em questão e com o número do segmento correspondente.

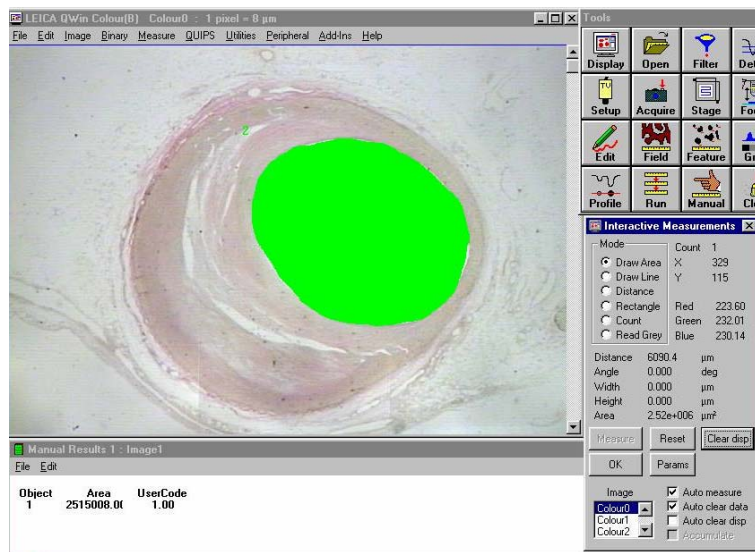


Figura 16 - Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500 ® (área da luz de artéria descendente anterior)

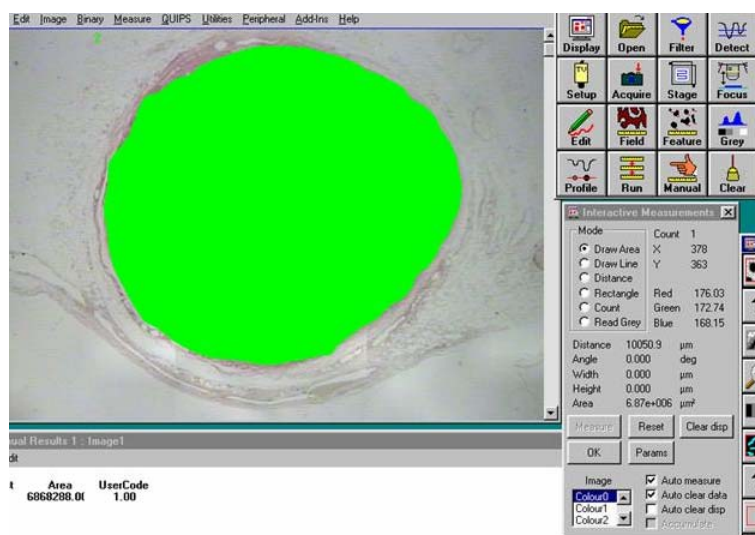
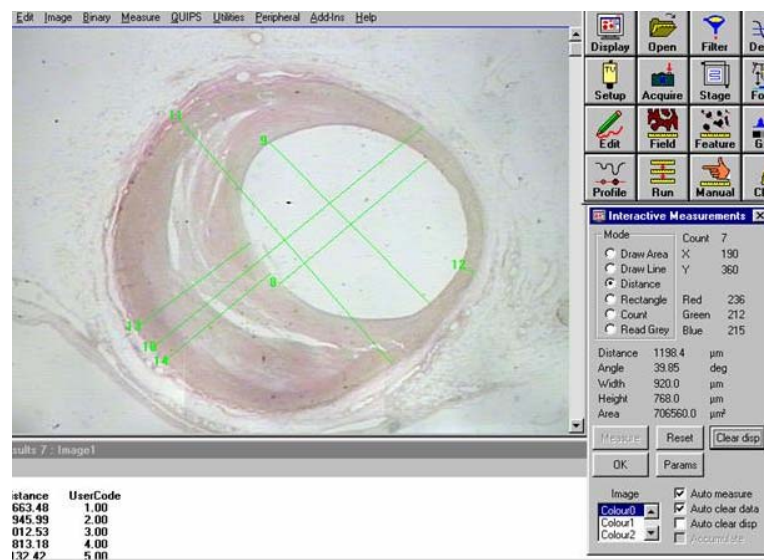
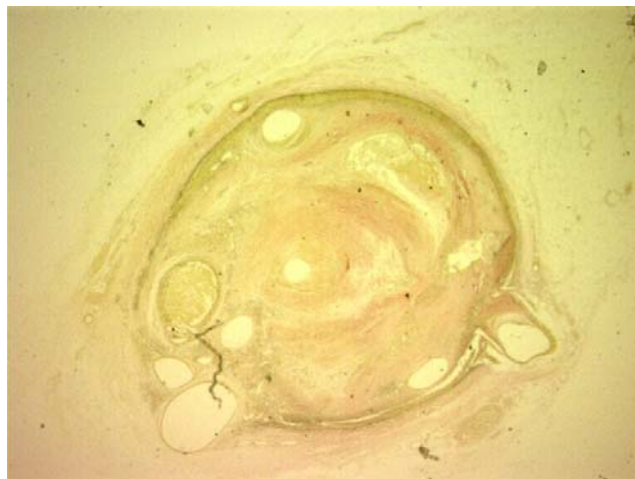


Figura 17 - Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500 ® (área total do vaso de artéria descendente anterior)



**Figura 18** - Imagem obtida através do equipamento Quantimet 500<sup>®</sup>: diâmetros (MaDV, MeDV, DminL, DmaxL, EminP e EmaxP) de artéria descendente anterior



**Figura 19** - Imagem de lâmina de artéria coronária direita ocluída na coloração de Verhoeff

### 3.7 - Análise Estatística

Foi construído um banco de dados com os valores obtidos das oito medidas (ATV, AL, MaDV, MeDV, DminL, DmaxL, EminP e EmaxP) nos três métodos: UIV, RM e AP.

Os diâmetros e áreas obtidos nos três métodos foram comparados entre si através do teste de correlação linear de Pearson.

Os testes estatísticos utilizados foram o teste de correlação de Pearson e o método de análise de concordância de Bland-Altman Plot.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado por ser uma das alternativas mais comuns aplicadas em estatística para se determinar a associação entre duas variáveis. Em estatística, correlação se refere à medida da relação entre duas variáveis. Embora correlação não implique em causalidade, a correlação indica a força e a direção do relacionamento linear entre duas variáveis aleatórias, ou seja, o coeficiente de correlação de Pearson é uma medida do grau de relação linear entre duas variáveis quantitativas. Este coeficiente varia entre os valores -1 e 1. O valor 0 (zero) significa que não há relação linear, o valor 1 indica uma relação linear perfeita e o valor -1 também indica uma relação linear perfeita mas inversa, ou seja, quando uma das variáveis aumenta a outra diminui. Quanto mais próximo estiver de 1 ou -1, mais forte é a associação linear entre as duas variáveis (tabela 3). O coeficiente de correlação de Pearson é obtido

dividindo a covariância de duas variáveis pelo produto de seus desvios-padrão.

Tabela 3 - Valores do Coeficiente de Pearson

Valor de r	Interpretação
0 – 0,19	Correlação bem fraca
0,20 – 0,39	Correlação fraca
0,40 – 0,69	Correlação moderada
0,70 – 0,89	Correlação forte
0,90 – 1,0	Correlação muito forte

A concordância entre dois diferentes métodos foi testada utilizando o método de Bland Altman Plot, sendo os limites de concordância definidos como média  $\pm 1,96$  desvio padrão (DP) da diferença entre os métodos<sup>79</sup>. Nas comparações entre os três métodos foram utilizadas as médias, os desvios padrão e análise de variância para medidas repetidas. Uma das aplicações deste método é comparar duas variáveis as quais podem possuir erros de medida. Pode também ser utilizado para comparar um novo método de medição técnica ou com um padrão-ouro.

Para análise estatística dos dados foi utilizado o programa SPSS (versão 15.0).

## **4. Resultados**

---

- 
- 4.1** - Foram analisados em média os três primeiros centímetros das artérias: interventricular anterior (DA), circunflexa (CX) e coronária direita (CD) de cada coração; contudo, em alguns casos, por problemas técnicos na dissecação dos vasos, algumas artérias ficaram com 2 cm. Para não comprometer o número da amostra optamos por deixar algumas artérias com 4 ou 5 cm. Em cada centímetro foram avaliados 3 segmentos.
- 4.2** - O número total de artérias a analisar seria de 39, ocorrendo porém a perda de um vaso (coronária direita) durante o procedimento no qual as artérias foram dissecadas e retiradas da peça anatômica.
- 4.3** - O ultra-som intracoronário (UIV) foi realizado em 22 artérias, pois 16 delas estavam supostamente ocluídas pela não passagem do fio-guia e do cateter de UIV.
- 4.4** - O total de segmentos analisados pelo UIV foi de 184.
- 4.5** - Por artefatos técnicos nas imagens, 64 segmentos não foram analisados pelo UIV.
- 4.6** - A ressonância magnética (RM) foi realizada em 38 artérias coronárias.
- 4.7** - Na RM foram analisados 214 segmentos.
- 4.8** - Por artefatos técnicos nas imagens, 141 segmentos não puderam ser analisados pela RM.



- 4.9** - Durante o preparo das lâminas observamos a presença de alguns “stents” nas 3 artérias coronárias de uma das peças anatômicas. Estes “stents” só foram identificados no momento do preparo da peça para análise histopatológica, pois estas artérias estavam todas trombosadas. Não havia informação sobre a presença destes no prontuário médico, e tampouco estes foram detectados durante a execução do UIV, pois as artérias estavam com obstrução de 100%, o que não permitiu a passagem do cateter de ultra-som. As imagens obtidas pela RM apresentaram má qualidade técnica, não sugerindo a presença de “stents”, de modo que optou-se por excluir este caso.
- 4.10** - Na anatomia patológica foram processadas 355 lâminas e analisadas 335.
- 4.11** - Por artefato técnico não pudemos realizar as medidas em 20 desses segmentos, mesmo tendo sido refeitas as lâminas.
- 4.12** - Dos 12 corações foram avaliados 355 segmentos de 35 artérias. As medidas de cada caso, de cada vaso e de cada segmento estão relacionadas nos Anexos.
- 4.13** - Foram medidos pelos 3 métodos 106 segmentos.
- 4.14** - Segmentos medidos concomitantemente pela RM e pela AP: 206.
- 4.15** - Segmentos medidos concomitantemente pelo UIV e pela AP: 173.
- 4.16** - Segmentos medidos concomitantemente pela RM e pelo UIV: 107

**4.17** - Na tabela 4 encontram-se os resultados da análise estatística feita com teste de correlação de Pearson.

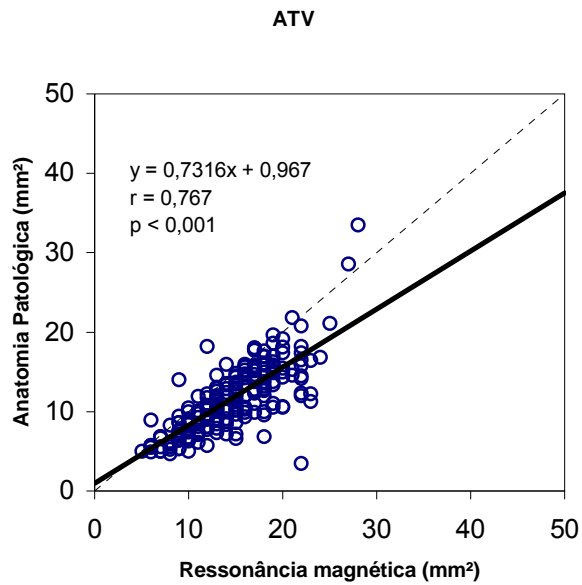
**Tabela 4** - Resultados da análise de correlação entre a anatomia patológica e os dois métodos e entre ambos

Método		ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
<b>AP x RM</b>	r	0,767	0,636	0,621	0,805	0,597	0,663	0,281	0,572
	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	n	206	206	206	206	206	206	206	206
<b>AP x UIV</b>	r	0,809	0,681	0,692	0,655	0,494	0,541	0,594	0,422
	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	n	173	173	173	173	173	173	173	173
<b>RM x UIV</b>	r	0,836	0,703	0,733	0,770	0,642	0,726	0,275	0,361
	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,006	<0,001
	n	107	107	107	107	107	107	107	107

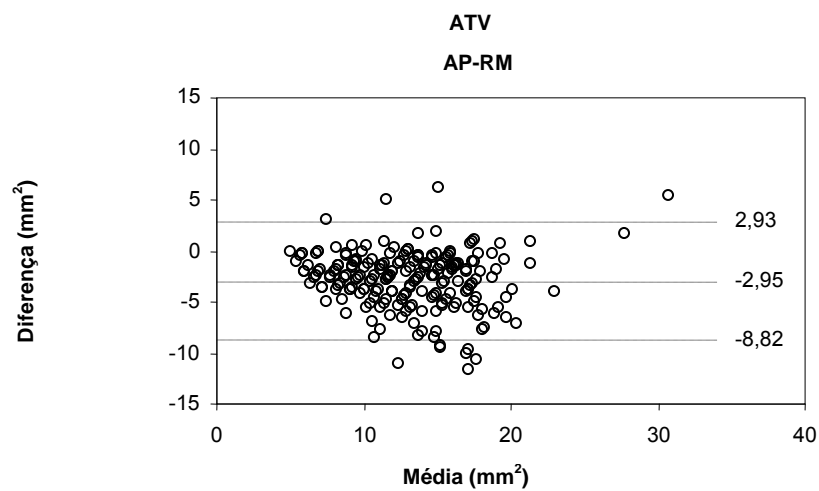
r = coeficiente de correlação de Pearson; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**4.18** - Na análise das variáveis medidas pela anatomia patológica versus ressonância magnética observamos correlação entre quase todas as variáveis, destacando-se a área total do vaso e a área da luz ( $r = 0,767$  e  $r = 0,805$ , respectivamente), as quais mostraram uma forte correlação, com  $p < 0,001$ . O mesmo podemos dizer em relação à análise pelo método de Bland & Altman Plot, onde as diferenças estão

distribuídas aleatoriamente ao longo da medida, e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos a seguir.



**Figura 20** - Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - AP X RM



**Figura 21** - Método de Bland & Altman Plot: ATV - AP X RM

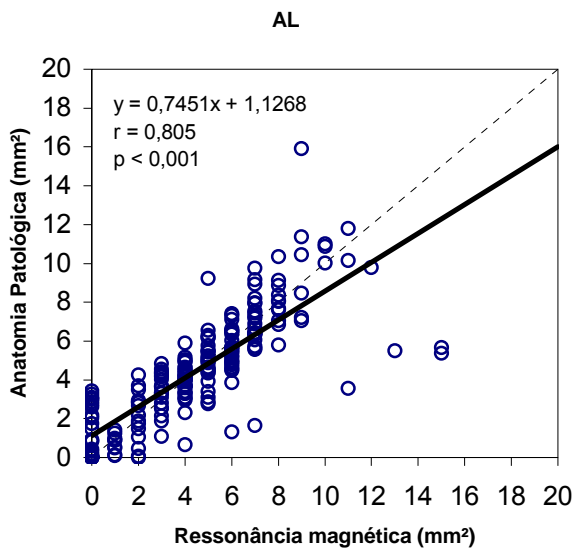


Figura 22 - Coeficiente de correlação de Pearson: AL- AP X RM

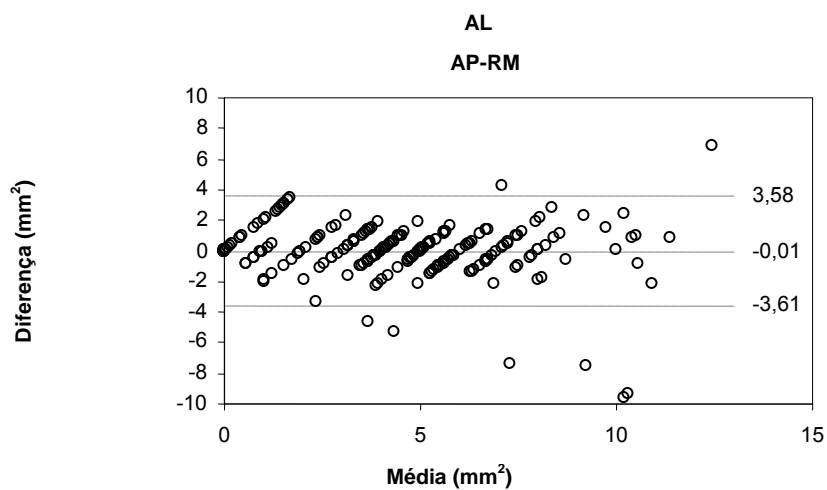
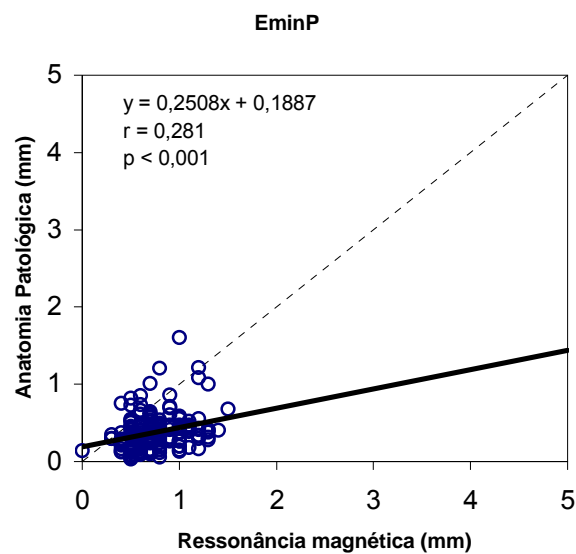
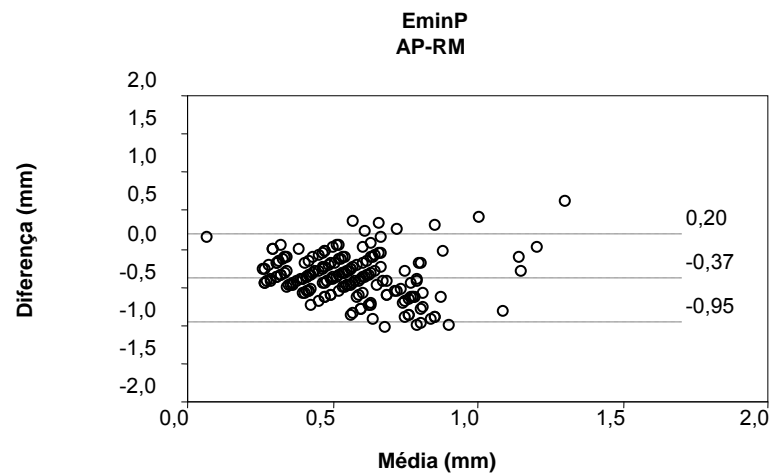


Figura 23 - Método de Bland & Altman Plot: AL- AP X RM

O mesmo não ocorreu com a variável espessura mínima da parede ( $r = 0,281$ ), que mostrou uma fraca correlação ( $r < 0,5$ ), ainda que com significância estatística. Em relação à análise pelo método de Bland & Altman Plot, as diferenças estão distribuídas aleatoriamente ao longo da medida e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos a seguir. As demais medidas tiveram uma média correlação ( $0,75 < r > 0,50$ ).

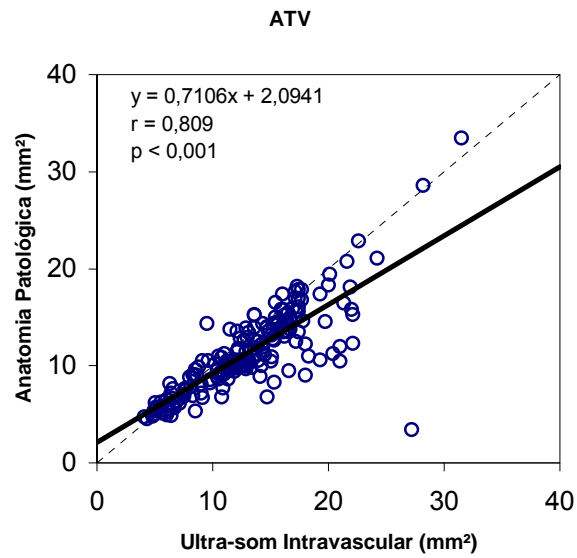


**Figura 24** - Coeficiente de correlação de Pearson: EminP - AP X RM

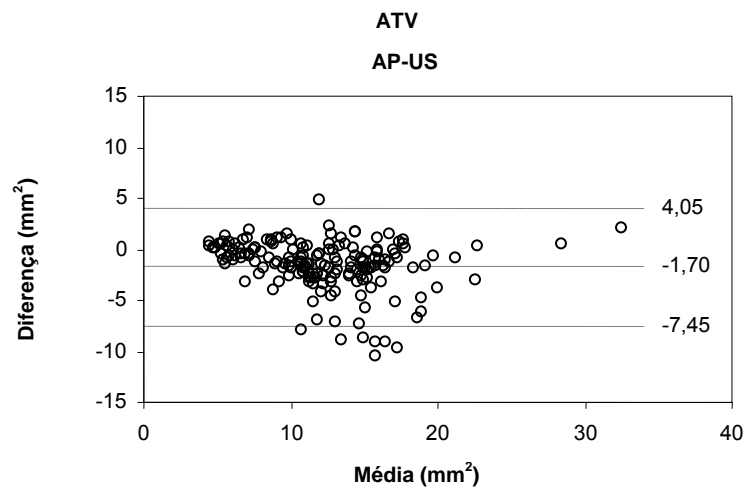


**Figura 25** - Método de Bland & Altman Plot: EminP - AP X RM

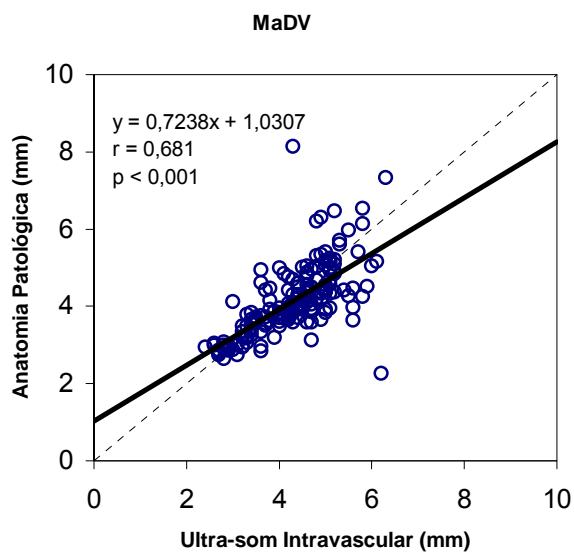
**4.19** - Na análise das variáveis medidas pela anatomia patológica versus ultra-som intravascular, observamos que houve forte correlação na variável área total do vaso ( $r = 0,809$ ), e boa correlação nas variáveis maior e menor diâmetro do vaso e área da luz ( $r = 0,681$ ,  $r = 0,692$ ,  $r = 0,655$  respectivamente). Em relação à análise pelo método de Bland & Altman, as diferenças estão distribuídas aleatoriamente ao longo da medida e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos a seguir.



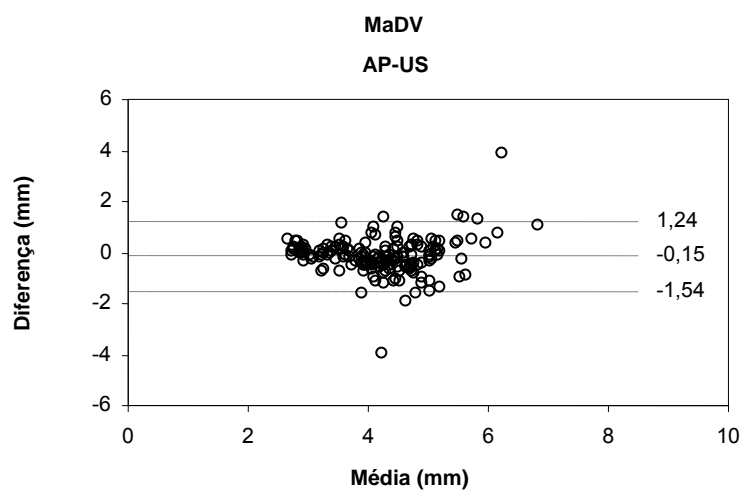
**Figura 26 -** Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - AP X UIV



**Figura 27 -** Método de Bland & Altman Plot: ATV - AP X UIV

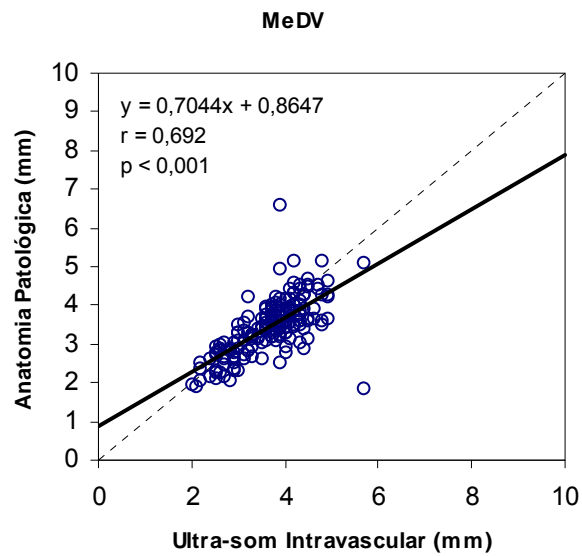


**Figura 28** - Coeficiente de correlação de Pearson: MaDV - AP X UIV

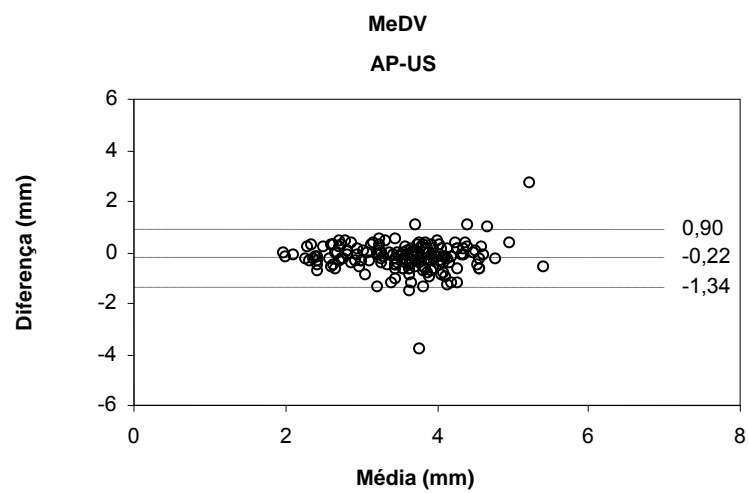


**Figura 29** - Método de Bland & Altman Plot: MaDV - AP X UIV



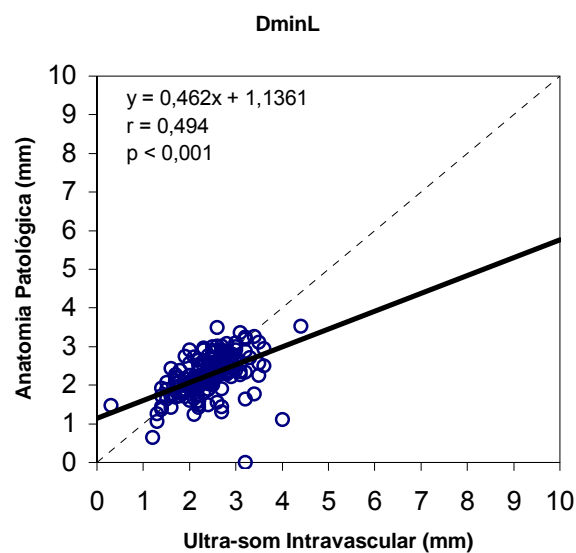


**Figura 30** - Coeficiente de correlação de Pearson: MeDV - AP X UIV

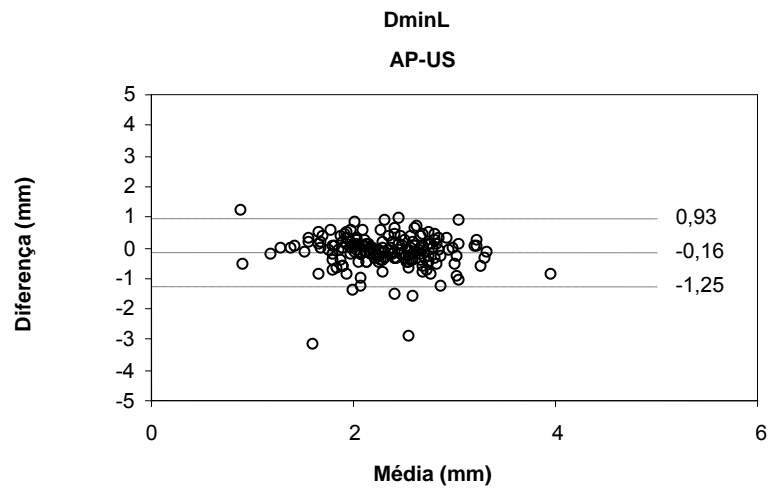


**Figura 31** - Método de Bland & Altman Plot: MeDV - AP X UIV

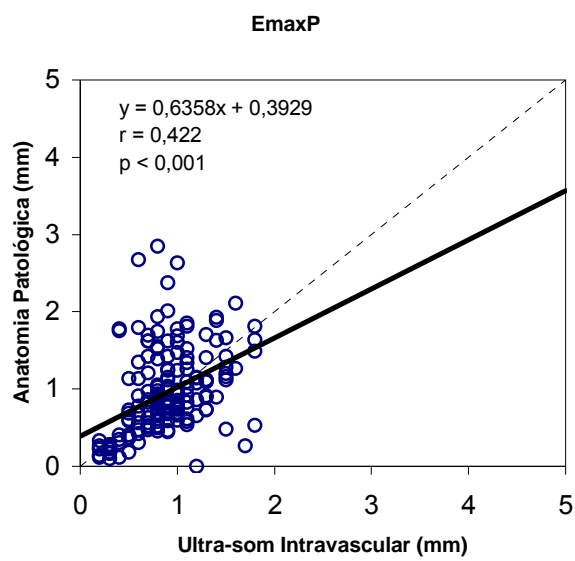
As variáveis diâmetro mínimo da luz e espessura máxima da parede tiveram uma fraca correlação ( $r = 0,494$  e  $r = 0,422$  respectivamente). Em relação à análise pelo método de Bland & Altman, as diferenças estão distribuídas aleatoriamente ao longo da medida e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos abaixo. As demais variáveis tiveram uma boa correlação ( $0,75 < r > 0,50$ ).



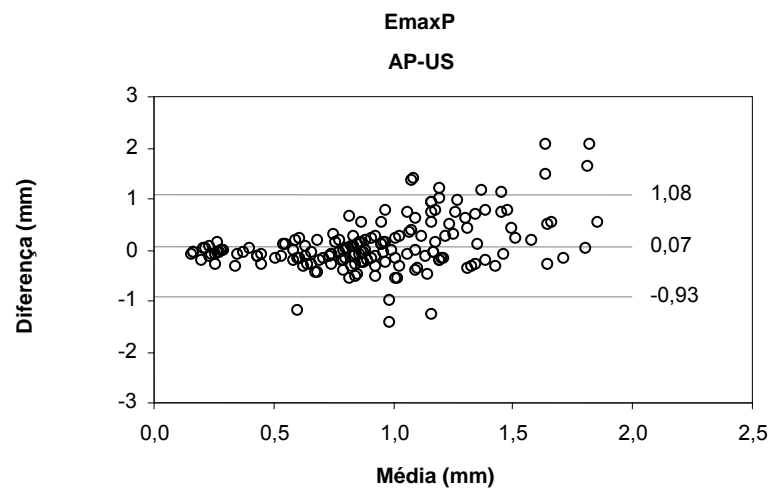
**Figura 32** - Coeficiente de correlação de Pearson: DminL AP X UIV



**Figura 33** - Método de Bland & Altman Plot: DminL - AP X UIV

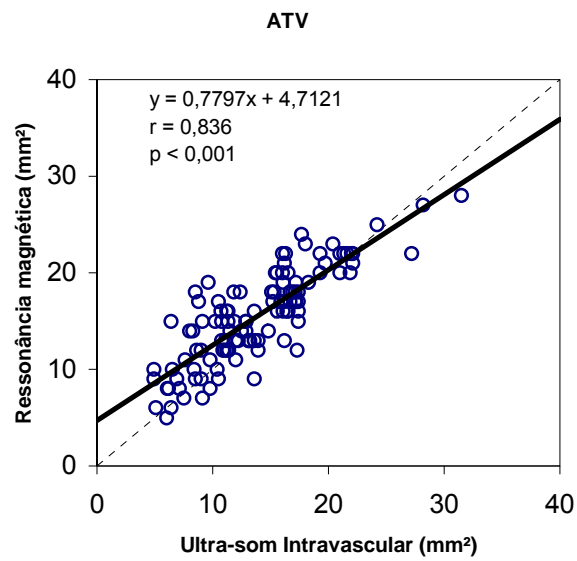


**Figura 34** - Coeficiente de correlação de Pearson: EmaxP AP X UIV

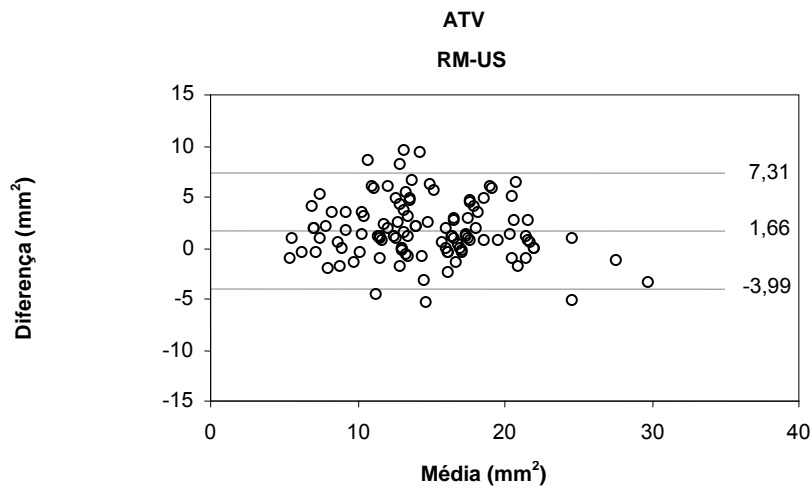


**Figura 35** - Método de Bland & Altman Plot: EmaxP - AP X UIV

**4.20** – Na análise das variáveis medidas pela ressonância magnética versus ultra-som intravascular, observamos forte correlação entre as variáveis área total do vaso e área da luz ( $r = 0,836$  e  $r = 0,770$  respectivamente). Em relação à análise pelo método de Bland & Altman Plot, as diferenças estão distribuídas aleatoriamente ao longo da medida e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos a seguir.



**Figura 36** - Coeficiente de correlação de Pearson: ATV - RM X UIV



**Figura 37** - Método de Bland & Altman Plot: ATV - RM X UIV

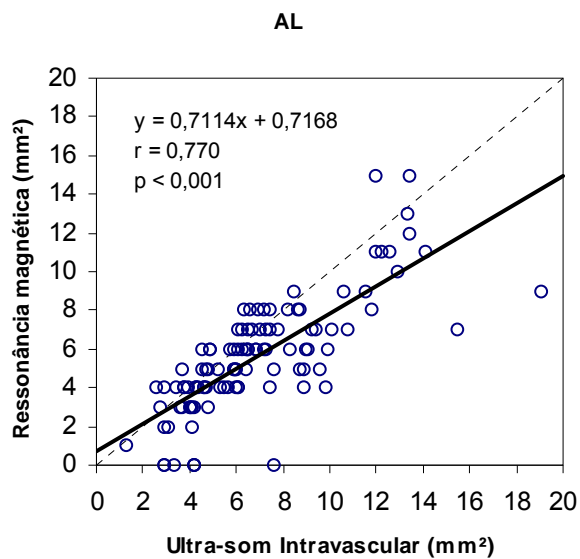


Figura 38 - Coeficiente de correlação de Pearson: AL - RM X UIV

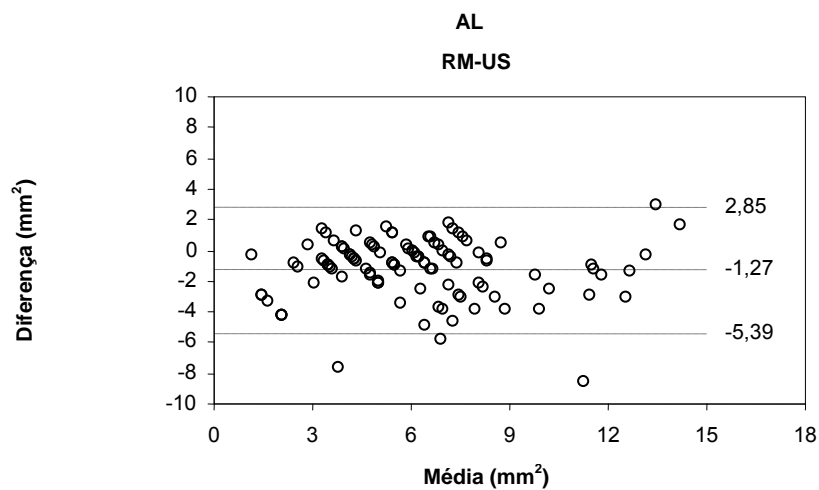
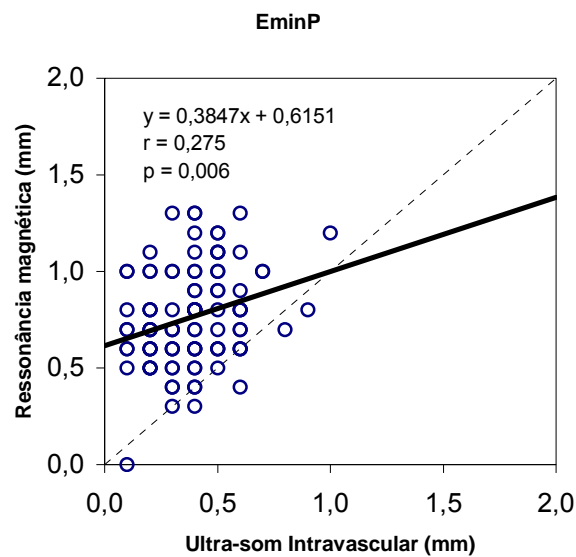
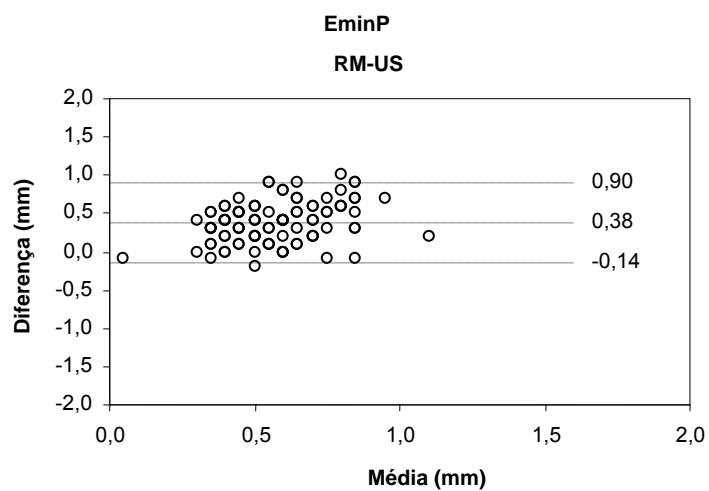


Figura 39 - Método de Bland & Altman Plot: AL - RM X UIV

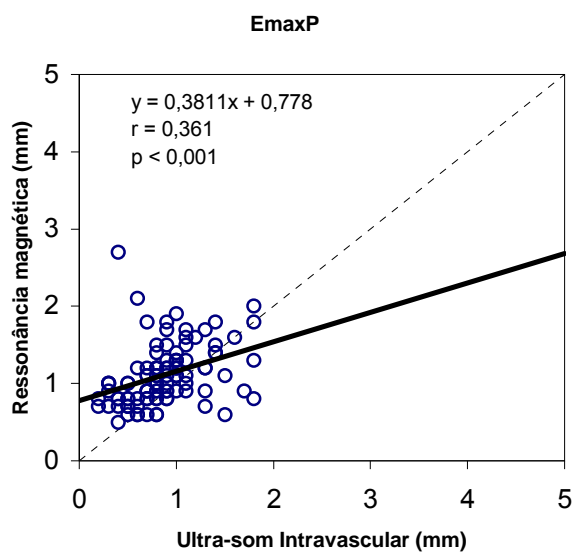
As variáveis espessuras mínimas e máximas da parede tiveram uma fraca correlação ( $r = 0,275$  e  $r = 0,361$  respectivamente). Em relação à análise pelo método de Bland & Altman Plot, as diferenças estão distribuídas aleatoriamente ao longo da medida e a distribuição da maior parte dos pontos encontra-se entre os limites de confiança. Estes dados estão ilustrados nos gráficos abaixo. As demais variáveis tiveram uma boa correlação.



**Figura 40** - Coeficiente de correlação de Pearson: EminP RM X UIV

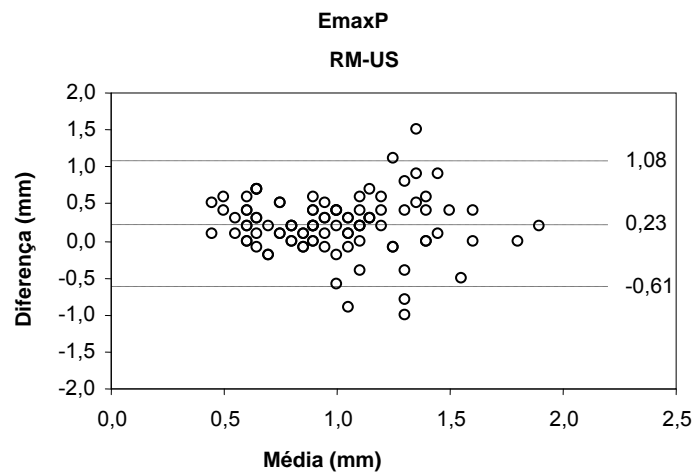


**Figura 41** - Método de Bland & Altman Plot: EminP - RM X UIV



**Figura 42** - Coeficiente de correlação de Pearson: EmaxP - RM X UIV





**Figura 43** - Método de Bland & Altman Plot: EmaxP - RM X UIV

**4.21** – As mesmas correlações foram feitas separadas por artérias coronárias (DA,CD e CX), conforme mostram as tabelas a seguir.

**Tabela 5-** Resultados da análise de correlação entre a anatomia patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria DA

Método		ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
<b>AP x RM</b>	r	0,722	0,598	0,543	0,807	0,479	0,660	0,485	0,377
	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,003	<0,001	0,003	0,024
	n	50	50	50	50	50	50	50	50
<b>AP x UIV</b>	r	0,820	0,653	0,751	0,499	0,597	0,506	0,668	0,644
	p	<0,001	<0,001	<0,001	0,002	<0,001	0,001	<0,001	<0,001
	n	37	37	37	37	37	37	37	37
<b>RM x UIV</b>	r	0,869	0,616	0,869	0,914	0,910	0,812	0,468	0,855
	p	<0,001	0,003	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,032	<0,001
	n	21	21	21	21	21	21	21	21

r = coeficiente de correlação de Pearson; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**Tabela 6-** Resultados da análise de correlação entre a anatomia patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria CD

Método		ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
	r	0,679	0,466	0,473	0,858	0,743	0,698	0,189	0,640
<b>AP x RM</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,078	<0,001
	n	94	94	94	94	94	94	94	94
	r	0,714	0,629	0,541	0,736	0,443	0,551	0,409	0,056
<b>AP x UIV</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,643
	n	72	72	72	72	72	72	72	72
	r	0,788	0,668	0,590	0,787	0,656	0,750	0,192	0,259
<b>RM x UIV</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,195	0,079
	n	47	47	47	47	47	47	47	47

r = coeficiente de correlação de Pearson; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**Tabela 7 -** Resultados da análise de correlação entre a anatomia patológica e os dois métodos e entre ambos na artéria CX

Método		ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
	r	0,856	0,791	0,696	0,856	0,607	0,753	0,652	0,644
<b>AP x RM</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	n	63	63	63	63	63	63	63	63
	r	0,875	0,713	0,743	0,525	0,457	0,527	0,587	0,382
<b>AP x UIV</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,002
	n	64	64	64	64	64	64	64	64
	r	0,871	0,813	0,774	0,634	0,267	0,668	0,383	0,105
<b>RM x UIV</b>	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,139	<0,001	0,030	0,569
	n	39	39	39	39	39	39	39	39

r = coeficiente de correlação de Pearson; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**4.22** – Na tabela 8 observamos os resultados da comparação entre as médias das variáveis medidas em cada método e os seus respectivos desvios-padrão. Nas tabelas 9, 10 e 11 encontramos os mesmos dados analisados por artéria (DA, CD e CX).

**Tabela 8-** Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos

Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
ATV	RM	15,46	4,83	107	RM x US	<0,001
	US	13,86	5,20	107	RM x AP	<0,001
	AP	11,87	4,57	107	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MaDV	RM	4,75	0,84	107	RM x US	<0,001
	US	4,40	0,87	107	RM x AP	<0,001
	AP	4,18	0,87	107	US x AP	0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MeDV	RM	4,23	0,73	107	RM x US	<0,001
	US	3,75	0,72	107	RM x AP	<0,001
	AP	3,48	0,70	107	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
AL	RM	5,59	2,93	107	RM x US	<0,001
	US	6,86	3,18	107	RM x AP	0,932
	AP	5,57	2,46	107	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
DminL	RM	2,54	0,64	107	RM x US	0,908
	US	2,55	0,57	107	RM x AP	<0,001
	AP	2,32	0,52	107	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
DmaxL	RM	3,07	0,65	107	RM x US	<0,001
	US	3,34	0,76	107	RM x AP	0,592
	AP	3,04	0,83	107	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EminP	RM	0,76	0,25	107	RM x US	<0,001
	US	0,38	0,18	107	RM x AP	<0,001
	AP	0,34	0,17	107	US x AP	0,009
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EmaxP	RM	1,11	0,39	107	RM x US	<0,001
	US	0,88	0,37	107	RM x AP	<0,001
	AP	0,90	0,48	107	US x AP	0,579

RM = ressonância magnética; US = ultra-som intravascular; AP = anatomia patológica; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**Tabela 9-** Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria DA

Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
ATV	RM	18,76	3,70	21	RM x US	0,002
	US	16,15	6,38	21	RM x AP	<0,001
	AP	14,10	5,57	21	US x AP	0,020
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MaDV	RM	5,30	0,52	21	RM x US	0,001
	US	4,70	0,94	21	RM x AP	<0,001
	AP	4,47	0,80	21	US x AP	0,205
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MeDV	RM	4,73	0,53	21	RM x US	<0,001
	US	3,90	0,81	21	RM x AP	<0,001
	AP	3,67	0,69	21	US x AP	0,078
Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,010
AL	RM	7,48	3,72	21	RM x US	0,989
	US	7,48	3,57	21	RM x AP	0,027
	AP	5,70	2,37	21	US x AP	0,025
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
DminL	RM	2,95	0,86	21	RM x US	<0,001
	US	2,54	0,63	21	RM x AP	<0,001
	AP	2,20	0,59	21	US x AP	0,011
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,020
DmaxL	RM	3,53	0,77	21	RM x US	0,655
	US	3,48	0,90	21	RM x AP	0,016
	AP	3,06	0,96	21	US x AP	0,068
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EminP	RM	0,77	0,33	21	RM x US	<0,001
	US	0,35	0,24	21	RM x AP	<0,001
	AP	0,39	0,30	21	US x AP	0,303
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,044
EmaxP	RM	1,11	0,38	21	RM x US	0,008
	US	0,90	0,59	21	RM x AP	0,747
	AP	1,08	0,71	21	US x AP	0,031

RM = ressonância magnética; US = ultra-som intravascular; AP = anatomia patológica; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**Tabela 10 - Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria CD**

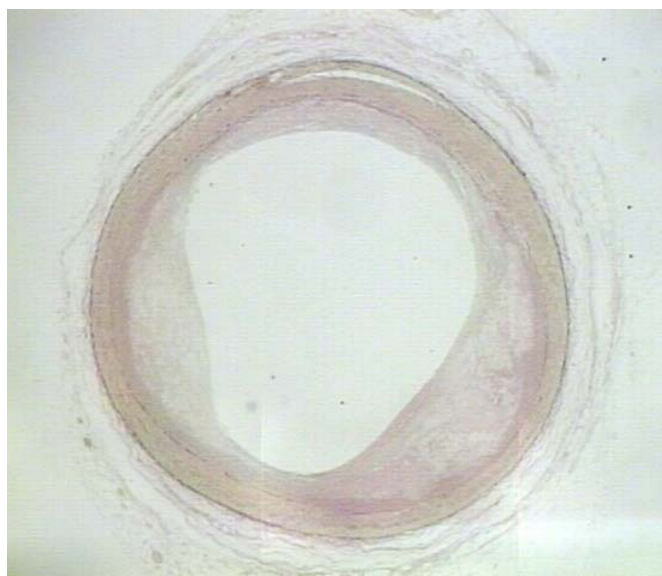
Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
ATV	RM	15,96	4,47	45	RM x US	0,008
	US	14,78	4,43	45	RM x AP	<0,001
	AP	12,44	4,07	45	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,023
MaDV	RM	4,71	0,65	45	RM x US	0,291
	US	4,61	0,78	45	RM x AP	0,018
	AP	4,40	0,88	45	US x AP	0,083
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MeDV	RM	4,38	0,67	45	RM x US	<0,001
	US	3,98	0,60	45	RM x AP	<0,001
	AP	3,64	0,67	45	US x AP	0,001
Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
AL	RM	6,31	1,99	45	RM x US	<0,001
	US	7,61	3,39	45	RM x AP	0,585
	AP	6,46	2,90	45	US x AP	0,003
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,006
DminL	RM	2,66	0,48	45	RM x US	0,898
	US	2,67	0,58	45	RM x AP	0,006
	AP	2,45	0,58	45	US x AP	0,013
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,004
DmaxL	RM	3,08	0,47	45	RM x US	<0,001
	US	3,42	0,74	45	RM x AP	0,216
	AP	3,21	0,90	45	US x AP	0,074
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EminP	RM	0,68	0,20	45	RM x US	<0,001
	US	0,42	0,15	45	RM x AP	<0,001
	AP	0,34	0,10	45	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EmaxP	RM	1,05	0,33	45	RM x US	0,004
	US	0,89	0,24	45	RM x AP	<0,001
	AP	0,83	0,34	45	US x AP	0,329

RM = ressonância magnética; US = ultra-som intravascular; AP = anatomia patológica; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede.

**Tabela 11-** Comparação entre as médias das variáveis entre os três métodos na artéria CX

Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
ATV	RM	12,85	4,49	39	RM x US	<0,001
	US	11,40	4,22	39	RM x AP	<0,001
	AP	9,85	3,58	39	US x AP	0,579
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MaDV	RM	4,49	1,03	39	RM x US	<0,001
	US	3,99	0,80	39	RM x AP	<0,001
	AP	3,77	0,75	39	US x AP	0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
MeDV	RM	3,79	0,66	39	RM x US	<0,001
	US	3,39	0,67	39	RM x AP	<0,001
	AP	3,20	0,65	39	US x AP	0,001
Variável	Método	Média (mm <sup>2</sup> )	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
AL	RM	3,74	2,35	39	RM x US	<0,001
	US	5,68	2,30	39	RM x AP	<0,001
	AP	4,47	1,32	39	US x AP	<0,001
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	0,005
DminL	RM	2,10	0,37	39	RM x US	0,006
	US	2,37	0,47	39	RM x AP	0,142
	AP	2,21	0,33	39	US x AP	0,043
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
DmaxL	RM	2,76	0,62	39	RM x US	<0,001
	US	3,14	0,67	39	RM x AP	0,879
	AP	2,78	0,52	39	US x AP	0,002
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EminP	RM	0,87	0,23	39	RM x US	<0,001
	US	0,35	0,17	39	RM x AP	<0,001
	AP	0,30	0,14	39	US x AP	0,083
Variável	Método	Média (mm)	Desvio-padrão	n	RM x US x AP	<0,001
EmaxP	RM	1,20	0,47	39	RM x US	0,002
	US	0,86	0,36	39	RM x AP	<0,001
	AP	0,90	0,46	39	US x AP	0,659

RM = ressonância magnética; US = ultra-som intravascular; AP = anatomia patológica; p = probabilidade de significância; n = tamanho da amostra; ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede



**Figura 44** - Imagens de um mesmo segmento de artéria circunflexa (Cx3a) ao ultra-som intravascular, à ressonância magnética e histologia



## **5. Discussão**

---

Os resultados encontrados mostraram haver correlações significativas entre algumas das medidas feitas no UIV e RM comparadas com as medidas na AP. Estas medidas foram: ATV, AL, MaDV e MeDV. Contudo, os valores de  $r$  pelo método de Pearson não atingiram o valor  $r \geq 0,90$ , os quais mostrariam uma correlação muito forte. Entretanto, o coeficiente de correlação de Pearson não é robusto nem resistente. Não é robusto porque relações fortes que não forem lineares entre as duas variáveis  $x$  e  $y$  podem não ser reconhecidas. Não é resistente uma vez que é “extremamente sensível” a um ou a poucos pares de dados aberrantes. Como neste estudo tivemos algumas medidas aberrantes, a opção do uso do método de análise de concordância de Bland-Altman Plot foi importante. Neste método gráfico as diferenças entre as duas técnicas são plotados contra as médias das duas técnicas.

Quando comparamos as medidas obtidas de ATV entre os métodos UIV e AP observamos uma correlação forte entre os dois métodos ( $r$  entre 0,70 e 0,89) semelhante à correlação descrita na literatura<sup>77</sup>; quanto às demais variáveis como MaDV, MeDV, AL, diâmetro máximo da luz (DmaxL) e espessura mínima da parede (EminP) observamos uma correlação moderada ( $r$  entre 0,40 e 0,69) entre os dois métodos. Contudo, a correlação encontrada para a espessura da parede não foi semelhante àquelas que outros autores descreveram<sup>22,72,75</sup>. Talvez isto se deva à elevada incidência de artefatos técnicos.

Os artefatos técnicos que afetaram as imagens obtidas pelo ultra-som intracoronário estão explicitados abaixo:

- 1- Artefatos produzidos por oscilações acústicas, chamados de “ring-down”. Estes artefatos são geralmente observados como halos brilhantes de espessura variável em torno do cateter. São produzidos por oscilações acústicas no transdutor, as quais resultam em sinais de alta amplitude que obscurecem a área adjacente ao cateter. Tais artefatos estão presentes em todos os dispositivos médicos de ultra-som e criam uma zona de incerteza adjacente à superfície do transdutor <sup>35</sup>. Sua presença dificultou e algumas vezes até impossibilitou a obtenção de medidas precisas, fazendo com que excluíssemos da análise os segmentos afetados.
- 2- Distorções geométricas como resultado de imagens não perpendiculares ao eixo longo do vaso. Isto se deve ao fato de que as atuais técnicas de imagens assumem que o vaso é circular, que o cateter fica localizado no centro da artéria e que o transdutor está em paralelo ao longo do eixo axial do vaso. Entretanto, a obliquidade do transdutor e a curvatura do vaso podem produzir uma imagem em que cria-se a falsa impressão de que o vaso é elíptico. A obliquidade do transdutor é muito importante nos vasos com maiores calibres pois pode resultar em superestimação das dimensões e reduzir a qualidade da imagem<sup>35</sup>. Isto ocorre porque a amplitude da onda refletida a partir de uma interface depende, em parte, do ângulo em que esta atinge a interface. Os melhores sinais são obtidos quando o feixe atinge o alvo em um ângulo de 90°. Por

consequente, menor qualidade da imagem e erros de interpretação são freqüentes quando o cateter de UIV não está paralelo à parede do vaso. Em nosso estudo muitos vasos possuíam um grande calibre e alto grau de tortuosidade, o que provavelmente comprometeu alguns valores encontrados. Estas características dos vasos analisados provavelmente se devem ao fato de serem vasos de pacientes com idade média elevada (68 anos), provenientes de serviço de atendimento terciário, com elevada presença de fatores de risco (vide tabela1), determinando assim a presença de doença aterosclerótica em grau avançado.

- 3- Distorções rotacionais não uniformes da imagem. Estes artefatos somente são vistos em cateter com sistemas mecânicos e são o resultado da mecânica da ligação do cabo da unidade que gira o transdutor<sup>35</sup>. Isto pode ocorrer por inúmeras razões; neste estudo, pela presença de elevado grau de tortuosidade das artérias (possivelmente a principal causa destas distorções), mesmo estando dissecadas.

Entre os artefatos técnicos que afetaram as imagens obtidas pela ressonância magnética, também nos deparamos com: 1 - artefatos de volume parcial; 2 - artefatos de movimento, secundários às vibrações do aparelho e 3 - artefatos de pós-processamento de imagem. Assim como no UIV, a presença de grandes tortuosidades com curvaturas muito acentuadas, apesar da dissecação dos vasos, fez com que ocorresse uma piora do realce no pós-processamento da imagem na ressonância magnética. Isto pode ser comprovado quando observamos que as melhores

correlações foram encontradas na artéria descendente anterior, pois estas eram mais lineares.

Como optamos pela obtenção da imagem em um tempo menor, a qualidade da imagem e a resolução espacial ficaram comprometidas, pois quanto menor a espessura de corte maior é o tempo dispendido na obtenção da imagem, em que pese o fato de a imagem ser de melhor qualidade, tendo sido este um fator limitador.

Na análise das peças quanto à anatomia patológica, os artefatos técnicos encontrados foram: 1 - a perda da solução de continuidade na parede do vaso, uma vez que no momento do preparo das lâminas, alguns segmentos perderam esta solução, por dilaceração da mesma no processamento do corte do bloco de parafina, impossibilitando a análise das mesmas, inclusive após terem sido refeitas as lâminas; 2 - a retração do tecido no preparo da lâmina. Chama a atenção que as médias das medidas na AP são menores em praticamente todas as variáveis, e um dos motivos pode ter se devido a esta retração. Embora não existam trabalhos na literatura que comprovem a presença desta retração, devemos lembrar que é esperado que a área no estudo histológico seja menor, pois há uma retração dos tecidos causada pelos tratamentos desidratante e desengordurante, aos quais os segmentos arteriais são submetidos, antes dos serem embebidos na parafina.

Na literatura, modelos experimentais com o uso do UIV têm mostrado uma boa correlação e boa concordância na detecção da área<sup>49</sup>. Porém, com o aumento das irregularidades na luz do vaso, essa correlação se desfaz:

em alguns estudos superestima<sup>80</sup> e em outros subestima as dimensões do vaso<sup>81</sup>. Neste estudo, por termos analisado corações obtidos de necropsias de pacientes falecidos em hospital terciário, cuja idade média foi de 68 anos, a doença aterosclerótica em alguns doentes atingia grau avançado, artérias com um importante grau de tortuosidade e outras totalmente trombosadas, haja vista as artérias da peça anatômica que foi excluída do estudo pela presença de “stents” que só foram identificados no momento do preparo das lamínas para estudo histopatológico, pois, por estarem ocluídas, não foi possível a passagem do cateter de ultra-som em nenhum dos vasos e, durante a obtenção das imagens pela RM, estes “stents” não foram visualizados. A identificação do verdadeiro diâmetro do vaso também está sujeita a erros pela presença de remodelamento medial e intimal da parede do vaso. A presença de remodelamento é um dos grandes fatores que induzem a erro no cálculo da área<sup>11,82</sup>.

Para a análise da real forma do lúmen através da AP, foi necessário durante o processo de fixação da peça anatômica que a luz do vaso fosse expandida, pois o círculo é a melhor área para um perímetro. Estudo realizado com coronárias de macacos portadores de aterosclerose induzida por dieta mostrou que a pesquisa histopatológica de coronárias não distendidas não deve ser aceita como “standard” em estudos experimentais, pois pode superestimar a lesão<sup>4</sup>. Também devemos lembrar que é esperado que a área no estudo histológico seja menor, pois há retração do tecido pelo tratamento desidratante e desengordurante, como já citado anteriormente.

Observamos uma forte correlação entre a AP e a RM na variável ATV, com significância estatística. Em relação à variável AL, surpreendentemente a correlação foi melhor entre a RM e a AP do que entre o ultra-som e a patologia.

Quando analisamos as correlações por artérias, chama bastante a atenção uma forte correlação entre o UIV e a RM.

Todas as imagens foram feitas pela distância do óstio da coronária na parede da aorta. Como as medidas foram feitas de formas não pareadas, ou seja, pareamento cego, pela falta de marcador anatômico do vaso, isto pode ter gerado pequenos desalinhamentos.

Neste estudo os limites externos da adventícia em alguns vasos foram imprecisos, apesar de ser uma camada ecorrefletora ao ultra-som, talvez pelo fato desses vasos terem sido dissecados da peça. Assim como na literatura, este estudo mostrou uma boa correlação entre o UIV e a AP<sup>28, 81</sup>.

Não podemos deixar de ressaltar as dificuldades com que muitas vezes nos deparamos no desenvolvimento destes métodos de estudo, em especial para realizar a RM, e a relevância destes que servirão como base de metodologia para que se evolua no desenvolvimento tecnológico para a investigação da aterosclerose.

Sabemos que significativos obstáculos precisam ser superados para alcançarmos o objetivo de uma identificação não invasiva de placas nas artérias coronárias quantitativamente e qualitativamente. Neste estudo, a despeito das imagens terem sido realizadas "in vitro", muitas foram as

dificuldades técnicas na aquisição das imagens, como está descrito em desenvolvimento do método. O início deste estudo já foi, por si só, um desenvolvimento metodológico para se estudar peças de artérias coronárias pela RM, retiradas do seu leito nativo no coração. Por alguns meses várias foram as tentativas até se encontrar uma maneira adequada de visibilização pela RM; isto porque para a realização do ultra-som precisamos dissecar as artérias da peça, uma vez que, com o coração inteiro, isto não foi possível, pois ao introduzirmos o fio-guia e o cateter de ultra-som no vaso não tínhamos total certeza de sua localização, através da introdução “às cegas”; diferentemente, durante a realização deste exame “in vivo” temos o auxílio da “scopia” e do contraste como orientadores da localização do cateter dentro do vaso, além da presença do sangue auxiliando na progressão do cateter. Com isso criou-se um problema na obtenção das imagens da ressonância magnética, uma vez que “in vivo” temos a presença de várias estruturas teciduais ao redor das artérias coronárias, ricas em núcleos de hidrogênio, que melhoram muito a captação do sinal. Sendo assim, criamos uma técnica própria para a realização dos dois métodos, sem comprometermos a captação da imagem em nenhum deles, conforme descrito no tópico desenvolvimento do método. Viabilizamos os dois métodos injetando e embebendo a artéria dissecada em óleo vegetal, tendo como embasamento que a gordura melhora em muito o contraste da imagem radiológica na ressonância magnética por ser rica em núcleos de hidrogênio. Este desenvolvimento metodológico, por si só, já é um trabalho além do próprio objetivo desta tese. Desta forma pudemos perceber que o



desenvolvimento de métodos para a caracterização não invasiva e invasiva de placas coronárias continua sendo um campo árduo e ativo de pesquisas<sup>83,84,85,86</sup>. Inúmeros estudos nessa área vêm sendo realizados com o objetivo de avaliar a morfologia das artérias coronárias. Grandes modificações técnicas ao longo do tempo vêm permitindo a aquisição de imagens de melhor qualidade, possibilitando um diagnóstico mais fidedigno das lesões coronárias.

Todavia, apesar do grande interesse neste campo, estudos comparando o ultra-som intravascular e ressonância magnética com achados histopatológicos são relativamente poucos na literatura. Não existem estudos correlacionando o ultra-som, a ressonância magnética e a histopatologia “in vitro” em coronárias humanas. Por esse motivo tentamos neste estudo demonstrar a capacidade da ressonância magnética em detectar alterações na anatomia de artérias coronárias com aterosclerose, tendo como padrão a anatomia patológica e o ultra-som intracoronário “in vitro”.

Em suma, a doença aterosclerótica é um processo evolutivo, com grandes implicações clínicas, cujo principal método diagnóstico ainda é a cinecoronariografia. Deste modo, progressos tecnológicos adicionais no método da RM devem aumentar mais a resolução espacial e temporal desta, permitindo a sua utilização nas artérias coronárias como método substituto da cinecoronariografia. Este estudo contribui, assim, com informações importantes para o entendimento das discrepâncias entre os métodos de

imagem e de anatomia patológica, mas também mostra que a RM pode vir a ser um excelente método para estudar a aterosclerose “in vivo”.

## **6. Conclusões**

---

- 1- A ressonância magnética correlacionou-se com o ultra-som intravascular para a maioria das medidas, em especial para: área total do vaso, maior diâmetro do vaso, menor diâmetro do vaso, área da luz e diâmetro máximo da luz.
- 2- A correlação com a anatomia patológica foi menor, ocorrendo o mesmo entre o UIV e esta, e sempre com menores medidas na patologia.
- 3- A RM pode vir a ser método fidedigno para o diagnóstico e prognóstico na doença aterosclerótica coronariana, na dependência do desenvolvimento tecnológico permitindo maior rapidez com qualidade na aquisição de imagens.

## **7. Anexos**

---

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia n° 1

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	14	4,9	3,7	0	0	0	0	0									13,51	4,65	3,96	0,00	0,00	0,00	0,36	1,24
DA1b	17	4,9	4,1	0	0	0	0	0									15,51	4,59	4,25	0,00	0,00	0,00	0,27	1,20
DA1c	17	4,7	4,0	0	0	0	0	0									15,53	4,68	4,37	0,00	0,00	0,00	0,19	1,08
DA2a	17	4,9	4,1	0	0	0	0	0									15,75	4,51	4,47	0,00	0,00	0,00	0,58	3,53
DA2b	11	4,2	3,6	0	0	0	0	0									11,88	4,28	3,74	0,00	0,00	0,00	0,46	1,24
DA2c	19	5,2	4,5	0	0	0	0	0									16,99	6,81	3,68	3,03	0,33	4,95	0,16	2,32
DA3a	9	3,9	3,6	0	0	0	0	0									7,56	3,34	2,56	0,01	1,15	1,49	0,30	1,38
DA3b	18	5,1	4,0	0	0	0	0	0									6,87	3,04	2,50	0,10	0,29	0,37	0,44	2,06
DA3c	10	4,1	3,8	0	0	0	0	0									10,46	5,22	1,42	0,43	0,62	0,84	0,28	3,30
CX1a	14	4,3	4,2	0	0	0	0	0	14,8	4,6	4,0	7,6	2,7	3,5	0,5	0,9	13,55	5,05	3,87	3,08	1,30	2,71	0,13	2,38
CX1b	8	3,5	3,4	0	0	0	0	0	9,8	3,4	2,7	4,2	0,3	0,8	0,3	0,8	8,26	3,57	3,05	2,74	1,48	2,19	0,17	1,52
CX1c	7	3,0	2,5	0	0	0	0	0	9,1	3,6	3,2	2,9	1,4	1,6	0,4	1,3	6,72	2,96	2,83	2,17	1,37	1,79	0,26	1,09
CX2a	6	2,9	2,9	0	0	0	0	0	6,4	3,1	2,6	3,3	1,7	2,3	0,2	0,9	4,88	2,74	2,26	2,87	1,68	2,14	0,14	0,45
CX2b	8	3,2	2,5	0	0	0	0	0	6,1	2,9	2,8	4,2	2,2	2,4	0,2	0,5	5,26	3,00	2,04	3,27	1,49	2,47	0,14	0,40
CX2c	8	3,5	2,9	0	0	0	0	0	7,1	3,2	2,8	4,2	2,2	2,5	0,2	0,6	6,14	2,94	2,83	2,61	1,60	2,08	0,12	1,13
CX3a	10	3,6	3,4	0	0	0	0	0	6,5	3,1	2,8	2,9	1,5	2,4	0,1	1,2	6,64	2,99	2,87	3,00	1,65	2,42	0,12	1,14
CX3b									6,2	2,9	2,7	3,6	1,9	2,4	0,1	0,7	6,16	2,94	2,69	3,82	2,16	2,36	0,13	0,56
CX3c									7,5	3,2	3,0	3,6	1,8	2,4	0,2	0,8	7,03	3,22	2,89	3,64	2,09	2,16	0,14	0,86
CD1a	19	6,0	4,5	5	2,1	3,7	1,2	1,6																
CD1b	17	5,2	5,2	7	2,8	4,0	1,2	1,6									15,11	4,94	3,93	6,67	2,83	2,97	0,34	1,57
CD1c	19	5,9	5,3	3	1,3	3,5	1,3	2,3									14,88	4,70	4,12	2,54	1,22	2,46	0,31	1,81
CD2a	16	4,1	3,9	1	0,9	1,2	1,0	2,3									15,97	5,01	4,28	0,09	0,32	0,33	1,61	2,58
CD2b	19	5,3	4,8	0	0	0	0	0									16,25	4,78	4,23	0,00	0,00	0,00	0,60	1,63
CD2c	19	5,3	4,8	0	0	0	0	0									19,62	5,36	4,76	0,00	0,00	0,00	0,21	1,91
CD3a	19	5,6	5,2	2	1,7	1,9	1,1	2,1									18,63	4,99	4,47	0,00	0,00	0,00	0,18	2,57
CD3b	13	4,2	3,5	0	0	0	0	0									12,89	4,58	3,60	0,00	0,00	0,00	0,27	1,78
CD3c	14	4,1	3,8	0	0	0	0	0									11,91	4,01	3,77	2,06	0,88	3,23	0,34	1,67
CD4a	13	5,1	4,5	3	1,5	3,2	1,2	1,5									10,18	3,51	3,32	2,81	1,61	2,33	0,41	1,36
CD4b	13	4,6	3,8	3	1,4	2,4	0,9	1,7									8,44	3,37	3,28	3,09	1,88	2,21	0,47	1,01
CD4c	10	3,9	3,6	0	0	0	0	0									7,61	3,46	2,84	0,09	0,18	0,58	0,10	2,79
CD5a	10	3,6	3,3	0	0	0	0	0									6,27	2,71	2,83	1,75	1,73	1,80	0,58	1,26

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

## ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia n° 2

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a									15,5	5,0	3,9	8,0	2,4	4,0	0,3	0,6	14,49	5,41	3,63	5,86	2,51	2,90	0,18	2,67
DA1b									13,0	4,7	3,6	5,0	2,0	3,2	0,4	1	12,90	4,97	3,75	4,29	2,09	2,94	0,12	2,63
DA1c									11,0	4,4	3,2	7,8	2,6	3,6	0,4	0,4	11,25	4,61	3,28	5,46	2,53	2,83	0,12	1,76
DA2a									12,1	4,2	3,7	7,0	2,7	3,0	0,2	0,7	11,49	4,43	3,29	5,60	2,64	2,76	0,14	1,43
DA2b									12,2	4,4	3,6	6,2	2,4	3,3	0,3	1,5	11,74	4,50	3,34	5,90	2,62	3,18	0,21	1,28
DA2c									15,3	4,8	4,1	6,9	2,6	3,3	0,4	1,6								
DA3a																	14,15	4,74	3,85	6,78	2,73	3,32	0,20	1,35
DA3b									11,9	4,4	3,5	7,2	2,7	3,5	0,2	0,8	10,51	3,97	3,46	6,29	2,70	2,89	0,24	0,62
CX1a	12	4,3	3,8	4	2,2	2,9	0,6	0,8	9,0	3,7	3,2	8,9	2,9	4,6	0,3	1,8	8,10	3,51	2,83	4,65	2,22	2,83	0,19	0,53
CX1b	11	4,2	3,7	4	2,5	2,5	0,8	0,9	7,6	3,2	2,9	2,6	1,4	2,3	0,9	1,7	7,43	3,50	2,53	4,98	1,92	3,00	0,19	0,27
CX1c	9	4,0	3,1	4	2,2	2,3	0,8	0,8	9,0	3,7	3,1	6,1	2,6	3,0	0,2	0,5	7,19	3,55	2,63	5,05	2,23	2,91	0,15	0,37
CX2a	11	4,1	3,0	3	1,7	2,1	1,0	1,0									7,22	3,39	2,78	4,22	2,27	2,38	0,20	0,73
CX2b	9	3,5	3,3	3	1,8	2,0	0,7	0,8									7,00	3,28	2,75	3,34	1,92	2,22	0,11	1,24
CX2c	8	3,3	2,7	3	1,2	1,8	0,8	0,8									5,91	2,83	2,66	3,30	1,85	2,30	0,11	0,82
CX3a	9	3,6	3,5	3	1,4	2,2	0,6	0,8									6,53	3,29	2,57	4,16	1,88	2,94	0,13	0,63
CX3b	7	3,0	3,0	2	1,9	2,0	0,4	0,5									4,96	2,62	2,25	2,68	1,68	2,02	0,22	0,55
CX3c	6	3,4	2,9	2	1,3	1,5	0,6	0,7	5,1	2,7	2,4	2,9	1,7	2,4	0,1	0,5	5,72	2,86	2,62	3,48	2,05	2,19	0,16	0,58
CX4a	7	3,4	2,6	2	1,0	1,8	0,7	0,7	7,5	3,3	2,8	4,1	2,1	2,6	0,2	0,5	6,84	3,07	2,83	4,25	2,21	2,37	0,13	0,69
CX4b									8,3	3,4	3,1	4,0	2,1	2,5	0,1	1,0	6,93	3,25	2,75	3,81	2,20	2,27	0,16	0,76
CD1a	21	5,0	4,3	9	2,6	2,9	0,6	0,9																
CD1b	23	5,4	5,0	10	3,4	3,5	0,7	1,0									16,39	5,20	3,86	11,01	3,34	3,75	0,29	0,95
CD1c	21	5,6	5,0	12	3,6	4,0	0,4	1,2	19,7	5,7	4,4	13,4	3,5	4,6	0,3	0,7	14,57	5,41	3,41	9,79	2,57	4,59	0,23	0,52
CD2a	21	5,6	4,7	11	3,4	4,4	0,5	0,9	16,2	5,2	3,8	12,2	3,0	4,8	0,2	0,7								
CD2b	22	5,5	4,9	10	3,4	4,1	0,5	0,5	16,3	5,1	4,1	12,9	3,5	4,6	0,2	0,4	14,47	5,24	3,72	10,86	3,12	4,64	0,15	0,35
CD2c	20	5,8	4,9	11	3,6	4,4	0,5	0,8	16,5	5,1	4,1	12	3,2	4,4	0,3	0,5	15,48	5,18	3,82	11,79	3,20	4,58	0,19	0,37
CD3a	18	5,2	4,7	9	3,4	3,4	0,6	0,6	16,7	5,0	4,3	10,6	3,0	4,1	0,1	1,5	14,94	5,07	3,87	10,45	3,10	4,28	0,21	0,48
CD3b	19	4,8	4,3	9	3,2	3,8	0,6	0,6	17,2	4,9	4,5	11,5	3,4	4,3	0,2	0,8	15,59	4,34	4,71	11,37	3,27	3,77	0,12	0,52

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº 3

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a																	12,69	4,58	3,16	4,12	2,14	2,54	0,10	2,33
DA1b																	8,04	4,35	2,44	2,91	1,28	2,27	0,04	1,93
DA1c																	6,49	3,04	2,60	1,80	1,30	1,66	0,23	1,40
DA2a																	6,31	3,16	2,45	1,93	1,40	1,59	0,43	0,78
DA2b																	6,31	3,10	2,48	1,88	1,46	1,59	0,24	0,98
DA2c																	5,76	3,24	2,35	1,02	1,02	1,22	0,39	1,38
DA3a																	6,01	3,27	2,44	0,53	0,78	0,89	0,44	1,87
DA3b																	4,97	2,78	2,34	0,00	0,00	0,00	0,15	1,14
DA3c																	3,73	2,33	1,95	0,43	0,69	0,76	0,47	1,04
CX1a	18	5,7	4,1	6	2,6	2,6	0,8	1,9	17,4	5,2	4,1	9,0	3,0	3,9	0,4	1,0	16,11	5,22	4,19	6,63	2,50	3,05	0,28	1,78
CX1b	17	6,3	5,4	8	2,8	4,3	1,0	2,0									17,87	6,85	4,20	10,33	2,82	5,90	0,20	1,20
CX1c	19	6,5	5,2	9	3,3	4,2	0,8	1,1									15,20	5,51	3,71	7,22	2,28	3,94	0,19	1,43
CX2a	18	6,0	3,6	7	2,5	3,6	1,4	1,4									17,62	5,65	4,15	8,91	3,01	4,14	0,40	0,91
CX2b	20	7,1	4,6	7	2,6	4,1	1,1	1,2	15,4	5,0	3,9	9,4	2,7	4,2	0,2	0,6	15,02	5,18	4,18	6,07	3,01	4,14	0,40	0,91
CX2c	16	5,3	5,0	5	2,7	2,9	0,8	0,8									10,58	3,88	2,44	3,40	2,44	2,59	0,32	1,24
CX3a	13	4,6	4,3	4	2,4	2,8	1,3	1,3	13,2	4,7	3,5	5,6	2,1	3,4	0,3	1,1	10,33	3,59	2,61	4,24	2,13	2,56	0,28	1,41
CX3b									14,2	4,6	4,0	7,5	2,7	3,6	0,4	0,9	12,17	4,26	3,30	6,77	1,45	2,42	0,31	0,86
CX3c									14,3	4,8	3,9	7,6	2,7	3,4	0,2	0,9	11,36	6,22	2,53	5,75	2,83	3,49	0,32	0,79
CD1a	12	4,2	3,4	5	2,1	3,2	0,4	0,9	17,3	5,2	4,2	5,2	2,1	3,2	0,4	1,3	18,16	6,47	5,15	9,23	1,23	5,39	0,29	0,73
CD1b	12	5,1	3,2	5	2,0	3,6	0,5	1,0	11,0	3,3	4,1	6,0	2,4	3,3	0,3	0,5	9,14	3,80	3,16	5,23	2,76	4,20	0,37	1,14
CD1c	12	4,4	3,7	5	2,3	3,2	0,5	0,9	10,9	3,0	2,9	5,9	2,0	3,4	0,2	0,8	7,70	4,13	2,33	4,51	2,25	2,89	0,31	0,58
CD2a	13	4,7	3,8	6	2,2	3,0	0,6	0,9	12,0	4,4	3,3	6,8	2,4	3,4	0,4	0,9	10,10	4,20	2,92	5,39	1,50	3,46	0,27	0,46
CD2b	13	4,4	4,0	5	2,3	3,2	0,6	0,8	12,2	4,3	3,7	6,4	2,5	3,4	0,5	0,9	11,76	4,11	3,76	5,48	2,05	2,98	0,34	0,69
CD2c	15	4,9	4,3	5	2,1	2,8	0,6	0,8	10,8	4,2	3,2	6,0	2,2	3,2	0,4	0,9	10,85	3,79	3,71	6,18	1,96	2,23	0,41	0,77
CD3a	11	4,0	3,9	6	2,8	2,9	0,5	0,6	12,0	4,2	3,7	7,2	2,8	3,4	0,4	0,7	9,77	3,98	3,21	5,67	2,61	2,86	0,42	0,63
CD3b	9	3,6	3,0	4	2,2	2,4	0,4	0,6	13,6	4,5	4,0	7,4	2,9	3,2	0,3	0,8	14,00	5,02	3,43	3,69	2,46	3,06	0,28	0,70
CD3c	12	4,7	4,0	4	3,2	3,2	0,8	0,8	8,6	3,5	3,0	3,8	1,9	2,5	0,3	0,6	9,03	3,60	3,32	4,44	2,18	2,37	0,29	1,80
CD4a	5	2,7	2,7	2	1,5	2,0	0,8	0,8	6,0	2,9	2,7	3,1	1,7	2,2	0,2	0,8	4,96	2,88	2,17	1,75	2,20	2,29	0,33	0,92
CD4b									6,7	2,7	3,3	1,4	1,3	1,5	0,5	1,1	5,68	2,75	2,68	2,32	1,26	1,70	0,33	0,61
CD4c									5,0	2,6	2,5	1,8	1,4	1,6	0,4	0,5	6,23	3,04	2,76	3,64	1,72	1,80	0,46	0,60
CD5a									6,0	2,9	2,6	2,3	1,5	2,0	0,4	0,7	6,51	2,95	2,88	3,63	2,07	2,23	0,15	0,52
CD5b									6,6	3,0	2,9	3,8	1,9	2,3	0,2	0,6	5,84	2,89	2,61	2,80	2,06	2,34	0,22	0,56
CD5c									5,5	2,8	2,6	3,0	1,8	2,1	0,2	0,6	6,23	2,99	2,83	3,90	1,73	2,01	0,24	0,67

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.



### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº 4

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	25	6,4	5,9	8	2,7	4,5	1,0	1,4	24,2	5,8	4,9	8,2	2,5	4,1	0,7	1,4	21,08	6,54	4,26	8,07	2,50	3,81	0,38	1,93
DA1b	17	5,3	5,0	5	2,2	4,2	1,1	1,1	17,1	5,2	4,5	5,9	2,4	3,2	0,6	1,5	17,69	5,10	4,54	5,02	1,89	3,67	0,47	1,66
DA1c	18	6,1	4,2	4	2,1	4,0	1,3	1,3									16,91	5,25	3,84	3,70	1,13	3,63	0,41	1,81
DA2a	20	5,5	5,3	5	2,2	3,2	1,0	2,0	21,9	6,0	4,5	7,6	2,4	3,8	0,3	1,8	18,12	5,06	4,49	4,34	2,08	2,47	0,58	1,81
DA2b	18	5,2	5,0	4	2,4	3,1	0,8	1,8	17,1	5,2	4,3	6,1	1,8	3,8	0,5	1,8	17,00	4,86	4,52	3,99	1,99	2,33	0,54	1,64
DA2c	18	5,4	4,6	4	2,4	2,9	1,1	1,6	16,9	5,1	4,2	4,7	2,2	2,8	0,4	1,6	15,89	4,58	4,34	2,31	1,42	1,89	0,52	2,11
DA3a	17	4,9	4,7	4	2,1	2,5	1,0	1,5	15,9	4,8	4,3	4,3	2,2	2,5	0,7	1,4	15,81	4,68	4,41	3,31	1,60	2,17	0,55	1,63
DA3b	19	5,1	4,9	4	2,2	3,0	1,3	1,3	16,1	4,7	4,4	2,9	1,5	2,4	0,4	1,8	15,84	4,50	4,29	3,39	1,89	2,08	1,00	1,49
DA3c	13	5,3	4,3	1	1,1	1,9	1,2	1,4	13,9	4,5	3,8	1,3	1,2	1,4	1,0	1,4	12,53	4,13	3,95	0,52	0,64	0,88	1,22	1,89
CX1a	14	4,9	3,9	0	0,0	0,0	0,0	0,0									13,38	5,00	3,60	3,41	1,38	3,13	0,38	1,72
CX1b	14	4,8	4,2	2	1,0	2,3	1,1	2,9									8,33	3,50	3,02	1,89	1,22	1,96	0,46	1,26
CX1c	13	4,1	3,7	1	0,7	2,0	0,7	2,0									7,33	3,61	2,54	0,98	0,42	2,79	0,16	1,78
CX2a	10	3,8	3,6	0	0,0	0,0	0,0	0,0									9,01	4,12	3,19	1,48	0,59	2,16	0,33	2,20
CX2b																	9,97	4,02	3,24	0,55	0,73	0,84	0,65	2,18
CX2c	9	3,7	3,2	0	0,0	0,0	0,0	0,0									7,47	3,56	2,94	0,83	0,79	1,36	0,51	1,63
CX3a																	8,23	3,71	3,06	2,13	0,77	2,69	0,42	1,61
CX3b																	7,40	3,40	2,76	1,44	1,17	1,48	0,58	1,13
CX3c																	8,56	3,37	3,33	3,83	2,14	2,32	0,48	0,66
CX4a																	9,79	3,77	3,53	2,93	1,96	2,01	0,48	1,25
CX4b																	8,85	4,83	4,36	0,17	0,67	0,85	0,94	1,60
CX4c																	5,35	2,84	2,58	0,84	0,99	0,99	0,57	0,92
CD1a	19	5,0	4,7	4	2,2	2,5	0,6	2,4									13,75	4,44	4,05	3,10	1,60	2,35	0,45	1,65
CD1b	20	5,4	4,9	3	1,3	3,1	0,9	2,2									19,19	5,26	4,63	3,62	1,89	2,16	0,86	2,29
CD1c	14	4,0	4,0	2	1,1	1,9	1,5	1,9									15,93	4,62	4,36	2,83	1,55	2,26	0,68	1,52
CD2a	11	4,0	3,9	1	0,8	2,2	0,6	1,1									9,27	3,98	3,05	1,42	0,85	2,05	0,74	1,46
CD2b	13	4,3	4,2	1	1,2	1,4	0,6	2,1									8,90	3,55	3,17	1,25	0,97	1,58	0,46	1,72
CD2c	15	4,8	4,7	3	0,8	2,5	0,6	1,5									12,17	3,96	3,96	1,09	1,06	1,44	0,85	2,02
CD3a	12	4,1	4,0	1	0,9	1,3	0,7	1,5									10,78	4,01	3,76	0,89	0,91	1,16	0,54	2,05
CD3b	13	4,6	4,2	1	1,0	1,6	0,7	1,5									10,86	3,69	3,47	0,88	0,91	1,18	0,57	2,03
CD3c	13	4,6	3,9	2	0,7	2,2	0,7	2,3									11,99	4,02	3,95	0,46	0,65	0,87	1,01	2,08
CD4a	15	4,6	4,2	1	0,5	1,6	0,8	3,0									12,03	4,12	3,98	0,49	0,65	0,91	1,21	2,11
CD4b	12	4,0	4,0	2	1,5	1,5	1,2	1,6									9,48	3,67	3,54	1,06	1,09	1,19	1,09	1,20
CD4c	12	4,0	3,7	2	1,5	1,7	0,9	1,6									8,08	3,55	3,34	2,17	1,60	1,71	0,70	0,87
CD5a	13	4,0	4,0	3	2,0	2,0	1,1	1,5									10,53	3,87	3,74	4,01	2,11	2,57	0,46	0,83
CD5b	16	4,7	4,7	5	2,6	2,8	0,9	1,4									14,77	4,60	4,17	2,88	1,29	2,45	0,71	1,84

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº5

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	22	5,4	4,9	11	4,0	4,3	0,7	0,8	21,6	5,8	4,8	14,1	3,6	4,9	0,2	0,7	20,76	6,14	4,29	8,64	2,94	3,46	0,30	1,62
DA1b	20	5,6	5,0	11	3,7	3,8	0,7	1,1	19,3	5,6	4,4	12,6	3,2	4,7	0,3	0,7	10,61	4,51	3,83	2,97	1,19	2,63	0,41	1,65
DA1c	22	5,4	5,2	13	4,5	4,6	0,5	0,8	21,0	5,5	4,8	13,3	3,5	4,7	0,4	0,8	11,97	4,28	3,61	5,32	2,25	2,66	0,53	0,91
DA2a	22	5,7	5,4	15	4,4	4,7	0,3	0,9	22,1	5,8	4,9	13,4	3,6	4,8	0,3	0,7	12,34	5,25	4,49	5,72	2,56	2,74	0,26	1,22
DA2b	23	6,1	5,4	15	4,2	4,5	0,3	0,9	20,4	5,6	4,5	12,0	3,2	4,5	0,4	0,8	11,25	4,96	4,62	5,28	2,41	2,78	0,41	0,85
DA2c									13,6	4,6	3,9	4,8	2,0	3,1	0,5	1,5	12,62	3,49	2,95	5,94	2,57	2,90	0,30	1,20
DA3a									15,2	4,6	4,2	6,3	2,7	3,0	0,5	1,5	14,37	3,89	3,10	7,87	2,53	3,63	0,26	1,12
CX1a	17	5,1	4,9	5	1,9	3,0	1,0	2,1	15,2	5,0	4,0	9,6	3,1	4,0	0,4	0,6	12,80	4,37	3,61	5,54	2,56	2,83	0,26	1,35
CX1b	20	6,2	4,9	6	3,0	3,2	0,7	2,7	15,5	5,0	4,0	9,9	3,0	4,2	0,2	0,4	14,35	4,44	4,15	5,69	2,39	2,94	0,24	1,78
CX1c	16	6,3	4,1	5	2,2	3,3	0,9	1,5	16,5	5,4	3,8	8,9	2,4	4,4	0,4	0,8	13,52	3,53	3,16	4,95	2,50	2,59	0,27	1,55
CX2a																	13,54	3,66	3,15	4,15	2,12	2,54	0,44	1,44
CX2b									12,1	4,2	3,6	4,0	1,9	2,7	0,3	1,1	13,56	3,81	3,16	5,12	1,88	3,02	0,21	1,86
CX2c									9,5	3,7	3,2	4,6	2,1	2,7	0,2	0,9	14,36	4,49	4,16	7,70	2,76	3,38	0,30	1,46
CX3a									12,9	4,3	3,8	4,9	1,9	3,3	0,3	1,0	13,94	4,70	4,06	7,24	2,75	3,21	0,24	1,61
CX3b									11,5	4,1	3,7	4,0	2,0	2,5	0,4	0,9	13,75	4,85	3,69	6,59	2,92	2,71	0,25	2,01
CX3c									12,7	3,6	4,3	5,5	2,5	2,9	0,3	0,8	12,63	4,61	3,48	5,84	2,69	2,57	0,18	1,75
CD1a	18	5,4	4,7	7	2,7	3,3	0,8	1,3																
CD1b	16	4,7	4,7	8	3,2	3,2	0,7	1,0									13,56	4,19	3,98	8,05	3,03	3,19	0,37	0,48
CD1c	17	4,9	4,7	7	2,9	3,2	0,9	0,9									12,34	3,91	3,87	7,53	3,04	3,09	0,32	0,57
CD2a	18	4,8	4,5	4	2,9	3,1	0,6	1,0									13,75	4,40	3,98	3,92	2,01	2,27	0,66	1,50
CD2b	15	4,9	4,5	7	3,0	3,1	0,7	0,7									14,50	4,55	4,21	5,62	2,59	2,74	0,58	1,17
CD2c	15	4,6	4,4	7	2,9	3,2	0,7	1,0									13,67	4,28	4,16	5,57	2,64	2,81	0,62	1,01
CD3a	15	4,3	4,2	6	2,8	3,2	0,4	0,8									14,80	2,65	0,71	1,61	2,86	3,47	0,27	1,70
CD3b	12	4,4	3,5	4	2,0	3,2	0,6	1,2									12,26	4,27	3,69	0,76	0,46	1,05	0,49	2,29
CD3c																	15,01	4,64	3,91	1,28	0,54	1,90	0,50	2,26
CD4a																	12,87	4,17	3,98	6,04	2,46	3,02	0,56	1,01

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A – MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO – Autópsia nº 6

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	14	4,9	4,5	6	2,7	3,4	0,5	0,8	8,3	3,8	2,7	5,9	2,3	3,1	0,2	0,4	9,12	4,47	2,65	6,52	2,07	3,93	0,12	0,41
DA1b	18	5,9	4,0	8	3,0	4,4	0,7	0,7	8,5	3,6	2,9	6,3	2,4	3,2	0,2	0,4	9,60	4,95	2,37	7,05	1,89	4,56	0,14	0,31
DA1c	15	5,2	4,3	7	3,1	3,0	1,0	1,0	9,1	3,8	3,1	6,5	2,5	3,3	0,1	0,3	10,53	4,15	3,37	8,19	2,86	3,69	0,13	0,27
DA2a	15	4,7	4,1	7	3,0	3,2	0,0	1,0	10,2	3,9	3,3	7,4	2,8	3,4	0,1	0,3	10,20	3,88	3,15	7,93	2,87	3,45	0,14	0,27
DA2b	19	5,8	4,5	8	3,4	3,4	1,0	1,0	9,6	4,0	3,0	6,6	2,5	3,4	0,1	0,3	10,56	3,96	3,30	8,38	2,90	3,55	0,15	0,23
DA2c	17	4,4	4,1	8	3,3	3,5	0,7	0,7	8,8	3,5	3,1	6,9	2,7	3,1	0,1	0,3	9,91	3,65	3,55	7,68	2,82	3,27	0,14	0,28
DA3a	14	4,9	4,2	7	2,6	3,0	0,6	0,9	8,0	3,4	3,0	6,2	2,7	3,0	0,2	0,3	8,81	3,66	3,08	7,19	2,71	3,38	0,13	0,22
DA3b	15	4,3	4,0	6	2,7	3,0	0,7	0,7	6,4	3,2	2,5	4,9	2,2	2,9	0,1	0,2	7,19	3,34	2,75	5,54	2,39	2,95	0,10	0,23
DA3c									6,3	3,3	2,5	5,1	2,2	2,9	0,1	0,2	8,15	3,49	2,96	6,39	2,65	3,04	0,13	0,26
DA4a									6,6	3,4	2,6	5,2	2,3	2,9	0,1	0,2	7,67	3,36	3,01	6,14	2,63	2,90	0,11	0,23
DA4b									7,6	3,6	2,7	5,9	2,4	3,2	0,2	0,3	7,67	3,75	2,46	6,15	2,21	3,38	0,08	0,26
CX1a	9	4,3	3,0	4	2,2	2,8	0,6	0,6	6,9	3,4	2,5	4,3	1,9	2,7	0,2	0,6	6,39	3,42	2,24	4,14	1,70	2,88	0,23	0,42
CX1b	9	3,6	3,3	4	2,2	2,7	0,6	0,6	8,5	3,6	3,0	5,5	2,4	2,8	0,3	0,6	5,34	2,84	2,32	4,16	2,13	2,55	0,09	0,31
CX1c	8	3,5	3,4	3	2,1	2,4	0,6	0,6	6,2	3,2	2,5	3,7	2,0	2,5	0,2	0,5	5,53	2,97	2,33	4,36	2,02	2,73	0,11	0,19
CX2a	9	4,2	3,1	4	2,2	2,8	0,5	0,8	4,9	2,6	2,4	3,8	2,0	2,4	0,1	0,2	5,33	2,99	2,16	4,22	2,06	2,58	0,08	0,33
CX2b	10	4,2	3,6	3	2,0	2,7	0,8	0,8	4,9	2,8	2,2	3,6	1,7	2,5	0,1	0,4	5,01	2,65	2,40	4,32	2,27	2,46	0,06	0,12
CX2c									5,0	2,9	2,2	3,7	1,8	2,6	0,2	0,3	5,51	2,86	2,50	4,96	2,38	2,73	0,05	0,10
CX3a									5,6	2,8	2,5	3,9	2,2	2,3	0,2	0,3	5,86	3,08	2,30	5,00	2,18	2,81	0,07	0,18
CX3b									5,6	2,8	2,5	3,8	2,0	2,3	0,2	0,3	5,13	2,92	2,14	4,35	2,00	2,63	0,06	0,16
CX3c									4,8	2,7	2,2	3,6	1,9	2,4	0,1	0,2	4,81	2,80	2,05	3,88	1,81	2,53	0,09	0,14
CX4a									4,3	2,7	2,0	3,3	1,8	2,3	0,1	0,2	4,56	2,85	1,98	3,94	1,85	2,63	0,05	0,13
CX4b									4,1	2,4	2,1	3,0	1,8	2,1	0,2	0,2	4,76	2,95	1,91	4,12	1,80	2,78	0,05	0,11

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº 7

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a																	13,00	8,33	5,13	6,39	1,79	4,07	0,16	1,30
DA1b																	5,14	4,53	2,27	1,13	0,54	2,22	0,27	1,03
DA1c																	10,28	5,06	3,94	4,67	2,23	2,65	0,42	0,81
DA2a																	10,02	4,59	4,39	2,66	1,43	2,19	0,27	2,01
DA2b																	9,16	4,93	3,47	3,02	1,77	2,07	0,23	1,59
DA2c																	9,14	4,53	3,88	3,41	2,10	1,83	0,16	1,63
DA3a																	7,71	3,32	3,05	2,62	1,74	1,78	0,20	1,28
DA3b																	10,36	4,18	3,38	3,43	1,88	2,31	0,43	1,08
DA3c																	6,11	3,29	2,37	2,64	1,60	2,11	0,23	1,06
DA4a																	6,43	2,91	2,82	3,50	2,04	2,14	0,25	0,78
DA4b																	0,02	3,34	1,77	0,01	1,14	3,33	0,08	1,24
DA4c																	5,03	2,84	2,19	1,90	1,43	1,66	0,18	1,03
DA5a																	5,42	2,86	2,43	2,13	1,38	1,83	0,22	0,92
DA5b																	5,19	2,53	2,47	3,03	1,89	1,97	0,23	0,34
CX1a									13,6	4,3	3,9	5,7	2,5	2,9	0,5	0,9	15,31	4,89	3,95	9,10	3,00	3,98	0,35	0,59
CX1b																	14,08	4,65	3,67	7,02	2,88	2,88	0,27	1,50
CX1c									14,9	4,6	4,2	10,1	3,4	3,9	0,2	0,6	16,57	4,48	3,43	7,79	2,08	4,84	0,27	1,84
CX2a									16,9	5,0	4,3	8,9	2,9	3,8	0,4	0,8	12,38	4,21	3,94	4,86	2,00	2,91	0,37	1,51
CX2b									14,5	4,8	3,8	7,2	2,4	3,7	0,6	1,1	13,52	3,59	3,23	7,43	2,91	3,11	0,42	0,86
CX2c									15,6	4,7	4,2	8,2	3,0	3,4	0,5	0,8	14,64	3,95	3,15	7,87	3,08	3,43	0,31	1,34
CX3a									17,8	5,1	4,6	8,8	2,8	3,9	0,4	1,1								
CX3b									16,3	5,0	4,2	8,5	2,8	3,8	0,4	0,9	14,24	3,64	3,20	7,17	2,55	3,25	0,25	1,26
CX3c									18,0	4,2	4,5	9,1	2,5	3,9	0,3	1,5	9,16	3,64	3,11	4,10	2,07	2,32	0,27	1,11
CD1a	12	3,9	3,8	6	2,7	2,8	0,7	0,7	11,4	4,2	3,5	6,1	2,5	3,2	0,6	1,3	10,41	3,88	3,27	4,66	2,09	2,83	0,43	0,89
CD1b	15	4,6	4,6	6	2,9	3,2	0,6	0,9	11,3	4,1	3,8	6,5	2,6	3,2	0,3	0,7	8,68	3,68	3,05	5,21	2,35	2,80	0,20	0,47
CD1c	15	4,3	4,1	8	3,2	3,3	0,4	0,7	12,9	4,2	4,0	7,2	2,9	3,2	0,4	0,6	9,72	3,66	3,37	5,65	2,72	2,76	0,32	0,59
CD2a	14	4,3	4,2	6	2,8	2,9	0,6	1,1	11,5	4,0	3,9	5,7	2,5	3,0	0,4	1,0	10,41	4,76	4,24	4,84	2,15	2,74	0,25	0,60
CD2b	14	4,3	4,1	6	2,7	2,9	0,7	1,1	12,9	4,3	3,9	4,9	2,3	2,7	0,4	1,0	10,03	3,82	3,39	4,48	2,28	2,59	0,31	0,66
CD2c	13	4,0	3,9	5	2,7	2,7	0,5	0,9	13,1	4,2	3,9	4,8	2,4	2,6	0,5	1,0	10,33	3,07	2,85	4,49	2,10	2,52	0,46	0,74
CD3a	12	4,2	4,1	6	2,6	3,1	0,6	1,0	13,9	4,4	3,9	6,5	2,6	3,1	0,5	0,8	10,51	3,44	2,58	4,88	2,24	2,74	0,40	1,05
CD3b	14	4,3	4,3	6	2,7	2,7	0,8	1,1	12,5	4,3	3,7	6,4	2,5	3,2	0,4	0,7	10,06	3,22	2,56	5,24	2,25	2,90	0,31	0,82
CD3c									14,1	4,4	4,0	6,6	2,7	3,2	0,3	1,0	8,86	3,16	2,24	4,09	1,91	2,78	0,33	0,80
CD4a									12,7	4,2	3,8	6,2	2,5	3,2	0,4	0,8	9,85	2,96	2,70	5,43	2,30	2,83	0,41	0,46
CD4b									13,3	4,4	3,9	6,6	2,6	3,9	0,3	0,6	9,68	2,96	2,75	4,77	2,26	2,66	0,38	0,77
CD4c									12,8	4,3	3,9	4,7	2,1	2,7	0,6	1,0								

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autopsia n° 8

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	12	4,2	4,1	1	1,2	1,2	0,6	2,2									5,74	3,02	2,25	0,13	0,33	0,40	0,61	1,90
DA1b	11	3,8	3,7	2	1,5	1,5	0,7	1,8									8,45	3,24	3,15	0,06	0,22	0,39	0,60	2,20
DA1c	6	3,0	2,2	0	0,0	0,0	0,0	0,0									8,95	3,48	3,31	0,02	0,13	0,19	0,77	2,42
DA2a	6	2,6	2,4	0	0,0	0,0	0,0	0,0									5,72	2,86	2,37	0,21	0,42	0,62	0,18	2,36
DA2b	7	2,9	2,8	0	0,0	0,0	0,0	0,0									5,53	3,17	2,20	0,34	0,55	0,74	0,26	2,17
DA2c	8	3,0	2,8	0	0,0	0,0	0,0	0,0									4,71	2,37	2,42	0,84	0,84	1,17	0,53	1,14
DA3a	7	3,0	2,7	0	0,0	0,0	0,0	0,0									5,01	2,42	2,51	0,93	0,93	1,14	0,57	0,92
DA3b																	5,83	2,95	2,65	1,02	1,03	1,28	0,41	1,36
DA3c																	4,10	2,38	1,86	0,48	0,72	0,80	0,34	1,20
CX1a	16	4,5	4,5	4	2,1	2,5	0,7	1,2	11,3	4,0	3,6	4,6	2,2	2,8	0,5	0,8	9,93	3,70	3,45	4,36	2,11	2,38	0,38	0,93
CX1b	15	4,2	4,2	4	2,0	2,5	1,1	1,4	11,9	3,7	3,0	5,3	2,4	3,0	0,5	0,8	10,23	3,72	3,51	4,61	2,23	2,65	0,45	0,80
CX1c	17	4,7	4,3	4	1,9	2,4	1,1	1,1	10,5	3,8	3,5	4,4	2,2	2,6	0,5	0,8	11,00	3,93	3,66	3,98	1,97	2,27	0,43	0,88
CX2a	13	4,5	4,1	3	1,8	2,2	0,9	1,5	11,1	4,0	3,7	4,2	2,1	2,5	0,5	1,1	10,28	3,65	3,82	3,65	1,86	2,24	0,46	1,26
CX2b	11	4,0	3,9	3	2,1	2,2	0,7	1,1	9,8	3,6	3,4	4,1	2,2	2,5	0,3	0,9	8,54	3,34	3,20	3,68	2,06	2,21	0,43	0,82
CX2c	9	3,8	3,4	4	1,7	2,0	0,6	1,0	10,5	4,0	3,3	4,6	2,2	2,6	0,4	1,1	8,61	3,49	3,25	4,02	2,05	2,45	0,37	0,83
CD1a	27	6,1	5,7	9	3,5	3,6	1,0	1,3	19,1	5,2	4,6	10,6	3,0	4,1	0,2	1,0	28,60	7,34	5,12	15,91	3,52	6,19	0,38	0,82
CD1b	22	5,3	5,3	7	2,8	3,3	1,2	1,7	19,9	5,4	4,7	11,2	3,4	4,1	0,5	0,9	3,44	2,28	1,86	1,65	1,10	1,64	0,16	0,54
CD1c	22	5,3	5,0	8	3,1	3,5	0,6	1,2	17,7	5,2	4,3	9,4	2,9	3,9	0,6	0,8	15,82	4,53	4,42	9,14	3,36	3,54	0,29	0,97
CD2a	22	5,5	5,4	8	3,0	3,3	0,8	1,8	16,0	5,2	3,8	7,4	2,3	3,8	0,4	0,9	14,16	4,22	4,36	7,60	2,91	3,24	0,49	0,71
CD2b	22	5,3	5,3	7	2,8	3,2	0,8	1,8	15,6	5,3	3,7	7,6	2,6	4,0	0,5	0,9	17,38	5,16	4,42	9,16	3,00	3,81	0,42	0,97
CD2c	24	5,7	5,5	8	3,1	3,5	0,7	1,6	17,7	5,2	4,4	8,6	3,2	3,5	0,3	1,1	16,80	4,91	4,30	8,86	3,25	3,53	0,47	0,92
CD3a	20	5,4	5,1	7	2,9	3,3	0,8	1,2	16,0	4,8	4,2	7,0	2,6	3,3	0,4	1,3	17,42	5,03	4,34	9,77	3,50	3,56	0,35	1,12
CD3b	21	5,2	4,9	7	3,1	3,2	0,6	1,7	17,7	5,1	4,5	7,2	2,7	3,3	0,5	1,2	15,29	4,47	4,24	7,98	2,72	3,52	0,34	1,11
CD3c	16	4,8	4,8	6	2,5	3,1	1,3	1,3	16,4	4,9	4,2	7,3	2,6	3,4	0,6	1,0	14,57	4,37	4,04	6,46	2,64	3,06	0,38	1,47
CD4a	16	4,5	4,5	6	2,6	2,9	0,8	1,1	16,1	4,8	4,3	6,8	2,6	3,3	0,6	1,1	13,50	4,20	3,79	7,33	3,04	3,02	0,48	0,58
CD4b	17	4,8	4,8	7	2,3	3,1	1,0	1,0	16,7	5,1	4,3	9,2	2,9	4,0	0,4	0,8	13,79	4,33	4,01	6,33	2,53	2,99	0,43	0,90
CD4c	16	4,4	4,3	6	2,1	2,7	0,7	1,1	17,4	5,1	4,4	9,1	3,2	3,7	0,4	0,8	15,59	4,69	4,30	7,43	2,88	3,11	0,34	1,03
CD5a	15	4,8	4,3	5	2,2	3,0	0,8	0,9	17,4	5,0	4,3	8,7	3,1	3,6	0,4	1,1	13,50	4,46	3,60	6,57	2,35	3,44	0,41	0,76
CD5b	17	4,8	4,6	7	2,5	2,7	1,0	1,7	15,9	4,9	4,1	7,3	2,7	3,5	0,5	0,9	13,95	6,31	3,96	6,39	2,31	2,94	0,58	0,84

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia n° 9

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	21	5,1	4,9	7	2,7	3,5	0,5	0,8									21,86	7,28	4,24	5,72	1,65	4,62	0,18	2,53
DA1b	17	5,1	4,0	10	3,0	4,1	0,6	0,6									18,04	5,95	3,79	10,01	2,75	3,60	0,23	1,99
DA1c	15	4,4	4,2	3	1,3	2,3	1,0	2,7									12,44	4,30	3,60	4,84	2,41	2,78	0,27	1,08
DA2a	15	4,3	3,9	5	1,3	3,1	0,7	2,2									11,49	4,12	3,94	5,08	2,32	2,57	0,44	1,13
DA2b	16	4,9	4,6	5	2,9	2,9	0,5	1,2									11,91	4,06	3,99	4,39	2,10	2,51	0,45	1,26
DA2c	15	4,4	4,4	3	2,0	2,2	0,9	1,4									6,57	3,52	2,87	2,15	1,38	1,73	0,41	0,81
DA3a	14	4,8	4,1	2	2,5	2,6	0,8	1,7									7,13	3,34	2,73	1,47	0,94	1,97	0,44	1,09
DA3b																								
DA3c																								
CX1a	10	3,6	3,5	4	2,0	2,2	0,4	0,7									8,39	3,70	2,81	3,07	1,29	2,40	0,17	1,18
CX1b	7	3,2	2,7	2	1,8	1,8	0,7	0,7									6,82	3,14	2,77	2,92	1,68	1,96	0,25	0,87
CX1c	11	4,2	3,3	4	2,1	2,5	0,6	0,8									6,15	3,13	2,67	3,30	1,94	2,11	0,24	0,64
CX2a	6	3,1	2,8	2	1,4	2,0	0,6	0,6									5,51	3,03	2,38	2,84	1,74	1,97	0,22	0,70
CX2b																	3,97	2,42	2,11	2,00	1,54	1,59	0,28	0,48
CX2c																	6,02	3,01	2,77	3,11	1,77	2,18	0,31	0,63
CX3a																	6,98	3,15	3,00	1,05	0,55	1,43	0,40	0,68
CX3b																	4,59	2,55	2,47	0,20	0,07	0,40	0,29	1,22
CX3c																								
CD1a	10	4,1	3,5	3	1,9	2,2	0,8	0,8	8,4	3,4	3,1	2,7	1,6	2,0	0,6	0,7	9,10	3,84	3,08	1,86	1,43	1,59	0,40	1,62
CD1b	13	4,3	4,0	4	2,4	2,6	1,2	1,2									7,86	3,38	3,20	2,96	1,57	2,26	0,30	1,13
CD1c	11	4,2	4,2	4	2,3	2,5	0,6	1,2									10,10	4,47	3,22	5,18	2,29	3,02	0,31	0,72
CD2a	9	4,0	3,1	3	1,9	2,6	0,7	0,7									8,59	3,91	3,15	4,54	2,19	2,62	0,26	0,58
CD2b	10	4,4	3,4	5	2,0	3,1	0,5	0,5									8,59	3,61	3,52	4,54	2,26	2,43	0,34	0,83
CD2c	9	3,7	3,5	4	2,1	2,1	0,7	0,7									9,42	3,94	3,83	4,47	2,51	2,63	0,51	0,90
CD3a	12	4,1	3,6	5	2,1	2,6	0,8	0,8									11,76	3,60	3,07	5,15	1,81	2,91	0,24	1,04
CD3b																	8,27	3,76	3,38	3,84	2,19	2,42	0,41	0,74
CD3c									10,4	3,8	3,4	1,8	2,4	1,8	0,5	1,2	9,47	3,62	3,38	4,21	2,03	2,17	0,43	1,07

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº 10

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a									14,5	4,8	4,7	3,7	2,0	2,4	0,3	1,6	11,17	3,93	3,52	3,10	1,96	2,02	0,32	1,26
DA1b									12,1	4,6	3,6	4,5	2,1	2,8	0,2	1,3	10,62	4,11	3,55	3,81	1,98	2,50	0,34	1,41
DA1c									14,7	4,8	3,7	7,6	2,8	3,3	0,5	1,5	14,05	5,31	4,03	6,88	2,78	3,24	0,27	1,42
DA2a																	12,00	4,28	3,60	4,54	1,98	2,89	0,21	1,72
DA2b																	5,27	3,10	2,36	1,14	0,84	1,69	0,22	1,38
DA2c									7,6	3,3	2,9	1,6	1,3	1,6	0,6	1,3	7,61	3,23	3,02	1,58	1,06	1,82	0,22	1,70
DA3a																	7,50	3,18	3,13	1,37	1,03	1,62	0,33	1,64
DA3b																	6,45	3,00	2,67	1,97	1,52	1,55	0,37	1,06
DA3c									7,2	3,3	2,9	2,1	1,6	1,8	0,6	0,8	6,64	3,18	2,65	2,69	1,77	2,00	0,32	0,81
CX1a	15	4,6	4,0	3	1,8	2,2	1,0	1,0	12,9	4,5	3,7	4,8	2,2	2,9	0,2	0,9	11,44	4,15	3,62	2,54	1,59	2,38	0,47	1,62
CX1b	19	5,6	4,5	4	1,8	3,0	1,0	1,0	18,3	5,0	4,6	9,8	3,4	3,7	0,5	0,8	11,01	3,84	3,65	3,67	1,78	2,43	0,44	1,39
CX1c	13	5,6	4,5	9	2,0	2,9	0,8	1,2	16,2	4,6	4,2	8,5	3,1	3,7	0,2	0,8	13,05	4,88	3,48	7,07	2,27	3,86	0,38	0,75
CX2a	16	5,0	4,2	7	2,0	3,2	0,9	1,8	15,6	4,6	4,2	6,1	2,4	3,2	0,6	1,4	14,23	4,57	3,88	6,42	2,32	3,33	0,60	0,89
CX2b	17	5,1	4,4	6	2,2	3,5	1,1	1,3	16,2	4,9	4,3	6,2	2,3	3,4	0,5	0,9	15,24	5,34	4,11	7,10	2,96	4,15	0,39	1,15
CX2c	18	5,2	4,2	7	2,5	3,7	1,3	1,5	15,1	4,6	4,1	6,7	2,5	3,3	0,4	0,9	13,21	4,42	3,91	6,44	2,40	3,33	0,40	0,87
CX3a	17	4,7	4,3	6	2,4	3,7	1,2	1,2	17,2	4,9	4,4	8,3	2,8	3,5	0,5	0,9	12,53	4,18	3,93	5,44	2,35	2,86	0,43	1,02
CX3b	23	7,1	4,2	8	2,2	4,2	1,2	1,4	18,0	5,0	4,5	8,7	2,9	3,8	0,5	1,0	12,26	4,38	3,67	6,86	2,81	3,01	0,33	0,93
CX3c									13,1	4,5	3,8	4,1	1,6	2,8	0,3	1,3	10,57	3,92	3,49	5,69	2,44	2,57	0,38	0,74
CD1a	16	4,4	4,0	3	1,7	2,6	0,9	1,3	11,2	4,2	3,3	4,0	1,9	2,7	0,5	1,0								
CD1b	12	4,0	3,9	5	2,5	2,9	0,4	0,9	11,2	4,0	3,6	4,5	2,3	2,5	0,6	0,9	10,45	5,00	3,09	5,45	1,81	4,06	0,13	0,68
CD1c	13	4,3	4,1	5	2,5	2,5	0,7	1,2	13,1	4,3	3,8	4,7	2,2	2,8	0,6	1,0	10,59	3,86	3,71	4,65	2,15	2,66	0,41	0,85
CD2a	13	4,2	4,0	4	2,5	2,8	0,7	1,0	13,6	4,4	4,0	6,0	2,4	3,1	0,8	0,5	10,87	4,03	3,57	4,92	2,36	2,59	0,37	0,73
CD2b	18	4,7	4,7	7	2,8	3,0	0,8	1,0	15,3	4,6	4,1	7,8	2,8	3,4	0,6	0,8	12,67	4,22	3,88	6,89	2,78	3,21	0,36	0,50
CD2c	15	4,9	4,8	7	2,9	3,1	0,7	1,1									12,78	4,20	3,98	7,44	2,86	3,11	0,33	0,56
CD3a	18	5,1	4,8	6	2,5	2,9	0,6	1,2	12,4	4,3	3,7	4,5	2,3	2,6	0,6	0,9	12,87	4,31	3,94	4,54	2,22	2,59	0,48	1,12
CD3b	18	5,1	5,0	5	2,3	2,9	0,6	1,2	11,8	4,3	3,6	3,7	2,1	2,3	0,6	1,0	9,96	3,86	3,65	3,10	1,65	2,47	0,35	1,69
CD3c	16	5,0	4,7	4	2,1	2,4	0,8	1,2	10,7	4,2	3,3	3,4	1,7	2,5	0,4	1,0	9,34	3,66	3,24	3,59	2,12	2,24	0,45	0,98

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia nº11

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a	18	4,9	4,6	9	3,5	3,6	0,5	0,8									19,40	4,61	3,76	11,95	0,38	0,46	0,03	0,11
DA1b	17	4,7	4,5	7	3,3	3,6	0,3	1,1									12,02	4,53	4,37	8,46	2,29	3,18	0,30	1,40
DA1c	19	5,1	4,9	6	2,6	2,8	0,4	1,7									14,67	4,78	3,85	6,35	2,43	3,10	0,22	1,36
DA2a	14	4,3	4,2	5	2,4	2,8	0,8	1,1									13,40	4,29	4,00	6,52	2,37	2,60	0,15	1,44
DA2b	16	4,9	4,2	3	2,2	2,7	0,7	1,1									12,85	4,69	4,28	4,89	1,29	2,09	0,64	1,29
DA2c	17	4,9	4,8	3	1,8	2,4	1,3	1,7																
DA3a																								
DA3b																								
DA3c																								
DA4a																								
DA4b																								
DA4c																								
CX1a	9	3,5	3,5	5	2,4	2,6	0,5	0,6									15,73	3,81	2,61	3,33	2,26	3,33	0,04	0,18
CX1b	11	4,1	3,4	5	2,5	3,1	0,4	0,5									7,61	3,91	2,82	6,20	2,25	3,40	0,12	0,35
CX1c																	8,11	3,54	2,92	6,30	2,44	3,07	0,12	0,23
CX2a																	7,84	3,49	3,20	6,07	2,73	3,19	0,17	0,21
CX2b																	8,01	3,74	3,04	6,55	2,45	2,84	0,10	1,01
CX2c	10	4,0	3,5	5	2,5	3,6	0,5	0,8									8,54	4,13	2,96	5,27	2,05	3,70	0,15	0,94
CX3a	10	3,9	3,7	6	2,4	2,9	0,5	0,9									9,98	3,30	2,86	5,77	2,66	2,81	0,13	0,20
CX3b	11	3,8	3,7	4	2,0	2,4	0,5	1,3									7,43	3,71	2,53	6,03	2,20	3,33	0,08	0,19
CX3c	10	4,0	3,5	6	2,7	3,1	0,5	0,5									7,11	3,58	2,25	5,90	1,95	3,28	0,06	0,20
CD1a	19	5,2	4,8	7	3,3	3,6	0,5	1,0									6,75	4,98	4,24	5,62	3,36	2,65	0,50	0,87
CD1b	13	3,8	3,7	6	2,7	3,0	0,5	1,1									15,16	4,67	4,18	7,29	2,61	2,95	0,44	0,83
CD1c	16	4,9	4,4	6	2,8	3,4	0,4	0,8									13,05	3,82	3,64	6,35	2,49	2,66	0,38	0,78
CD2a	15	4,7	4,1	5	2,9	3,0	0,5	1,2									10,33	4,51	3,87	5,02	2,18	2,53	0,82	1,13
CD2b	17	5,3	4,3	6	3,1	3,1	0,4	2,0									14,35	4,98	3,97	3,92	1,96	2,57	0,75	1,62
CD2c	15	4,4	4,3	6	2,8	3,0	0,5	1,1									15,52	4,23	4,05	3,86	2,24	2,63	0,54	1,02
CD3a	14	4,7	4,2	5	2,5	2,8	0,5	1,4									13,42	4,07	3,97	4,96	1,73	1,95	0,73	1,28
CD3b	13	4,2	3,9	2	1,8	1,9	1,2	1,9									12,37	4,48	4,11	2,77	1,68	2,47	0,56	1,68
CD3c																	14,60	3,61	3,61	3,69	1,17	1,74	0,37	1,53

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.



### ANEXO A - MEDIDAS DE CADA SEGMENTO ARTERIAL NOS TRÊS MÉTODOS, CORAÇÃO - Autópsia Nº 12

Seg	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA								ULTRASSOM INTRAVASCULAR								ANATOMIA PATOLÓGICA							
	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP	ATV	MaDV	MeDV	AL	DminL	DmaxL	EminP	EmaxP
DA1a									31,5	6,6	6,0	9,6	3,0	4,1	0,5	2,0								
DA1b									21,3	5,4	5,1	6,4	1,9	2,3	0,5	1,9	16,47	6,33	5,70	6,15	2,59	2,97	0,24	1,80
DA1c																	18,20	4,76	4,62	3,47	1,73	2,36	0,64	2,40
DA2a									17,4	5,0	4,4	8,1	2,9	3,3	0,6	1,0	16,97	5,39	4,36	5,82	2,33	3,81	0,22	1,57
DA2b									21,0	5,4	4,9	7,8	2,5	3,7	0,6	0,5	10,51	4,15	3,42	5,85	2,63	2,88	0,32	0,65
DA2c									13,6	4,6	3,7	8,1	2,7	3,8	0,4	1,3	15,25	4,40	4,34	5,52	2,64	2,79	0,35	1,46
DA3a																	17,78	3,80	3,42	7,28	2,84	3,39	0,50	1,15
DA3b																	9,99	3,80	3,49	3,68	1,96	2,20	0,36	1,36
DA3c																								
CX1a									11,9	4,2	3,7	5,3	2,2	3,0	0,4	1,1	9,39	3,78	3,54	3,83	2,10	2,17	0,28	1,02
CX1b									10,8	3,9	3,5	3,5	1,6	2,5	0,3	1,2	6,81	5,03	4,98	2,77	1,71	1,97	0,28	0,86
CX1c	13	4,4	4,1	4	2,0	2,6	0,9	1,6	10,8	4,1	3,4	3,9	1,9	2,7	0,4	1,2	9,11	3,77	3,13	3,74	1,99	2,20	0,29	1,15
CX2a	10	4,1	3,7	3	2,1	2,2	1,0	1,2	10,4	4,0	3,3	4,0	2,1	2,5	0,3	1,3	8,89	3,62	3,19	4,43	1,94	2,44	0,26	0,91
CX2b																	7,74	2,68	2,23	2,49	1,70	1,86	0,21	1,48
CX2c									8,1	3,5	2,9	1,9	1,4	1,6	0,4	1,1	7,87							
CD1a									22,6	5,5	4,8	9,6	3,2	3,7	0,4	1,2	22,88	5,98	5,15	8,42	1,45	1,68	0,33	1,81
CD1b									20,0	5,3	4,9	8,4	3,0	3,4	0,6	1,1	18,30	5,71	4,66	7,74	2,61	4,06	0,79	1,52
CD1c									20,1	5,3	4,7	8,9	3,0	3,8	0,4	1,3	19,44	5,62	4,56	7,94	2,73	3,95	0,38	1,10
CD2a									14,3	4,6	3,9	7,5	2,7	3,3	0,4	0,9	14,37	4,79	4,04	6,33	2,91	3,22	0,58	1,25
CD2b									14,3	5,1	3,6	8,3	2,3	3,4	0,3	0,7	11,93	3,96	3,91	5,79	2,49	3,34	0,48	0,86
CD2c									15,1	4,7	4,1	7,2	2,7	3,5	0,4	0,9	10,97	6,59	6,00	5,94	2,47	2,86	0,36	1,04
CD3a									13,6	4,5	4,0	6,9	2,7	3,2	0,3	0,9	11,83	4,01	3,74	5,76	2,60	2,83	0,28	1,01
CD3b									13,1	4,6	3,7	5,8	2,2	3,2	0,4	0,8	13,47	4,35	3,88	4,03	1,97	2,46	0,29	1,94
CD3c									13,3	4,5	3,8	6,0	2,5	3,2	0,6	1,0	11,58	2,41	2,33	5,13	2,34	2,90	0,39	0,70
CD4a									12,0	4,3	3,7	3,6	2,0	2,2	0,6	1,1	9,82	2,15	2,04	3,29	1,60	2,34	0,37	1,09
CD4b									17,7	5,1	4,2	7,9	2,7	3,7	0,6	1,0	17,87	5,14	4,57	6,53	2,43	3,35	0,61	1,24
CD4c									15,4	5,1	3,9	7,9	2,6	3,8	0,3	0,8	16,53	5,00	4,94	2,96	1,56	2,24	0,50	2,85
CD5a									14,2	5,0	3,6	7,2	2,2	4,0	0,4	0,8	10,03	3,92	3,40	5,68	2,53	2,90	0,30	0,69
CD5b									16,6	4,9	4,3	6,7	2,6	3,3	0,4	1,2	9,51	3,66	3,58	5,15	2,55	2,65	0,34	0,65
CD5c									15,0	4,7	4,2	7,7	2,8	3,5	0,5	0,9	10,45	3,85	3,50	4,47	2,30	2,42	0,36	1,01
CD6a									15,3	4,6	4,3	7,7	2,8	3,5	0,3	0,8	8,29	5,78	5,04	4,88	2,37	2,50	0,22	0,66
CD6b									14,7	4,7	4,0	7,6	2,8	3,5	0,4	0,7	6,77	3,13	2,94	4,36	2,28	2,36	0,22	0,51
CD6c																	6,40	3,06	2,82	4,43	2,31	2,47	0,20	0,28

ATV = área total do vaso; MaDV = maior diâmetro do vaso; MeDV = menor diâmetro do vaso; AL = área da luz; DminL = menor diâmetro da luz; DmaxL = maior diâmetro da luz; EminP = espessura mínima da parede; EmaxP = espessura máxima da parede; DA = artéria interventricular anterior; CX = artéria circunflexa; CD = coronária direita; Seg = segmento.

**ANEXO B**

**HOSPITAL DAS CLÍNICAS**  
DA  
FACULDADE DE MEDICINA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

(Instruções para preenchimento no verso)

**I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**

1. NOME DO PACIENTE : .....
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : .M  F
- DATA NASCIMENTO: ...../...../.....
- ENDEREÇO ..... Nº ..... APTO: .....
- BAIRRO: ..... CIDADE .....
- CEP:..... TELEFONE: DDD (.....) .....
2. RESPONSÁVEL LEGAL .....
- NATUREZA (grau de parentesco, tutor, curador etc.) .....
- DOCUMENTO DE IDENTIDADE : .....SEXO: M  F
- DATA NASCIMENTO.: ...../...../.....
- ENDEREÇO: ..... Nº ..... APTO: .....
- BAIRRO: ..... CIDADE: .....
- CEP: ..... TELEFONE: DDD (.....).....

**II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA**

1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Avaliação anatômica da artéria coronária pela ressonância magnética. Estudo comparativo entre ultra-som intravascular e anatomia patológica.

PESQUISADOR: Dr Luiz Antonio Machado César

CARGO/FUNÇÃO: .Diretor da Unidade de Coronariopatia Crônica.

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL Nº 27.695

UNIDADE DO HCFMUSP: ....InCor – Unidade Clínica de Coronariopatia Crônica .

**3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:**

SEM RISCO  RISCO MÍNIMO  RISCO MÉDIO

RISCO BAIXO  RISCO MAIOR

(probabilidade de que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo)

**4. DURAÇÃO DA PESQUISA : não se aplica**



## **8. Referências**

---

1. Mansur AP, Souza MFM, Timermann A, Ramires JAF. Tendência do risco de morte por doenças circulatórias, cerebrovasculares e isquêmicas do coração em 11 capitais do Brasil de 1980 a 1998. *Arq Bras Cardiol.* 2002;79:269-276.
2. WHO - World Health Organization – Disponível em:  
<http://www.who.int/healthinfo/statistics/bodgdeathdalyestmates.xls>
3. Rubanyi EM. The role of endotelium in cardiovascular homeostasis and disease. *J Cardiovasc Pharmacol.* 1993;22(S1):1-14.
4. Sones FM, Shirey EK, ProudfitWL, Westcott RN. Cinecoronary arteriography. *Circulation.* 1959; 20:773.
5. Little WC, Constantinescu M, Applegate RJ, Kutcher MA, Burrows MT, Kahl FR, Santamore WP. Can arteriography predict the site of a subsequent myocardial infarction in patients with mild-to-moderate coronary artery disease? *Circulation.* 1988;78:1157-1166.
6. Topol EJ; Nissen ES. Our preoccupation with coronary luminology: the dissociation between clinical and angiographic findings in ischemic heart disease. *Circulation.* 1995;92:2333-2342.
7. Aiolfi A. Estudo comparativo entre as medidas dos segmentos de artérias coronárias humanas obtidas à histopatologia e à cinecoronariografia quantitativa [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2001. USP/FM/SBD-390/01.

8. Grondin CM, Dydra I, Pasternac A, Campeau L, Bourassa MG, Lespérance J. Discrepancies between cineangiographic and post-mortem findings in patients with coronary artery disease and recent myocardial revascularization. *Circulation*. 1974; 49:703-709.
9. Vlodaver Z, Frech R, van Tassel RA, Edwards JE. Correlation of the antemortem coronary angiogram and the postmortem specimen. *Circulation*. 1973;47:162-168.
10. Roberts WC, Jones AA. Quantification of coronary arterial narrowing at necropsy in sudden coronary death. *Am J Cardiol*. 1979;44 39-44.
11. Glagov S, Weisenberg E, Zarins CK, Stankunavicius R, Kolettis GJ. Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries. *N Engl J Med*. 1987;316:1371-1375.
12. Falk E., Shah Pk, Fuster V. Coronary plaque disruption. *Circulation*. 1995;92:657-671.
13. Fayad ZA, Fuster V. Clinical imaging of high-risk or vulnerable atherosclerotic plaque. *Circ Res*. 2001;89:305-316.
14. Ichiba N, Shimada K, Hirose M, Kobayashi Y, Hirata K, Sakanoue Y, Toda I, Teragaki, Akioka K, Takeuchi, Yoshikawa J. Plaque rupture causing spontaneous coronary artery dissection in a patient with acute myocardial infarction. *Circulation*. 2000;101:1754-1755.
15. Waxman S, Ishibashi F, Muller JE. Detection and treatment of vulnerable plaques and vulnerable patients novel approaches to prevention of coronary events. *Circulation*. 2006;114:2390-2411.

16. Korte CL, Pasterkamp G, Van der Steen AFW, Woutman HA, Bom N. Characterization of Plaque Components with intravascular ultrasound elastography in human femoral and coronary arteries in vitro. *Circulation*. 2000;102:617-623.
17. Nair A, Kuban BD, Tuzcu ME, Schoenhagen P, Nissen SE, Vince DG. Coronary plaque classification with intravascular ultrasound radiofrequency data analysis. *Circulation*. 2002;106:2200-2206.
18. Kaji S, Akasaka T, Yoshida K. Noninvasive coronary imaging. *J Cardiol*. 2001;37(1):51-56.
19. Achenbach S, Ropers D, Regenfus M, Phole K, Giesler T, Moshage W, Daniel WG. Noninvasive coronary angiography by magnetic resonance imaging, electron-beam computed tomography, and multislice computed tomography. *Am J Cardiol*. 2001;88(2-A):70E-73E.
20. Ropers D, Moshage W, Daniel WG, Jessl J, Gottwik M, Achenbach S. Visualization of coronary artery anomalies and their anatomic course by contrast-enhanced electron beam tomography and three-dimensional reconstruction. *Am J Cardiol*. 2000;87:193-197.
21. Fayad ZA, Fuster V, Nikolaou Konstantin, Becker C. Computed tomography and magnetic resonance imaging for noninvasive coronary angiography and plaque imaging. Current and potential future concepts. *Circulation*. 2002;106:2026-2034.
22. Fayad ZA, Fuster V, Fallon JT, Jayasundera T, Worthley SG, Helft G, Aguinaldo JG, Badimon JJ, Sharma SK. Noninvasive in vivo human coronary artery lumen and wall imaging using black-blood magnetic resonance imaging. *Circulation*. 2000;102:506-510.

23. Yock PG, Linker DT, Angelsen BA. Two dimensional intravascular ultrasound: technical development and initial clinic experience. *J Am Soc Echocardiogr.* 1989;2:296-304.
24. Yock PG, Linker DT. Intravascular ultrasound, looking below the surface of vascular disease. *Circulation.* 1990;81:1715-1718.
25. Yock PG, Fitzgerald PJ, SudhirK, Linker DT, White W, Ports A. Intravascular ultrasound imaging for guidance of artherectomy and other plaque removal techniques. *Int J Card Imaging.* 1991;6(3-4):179-189.
26. Wiedermann JG, Schwartz, Apfelbaum M. Anatomic and physiologic heterogeneity in patients with syndrome X: an intravascular ultrasound study. *JACC.* 1995;25:1310-1317.
27. Tobis JM, Mallery J, Mahon D, Lehmann K, Zalesky P, Griffith J, Gessert J, Moriuchi M, McRae M, Dwyer ML, et al. Intravascular ultrasound imaging of human coronary arteries in vivo. Analysis of tissue characterizations with comparison to in vitro histological specimens. *Circulation.* 1991;83:913-926.
28. Nishimura RA, Edwards WD, Warnes CA, Reeder GS, Holmes DR Jr, Tajik AJ, Yock PG. Intravascular ultrasound imaging: in vitro validation and pathologic correlation. *J Am Coll Cardiol.* 1990,16:145-154.
29. Nissen SE, Yock P. Intravascular Ultrasound. Novel Pathophysiological insights and Current clinical applications. *Circulation.* 2001;103:604-616.



30. Mintz GS, Painter JA, Pichard AD, Kent KM, Satler FL, Popma JJ, Chuang YC, Bucher TA, Sokolowicz LE, Leon MB. Atherosclerosis in angiographically “normal” coronary artery reference segments: an intravascular ultrasound study with clinical correlations. *J Am Coll Cardiol.* 1995;25:1479-1485.
31. Jensen LO, Thayssen P, Mintz GS, Egede R, Maeng M, Junker A, Galloee A, Christiansen EH, Pedersen KE, Hansen HS, Hansen KN. Comparison of intravascular ultrasound and angiographic assessment of coronary reference segment size in patients with type 2 diabetes mellitus. *Am J Cardiol.* 2008;101:590-595.
32. Ge J, Erbel R, Gerber T, Gorge G, Koch L, Haude M, Meyer J. Intravascular ultrasound imaging of angiographically normal coronary arteries: a prospective study in vivo. *Br Heart J.* 1994;71:572-578.
33. Hausmann D, Erbel R, Alibelli-Chemarin MJ, Boks W, Caracciolo E, Cohn JM, Culp SC, Daniel WG, De Scheerder I, DiMario C, et al. The safety of intracoronary ultrasound: multicenter survey of 2207 examinations. *Circulation.* 1995; 91:623-630.
34. Batkoff BW, Linker DT. Safety of intracoronary ultrasound: data from Multicenter European Registry. *Cathet Cardiovasc Diag.* 1996;38:238-241.

- 
35. Mintz GS, Nissen SE, Anderson WD, Bailey SR, Erbel R, Fitzgerald PJ, American College of Cardiology clinical expert consensus document on standards for acquisition, measurement and reporting of intravascular ultrasound studies (IVUS): A report of the American College of Cardiology task force on clinical expert consensus documents developed in collaboration with the European Society of Cardiology endorsed by the Society of Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Coll Cardiol.* 2001;37:1478-1492.
  36. Birgelen C, Hartmann M, Mintz GS, Houwelingen G, Deppermann N, Schmermund A, Böse D, Eggebrecht H, Neumann T, Göschl M, Wieneke H, Erbel R. Relationship between cardiovascular risk as predicted by established risk scores versus plaque progression as measured by serial intravascular ultrasound in left main coronary arteries. *Circulation.* 2004;110:1579-1585.
  37. Gadian DG. Nuclear magnetic resonance and its applications to living systems. New York: Oxford University Press, 1982.
  38. Wang SJ, Hu BS, Macovski A, Nishimura DG. Coronary angiography using fast selective inversion recovery. *Magn Reson Med.* 1991;18(2):417-423.
  39. Wang Y, Vidan E, Bergman GW. Cardiac motion of coronary arteries: variability in the rest period and implications for coronary MR angiography. *Radiology.* 1999;213:751-758.
  40. Hoffman MB, Wickline AS, Lorenz CH. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging.* 1998; 8:568-576.

41. Botnar RM, Stuber M M, Danias PG, Kissinger KV, Manning WJ. Improved coronary artery definition with T2-weighted free-breathing 3D-coronary MRA. *Circulation*. 1999;99:3139-3148.
42. Taylor Am, Jhooti P, Wiesmann F, Keegan J, Firmin DN, Pennel DJ. MR navigator-echo monitoring of temporal changes in diaphragm position: implications of MR coronary angiography. *J Mang Reson Imaging*. 1997;7:629-636.
43. Li D, Kaushikkar S, Haacke EM, Woodard PK, Dhawale PJ, Kroeker RM, Laub G, Kuginuki Y, Gutierrez FR. Coronary arteries: three-dimensional MR imaging with retrospective respiratory gating. *Radiology*. 1996;201:857-863.
44. Post JC, Van Roussum AC, Hofman MBM, Valk J, Visser CA. Three-dimensional respiratory-gated MR angiography of the coronary arteries: comparasion with convencional coronary angiography. *AJR*. 1996;166:1399-1404.
45. Sandstede JJW, Pabst T, Beer M, Geis Nicole, Kenn W, Neubauer S, Hahn D. Three-Dimensional MR coronary angiography using the navigator technique compared with conventional coronary angiography. *AJR*. 1999;172:135-139.
46. Zimmermann-Paul GG, Quick HH, Vogt P, Schulthess GK, Kling D, Debatin JF. High-Resolution Intravascular Magnetic Resonance imaging. Monitoring of plaque formation in heritable hyperlipidemic rabbits. *Circulation*. 1999;99:1054-1061.

47. Kim WY, Danias PG, Stuber M, Flamm SD, Plein S, Nagel E, Langerak SE, Weber OM, Pedersen EM, Schmidt M, Botnar RM, Manning WJ. Coronary magnetic resonance angiography for the detection of coronary stenoses. *N Engl J Med*. 2001;345(26):1863-1869.
48. Botnar RM, Buecker A, Wiethoff AJ, Parsons EC, Kato M, Katsimaglis, Weisskoff RM, Lauffer RB, Graham, PB, Gunter RW, Manning WJ, Spuentrup E. In vivo magnetic resonance imaging of coronary thrombosis using a fibrin-binding molecular magnetic resonance contrast agent. *Circulation*. 2004;110:1463-1466.
49. Lieberman LM, Botti RI, Nelson AD. Magnetic resonance of the heart. *Radiol Clin North Am*. 1984;22:847-851.
50. Pennel DJ, Keegan J, Firmin DN, Gatehouse PD, Underwood SR, Longmore DB. Magnetic resonance imaging of the coronary arteries: technique and preliminary results. *Br Heart J*. 1993;70:315-326.
51. Manning WJ, Li W, Edelman RR. A preliminary report comparing magnetic resonance coronary angiography with conventional angiography. *N Engl J Med*. 1993;94:828-832.
52. Manning WJ, Li W, Boule NG, Edelman RR. Fat-suppressed breath-hold magnetic resonance coronary angiography. *Circulation*. 1993;87:94-104.
53. Serfaty JM, Chaaabane L, Tabib A, Chevallier JM, Briguët A, Douek P. Atherosclerotic Plaques: Classification and Characterization with T2-weighted High-Spatial-Resolution MR Imaging-an in vitro study. *Radiology*. 2001;219:403-410.

54. Hockings PD, Roberts T, Galloway GJ, Reid DG, Harris DA, Vidgeon-Hart M, Groot PH, Suckling KE, Benson GM. Repeated Three-Dimensional magnetic Resonance Imaging of Atherosclerosis development in Innominate Arteries of Low- Density Lipoprotein Receptor-Knockout Mice. *Circulation*. 2002;106:1716-1721.
55. Lanzer P, Banta C. ECG synchronized cardiac MR imaging. *Methods and evaluation. Radiology*. 1985;3:681-95.
56. Kefer J, Coche E, Legros G, Pasquet A, Grandin C, Van Beers BE, Vanoverschelde JL, Gerber BL. Head-to-head comparison of three-dimensional navigator-gated magnetic resonance imaging and 16-slice computed tomography to detect coronary artery stenosis in patients. *J Am Coll Cardiol*. 2005;46:92-100.
57. Viles-Gonzalez JF, Poon M, Sanz J, Rius T, Nikolau K, Favad ZA, Fuster V, Bandimon JJ. In vivo 16-slice, multidetector-row computed tomography for the assement of experimental atherosclerosis. Comparasion with magnetic resonance imaging and histopathology. *Circulation*. 2004;110:1467-1472.
58. Yuan C, Hatsukami TS, Obrien KD. High-resolution magnetic resonance imaging of normal and atherosclerotic human coronary arteries ex vivo: discrimination of plaque tissue components. *J Investing Med*. 2001;49:491-499.
59. Pohost GM, Fuisz AR. From hte Microscope to the clinic MR Assessment of atherosclerotic plaque. *Circulation*. 1998;98:1477-1478.
60. Yuan C, Mitsumori, Beach KW, Maravilla Kenneth. Carotid Atherosclerotic plaque: noninvasive MR characterization of vulnerable lesions. *Radiology*. 2001;221:285-299.

61. Fayad ZA, Nahar T, Fallon JT, Goldman M, Aguinaldo JG, Badimon JJ, Shinnar M, Chesebro JH, Fuster V. In vivo magnetic resonance evaluation of atherosclerotic plaques in the human thoracic aorta. A comparison with transesophageal echocardiography. *Circulation*. 2000;101:2503-2509.
62. Worthley SG, Helft G, Fuster V, Fayad ZA, Rodriguez OJ, Zaman AG, Fallon JT, Badimon JJ. Noninvasive in vivo magnetic resonance imaging of experimental coronary artery lesions in a porcine model. *Circulation*. 2000;101:2956-2961.
63. Correia LCL, Atalar E, Kelemen MD, Ocali O, Hutchins GM, Fleg JL, Gerstenblith; Zerhouni EA, Lima JAC. Intravascular magnetic resonance imaging of aortic atherosclerotic plaque composition. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and vascular biology*. 1997;17:3626-3632.
64. Chu B, Yan C, Takaya N, Shewchuk JR, Clowes AW, Hatsukami TS. Serial high-spatial resolution, multisequence magnetic resonance imaging studies identify fibrous cap rupture and penetrating ulcer into carotid atherosclerotic plaque. *Circulation*. 2006;113:e660-e661.
65. Polak JF. MR coronary angiography: are we there yet? *Radiology*. 2000;214:649-650.
66. Yuan C, Mitsumori LM, Ferguson MS, Polissar NL, Echelard D, Ortiz G, Small R, Davies JW, Kervin WS, Hatsukami TS. In vivo accuracy of multispectral magnetic resonance imaging for identifying lipid-rich necrotic cores and intraplaque hemorrhage in advanced human carotid plaques. *Circulation*. 2001;104:2051-2056.

67. Corti R, Fuster V, Fayad ZA, Worthley SG, Helft G, Smith D, Weinberger J, Wentzel J, Mizsei G, Mercuri M, Badimon JJ. Lipid lowering by simvastatin induces regression of human atherosclerotic lesions. *Circulation*. 2002;106:2884-2887.
68. Yuan C, Zhang Sx, Polissar NL, Echelard D, Ortiz G, Davis JW, Ellington E, Ferguson MS, Hatsukami TS. Identification of fibrous cap rupture with magnetic resonance imaging is highly associated with recent transient ischemic attack or stroke. *Circulation*. 2002;105:181-185.
69. Karmonic C, Eldridge, Insull W, Morriset J. SAI-9 Quantitation of atherosclerotic plaque burden in the carotid arteries by magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol*. 2001;88(2):27
70. Helft G, Worthley SG, Fuster V, Zaman AG, Schechter C, Osende JI, Rodriguez OJ, Fayad ZA, Badimon JJ. Atherosclerotic aortic component quantification by noninvasive magnetic resonance imaging: an in vivo study in rabbits. *J Am Coll Cardiol*. 2001;37(4):1149-1154.
71. Frank H. Carac therization of atherosclerotic plaque by magnetic resonance imaging. *Am Heart J*. 2001;141(2);45-48.
72. Kim WY, Stuber M, Börnet, Kissinger KV, Manning WJ, Botnar RM. Three-dimensional black-blood cardiac magnetic resonance coronary vessel wall imaging detects positive arterial remodeling in patients with nonsignificant coronary artery disease. *Circulation*. 2002;106:296-299.
73. Yuan C, Beach KW, Smith LH, Hatsukami T. Measurement of atherosclerotic carotid plaque size in vivo using high resolution magnetic resonance imaging. *Circulation*. 1998;98:2666-2671.

- 
74. Fayad ZA, Fuster V. The human high-risk plaque and its detection by magnetic resonance imaging. *Am J Cardiol.* 2001;88(2):42-45.
  75. Nikolaou K, Becker CR, Flohr T, Huber A, Scheidler J, Fayad ZA, Reiser MF. Optimization of ex vivo CT- and MR- imaging of atherosclerotic vessel wall changes. *Int Journal Cardiovasc Imaging.* 2002;20:327-334.
  76. Langerak SE, Vliegen HW, Jukema W, Kunz P, Zwiderman AH, Lamb HJ, Ernst E van der Wall, Roos A. Value of Magnetic resonance imaging for noninvasive detection of stenosis in coronary artery bypass grafts and recipient coronary arteries. *Circulation.* 2003;107:1502.
  77. Manninen HI, Vanninen RL, Laitinen M, Räsänen H, Vainio P, Luoma JS, Pakkanen T, Tulla H, Ylä-Herttua S. Intravascular ultrasound and magnetic resonance imaging in the assessment of atherosclerotic lesions in rabbit aorta. Correlation to histopathologic findings. *Invest Radiol.* 1998;33(8):464-471.
  78. Fuessl RT, Mintz GS, Pichard AD, Kent KM, Satler LF, Popma JJ, Leon MB. In vivo validation of intravascular ultrasound length measurements using a motorized transducer pullback system. *Am J Cardiol.* 1996;77:1115-1118.
  79. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1(8476):307-10.



80. De Scheerder I, De Man F, Herregods MC, Wilkzek K, Barrios L, Raymenants E, Desmet W, De Geest H, Piessens J. Intravascular ultrasound versus angiography for measurements of luminal diameters on normal and diseased coronary arteries. *Am Heart J.* 1994;127:243-251.
81. Peters RJ, Kok WE, Pasterkamp G, Von Birgelen C, Prins M, Serruys PW. Videodensitometric quantitative angiography after coronary balloon angioplasty, compared to edge-detection quantitative angiography and intracoronary ultrasound imaging. *Eur Heart J.* 2000;8:654-661.
82. Schoenhagen P, Ziada KM, Vince DG, Nissen SE, Tuzcu EM. Arterial remodeling and coronary artery disease: the concept of “dilated” versus “obstructive” coronary atherosclerosis. *J Am Coll Cardiol.* 2001;38:297-306.
83. Nissen SE, Gurley JC, Grines CL, Booth DC, McClure R, Berk M, Fisher C, DeMaria AN. Intravascular ultrasound assessment of lumen size and wall morphology in normal subjects and patients with coronary artery disease. *Circulation.* 1991;84:1087-1089.
84. Potkin BN, Bartorelli AL, Gessert JM, Neville RF, Almagor Y, Roberts WC, Leon MB. Coronary artery imaging with intravascular high frequency ultrasound. *Circulation.* 1990;81:1575-1585.
85. Fitzgerald PJ, St Goar FG, Connolly AJ, Pinto FJ, Billingham ME, Poop RL, Yock PG. Intravascular ultrasound imaging of coronary arteries. Is three layers the norm? *Circulation.* 1992;86:154-158.

86. Sardinelli F, Molinari G, Zandrino F, Balbi M. Three- dimensional, navigator-echo MR coronary angiography in detecting stenosis of the major eocardial vessels, with conventional coronary angiography as the standart of reference. *Radiology*. 200;214:808-814.