

Quantificação da Massa Infartada do Ventrículo Esquerdo pela Ressonância Magnética Cardíaca. Comparação entre a Planimetria e o Método de Escore Visual Semi-Quantitativo

Clerio Francisco de Azevedo Filho, Marcelo Hadlich, João Luiz Fernandes Petriz, Luís Antonio Mendonça, Jorge Neval Moll Filho, Carlos Eduardo Rochitte
Rio de Janeiro, RJ e São Paulo, SP

Objetivo

Validar um novo método de escore visual semi-quantitativo contra a planimetria digital quantitativa para a determinação da massa infartada do ventrículo esquerdo pela ressonância magnética cardíaca com técnica de realce tardio.

Método

Estudados 77 pacientes com infarto miocárdico prévio em aparelho de ressonância magnética de 1,5T utilizando técnica de realce tardio para avaliação da viabilidade miocárdica e cálculo da massa infartada. Para avaliação da função ventricular esquerda pelo método de Simpson utilizamos técnica de cine-ressonância. O cálculo da massa infartada foi realizado nas imagens de realce tardio de duas formas: planimetria e método de escore. Utilizamos métodos de regressão linear simples, correlação e concordância entre métodos e observadores segundo a análise de Bland-Altman.

Resultados

Em todos os 77 pacientes as áreas de infarto foram detectadas pela ressonância magnética cardíaca utilizando a técnica de realce tardio. O tamanho do infarto medido pela planimetria foi semelhante ao obtido pelo método de escore, com a média das diferenças entre as medidas de apenas 1,03% da massa do ventrículo esquerdo. As variabilidades inter (0,41%) e intra-observador (0,34%) evidenciaram excelente reprodutibilidade do método de escore. A massa infartada apresentou boa correlação com a fração de ejeção e volumes diastólico e sistólico finais indexados, $r=-0,76$, $r=0,63$ e $r=0,67$, respectivamente.

Conclusão

A avaliação de pacientes com infarto agudo do miocárdio prévio pela ressonância magnética cardíaca, utilizando a técnica de realce tardio, permite a determinação reprodutível do tamanho do infarto, tanto pelo método de planimetria, quanto pelo modelo semi-quantitativo de escore.

Palavras-Chave

infarto do miocárdio, ressonância magnética, viabilidade miocárdica

Rede de Hospitais D'Or e LABS/RJ e InCor do Hospital das Clínicas da FMUSP

Endereço para Correspondência: Dr. Carlos Eduardo Rochitte
Av. Dr. Enéas de Carvalho Aguiar, 44 - Cep 05403-000 - São Paulo - SP
E-mail: rochitte@incor.usp.br

Recebido para Publicação em 17/4/03

Aceito em 3/12/03

A ressonância magnética cardíaca apresentou grande desenvolvimento na última década, e suas aplicações na avaliação dos pacientes com doença cardíaca isquêmica são cada vez mais abrangentes. As técnicas de ressonância magnética cardíaca atuais, especialmente os protocolos baseados na técnica do realce tardio, permitem uma precisa delimitação das áreas de necrose ou fibrose miocárdica nos pacientes com infarto prévio¹⁻⁷. Nas imagens de realce tardio, as áreas de infarto apresentam intensidade de sinal muito aumentada (brancas) em comparação ao miocárdio normal (escuro). O grande contraste entre o tecido necrótico ou fibrótico e o tecido miocárdico íntegro (intensidade de sinal até 10 vezes maior nas regiões de infarto)⁸, associado à ótima resolução espacial proporcionada pela ressonância magnética cardíaca, permitem a precisa avaliação do território infartado.

Em estudo publicado em 1998, Wu e cols. demonstraram que o tamanho do infarto, expresso como um percentual da massa do ventrículo esquerdo, tem importante valor prognóstico nos pacientes com infarto agudo do miocárdio⁹. Além disso, dois outros estudos recentes demonstraram que a avaliação da massa infartada foi preditora da recuperação da função sistólica global e segmentar nesse grupo de pacientes^{10,11}. Sobretudo, um estudo recente de Kim e cols. demonstrou que a presença de viabilidade miocárdica, definida como recuperação funcional regional após revascularização do miocárdio, pode ser determinada através da quantificação da transmuralidade do infarto¹². Esse mesmo estudo também demonstrou que quanto maior a massa de miocárdio disfuncional e viável antes da intervenção, maior a recuperação global da fração de ejeção após a revascularização. Portanto, a determinação da massa infartada nos exames de ressonância magnética cardíaca, pode fornecer informações importantes e muito úteis ao manejo dos pacientes com infarto agudo do miocárdio prévio.

Atualmente, a ressonância magnética cardíaca é considerada o melhor método para a avaliação da massa infartada do ventrículo esquerdo, superando inclusive o PET na detecção de defeitos subendocárdicos¹³. A técnica usualmente utilizada é a quantificação direta através da planimetria das áreas de realce tardio. Entretanto, a planimetria é um método bastante laborioso e que consome considerável tempo de pós-processamento das imagens. Além disso, exige a utilização de *softwares* específicos, muitas vezes não disponíveis facilmente. Por outro lado, o método de escore, que se baseia na avaliação semi-quantitativa visual das imagens de realce tardio, constitui uma alternativa muito mais rápida e

prática para a determinação da extensão do infarto. Apresenta ainda a vantagem de depender apenas da visibilização das imagens em formato digital no próprio monitor, ou mesmo em filme radiográfico ou foto impressa em papel. O nosso estudo tem o objetivo de apresentar e descrever a quantificação do tamanho do infarto pela ressonância magnética cardíaca utilizando a técnica do realce tardio e determinar se o cálculo da massa infartada pelo método de escore é válido e confiável quando comparado ao método quantitativo de planimetria digital.

Método

Casos estudados entre outubro/2001 e outubro/2002, constituindo 77 pacientes (60 homens e 17 mulheres, com idade média de $59,9 \pm 10,6$ anos), com diagnóstico de infarto agudo do miocárdio prévio (subagudos e crônicos, ≥ 2 semanas pós-infarto), e encaminhados ao serviço para serem submetidos a exame de ressonância magnética cardíaca, com objetivo de avaliar a viabilidade miocárdica. Quatro pacientes apresentaram 2 episódios distintos de infarto agudo do miocárdio prévio, perfazendo um total de 81 diferentes áreas de infarto identificadas: 35 (43%) de localização anterior, 29 (36%) inferior e 17 (21%) lateral, das quais 48 (59%) transmuralis e 33 (41%) subendocárdicas.

Os pacientes foram submetidos a exame num aparelho de ressonância magnética Philips Gyroscan NT Intera de 1,5T equipado com sistema de gradientes de alta performance Powertrack 6000 (Philips Medical Systems, Best, The Netherlands). Foi utilizado o contraste endovenoso gadolínio (Dotaren®), específico para ressonância magnética, na dose de 0,2 mmol/kg. A aquisição das imagens foi feita cerca de 10 a 15min após a administração do contraste, utilizando uma seqüência de pulsos do tipo gradiente-eco rápida ponderada em T1 (*T1 Turbo Field Echo*), sincronizada à monitorização vetorcardiográfica. Foram realizados, de forma seqüencial, 8 cortes do eixo curto do ventrículo esquerdo cobrindo toda cavidade ventricular, do ápice ao anel mitral. A aquisição de cada corte teve duração de aproximadamente 8s (cerca de 8 a 12 batimentos cardíacos, dependendo da freqüência cardíaca), durante os quais o paciente era solicitado a realizar pausa respiratória em expiração. O retardo de disparo da seqüência (*trigger delay*) foi ajustado para que as imagens fossem adquiridas na diástole ventricular. A aquisição de cada segmento do espaço K foi precedida de um pré-pulso de inversão-recuperação com um tempo de inversão (TI) ajustado para anular o sinal do miocárdio normal, aumentando dessa forma o contraste entre as regiões de infarto (sinal intenso – branco) e o miocárdio normal (sinal muito fraco – escuro)⁸.

A seqüência de pulsos é chamada de técnica de realce tardio (*delayed enhancement*) e um exemplo típico é demonstrado na figura 1. Os parâmetros técnicos utilizados foram os seguintes (apêndice): TR 5,7 ms; TE 2,8 ms; ângulo de inclinação (FA): 20°; campo de visão (FOV) 350-420 mm; matriz: 192 x 192; campo de visão retangular (RFOV) 75%; tempo de inversão (TI): 170-300 ms; número de aquisições (NSA): 2, número de cortes: 8-10; espessura de corte: 8 mm; intervalo entre os cortes (gap): 2mm (portanto, 1 corte a cada 10 mm do ápex a base do coração).

Além da análise das áreas de infarto, foi avaliada também a função ventricular esquerda de todos os pacientes estudados¹⁴⁻¹⁸. Para tanto, foram adquiridas imagens de cine-ressonância do eixo curto do ventrículo esquerdo, cobrindo toda a cavidade ventricular (pre-

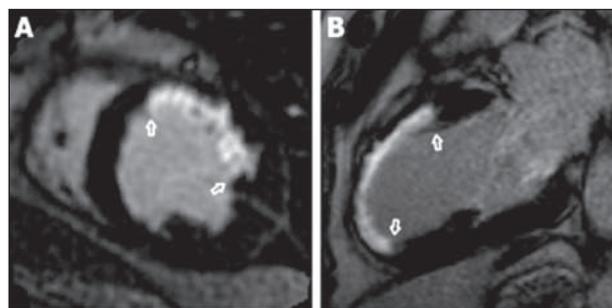


Fig. 1 - Exemplo de duas imagens típicas de realce tardio de paciente com infarto miocárdico da parede anterior do ventrículo esquerdo. Notar o grande contraste entre a região infartada (branco, entre setas) e o miocárdio normal (escuro). A) eixo curto do VE; B) eixo longo (duas câmaras) do VE.

Apêndice
Parâmetros técnicos da ressonância magnética cardíaca:
<ul style="list-style-type: none"> • T → tesla → medida de intensidade do campo magnético • TFE (<i>turbo field echo</i>) → gradiente-eco rápido • B-FFE (<i>balanced fast field echo</i>) → gradiente-eco rápido balanceado ou em estado de equilíbrio • TR → tempo de repetição • TE → tempo de eco • FA (<i>flip angle</i>) → ângulo de inclinação • FOV (<i>field of view</i>) → campo de visão • RFOV (<i>rectangular field of view</i>) → campo de visão retangular • NSA (<i>number of signals averaged</i>) → número de sinais adquiridos ou número de aquisições

samente nas mesmas localizações anatômicas das imagens de realce tardio), utilizando uma seqüência de pulsos do tipo gradiente-eco com magnetização transversal em estado de equilíbrio (*Balanced Fast Field Echo* ou *B-FFE*)¹⁹⁻²³, com os seguintes parâmetros técnicos: TR 3,1 ms; TE 1,55 ms; ângulo de inclinação (FA): 55°; campo de visão (FOV) 350-420 mm; matriz: 192 x 128; campo de visão retangular (RFOV) 75%; número de fases cardíacas: 24; número de aquisições (NSA): 1, número de cortes: 8-10; espessura de corte: 8 mm; intervalo entre os cortes (gap): 2mm.

Todas as imagens foram armazenadas em discos ópticos e posteriormente processadas na *Workstation Philips Easyvision*. As áreas de infarto, definidas como as regiões que apresentaram realce tardio, foram então avaliadas de duas formas: 1) método de planimetria digital quantitativa: contorno manual, em *software* específico, das regiões de realce tardio nos cortes que apresentaram áreas de infarto (fig. 2). O volume de tecido infartado foi calculado como a soma das áreas planimetradas multiplicada pela espessura de cada corte. Para obtermos o valor da massa infartada em gramas, multiplicamos o volume infartado pela densidade do tecido miocárdico (1,05g/ml). A etapa seguinte consistiu no contorno manual das bordas endocárdica e epicárdica do ventrículo esquerdo nos 8 cortes. O volume do ventrículo esquerdo foi calculado como a diferença entre o volume epicárdico e endocárdico do ventrículo esquerdo (volume do VE = volume epicárdico – volume endocárdico). A determinação dos volumes endocárdico e epicárdico foi efetuada segundo o método de Simpson: soma das áreas endocárdica e epicárdica multiplicada pela espessura de cada corte. A massa do ventrículo esquerdo foi então definida como o volume do VE multiplicado pela densidade do tecido miocárdico (1,05g/ml). O percentual de massa infartada do ventrículo esquerdo foi calculado como: massa infartada (%VE) = (massa infartada / massa do

VE)*100. (equação 1); 2) método de escore: avaliação visual dos oito cortes, por dois observadores independentes e alheios aos resultados da planimetria. Os cortes foram divididos num total de 48 segmentos: cortes 1 e 2 (cortes apicais) com 4 segmentos cada, cortes 3 a 6 (cortes médios) com 6 segmentos cada e cortes 7 e 8 (cortes basais) com 8 segmentos cada. Essa divisão foi elaborada de forma a fazer uma ponderação entre as massas dos diferentes cortes, tendo em vista que os cortes apicais possuem menor massa e, portanto, têm menor peso na determinação da massa final quando comparados aos cortes basais (fig. 3).

Cada segmento recebeu uma pontuação de acordo com o percentual de envolvimento pelo realce tardio (escore zero, 1, 2 ou 3). O escore zero correspondeu à ausência de realce; o escore 1, realce de 1 a 25% da área do segmento; escore 2, realce de 26 a 75% e escore 3, realce de mais de 75% da área do segmento. O escore total de cada paciente foi definido como a soma dos escores dos 48 segmentos analisados, sendo o escore máximo possível de 144 pontos (3*48 segmentos). O percentual de massa infartada do VE foi então calculado como: massa infartada (%VE) = (escore total do paciente/ 144)*100 (equação 2).

Para determinarmos a variabilidade intra-observador do método de escore, um dos dois observadores calculou o percentual de massa infartada de cada paciente em duas ocasiões, separadas por um intervalo de 1 a 4 meses.

Para a avaliação da função ventricular esquerda de cada paciente, foram calculados quatro parâmetros utilizando o método de Simpson: fração de ejeção (FE), volume diastólico final (VDF), volume sistólico final (VSF) e volume sistólico de ejeção (VS). Esses parâmetros foram obtidos a partir das imagens de cine-ressonância magnética da seguinte forma: contorno manual, em software específico, da borda endocárdica do ventrículo esquerdo

nas fases diastólica (maior área) e sistólica (menor área) nos 8 cortes do eixo curto do ventrículo esquerdo. O VDF foi medido como a soma dos produtos da área de cada corte na fase diastólica vezes a espessura do corte. O VSF foi calculado de forma semelhante, só que utilizando para o cálculo a fase sistólica de cada corte. O VS foi calculado como: VS = VDF-VSF e a FE como: FE = (VS/VDF)*100. Os volumes VDF, VSF e VS foram então normalizados para a área de superfície corporal, gerando os parâmetros IVDF, IVSF e IVS.

Os dados de todas as variáveis obtidas foram arquivados e analisados utilizando o programa de análise estatística STATA, versão 7.0. Todas as variáveis contínuas foram expressas como média ± desvio padrão. Foi utilizado o teste 't' de Student pareado bicaudal para comparar as amostras relacionadas. O grau de concordância entre os métodos, assim como as variabilidades intra e inter-observador do método de escore, foram avaliados através do método de análise descrito por Bland e Altman²⁴. Foram também utilizadas a análise de regressão linear e a correlação de Pearson para examinar a relação entre os dois métodos (planimetria versus escore) e a relação entre os dados de função ventricular e o percentual de massa infartada. Os resultados foram considerados estatisticamente significativos quando P<0,05.

Resultados

A ressonância magnética cardíaca com técnica de realce tardio foi capaz de detectar necrose ou fibrose miocárdica em todos os 77 pacientes com história de infarto agudo do miocárdio prévio

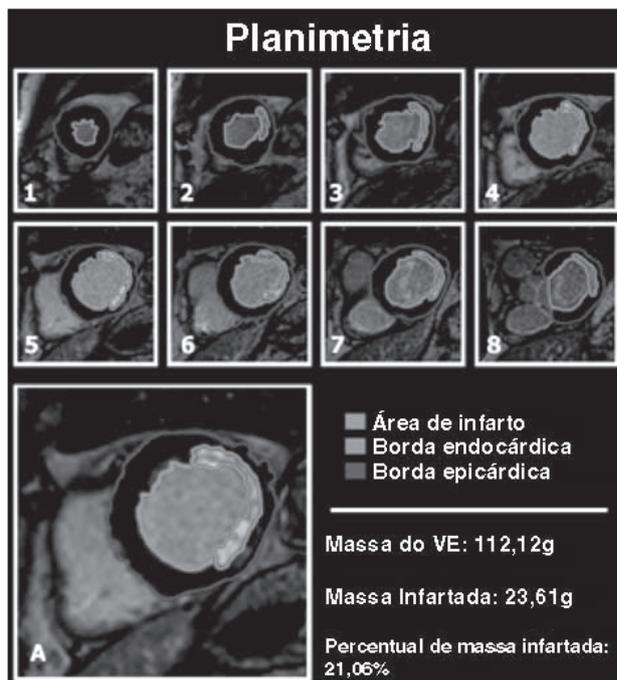


Fig. 2 - Esquema da execução do método de planimetria nas imagens em paciente com infarto da parede lateral do VE. Nos 8 cortes do eixo curto, do ápice (1) à base (8), efetua-se o contorno manual das bordas endocárdica (azul claro) e epicárdica (azul escuro) para determinar a massa do VE e das áreas de realce tardio (vermelho) para determinar a massa infartada. O percentual de massa infartada é então calculado como: (massa infartada/massa do VE)*100.

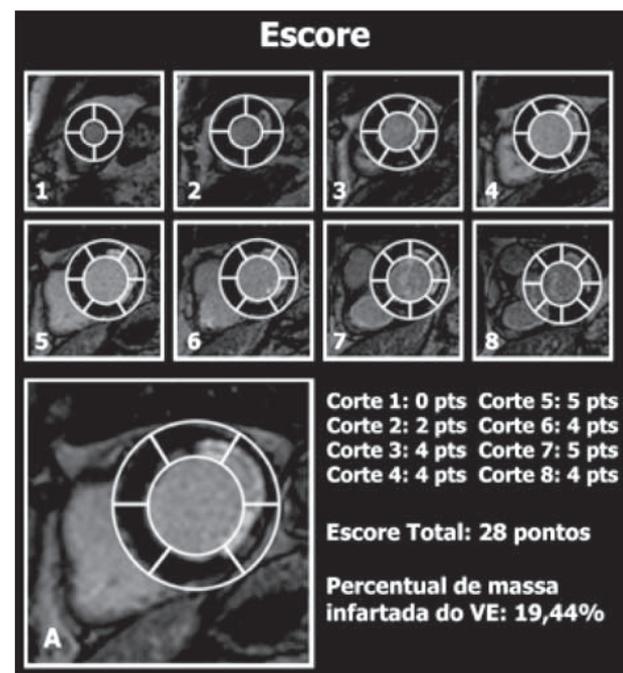


Fig. 3 - Esquema de imagens do paciente da figura 2, demonstrando a execução do método de escore. Os 8 cortes do eixo curto do VE são divididos em 48 segmentos, com maior ponderação para os cortes basais (maior número de segmentos): Cortes apicais (1 e 2) 4 segmentos, cortes médios (3,4,5 e 6) 6 segmentos e cortes basais (7 e 8) 8 segmentos. Cada segmento recebe uma pontuação de 0 a 3 de acordo com a extensão da área de realce tardio: 0, ausência de realce; 1, realce de 1 a 25% da área do segmento; 2, realce de 26 a 75% e 3, realce de 76 a 100%. O escore total de cada paciente (soma dos escores dos 48 segmentos) é então dividido por 144 (escore máximo possível), gerando o percentual de massa infartada do VE.

analisados. As regiões de infarto foram qualitativamente consideradas analisáveis em todos os casos, tanto do ponto de vista da medida da área como da transmuralidade. Um exemplo típico deste exame é apresentado na figura 1.

O tamanho do infarto, definido como o percentual de massa infartada do ventrículo esquerdo, foi discretamente maior quando medido pela planimetria (19,94 ± 11,10%) do que pelo método de escore (18,92 ± 10,41%). A diferença média entre as medidas obtidas pelos dois métodos foi de 1,03% (intervalo de confiança de 95% de 0,15 a 1,91%). Apesar de ter atingido significância estatística (P=0,02), essa pequena diferença não é significativa do ponto de vista clínico, uma vez que representa apenas aproximadamente 1% da massa total do ventrículo esquerdo. Mais importante, o intervalo de concordância de 95% entre os dois métodos foi de -6,74 a +8,80% (fig. 4 e tab. I).

Assim, do ponto de vista prático e no uso clínico rotineiro, o tamanho do infarto medido pela planimetria foi semelhante aos valores do método de escore obtidos pelos dois observadores isoladamente e à média desses valores.

A expressiva correlação entre os dois métodos foi demonstrada ainda através da análise de regressão linear, considerando a planimetria como variável dependente e o escore como variável independente. A equação da linha de regressão foi calculada como $y=1,00x + 1,05$, com intervalo de confiança de 95% do coeficiente 'b' de 0,91 a 1,08 e desvio padrão dos resíduos de 3,91 (P<0,0001) (tab. II). O coeficiente de correlação de Pearson também evidenciou relação bastante significativa entre os dois métodos (r = 0,94, P<0,0001) (fig. 5).

A avaliação da variabilidade inter-observador do método de escore revelou uma diferença média de 0,41% (NS) entre as medidas obtidas pelos dois observadores e um coeficiente de repetibilidade de ±9,56%. Já a avaliação da variabilidade intra-observador evidenciou uma diferença média de 0,34% (NS) e um coeficiente de repetibilidade de ±8,62% (tab. III).

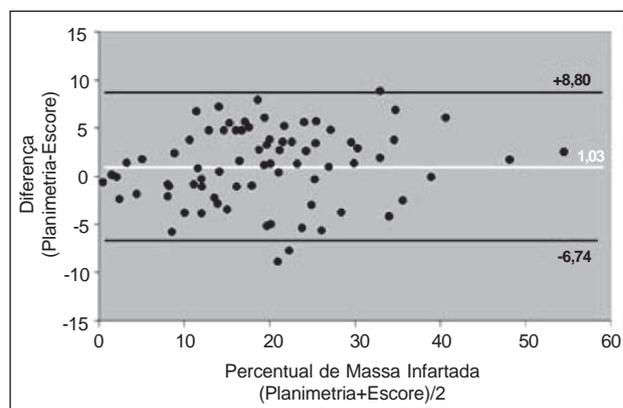


Fig. 4 - Resultado da análise de Bland-Altman dos dados obtidos pelo método de escore e pela planimetria. A diferença média (bias) é representada pela linha horizontal branca e o limite de concordância pelas linhas horizontais pretas.

Tabela I - Análise de Bland-Altman – planimetria x método de escore					
	Diferença média	Desvio padrão	Erro padrão	P	Limite de concordância de 95%
Média dos observadores	1,03	3,89	0,44	0,02	-6,74a + 8,80
Observador 1	1,23	4,26	0,49	0,01	-7,28a + 9,74
Observador 2	0,82	4,85	0,55	0,14	-8,87a + 10,52

O tamanho do infarto, medido tanto pela planimetria quanto pelo método de escore, apresentou expressiva correlação com a fração de ejeção do ventrículo esquerdo medida pelo método de Simpson (r = -0,74, P<0,0001 para planimetria e r = -0,76, P<0,0001 para o método de escore) (fig. 6). Além da fração de ejeção, os índices de volume diastólico final (IVDF) e volume sistólico final (IVSF) também apresentaram significativa correlação com o tamanho do infarto (IVDF: r = 0,63 e 0,67, P<0,0001 e IVSF: r = 0,73 e 0,75, P<0,0001, respectivamente para planimetria e para o método de escore) (fig. 7). O índice de volume sistólico (IVS) não apresentou correlação com o tamanho do infarto medido por nenhum dos dois métodos (r = -0,27, P=0,03 para planimetria e r = -0,19, NS para o método de escore).

Discussão

Este estudo demonstrou que a quantificação do tamanho do infarto, assim como sua caracterização e delineamento, podem ser obtidos através da ressonância magnética cardíaca utilizando a técnica de realce tardio com grande precisão e reprodutibilidade. O método de escore foi capaz de quantificar a massa infartada de forma rápida e precisa quando comparado ao método da planimetria. A boa concordância e correlação verificada entre os dois métodos nos permite apresentar o método de escore como alternativa rápida e prática para o cálculo da massa infartada, que pode então ser relatada rotineiramente nos laudos de ressonância magnética cardíaca, tornando-se de fundamental importância clínica, uma vez que o valor diagnóstico e prognóstico da avaliação da massa infartada vem sendo demonstrado sistematicamente em estudos realizados nos últimos anos⁹⁻¹².

A técnica de realce tardio se desenvolveu a partir dos estudos pioneiros de Lima e cols. avaliando a detecção e caracterização das áreas de infarto através da ressonância magnética cardíaca contrastada com gadolínio²⁵. Foi utilizada inicialmente nos trabalhos experimentais e clínicos do grupo liderado por Kim e Judd e cols.^{1-4,10,12,26,27} e descrita do ponto de vista técnico por Simonetti e cols.⁸. A técnica de realce tardio se baseia numa seqüência de pulsos do tipo gradiente-eco rápida ponderada em T1 (*T1 Turbo Field Echo*), com um pré-pulso de inversão-recuperação e um tempo de inversão (TI) ajustado para anular o sinal do miocárdio normal. Portanto, nas imagens adquiridas com essa técnica, o miocárdio íntegro aparece com intensidade de sinal muito baixa (escuro). Outra característica da técnica de realce tardio é a utilização do contraste endovenoso gadolínio, que não penetra nas membranas celulares íntegras e, portanto, tem distribuição extra-celular. Nas regiões de infarto ocorre ruptura das membranas dos miócitos necróticos e, portanto, o gadolínio pode se distribuir livremente (maior volume de distribuição)²⁸⁻³⁰. Além disso, a necrose dos miócitos também causa uma alteração da cinética de distribuição do contraste, de modo que a saída do gadolínio das áreas de infarto ocorre mais lentamente (*delayed washout*)². Estes dois fatores fazem com que a concentração do contraste, cerca de 10 a 15 minutos após a injeção, seja muito maior nas regiões necróticas do que no tecido miocárdico normal³¹, tornando as áreas de infarto brancas (sinal intenso) nas imagens de realce tardio. Em resumo, ao aumentar a intensidade de sinal do infarto (utilizando o gadolínio e ponderando as imagens em T1) e diminuir a intensidade de sinal do miocárdio normal (com o pré-pulso de

Tabela II - Regressão linear e correlação de Pearson					
	Equação da linha de regressão	Erro padrão do coeficiente 'b'	Desvio padrão dos resíduos	Coefficiente de correlação de Pearson	P
Média dos Observadores	$y = 1,00x + 1,05$	0,043	3,91	0,94	<0,001
Obsevedor 1	$y = 0,92x + 2,69$	0,043	4,19	0,93	<0,001
Obsevedor 2	$y = 0,98x + 1,20$	0,055	4,88	0,90	<0,001

$y =$ planimetria, $x =$ método de escore.

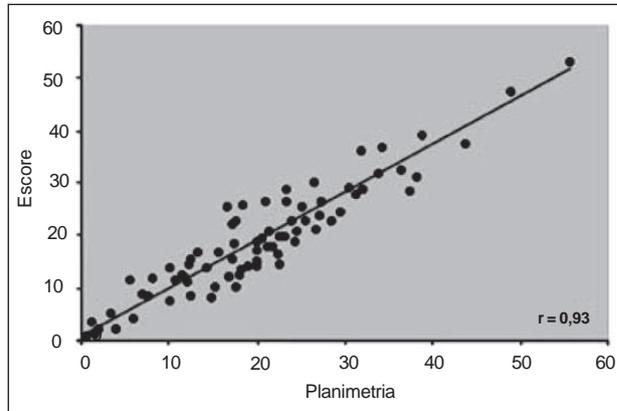


Fig. 5 - Correlação entre os resultados obtidos pelo método semi-quantitativo de escore e pelo método de planimetria.

Tabela III - Variabilidades inter e intra-observador		
	Diferença média (bias)	Coefficiente de repetibilidade
Variabilidade Inter-observador	0,41% (P NS)	±9,56%
Variabilidade Intra-observador	0,34% (P NS)	±8,62%

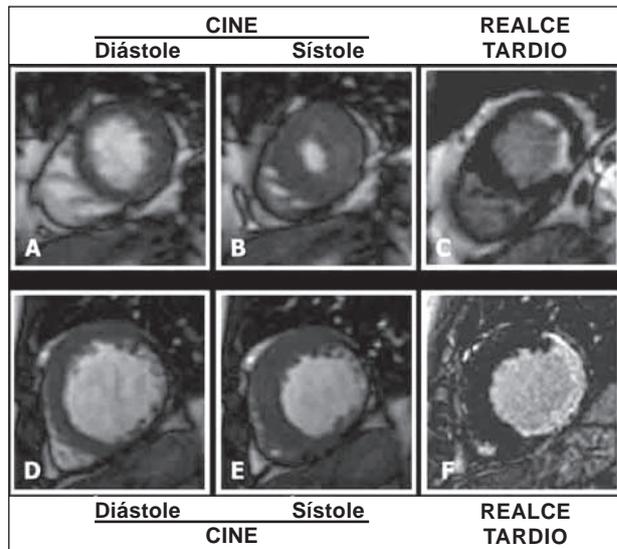


Fig. 6 - Imagens da cine-ressonância magnética e de realce tardio demonstrando o efeito da extensão do infarto sobre a função ventricular esquerda. Nos painéis superiores observam-se duas imagens de cine-RM, uma em diástole (A) e outra em sístole (B), evidenciando boa função sistólica segmentar. Ambas obtidas de paciente com pequeno infarto subendocárdico da parede lateral, observada na imagem de realce tardio à direita (C). Nos painéis inferiores, adquiridos de outro paciente, nota-se importante disfunção segmentar da parede lateral do VE nas imagens de cine-RM (D e E). Veja o espessamento parietal nítido na região septal (do painel D para E) e a ausência de espessamento na parede lateral. Na imagem de realce tardio (F), precisamente nesse segmento, observa-se extenso infarto transmural da parede lateral do VE.

inversão e TI em torno de 200-300 ms), a técnica do realce tardio otimiza o contraste entre os dois tecidos (diferença de sinal de até 1080%) e permite a precisa delimitação das áreas de necrose miocárdica⁸.

No caso dos infartos antigos, a fibrose e não a necrose, é o fenômeno patológico subjacente. Nesses casos, o maior espaço extracelular verificado no tecido fibrótico, quando comparado ao miocárdio normal, é a causa do maior volume de distribuição e da alteração da cinética do gadolínio (saída lentificada do contraste do tecido fibrótico)³¹.

Diversos estudos publicados recentemente validaram a medida do tamanho do infarto pela ressonância magnética cardíaca contra a medida direta da massa infartada pela anatomopatologia^{1-3;5}. A técnica de mensuração da massa infartada utilizada nesses estudos foi a planimetria das áreas de realce tardio e esta demonstrou excelente concordância e correlação com os valores obtidos pela anatomopatologia utilizando a coloração TTC. Portanto, em nosso estudo consideramos como padrão-ouro o cálculo da massa infartada através da planimetria, contra o qual comparamos o método de escore desenvolvido pelo nosso grupo.

A correlação entre os dois métodos, medida através do coeficiente de correlação de Pearson, foi bastante expressiva e estatisticamente significativa ($r = 0,93$; $P < 0,0001$). A análise de regressão linear também evidenciou resultados bastante consistentes (tab. II). Entretanto, como demonstrado por Bland e Altman em seu estudo sobre comparações de dois métodos de mensuração²⁴, mais importante do que a correlação ou a regressão linear, é a avaliação da concordância entre os métodos.

Baseados na análise descrita por Bland e Altman, demonstramos que a diferença média entre os valores de massa infartada obtidos pelos dois métodos não foi significativa do ponto de vista clínico: apenas 1,03% (intervalo de confiança de 95% de 0,15 a 1,91%). Ainda que tenha atingido significância estatística ($P < 0,02$), já que o número de pacientes estudados foi expressivo ($n = 77$), essa pequena diferença não interfere de forma significativa na abordagem dos pacientes avaliados pelo método de escore, já que representa apenas cerca de 1% da massa total do ventrículo esquerdo. O intervalo de concordância dos dois métodos foi de -6,74% a 8,80%, demonstrando que, para um dado paciente, o percentual de massa infartada medido pelo método de escore apresentará, em 95% das vezes, uma diferença inferior a 8,8% do valor que seria obtido se fosse calculado pela planimetria. Isto caracteriza um grau de concordância plenamente aceitável do ponto de vista clínico, demonstrando que o método semi-quantitativo visual pode substituir com segurança o método de planimetria na rotina clínica diária. Adicionalmente, como evidenciado no gráfico de Bland-Altman (fig. 4), a dispersão das diferenças individuais em torno da diferença média (bias) é bastante homogênea, inde-

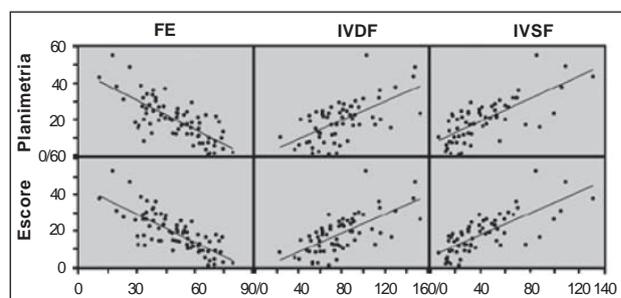


Fig. 7 - Matrix de gráficos demonstrando a relação inversa entre o tamanho do infarto e a fração de ejeção do VE (FE) (A e D), e a relação direta entre o tamanho do infarto e o índice de volume diastólico final (IVDF) (B e F) e índice de volume sistólico final (IVSF) (C e G).

pendentemente da extensão do infarto. Em outras palavras, a reprodutibilidade do método de escore é boa tanto para os pacientes com pequenos infartos quanto para aqueles com infartos extensos.

A boa reprodutibilidade do método de escore foi ainda demonstrada através da análise das variabilidades inter e intra-observador. A diferença média (*bias*) entre as medidas obtidas pelos dois observadores foi inferior a 0,5% e o coeficiente de repetibilidade inferior a 10%. Este coeficiente representa o grau de variação entre os resultados obtidos pelos dois observadores e é calculado como 2 vezes o desvio padrão da diferença daquelas medidas. O resultado obtido, ao serem comparadas as duas medidas calculadas pelo mesmo observador, em momentos diferentes (variabilidade intra-observador), foi bastante semelhante: *bias* inferior a 0,4% e coeficiente de repetibilidade inferior a 9%. De forma semelhante à comparação com a planimetria, a avaliação da reprodutibilidade do método de escore demonstrou coeficientes de repetibilidade que atestam graus de variabilidade inter e intra-observador bastante aceitáveis do ponto de vista da aplicabilidade clínica.

Recentemente, Wu e cols. demonstraram que pacientes com infarto agudo do miocárdio têm pior prognóstico à medida que aumenta a quantidade de massa infartada⁹. Posteriormente, Choi e cols. observaram que a determinação da transmuralidade do infarto permite prever a recuperação espontânea da contratilidade segmentar do ventrículo esquerdo em pacientes com infarto agudo do miocárdio¹⁰. Gerber e cols. também demonstraram que o potencial de recuperação da contratilidade regional, medida quantitativamente pela técnica de *tagging*, pode ser definido através da avaliação dos padrões de realce tardio dos pacientes com infarto agudo do miocárdio¹¹. Sobretudo, um importante estudo, de grande repercussão clínica, demonstrando utilidade da técnica de realce tardio na avaliação dos pacientes coronariopatas, com indicação de revascularização do miocárdio, foi desenvolvido por Kim e cols. e publicado recentemente no *New England Journal of Medicine*¹². Nesse estudo demonstrou-se que é possível determinar a viabili-

dade miocárdica regional através da avaliação da transmuralidade das áreas de infarto nas imagens de realce tardio.

A correlação entre o tamanho do infarto e a função ventricular esquerda é intuitiva e já foi demonstrada em estudos utilizando técnicas de medicina nuclear^{32,33}. Entretanto, as determinações tanto da extensão do território infartado, quanto da função ventricular esquerda, são mais precisas pela ressonância magnética cardíaca do que pela medicina nuclear^{4,13}, dada a sua maior resolução espacial. O nosso estudo foi o primeiro a demonstrar, através da ressonância magnética cardíaca, uma expressiva correlação entre o tamanho do infarto medido pela técnica do realce tardio e os dados de função do ventrículo esquerdo medidos pelo método de Simpson. Em seu estudo sobre o valor prognóstico da obstrução microvascular, Wu e cols. não observaram correlação estatisticamente significativa entre esses parâmetros⁹. Por sua vez, Klein e cols. demonstraram correlação inversa apenas discreta ($r = -0,42$) entre o tamanho do infarto e a fração de ejeção¹³. Estudos futuros de larga escala e desenhados especificamente para esclarecer essa correlação serão necessários para avaliar o valor prognóstico de cada parâmetro isoladamente. Uma questão importante a ser respondida por esses estudos é se a massa infartada poderia se tornar um fator prognóstico ainda mais importante que a fração de ejeção do ventrículo esquerdo nos pacientes com infarto agudo do miocárdio.

Concluindo, a avaliação dos pacientes com infarto agudo do miocárdio prévio pela ressonância magnética cardíaca utilizando a técnica de realce tardio, permite a determinação reprodutível do tamanho do infarto, tanto pelo método de planimetria quanto pelo modelo semi-quantitativo de escore. A planimetria exige que sejam desenhados, manualmente (em *software* específico), os contornos das áreas de infarto e das bordas endocárdica e epicárdica do ventrículo esquerdo em todos os cortes do eixo curto, tornando-se um método bastante laborioso, que consome considerável tempo de pós-processamento das imagens e, portanto, de difícil implementação na rotina clínica diária. Já o método de escore, baseado na avaliação semi-quantitativa visual das imagens de realce tardio, constitui uma alternativa muito mais rápida e prática para a determinação da extensão do infarto. Nosso estudo foi o primeiro a demonstrar, que um método mais simples de determinação da massa infartada, poderia substituir com boa acurácia e reprodutibilidade o método mais trabalhoso de planimetria. Acreditamos que a utilização do método de escore possa permitir que o percentual da massa infartada do ventrículo esquerdo seja calculado de forma mais rotineira nos exames de RMC dos pacientes com infarto do miocárdio prévio. Dessa forma, este dado objetivo, de grande importância diagnóstica e prognóstica, poderia ser incluído regularmente nos relatórios e laudos de ressonância magnética cardíaca.

Referências

- Judd RM, Lugo-Olivieri CH, Arai M et al. Physiological basis of myocardial contrast enhancement in fast magnetic resonance images of 2-day-old reperfused canine infarcts. *Circulation* 1995; 92: 1902-10.
- Kim RJ, Chen EL, Lima JA, Judd RM. Myocardial Gd-DTPA kinetics determine MRI contrast enhancement and reflect the extent and severity of myocardial injury after acute reperfused infarction. *Circulation* 1996; 94: 3318-26.
- Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999; 100: 1992-2002.
- Mahrholdt H, Wagner A, Holly TA et al. Reproducibility of chronic infarct size measurement by contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Circulation* 2002; 106: 2322-7.
- Rochitte CE, Lima JA, Bluemke DA et al. Magnitude and time course of microvas-

- cular obstruction and tissue injury after acute myocardial infarction. *Circulation* 1998; 98: 1006-14.
6. Schaefer S, Malloy CR, Katz J et al. Gadolinium-DTPA-enhanced nuclear magnetic resonance imaging of reperfused myocardium: identification of the myocardial bed at risk. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 1064-72.
 7. Wu E, Judd RM, Vargas JD, Klocke FJ, Bonow RO, Kim RJ. Visualisation of presence, location, and transmural extent of healed Q-wave and non-Q-wave myocardial infarction. *Lancet* 2001; 357: 21-8.
 8. Simonetti OP, Kim RJ, Fieno DS et al. An improved MR imaging technique for the visualization of myocardial infarction. *Radiology* 2001; 218: 215-23.
 9. Wu KC, Zerhouni EA, Judd RM et al. Prognostic significance of microvascular obstruction by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarction. *Circulation* 1998; 97: 765-72.
 10. Choi KM, Kim RJ, Gubernikoff G, Vargas JD, Parker M, Judd RM. Transmural extent of acute myocardial infarction predicts long-term improvement in contractile function. *Circulation* 2001; 104: 1101-7.
 11. Gerber BL, Garot J, Bluemke DA, Wu KC, Lima JA. Accuracy of contrast-enhanced magnetic resonance imaging in predicting improvement of regional myocardial function in patients after acute myocardial infarction. *Circulation* 2002; 106: 1083-9.
 12. Kim RJ, Wu E, Rafael A et al. The use of contrast-enhanced magnetic resonance imaging to identify reversible myocardial dysfunction. *N Engl J Med* 2000; 343: 1445-53.
 13. Klein C, Nekolla SG, Bengel FM et al. Assessment of myocardial viability with contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison with positron emission tomography. *Circulation* 2002; 105: 162-7.
 14. Buser PT, Auffermann W, Holt WW et al. Noninvasive evaluation of global left ventricular function with use of cine nuclear magnetic resonance. *J Am Coll Cardiol* 1989; 13: 1294-300.
 15. Lorenz CH, Walker ES, Morgan VL, Klein SS, Graham TP, Jr. Normal human right and left ventricular mass, systolic function, and gender differences by cine magnetic resonance imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 1999; 1: 7-21.
 16. Sakuma H, Fujita N, Foo TK et al. Evaluation of left ventricular volume and mass with breath-hold cine MR imaging. *Radiology* 1993; 188: 377-80.
 17. Semelka RC, Tomei E, Wagner S et al. Interstudy reproducibility of dimensional and functional measurements between cine magnetic resonance studies in the morphologically abnormal left ventricle. *Am Heart J* 1990; 119: 1367-73.
 18. Semelka RC, Tomei E, Wagner S et al. Normal left ventricular dimensions and function: interstudy reproducibility of measurements with cine MR imaging. *Radiology* 1990; 174: 763-8.
 19. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 2001; 219: 828-34.
 20. Haacke EM, Tkach JA. Fast MR imaging: techniques and clinical applications. *AJR Am J Roentgenol* 1990; 155: 951-64.
 21. Lee VS, Resnick D, Bundy JM, Simonetti OP, Lee P, Weinreb JC. Cardiac function: MR evaluation in one breath hold with real-time true fast imaging with steady-state precession. *Radiology* 2002; 222: 835-42.
 22. Miller S, Simonetti OP, Carr J, Kramer U, Finn JP. MR Imaging of the heart with cine true fast imaging with steady-state precession: influence of spatial and temporal resolutions on left ventricular functional parameters. *Radiology* 2002; 223: 263-9.
 23. Rehwald WG, Kim RJ, Simonetti OP, Laub G, Judd RM. Theory of high-speed MR imaging of the human heart with the selective line acquisition mode. *Radiology* 2001; 220: 540-7.
 24. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1: 307-10.
 25. Lima JA, Judd RM, Bazille A, Schulman SP, Atalar E, Zerhouni EA. Regional heterogeneity of human myocardial infarcts demonstrated by contrast-enhanced MRI. Potential mechanisms. *Circulation* 1995; 92: 1117-25.
 26. Fieno DS, Kim RJ, Chen EL, Lomasney JW, Klocke FJ, Judd RM. Contrast-enhanced magnetic resonance imaging of myocardium at risk: distinction between reversible and irreversible injury throughout infarct healing. *J Am Coll Cardiol* 2000; 36: 1985-91.
 27. Ricciardi MJ, Wu E, Davidson CJ et al. Visualization of discrete microinfarction after percutaneous coronary intervention associated with mild creatine kinase-MB elevation. *Circulation* 2001; 103: 2780-3.
 28. Diesbourg LD, Prato FS, Wisenberg G et al. Quantification of myocardial blood flow and extracellular volumes using a bolus injection of Gd-DTPA: kinetic modeling in canine ischemic disease. *Magn Reson Med* 1992; 23: 239-53.
 29. Saeed M, Wendland MF, Masui T, Higgins CB. Reperfused myocardial infarctions on T1- and susceptibility-enhanced MRI: evidence for loss of compartmentalization of contrast media. *Magn Reson Med* 1994; 31: 31-9.
 30. Schwitter J, Saeed M, Wendland MF et al. Influence of severity of myocardial injury on distribution of macromolecules: extravascular versus intravascular gadolinium-based magnetic resonance contrast agents. *J Am Coll Cardiol* 1997; 30: 1086-94.
 31. Rehwald WG, Fieno DS, Chen EL, Kim RJ, Judd RM. Myocardial magnetic resonance imaging contrast agent concentrations after reversible and irreversible ischemic injury. *Circulation* 2002; 105: 224-9.
 32. Gibbons RJ, Miller TD, Christian TF. Infarct size measured by single photon emission computed tomographic imaging with (99m)Tc-sestamibi: A measure of the efficacy of therapy in acute myocardial infarction. *Circulation* 2000; 101: 101-8.
 33. Kang X, Berman DS, Van Train KF et al. Clinical validation of automatic quantitative defect size in rest technetium-99m-sestamibi myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1997; 38: 1441-6.