

Espessura do Tecido Subcutâneo como Preditor Independente de Ruído em Imagem de TC Cardíaca

Subcutaneous Tissue Thickness is an Independent Predictor of Image Noise in Cardiac CT

Henrique Lane Staniak¹, Rodolfo Sharovsky¹, Alexandre Costa Pereira², Cláudio Campi de Castro^{1,3}, Isabela M. Benseñor^{1,3}, Paulo A. Lotufo^{1,3}, Márcio Sommer Bittencourt¹

Hospital Universitário - Universidade de São Paulo¹, São Paulo, SP; Hospital das Clínicas - Universidade de São Paulo²; Faculdade de Medicina - Universidade de São Paulo³, São Paulo, SP – Brasil

Resumo

Fundamento: Há poucos dados sobre a definição de parâmetros simples e robustos para predizer artefato de imagem em tomografia computadorizada (TC) cardíaca.

Objetivos: Avaliar o valor da simples medida da espessura do tecido subcutâneo (espessura pele-esterno) como preditor de artefato de imagem em TC cardíaca.

Métodos: O estudo avaliou 86 pacientes submetidos a angiotomografia computadorizada cardíaca (ATCC) com sincronização prospectiva com ECG e avaliação de escore de cálcio coronário com 120 kV e 150 mA. A qualidade da imagem foi medida objetivamente pelo artefato de imagem na aorta em ATCC, sendo 'artefato baixo' definido como aquele < 30 UH. Os diâmetros torácicos anteroposterior e laterolateral, o artefato de imagem na aorta e a espessura pele-esterno foram medidos como preditores de artefato em ATCC. A associação de preditores e artefato de imagem foi avaliada usando-se correlação de Pearson.

Resultados: A dose média de radiação foi $3,5 \pm 1,5$ mSv. O artefato de imagem médio na ATCC foi de $36,3 \pm 8,5$ UH, sendo o artefato de imagem média fase sem contraste do exame de $17,7 \pm 4,4$ UH. Todos os preditores foram independentemente associados com artefato em ATCC. Os melhores preditores foram espessura pele-esterno, com correlação de 0,70 ($p < 0,001$), e artefato de imagem na fases em contraste, com correlação de 0,73 ($p < 0,001$). Ao avaliar a habilidade de predizer artefato de imagem baixo, as áreas sob a curva ROC para o artefato de imagem na fases em contraste e para a espessura pele-esterno foram 0,837 e 0,864, respectivamente.

Conclusão: Tanto espessura pele-esterno quanto artefato de escore de cálcio são preditores simples e precisos de artefato de imagem em ATCC. Tais parâmetros podem ser incorporados aos protocolos de TC padrão para ajustar adequadamente a exposição à radiação. (Arq Bras Cardiol. 2014; 102(1):86-92)

Palavras-chave: Esterno / efeitos de radiação; Lesões por radiações; Tomografia computadorizada; Artefatos.

Abstract

Background: Few data on the definition of simple robust parameters to predict image noise in cardiac computed tomography (CT) exist.

Objectives: To evaluate the value of a simple measure of subcutaneous tissue as a predictor of image noise in cardiac CT.

Methods: 86 patients underwent prospective ECG-gated coronary computed tomographic angiography (CTA) and coronary calcium scoring (CAC) with 120 kV and 150 mA. The image quality was objectively measured by the image noise in the aorta in the cardiac CTA, and low noise was defined as noise < 30HU. The chest anteroposterior diameter and lateral width, the image noise in the aorta and the skin-sternum (SS) thickness were measured as predictors of cardiac CTA noise. The association of the predictors and image noise was performed by using Pearson correlation.

Results: The mean radiation dose was 3.5 ± 1.5 mSv. The mean image noise in CT was 36.3 ± 8.5 HU, and the mean image noise in non-contrast scan was 17.7 ± 4.4 HU. All predictors were independently associated with cardiac CTA noise. The best predictors were SS thickness, with a correlation of 0.70 ($p < 0.001$), and noise in the non-contrast images, with a correlation of 0.73 ($p < 0.001$). When evaluating the ability to predict low image noise, the areas under the ROC curve for the non-contrast noise and for the SS thickness were 0.837 and 0.864, respectively.

Conclusion: Both SS thickness and CAC noise are simple accurate predictors of cardiac CTA image noise. Those parameters can be incorporated in standard CT protocols to adequately adjust radiation exposure. (Arq Bras Cardiol. 2014; 102(1):86-92)

Keywords: Sternum / radiation effects; Radiation injuries; Computed tomography; Artifacts.

Full texts in English - <http://www.arquivosonline.com.br>

Correspondência: Márcio Sommer Bittencourt •

Av. Lineu Prestes 2565, Butantã. CEP 05508-0000, São Paulo, SP - Brasil

E-mail: msbittencourt@mail.harvard.edu

Artigo recebido em 27/03/13; revisado em 27/06/13; aceito em 07/08/13.

DOI: 10.5935/abc.20130215

Introdução

A angiotomografia computadorizada cardíaca (ATCC) é uma ferramenta útil e segura para avaliar as artérias coronárias e a estrutura cardíaca¹. Embora a ATCC seja segura, o uso de radiação representa um pequeno risco², o que vem causando preocupação, devido ao número crescente de exames médicos envolvendo radiação³. Após exposição à radiação, pacientes jovens e mulheres apresentam maior risco de complicações em longo prazo⁴.

A redução da exposição à radiação tem sido o objetivo de muitos avanços recentes em ATCC, como o uso de modulação da corrente do tubo⁵, ATCC com sincronização prospectiva com ECG⁶ e novos modos de aquisição⁷, assim como o ajuste de KV e mA usados durante a aquisição da imagem^{5,8,9}. Além disso, estudos mostraram que a combinação de várias técnicas¹⁰ e a exposição estimada com base em cálculos complexos são úteis para otimizar a exposição à radiação¹¹. Mais recentemente, o uso de técnicas de reconstrução iterativas tem sido proposto para uma possível economia da dose de radiação¹²⁻¹⁵.

Embora eficiente, o uso inadequado ou excessivo de tais técnicas pode afetar a qualidade da imagem, resultando em *scans* limitados ou inadequados. O principal efeito adverso de reduzir a dose de radiação é o aumento do artefato de imagem causado pela diminuição do número de fótons que atingem os detectores³.

A principal causa de aumento de artefato na ATCC é a presença das estruturas extracardíacas interpostas. Portanto, muitos protocolos baseiam-se em medidas associadas à constituição corporal dos pacientes, como índice de massa corporal (IMC)¹⁶, circunferência torácica¹⁷ e diâmetro torácico¹⁸, para o ajuste dos parâmetros de radiação. Atualmente as diretrizes recomendam o uso dos diâmetros anteroposterior (AP) e latero-lateral para a estimativa da dose de radiação¹⁸, embora tal estratégia não tenha ainda sido validada ou comparada a outras técnicas.

Este estudo teve por objetivo avaliar a associação de IMC e dos diâmetros torácicos AP e laterolateral com a quantidade de artefato em imagens de ATCC. Além disso, levantou-se a hipótese de que a medida da espessura do tecido subcutâneo ao nível do esterno e o artefato em imagens sem contrastes se correlacionaram melhor com o artefato de imagem.

Métodos

O estudo arrolou 86 pacientes consecutivos submetidos a ATCC com sincronização prospectiva com ECG e avaliação do escore de cálcio com o mesmo potencial de tubo e corrente de tubo, seguindo-se o mesmo protocolo de injeção. Todas as ATCCs coronárias foram realizadas para avaliar doença arterial coronária conhecida ou suspeita. Este estudo foi aprovado pela comissão de ética local institucional e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e informado. As características dos pacientes e suas informações clínicas foram coletadas prospectivamente como parte de um banco de dados institucional.

Todos os pacientes com frequência cardíaca acima de 60 bpm receberam betabloqueadores orais antes da aquisição de imagem. As ATCC foram realizadas com 64 canais multidetectors (Brilliance 64, Philips Healthcare, Best, Holanda). As imagens da fase sem contraste foram adquiridas com 120 kV e 30 mA. Depois, todos os pacientes foram também submetidos à avaliação do escore de cálcio com potencial de tubo de 120 kV e corrente de tubo de 55 mA. A ATCC com realce por contraste foi realizada com colimação de 64 x 0,625 mm, tempo de rotação do *gantry* de 400 milissegundos, com corrente de tubo de 150 mA e potencial de tubo de 120 kV. A espessura do corte foi de 0,8 mm e o incremento de 0,4 mm. O contraste iodado (100 ml - Ultravist 370, Bayer, Alemanha) foi injetado com dupla cabeça (Medrad Inc., EUA) a uma velocidade de 6 ml/segundo, e seguido por injeção de 60 ml de solução salina na mesma velocidade, usando-se um calibre de 18 na veia antecubital. Monitoramento automático de *bolus* foi realizado com delimitação de uma região circular de interesse na aorta descendente, sendo a aquisição disparada quando o valor médio da atenuação naquela região atingisse 150 unidades Hounsfield (UH). Imagem obtida a 75% intervalo R-R foi usada para reconstrução de imagem e análise das coronárias. As imagens foram reconstruídas usando-se projeção retrógrada filtrada e *kernel* padrão.

Fatores relacionados às características do paciente e aos protocolos de injeção que afetam o contraste da aorta foram considerados. O estudo arrolou pacientes com frequências cardíacas semelhantes, variando de 50 bpm a 60 bpm, sem história de insuficiência cardíaca. O mesmo protocolo de injeção foi usado para toda a amostra, com total de 100 ml de contraste iodado a 6 ml/segundo, seguido de 60 ml de solução salina na mesma velocidade, usando-se calibre 18 na veia antecubital. O artefato de imagem na tomografia computadorizada (TC) foi definido como o desvio padrão medido com a região de interesse de 1 cm² na aorta ascendente (Figura 1A). O diâmetro AP do tórax foi medido na imagem transversal axial digital do tórax com uma linha passando pelo meio do coração (Figura 1B). A espessura pele-esterno foi a medida da pele ao esterno no nível intermamário médio (Figura 1C), e o diâmetro laterolateral do tórax foi tomado no topograma de pele a pele ao nível do hemidiafragma esquerdo (Figura 1D). O artefato de imagem na aorta foi medido como unidades de desvio padrão em região de interesse de 1 cm² no escore de cálcio prospectivo, usando-se um potencial de tubo fixo de 120 kV e corrente tubo de 55 mA (Figura 1E). O IMC foi calculado como o peso em quilogramas dividido pelo quadrado da altura em metros.

Análise estatística

Todas as variáveis contínuas foram avaliadas quanto à normalidade e apresentadas como média \pm desvio padrão quando significativos desvios da normalidade não foram detectados. As variáveis categóricas foram apresentadas em valores absolutos e frequências relativas (%). A relação entre artefato de imagem na TC cardíaca e IMC, diâmetro AP do tórax, espessura pele-esterno, diâmetro laterolateral do tórax e artefato da aorta na imagem do escore de cálcio foi avaliada usando-se

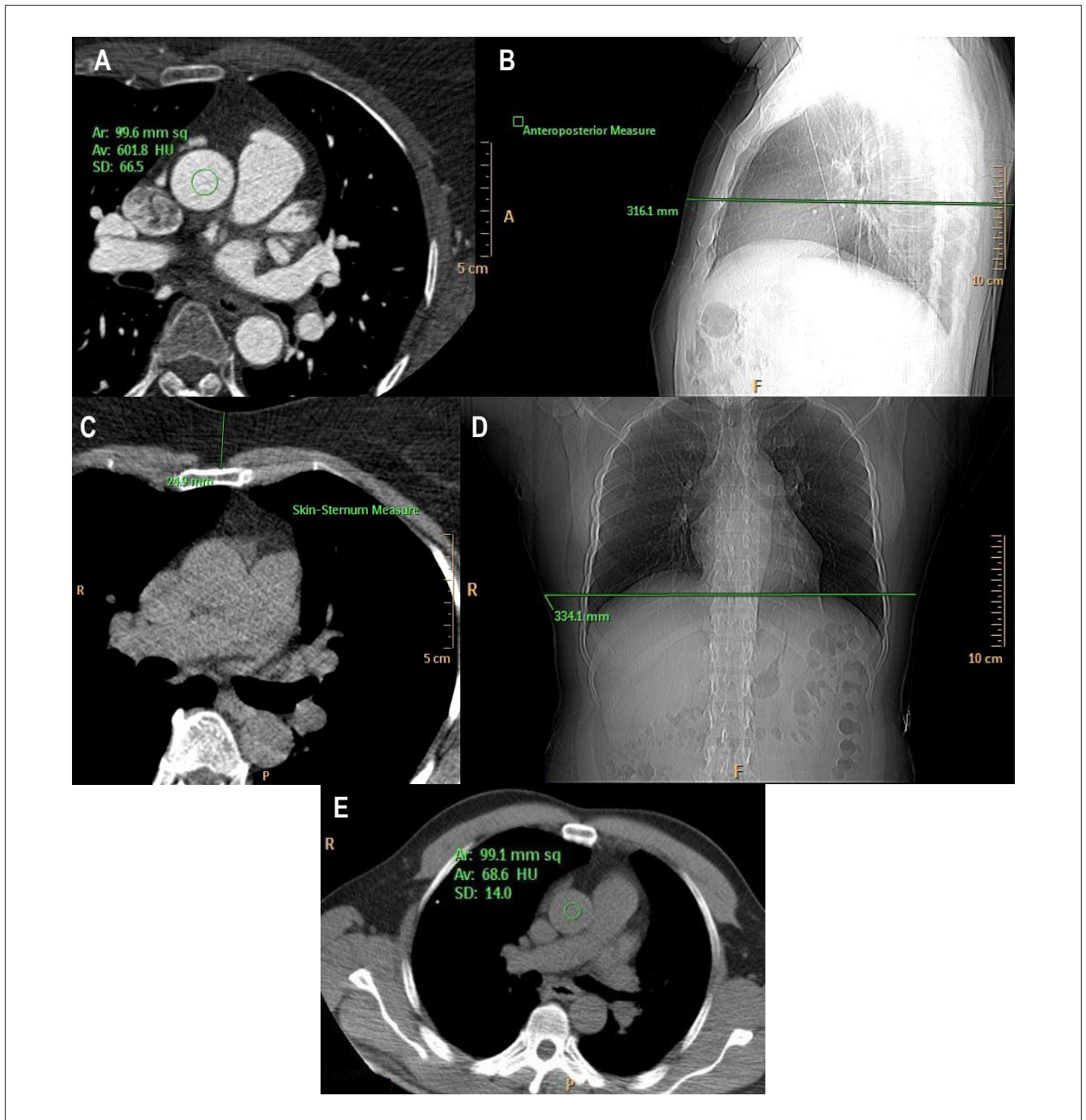


Figura 1 - A) Medida do artefato da aorta, com região de interesse de 1cm² na aorta ascendente. B) Medida do diâmetro anteroposterior do tórax. C) Medida da espessura pele-esterno. D) Medida do diâmetro laterolateral do tórax. E) Medida do artefato do escore de cálcio.

a correlação de Pearson e regressão linear. Para comparar as correlações de Pearson, utilizou-se a aproximação de Fisher. Modelos de regressão linear multivariada foram construídos para identificar a melhor combinação de preditores para estimar o artefato de ATCC. Para definir o melhor modelo de predição, o mais baixo valor de R² ajustado foi usado. Além disso, o artefato de imagem foi dicotomizada como ‘artefato baixo’, quando o DP < 30 UH, e ‘artefato alto’, quando o DP > 30, como em relatos anteriores^{19,20}. A análise da curva receiver-operating

characteristic (ROC) para prever imagens de ‘artefato baixo’ foi realizada para cada preditor. Um valor de p inferior a 0,05 foi considerado significativo. Aplicou-se o ajuste de Bonferroni para múltiplas comparações. O programa Stata, versão 12 (Stata Corp), foi usado para todas as análises e estatísticas.

Resultados

A Tabela 1 apresenta as características dos pacientes. A dose média total de radiação, incluindo ATCC e escore de

cálcio, foi de $3,5 \pm 1,5$ mSv. O artefato de imagem médio na TC foi de $36,3 \pm 8,5$ UH, sendo o artefato de imagem médio no scans em contraste de $17,7 \pm 4,4$ UH.

Todos os parâmetros individuais mostraram-se significativamente associados com o artefato na ATCC. A Tabela 2 apresenta os valores de correlação de Pearson, e a Figura 2 mostra a matriz de correlação. Na comparação por pares, o artefato de imagem do escore de cálcio, o IMC e a espessura pele-esterno apresentam correlação mais significativa com o artefato de ATCC do que qualquer dos diâmetros do tórax ($p < 0,001$ para todas as comparações). A correlação do artefato do escore de cálcio com o defecho mostrou tendência a ser mais significativa do que o IMC ($p = 0,05$), enquanto que as correlações de artefato do escore de cálcio e espessura pele-esterno ($p = 0,16$), assim como de espessura pele-esterno e IMC ($p = 0,13$), não diferiram significativamente. Na análise multivariada, o melhor modelo preditivo incluiu a associação de artefato do escore de cálcio e espessura pele-esterno, com R^2 ajustado de 0,61 ($p < 0,0001$).

De maneira semelhante, o melhor preditor independente de 'baixo artefato' foi a espessura pele-esterno, com área sob a curva ROC (AUC) de 0,86 [intervalo de confiança (IC) 95%: 0,79 – 0,94] (Figura 3), seguida de artefato de escore de cálcio (AUC de 0,84; IC 95%: 0,75 – 0,93), IMC (AUC de 0,80; IC 95%: 0,69 – 0,91), diâmetro AP do tórax (AUC de 0,62; IC 95%: 0,49 – 0,75), e diâmetro laterolateral do tórax (AUC de 0,59; IC 95%: 0,47 – 0,73) (Figura 2).

Discussão

O presente estudo avaliou dois novos parâmetros (artefato do escore de cálcio estimado e espessura pele-esterno) para melhor prever o artefato de imagem na ATCC com realce por contraste versus os parâmetros atualmente recomendados de diâmetros torácicos, embora os resultados das novas medidas em comparação ao IMC não tenham atingido significância estatística. Nosso estudo demonstrou que ambos os parâmetros são melhores preditores de artefato de imagem do que as medidas de diâmetro torácico atualmente recomendadas. Além disso, os dois parâmetros melhoraram a predição de artefato de imagem quando associados com o atual melhor preditor (IMC). Por fim, eles também apresentaram o melhor desempenho para discriminar ATCCs com 'baixo artefato', definido como um DP < 30 UH.

Embora o melhor modelo inclua os dois parâmetros, o aumento no R^2 ao se combinar esses dois parâmetros é pequeno, e acreditamos que um modelo mais parcimonioso incluindo apenas uma das duas variáveis ou IMC em um modelo univariado seria mais adequado para os ajustes de exposição rotineira à radiação.

A identificação de um único parâmetro como melhor preditor de artefato de imagem tem sido o objetivo de publicações recentes^{17,20,21}. Tais estudos enfocaram a medida do tecido subcutâneo como preditor de artefato de imagem. Gao e cols.²⁰ usaram uma medida de atenuação de raio X de tórax para as imagens da fase sem contraste de pacientes

Tabela 1 - Características basais da população estudada

	Homens	Mulheres	Total
N	41	45	
Idade (anos)	59,6 ± 7,1	60,7 ± 7,8	59,8 ± 7,5
IMC (kg/m ²)	25,6 ± 3,5	28,3 ± 4,1	26,9 ± 3,9
Diâmetro AP (mm)	290 ± 30	289 ± 22	289 ± 27
Diâmetro LL (mm)	376 ± 34	370 ± 38	373 ± 36
Artefato de EC (UH)	16,2 ± 3,4	19,4 ± 4,8	17,6 ± 4,4
SS (mm)	10,8 ± 4,1	20,1 ± 6,9	15,2 ± 7,3
Artefato ATCC (UH)	32,0 ± 5,3	41,1 ± 8,9	36,2 ± 8,4
Baixo artefato (< 30 UH) (%)	3 (7%)	20 (44%)	26 (27%)

IMC: índice de massa corporal; AP: anteroposterior; LL: laterolateral; EC: escore de cálcio; SS: espessura pele-esterno; ATCC: angiotomografia computadorizada cardíaca; UH: unidades Hounsfield.

Tabela 2 - Correlação de Pearson de preditores e artefato de imagem na angiotomografia computadorizada cardíaca

Parâmetros	Correlação de Pearson	valor de p
IMC	0,61	< 0,0001
Diâmetro AP	0,23	0,46
Diâmetro LL	0,31	0,042
Artefato de EC	0,73	< 0,0001
SS	0,70	< 0,0001

IMC: índice de massa corporal; AP: anteroposterior; LL: laterolateral; EC: escore de cálcio; SS: espessura pele-esterno.

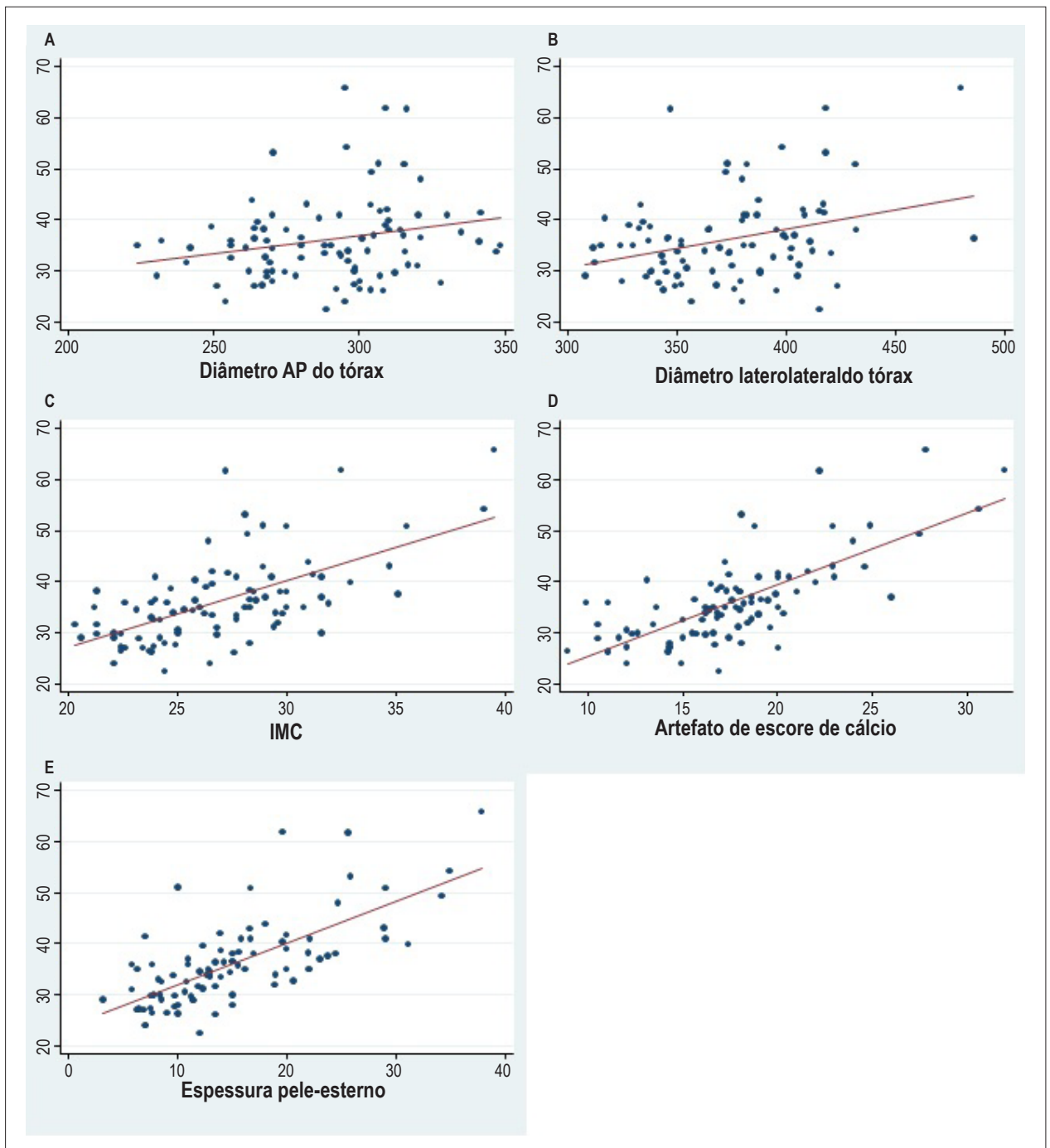


Figura 2 - Gráficos de dispersão de cada um dos preditores versus artefato de angiotomografia computadorizada cardíaca, incluindo as retas de regressão. A) diâmetro anteroposterior (AP) do tórax; B) diâmetro laterolateral do tórax; C) índice de massa corporal (IMC); D) artefato de escore de cálcio; E) espessura pele-esterno.

submetidos a ATCC. Seus dados sugerem que tal medida seja melhor preditor de artefato de imagem de ATCC do que IMC ou peso. No estudo de Schuhbaeck e cols.²¹ utilizou-se uma medida mais avançada de toda a parede torácica ao nível da raiz da aorta, tendo os autores concluído ser tal medida significativamente melhor do que os outros preditores, incluindo IMC. Por fim, Ghoshhaja e cols.¹⁷ mediram a área torácica para os mesmos propósitos. A principal limitação de tais estudos foi

a inclusão de diferentes protocolos de aquisição com diferentes exposições à radiação. Como esses parâmetros foram definidos tendo por base as características dos pacientes, os dois estudos devem ter superestimado a associação das medidas com o artefato final da ATCC.

Nosso estudo restringiu a análise a pacientes semelhantes submetidos ao mesmo protocolo de aquisição (mesmos kV, mA, taxa de contraste e modo de aquisição). Na nossa amostra,

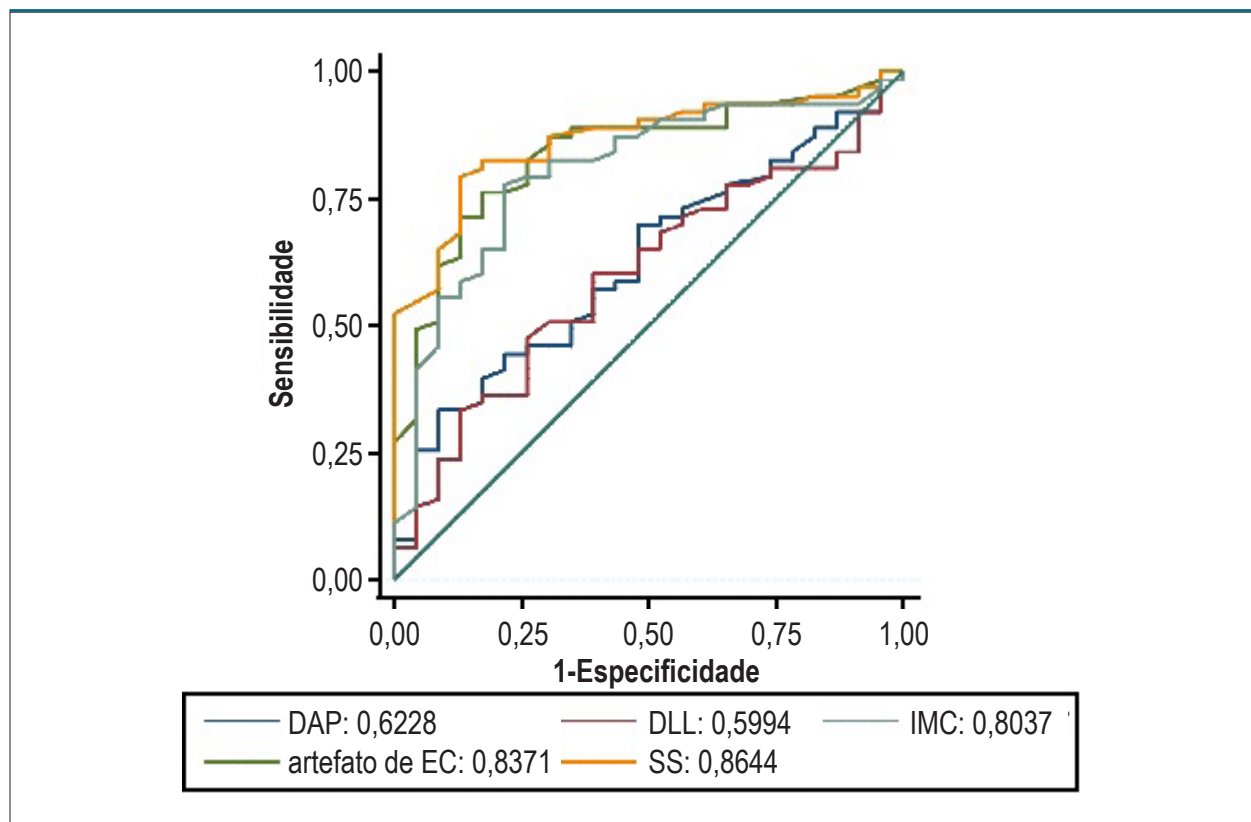


Figura 3 - Curvas receiver operating characteristic (ROC) para cada preditor para estimar 'baixo artefato' em angiotomografia computadorizada cardíaca. A área sob a curva ROC é apresentada na legenda para cada parâmetro. DAP: Diâmetro anteroposterior do tórax; DLL: Diâmetro laterolateral do tórax; IMC: índice de massa corporal; EC: escore de cálcio; SS: espessura pele-esterno.

houve exclusão dos pacientes com insuficiência cardíaca, sendo a aquisição de imagem realizada com uma frequência cardíaca semelhante (variação, 50-60 bpm), ajustando-se os fatores que poderiam afetar o realce por contraste da aorta. A principal razão para essa escolha é que kV, mA e modo de aquisição são, em geral, escolhidos com base no peso, IMC e frequência cardíaca dos pacientes. Com tal restrição, evitamos a associação espúria entre preditores e desfecho, devido ao viés de indicação de selecionar os parâmetros mais apropriados antes da aquisição de imagem com base nas características dos pacientes.

Estudos prévios demonstraram que parâmetros baseados na imagem são mais precisos do que outras características dos pacientes, como IMC. Nosso estudo também mostrou que a espessura pele-esterno e a medida direta do artefato em imagens sem contraste corroboram esses dados anteriores. Essas medidas simples levam menos de um minuto para serem realizadas como parte de um fluxo de aquisição de ATCC usual sem radiação ou custo adicional.

Como demonstrado por Ghoshhajra e cols.¹⁷, esses tipos de medidas levam a melhor uso da radiação. Não apenas ocorre redução da exposição à radiação na maioria dos casos, mas medidas precisas podem levar ao uso de doses maiores em certos casos, o que deveria ser o objetivo do exame de imagem cardíaca²².

Entre as várias técnicas de redução de radiação, a introdução recente da seleção do potencial de tubo com base em atenuação automatizada permitiu uma redução de 25% na

exposição à radiação²³. Esse método é usado em atenuação de imagem como parte de um algoritmo automático para definir exposição à radiação. A espessura pele-esterno pode ser vista como uma versão simplificada do conceito de atenuação torácica como preditor de artefato de imagem. No entanto, informação adicional se faz necessária para definir os ajustes apropriados em mA e kV das medidas atuais.

Nosso estudo, entretanto, deve ser considerado no contexto de seu desenho. Em primeiro lugar, a fim de permitir uma correlação precisa entre as medidas dos pacientes e a estimativa de artefato, apenas um protocolo fixo foi usado. Consequentemente, a definição de ajustes adequados de mA e kV dessas medidas não pode ser avaliada nos dados atuais. Em segundo lugar, ainda que simples, tais medidas acrescentam um passo na aquisição de imagem. Em terceiro, isso só pode ser usado em pacientes submetidos a um exame em contraste antes da TC cardíaca. Em casos em que não se realiza o exame sem contraste, o artefato sem contraste não pode ser calculado, mas a espessura pele-esterno ainda pode ser medida nas imagens da fase com contraste.

Conclusão

Tanto a espessura pele-esterno quanto o artefato do escore de cálcio são preditores simples e precisos de artefato de imagem de ATCC. Tais parâmetros podem ser incorporados a protocolos de TC padrão para adequadamente ajustar a exposição à radiação.

Contribuição dos autores

Concepção e desenho da pesquisa: Staniak HL, Sharovsky R, Bensenor I, Lotufo PA, Bittencourt MS; Obtenção de dados: Staniak HL, Sharovsky R, Bittencourt MS; Análise e interpretação dos dados: Staniak HL, Sharovsky R, Pereira AC, Bittencourt MS; Análise estatística: Staniak HL, Sharovsky R, Pereira AC, Bensenor I, Lotufo PA, Bittencourt MS; Redação do manuscrito: Staniak HL, Bittencourt MS; Revisão crítica do manuscrito quanto ao conteúdo intelectual: Staniak HL, Sharovsky R, Pereira AC, Castro CC, Bensenor I, Lotufo PA, Bittencourt MS.

Referências

1. Taylor AJ, Cerqueira M, Hodgson JM, Mark D, Min J, O'Gara P, et al. ACCF/SCCT/ACR/AHA/ASE/ASNC/NASCI/SCAI/SCMR 2010 Appropriate Use Criteria for Cardiac Computed Tomography A Report of the American College of Cardiology Foundation Appropriate Use Criteria Task Force, the Society of Cardiovascular Computed Tomography, the American College of Radiology, the American Heart Association, the American Society of Echocardiography, the American Society of Nuclear Cardiology, the North American Society for Cardiovascular Imaging, the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Am Coll Cardiol*. 2010;56(22):1864-94.
2. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med*. 2007;357(22):2277-84.
3. Gerber TC, Carr JJ, Arai AE, Dixon RL, Ferrari VA, Gomes AS, et al. Ionizing radiation in cardiac imaging: a science advisory from the American Heart Association Committee on Cardiac Imaging of the Council on Clinical Cardiology and Committee on Cardiovascular Imaging and Intervention of the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention. *Circulation*. 2009;119(7):1056-65.
4. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA*. 2007;298(3):317-23.
5. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA*. 2009;301(5):500-7.
6. Hausleiter J, Meyer TS, Martuscelli E, Spagnolo P, Yamamoto H, Carrascosa P, et al. Image quality and radiation exposure with prospectively ECG-triggered axial scanning for coronary CT angiography: the multicenter, multivendor, randomized PROTECTION-III study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5(5):484-93.
7. Qin J, Liu LY, Fang Y, Zhu JM, Wu Z, Zhu KS, et al. 320-detector CT coronary angiography with prospective and retrospective electrocardiogram gating in a single heartbeat: comparison of image quality and radiation dose. *Br J Radiol*. 2012;85(1015):945-51.
8. Bischoff B, Hein F, Meyer T, Hadamitzky M, Martinoff S, Schomig A, et al. Impact of a reduced tube voltage on CT angiography and radiation dose: results of the PROTECTION I study. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009;2(8):940-6.
9. Imai K, Ikeda M, Kawaura C, Aoyama T, Enchi Y, Yamauchi M. Dose reduction and image quality in CT angiography for cerebral aneurysm with various tube potentials and current settings. *Br J Radiol*. 2012;85(1017):e673-81.
10. Starck G, Lönn L, Cederblad Å, Forsell-Aronsson E, Sjöström L, Alpsten M. A method to obtain the same levels of CT image noise for patients of various sizes, to minimize radiation dose. *Br J Radiol*. 2002;75(890):140-50.
11. Smedby Ö, Fredrikson M, De Geer J, Borgen L, Sandborg M. Quantifying the potential for dose reduction with visual grading regression. *Br J Radiol*. 2013;86(1021):20110784.

Potencial Conflito de Interesses

Declaro não haver conflito de interesses pertinentes.

Fontes de Financiamento

O presente estudo não teve fontes de financiamento externas.

Vinculação Acadêmica

Não há vinculação deste estudo a programas de pós-graduação.

12. Bittencourt M, Schmidt B, Selmann M, Muschiol G, Ropers D, Daniel W, et al. Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2011;27(7):1081-7.
13. Desai GS, Thabet A, Elias AY, Sahani DV. Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examinations. *Br J Radiol*. 2013;86(1021):20120161.
14. Tatsugami F, Matsuki M, Nakai G, Inada Y, Kanazawa S, Takeda Y, et al. The effect of adaptive iterative dose reduction on image quality in 320-detector row CT coronary angiography. *Br J Radiol*. 2012;85(1016):e378-82.
15. Qi LP, Li Y, Tang L, Li YL, Li XT, Cui Y, et al. Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients. *Br J Radiol*. 2012;85(1018):e906-11.
16. Yoshimura N, Sabir A, Kubo T, Lin PJ, Clouse ME, Hatabu H. Correlation between image noise and body weight in coronary CTA with 16-row MDCT. *Acad Radiol*. 2006;13(3):324-8.
17. Ghoshhajra BB, Engel LC, Major GP, Verdini D, Sidhu M, Karolyi M, et al. Direct chest area measurement: a potential anthropometric replacement for BMI to inform cardiac CT dose parameters? *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2011;5(4):240-6.
18. Voros S, Rivera JJ, Berman DS, Blankstein R, Budoff MJ, Cury RC, et al; Society for Atherosclerosis Imaging and Prevention Tomographic Imaging and Prevention Councils; Society of Cardiovascular Computed Tomography. Guideline for minimizing radiation exposure during acquisition of coronary artery calcium scans with the use of multidetector computed tomography: a report by the Society for Atherosclerosis Imaging and Prevention Tomographic Imaging and Prevention Councils in collaboration with the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2011;5(2):75-83.
19. Ghafourian K, Younes D, Simprini LA, Weigold WG, Weissman G, Taylor AJ. Scout view X-ray attenuation versus weight-based selection of reduced peak tube voltage in cardiac CT angiography. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2012;5(6):589-95.
20. Gao J, Li J, Earls J, Li T, Wang Q, Dai R. Individualized tube current selection for 64-row cardiac CTA based on analysis of the scout view. *Eur J Radiol*. 2011;79(2):266-71.
21. Schuhbaeck A, Schaefer M, Marwan M, Gauss S, Muschiol G, Lell M, et al. Patient-specific predictors of image noise in coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2013;7(1):39-45.
22. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188(2):540-6.
23. Winklehner A, Goetti R, Baumueller S, Karlo C, Schmidt B, Raupach R, et al. Automated attenuation-based tube potential selection for thoracoabdominal computed tomography angiography: improved dose effectiveness. *Invest Radiol*. 2011;46(12):767-73.