

Estratégias de Otimização da Dose de Radiação em Angiotomografia Abdominal

Radiation Dose Optimization Strategies in Abdominal Computed Tomography Angiography

Murilo F.M. Assunção¹, Thiago S. Dias¹, Rodrigo F. C. A. Neves², Regina B. Medeiros^{1,3}, Marcelo B. Freitas^{1,4}

¹Programa de Residência em Área Profissional de Física Médica da UNIFESP, São Paulo, Brasil

²Centro de Diagnóstico por Imagem – Hospital do Rim, São Paulo, Brasil

³Pós-Graduação em Cardiologia da EPM - UNIFESP, São Paulo, Brasil

⁴Departamento de Biofísica da EPM - UNIFESP, São Paulo, Brasil

Resumo

Esse trabalho apresenta estratégias de gerenciamento de dose e qualidade de imagem em angiotomografia abdominal multifases, utilizando tecnologias disponíveis em um tomógrafo multicortes de 64 canais. São descritas as particularidades de implementação das técnicas de modulação de corrente, de algoritmos de reconstrução iterativa e da variação da tensão para melhoria do contraste das imagens, a partir de testes em um simulador. O indicador de dose em tomografia computadorizada (CTDI) de todo exame foi reduzido em 15,4%, sendo que na fase arterial a redução foi de 32%. Associado a isso, a razão contraste-ruído (CNR) medida na imagem contrastada (iodo) da artéria na região abdominal teve um aumento de 35,8%, reforçando a eficácia das estratégias de otimização. A utilização de valores menores de tensão na fase arterial em associação com o incremento dos níveis de reconstrução iterativa e redução dos níveis de modulação de corrente resultou em uma menor dose de radiação na angiotomografia, garantindo ainda imagens clínicas com qualidade diagnóstica.

Palavras-chave: física médica; radiologia, tomografia computadorizada; otimização; reconstrução iterativa; angiotomografia.

Abstract

This paper shows strategies for dose management and image quality in multiphase abdominal computed tomography angiography using technologies available in a 64-channel CT scanner. The implementation of current modulation techniques, iterative reconstruction algorithms and voltage variation to improve the contrast of images are described using phantom tests. The computed tomography dose index (CTDI) in the full exam was reduced by 12.4%, and in the arterial phase the reduction was 32%. Associated with this, the contrast-to-noise ratio (CNR) measured in the contrasted image (iodine) of the artery in the abdominal region increased by 35.8%, reinforcing the effectiveness of optimization strategies. The use of lower values of voltage in the arterial phase in association with the increase in the levels of iterative reconstruction and reduction in the levels of current modulation resulted in a lower dose of radiation in angiography, still guaranteeing clinical images with diagnostic quality.

Keywords: medical physics; radiology; Computed tomography; optimization; iterative reconstruction; angiography.

1. Introdução

É inegável a importância e abrangência da aplicação da tomografia computadorizada (TC) na radiologia diagnóstica. Desde sua criação, o número de exames realizados se encontra em constante ascensão, ano após ano (1). Nas últimas 2 décadas avanços tecnológicos, como a implementação de sistemas multi-detecores e computadores com processamento de alto desempenho, resultaram em um significativo aumento na velocidade de aquisição e reconstrução das imagens (2). Outro fator de impacto é a ampliação de condutas clínicas com protocolos multifásicos, que podem incorrer em múltiplas exposições no mesmo paciente (2). Além disso, a dose relativamente alta dos procedimentos de TC em comparação com outras modalidades de diagnóstico por imagem resultam no fornecimento de aproximadamente 50% da dose efetiva coletiva de exposições médicas e odontológicas em muitos países (3,4).

A ampliação no uso da TC resultou em um aumento concomitante na exposição médica à

radiação ionizante, afetando diretamente a dose coletiva. Portanto, há uma profunda necessidade de que técnicas de gerenciamento e otimização de doses se tornem parte integrante do programa de garantia de qualidade, sendo menos documental e mais eficaz (5). Uma vez justificado o exame de TC, deve-se utilizar de todas as tecnologias disponíveis nos equipamentos, tanto na aquisição, como no processamento das imagens, a fim de obter uma imagem com qualidade clinicamente aceitável por meio de uma “dose tão baixa quanto razoavelmente exequível”, conforme preconiza o princípio de proteção radiológica ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*).

Em muitas situações os riscos das exposições médicas em TC são negligenciados. Um estudo retrospectivo realizado por Rehani e colaboradores em 2020, em 344 hospitais localizados em mais de 20 países, mostrou que uma fração considerável de pacientes são expostos a altas doses cumulativas maiores que 100 mSv (0,64%-3,4%) em um único ano (6). Muitos dos pacientes têm menos que 40

anos e com condição não maligna (2,7), fomentando o debate que a modalidade TC não deve continuar sendo considerada uma modalidade de baixa dose e fortalecendo o princípio de que o processo de otimização deve permanecer sendo um processo contínuo de busca, especialmente quando há espaço para melhorias adicionais.

Desta forma, diversas estratégias de otimização de dose/qualidade de imagem podem ser adotadas, seja por meio de variações nos parâmetros físicos de aquisição, como modulação da corrente, variações na tensão do tubo, *pitch*, etc. ou através de técnicas de processamento de imagem como o uso de *kernels* adequados e a substituição da *retroprojeção filtrada* por métodos de reconstrução iterativa disponíveis em tomógrafos de diversos fabricantes: *iDose (Philips)*, *ASIR (General Electric)*, *SAPHIRE (Siemens)*, etc. A Tabela 1 apresenta alguns dos métodos/estratégias para gerenciamento de dose comumente empregados em TC.

Tabela 1. Métodos para gerenciamento de dose, destacando os princípios empregados e suas vantagens e desvantagens.

Método	Princípios	Vantagens	Desvantagens
Corrente do Tubo	Proporcional ao número de fótons emitidos	Efeito previsível e facilmente ajustável via AEC	Requer combinação com outros métodos
Índice de Qualidade de Imagem	Programado para aperfeiçoar a eficiência de dose	Pode melhorar a qualidade de imagem	Requer a determinação correta do índice
Tensão do Tubo	Diminuiu a intensidade de fótons e pode melhorar contraste do iodo	Possível melhora no contraste	Pode requerer um ajuste na corrente, comportamento distinto para diferentes materiais
Algoritmos de Reconstrução	Uso da reconstrução diminui o ruído da imagem	Permite redução de dose, enquanto mantém qualidade de imagem	Tempo de reconstrução mais longo e pode alterar a textura da imagem

Fonte: Adaptado pelos autores de Kubo, 2018 (8).

Em exames multifásicos, como em angiotomografias de estudos arteriais, os protocolos devem ser revisados sempre que possível, tendo em vista sua elevada dose integrada, portanto é de suma importância avaliar se o número de fases está adequado à hipótese diagnóstica. Protocolos apropriados de aquisição podem ser elaborados de acordo com a natureza de cada fase do exame (9). Isso é especialmente importante durante as fases arteriais, em que a injeção de material de alto número atômico (iodo) é utilizada para aprimorar o contraste da imagem. Além disso, a utilização de tensões reduzidas pode melhorar o contraste de forma a aprimorar a visibilidade dos vasos, possibilitando a redução da dose necessária para identificação dessas estruturas, bem como a redução de injeção de material de contraste durante a fase *track*. Na angiotomografia renal, as imagens das fases pré-contraste e portal podem ser otimizadas por meio de ajustes dos protocolos de abdômen rotina, e a fases arteriais e a *track*, por

possuírem contraste aprimorado devido à injeção de iodo podem se beneficiar do uso de tensões mais baixas. Além disso, em ambas as fases pode ser vantajoso o uso de algoritmos de reconstrução iterativa disponíveis nos equipamentos de TC. Um exame típico de angiotomografia possui 4 fases de aquisição de imagem como representado na Figura 1.

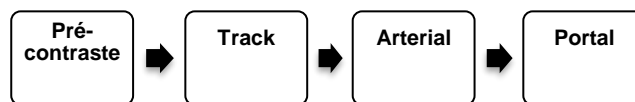


Figura 1. Fases típicas de um exame de angiotomografia.

O processo de otimização, idealmente, deve ser iniciado com a utilização de objetos simuladores, visando avaliar o impacto na relação dose e qualidade de imagem. Deve ser avaliada a exposição potencial do paciente por meio dos indicadores de doses (CTDI de referência). A qualidade de imagem então deve ser determinada por parâmetros quantitativos, como ruído, sinal e razão contraste-ruído e, então, após a devida análise das imagens dos objetos simuladores, elaboram-se propostas de alterações gradativas nos protocolos clínicos. Após as alterações implementadas nos parâmetros de aquisição e reconstrução, a avaliação das métricas físicas de qualidade, como ruído, razão sinal-ruído (SNR) e resolução espacial da imagem, deve ser efetuada. O corpo clínico deve participar, analisando a textura das imagens reconstruídas com métodos iterativos e outras características subjetivas relativas à qualidade da imagem clínica. Além disso, os indicadores de dose e os respectivos valores dos níveis de referência em diagnóstico praticados após a implementação das estratégias de otimização devem ser registrados e acompanhados, possibilitando melhorias futuras e contínuas ao longo do tempo (10).

Neste sentido, o objetivo deste estudo foi implementar estratégias de otimização de doses na aquisição, por meio de redução da tensão em fase arterial e redução da corrente de referência, e no processamento das imagens, utilizando algoritmos de reconstrução iterativa disponíveis em um tomógrafo multicortes.

2. Materiais e Métodos

O estudo foi realizado em um hospital de grande porte, referência em transplante renal, com alta frequência de exames na região do abdômen, especialmente de angiotomografias renais em pacientes na fase pré-transplante e no seu seguimento, após cirurgia. O estudo faz parte de um protocolo de pesquisa aprovado pelo comitê de ética na Plataforma Brasil com Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (CAAE): 84775618.1.0000.5505.

Os estudos foram desenvolvidos em um tomógrafo helicoidal, com todos os parâmetros de controle de qualidade em conformidade com a legislação vigente (11,12), modelo *Ingenuity CT/Ingenuity Flex 64* canais (*Philips Medical Systems*

Inc; Holanda). A utilização adequada das tecnologias presentes no tomógrafo, como modulação de corrente, reconstrução iterativa, além da investigação do uso de diferentes tensões e diferentes níveis de modulação de corrente foram a base do processo de otimização empregados neste estudo.

Como em outros equipamentos modernos que possuem sistemas de modulação de corrente, o tomógrafo em questão utiliza modelos de um paciente padrão para controlar a corrente, a cada corte. Nos equipamentos *Philips*, o sistema se chama **dose right** (DR), no qual a corrente é modulada para se obter um ruído semelhante ao ruído obtido na imagem de um paciente padrão. Ao se aumentar o nível de DR, a modulação da corrente é elevada em aproximadamente 8% para um paciente padrão, produzindo um ruído menor e uma dose maior. A redução desse nível de modulação é uma ferramenta de otimização das doses de radiação praticadas que pode ser generalizada para todos os biótipos, observando-se sempre a qualidade das imagens obtidas. O valor da corrente a ser empregada na aquisição da imagem é avaliado a partir do topograma (*scout ou scan*) realizado no início do exame de TC, considerando a atenuação das diferentes regiões do corpo do paciente.

O sistema de reconstrução iterativa disponível nesse tomógrafo *Philips* é o **iDose (4)**, mecanismo que utiliza iteração recursiva no processo de reconstrução após a retroprojeção filtrada. Esse sistema possui 6 níveis crescentes de processamento para exames na região do abdômen.

Os parâmetros de qualidade de imagem foram avaliados em um simulador de qualidade de imagem CIRS Modelo: 062MQA (*Computerized Imaging Reference Systems*, Inc. Norfolk; Estados Unidos). A análise quantitativa das imagens foi realizada pelo software de domínio público *ImageJ* (*National Institute of Health*, NIH, Estados Unidos).

Os testes iniciais com o simulador foram realizados para avaliar os parâmetros de qualidade de imagem (ruído, razão contraste-ruído – CNR e razão sinal-ruído – SNR, de estruturas do simulador) e o indicador de dose em tomografia computadorizada (CTDI) provenientes dos protocolos de TC empregados na rotina clínica de exames na região abdominal. As mudanças de desempenho destes parâmetros com as alterações nos protocolos de aquisição e reconstrução foram avaliadas. Nesta etapa, foram adquiridas imagens do simulador CIRS para avaliar:

- O comportamento do ruído das imagens reconstruídas com diferentes níveis de reconstrução iterativa. Esta etapa foi realizada variando-se o nível do algoritmo de reconstrução iterativa *iDose* de 1 a 6, onde nível maior representa mais processamento na imagem e, portanto, menor ruído. Foi empregado um protocolo fixo com tensão de 120 kV e corrente efetiva de 58 mAs (valor de corrente modulada pelo tomógrafo para o simulador) e a avaliação realizada para o corte de uniformidade do

simulador (Figura 2A). O impacto do nível da reconstrução iterativa também foi avaliado pela capacidade de visualização das estruturas de baixo contraste presentes no simulador (Figura 2B).

- A dependência do contraste para estruturas presentes no simulador (teflon, LPDE, Delrin® e acrílico) com a tensão. Esta etapa foi realizada variando-se a tensão do tomógrafo (de 80 à 140 kV) com a modulação de corrente acionada, garantindo que os feixes para diferentes valores de tensão tivessem uma quantidade de fótons semelhantes. Essa avaliação quantitativa foi realizada no corte para análise de número CT disponível no simulador (Figura 2C). Para permitir o estudo do comportamento do contraste em materiais com alta atenuação, a razão contraste-ruído (CNR) foi determinada na estrutura de Delrin® do simulador. Esta estrutura possui atenuação (em unidades de *Hounsfield* - HU) próxima a do iodo, material empregado como agente de contraste na angiotomografia.

Todas as imagens foram reconstruídas com *kernel* B (apropriado para tecidos moles) e espessura de reconstrução de 2mm.

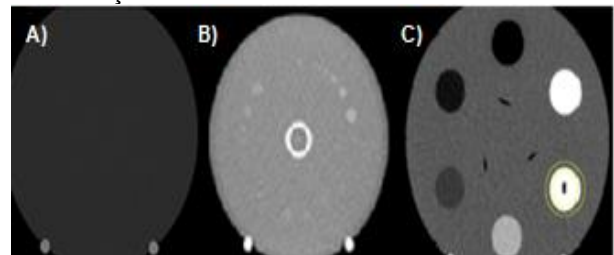


Figura 2. Imagens do simulador 062MQA, ilustrando os cortes correspondentes às regiões de uniformidade (A), resolução de baixo contraste (B) e número CT - diferentes estruturas (C), com destaque para região de interesse (ROI) na estrutura de Delrin®.

Para avaliação da razão contraste-ruído (CNR) para materiais de diversas densidades eletrônicas presentes no simulador, a diferença entre o valor médio do sinal em uma região de interesse (VMP_{roi}) e o sinal em uma região no entorno (VMP_{bg}) foi calculado conforme Equação 1, onde σ representa o ruído associados às regiões onde o sinal foi medido:

$$CNR = \frac{VMP_{roi} - VMP_{bg}}{\sqrt{\frac{(\sigma_{roi}^2 + \sigma_{bg}^2)}{2}}} \quad (1)$$

A razão sinal-ruído (SNR) permitiu avaliar a variação de um sinal em relação ao ruído, dentro de uma mesma região de interesse (ROI), conforme a Equação 2:

$$SNR = \frac{VMP_{ROI}}{\sigma} \quad (2)$$

A partir dos resultados adquiridos nessas análises, foram formuladas propostas de alteração dos protocolos de abdômen rotina e angiogramografia renal baseadas nas estratégias apresentadas na Tabela 1. Por fim avaliou-se a qualidade de imagem clínica por meio das métricas físicas quantitativas,

como ruído, CNR medido na imagem contrastada (iodo) da artéria na região abdominal e o SNR calculado para região do fígado na imagem de abdômen rotina. As avaliações da CNR realizadas na fase arterial, do pós-contraste, foram realizadas na região da aorta passando pelo superior do abdômen. O sinal na aorta (VMP_{aorta}) foi medido no mesmo corte que o sinal do fígado ($VMP_{fígado}$), estrutura escolhida para o *background*, pois possui atenuação significativa pela trajetória da aorta no exame de abdômen.

Na análise das imagens clínicas (Figura 3) dos protocolos otimizados, os conjuntos de dados correspondem a pacientes com diâmetros efetivos próximos e, portanto, pacientes que estão na mesma categoria de peso (Equação 3):

$$D = \sqrt{xy} \tag{3}$$

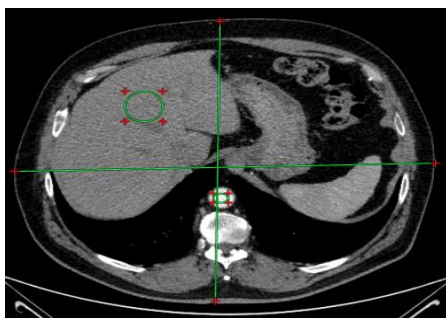


Figura 3. Regiões anatômicas para análise quantitativa dos dados, ilustrando os tamanhos utilizados (x,y) para estimativa do diâmetro efetivo e as ROIs na região da aorta e fígado.

Ao final do processo a qualidade das imagens foi avaliada por radiologistas do corpo clínico do hospital, considerando os aspectos de textura de ruído e se o protocolo otimizado está adequado para o diagnóstico. Um resumo da metodologia empregada no processo de otimização está representado na Figura 4.

Os chamados níveis de referência em diagnóstico em todas as etapas do estudo foram determinados considerando o valor do terceiro quartil ($Q\frac{3}{4}$) da distribuição dos valores de CTDI praticados nos exames de TC na região abdominal.

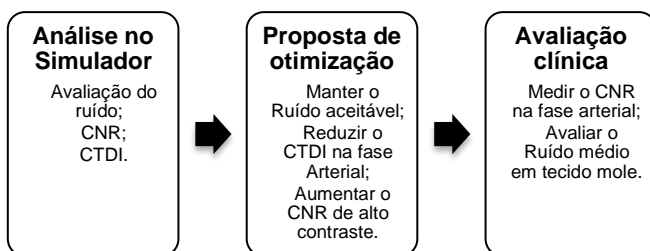


Figura 4. Fluxo de trabalho da otimização.

3. Resultados

3.1. Avaliações no Simulador

Na Figura 5 é possível observar o comportamento do ruído com o incremento do nível de reconstrução iterativa. Estes resultados demonstram um comportamento similar dos valores medidos em relação ao apresentado pelo fabricante no manual do tomógrafo. Observa-se uma redução em torno de

6% para cada incremento do nível de reconstrução iterativa.

Na visualização das estruturas de baixo contraste, não houve alteração para o número de grupos resolvidos para diferentes níveis de *iDose* (Figura 6), entretanto visualmente a textura do ruído apresenta um aspecto diferenciado. Logo, pelo incremento de um nível na reconstrução iterativa haveria condições de reduzir um nível na modulação de corrente, mantendo o mesmo nível de ruído (qualidade de imagem) com uma redução nos valores de CTDI praticados.

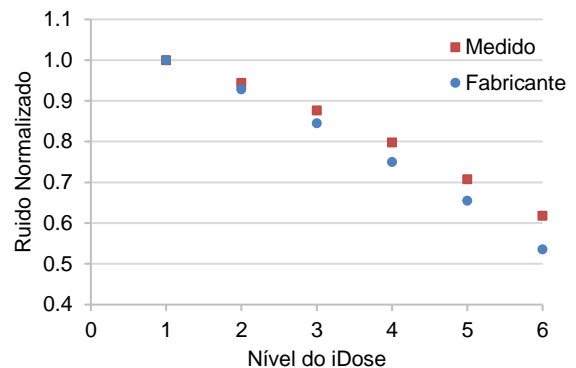


Figura 5. Comportamento do ruído com o incremento do nível de *iDose*, empregando tensão de 120 kV e 58 mAs.

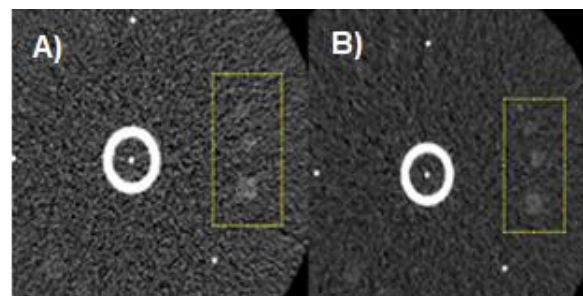


Figura 6. Imagens representando as estruturas de baixo contraste com (A) *iDose* 1 e (B) *iDose* 6.

A avaliação da CNR no simulador, representado na Figura 7, aponta que o contraste produzido pela tensão de 100 kV é superior em diversos materiais estudados, com exceção dos materiais de baixo número atômico, como acrílico.

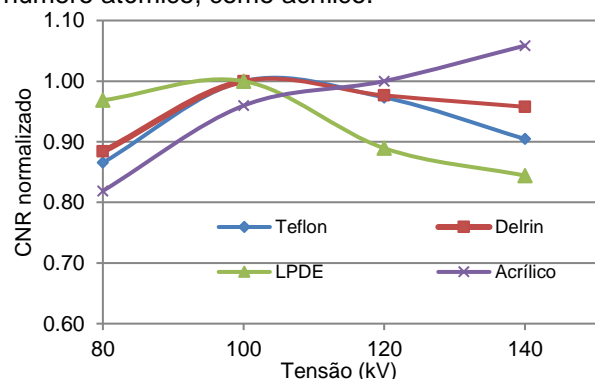


Figura 7. Variação da CNR com a tensão para técnicas de CTDI de 3,2 mGy.

Todas as aquisições foram realizadas com a modulação de corrente ativada, fornecendo um valor de CTDI de 3,2 mGy para os 4 valores de tensão empregados. Resultados similares aos obtidos por Kalender e colaboradores (13), indicaram que as

configurações de 120 kV, práticas comuns hoje, devem ser reduzidas consideravelmente, separando os protocolos por categorias de peso/idade a fim de utilizar a tensão que proporciona o melhor CNR.

3.2. Protocolos Otimizados

Com os resultados obtidos nas avaliações com o simulador e visando manter o mesmo nível de ruído praticado no protocolo de abdômen rotina, protocolo este empregado nas fases pré-contraste e portal das angiotomografias, o nível de modulação de corrente foi reduzido em 1 nível. Essa redução na corrente de referência (e, portanto, do CTDI nominal) em 8% produzirá imagens mais ruidosas, exigindo um aumento no nível de reconstrução iterativa de pelo menos 1 nível. Esse aumento no nível de reconstrução iterativa compensará uma diminuição no ruído das imagens de aproximadamente 6%, sem aumento da dose de radiação praticada no exame. Os fatores significativos para essa análise são mostrados nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2. Protocolo de abdômen empregado na rotina clínica e protocolo proposto pela otimização.

	Abdômen Rotina	Abdômen Otimizado
Aquisição	Helicoidal	Helicoidal
Tempo (s)	0,4	0,4
Detector (mm)	64 x 0,625	64 x 0,625
Tensão (kV)	120	120
Carga/Corrente (mAs efetivo/mA)	113/282	104/260
DR Index	19	18
Pitch	0,984	0,984
CTDI _{vol} (mGy)	8,6	7,9
DLP (mGy*cm)	402,3	370,2
iDose	4	5

Fonte: O autor (2021).

Para a fase arterial da angiotomografia (*computed tomography angiography* - CTA), além da redução do nível de modulação de corrente (DR) e aumento do nível de reconstrução iterativa (*iDose*), implementou-se a tensão de 100 kV que produziu o melhor CNR para o Delrin®, elemento do simulador empregado como referência para simular a atenuação do iodo, agente de contraste utilizado nesta fase do exame (Tabela 3). Na fase *track*, embora o valor de carga tenha aumentado devido à redução da tensão (de 120kV para 100kV), o valor de CTDI por disparo sofreu uma pequena redução.

Tabela 3. Protocolos da fase arterial e da fase *track* da angiotomografia (CTA), empregados na rotina e proposto pela otimização.

	Fase Arterial Rotina	Fase Arterial Otimizada
Aquisição	Helicoidal	Helicoidal
Tempo (s)	0,4	0,4
Detector (mm)	64 x 0,625	64 x 0,625
Tensão (kV)	120	100
Carga (mAs)	113/282	150/375
DR Index	19	18
Pitch	0,984	0,984
CTDI _{vol} (mGy)	8,6	6,8
DLP (mGy*cm)	402,3	370,2
iDose	4	5
	Track Rotina	Track Otimizado
Carga (mAs)	30	44
FOV (mm)	200	200
CTDI (Por disparo)	2,4	2,2

Fonte: O autor (2021)

3.3. Avaliações Quantitativa e Qualitativa dos Protocolos Otimizados

Os resultados das métricas físicas (ruído e SNR) utilizadas para avaliação das imagens clínicas de 25 exames empregando o protocolo de abdômen rotina e 25 com o protocolo de abdômen otimizado, proposto neste estudo, são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4. Resultados da análise das métricas físicas quantitativas de qualidade das imagens clínicas, juntamente com os valores de CTDI (média, mediana e 3º quartil) praticados e diâmetro efetivo dos pacientes.

	Abdômen Rotina	Abdômen Otimizado	Δ(%)
Tensão (kV)	120	120	=
Dose right	19	18	↓
iDose	4	5	↑
n	25	25	-
VMP (HU)	59,7 ± 7,0	55,6 ± 8,0	-7,6
Ruído (HU)	17,0 ± 4,0	12,7 ± 2,0	-25,2
SNR	3,5	4,3	+22,8
Diâmetro efetivo (cm)	28,4 ± 3,0	28,6 ± 2,0	=
CTDI (mGy) média	8,9 ± 1,0	8,7 ± 1,0	=
CTDI (mGy) mediana	9,2	8,3	-9,7
CTDI (mGy) (Q¾)	9,8	9,8	=

Fonte: O autor (2021).

O protocolo de abdômen otimizado produziu um ganho na SNR significativo, de aproximadamente 23%, indicando melhora na qualidade de imagem sem aumento da dose de radiação praticada. A redução no VMP em 7% na região do fígado ressalta que a utilização dos métodos de reconstrução iterativa, em associação com redução do mAs, deve ser utilizada com cautela em situações de baixo contraste.

Analisando a distribuição dos valores de CTDI para o protocolo de abdômen e para o protocolo de abdômen otimizado representados na Figura 8, observa-se que apesar dos níveis de referência (Q¾) não terem sido alterados, a diminuição na mediana indica que os pacientes que estão entre o primeiro e segundo quartil, possivelmente os mais magros, foram expostos a uma dose menor (aproximadamente 9,7%).

Para ilustrar o ganho na qualidade de imagem sem aumento da dose de radiação praticada, na Figura 9 são apresentadas 2 imagens clínicas correspondentes, respectivamente, ao protocolo de abdômen rotina e ao protocolo de abdômen otimizado neste estudo, empregado nas fases pré-contraste e portal das angiotomografias.

Na Tabela 5 podem ser observados os resultados das análises quantitativas em 25 e 32 imagens da fase arterial das angiotomografias correspondentes, respectivamente, aos protocolos empregados na rotina e proposto neste estudo.

Tanto os valores dos indicadores de dose como das métricas de qualidade de imagem apresentaram uma significativa melhora. Os valores de CNR aumentaram em 35,8 % na região da aorta para o protocolo de 100 kV, um valor acima do esperado pelos testes nos simuladores. Esse efeito ocorre

dentre outros motivos, devido à absorção da borda K do iodo (~33 keV), que aumenta significativamente o número CT apresentado para esse material, muito além do que foi medido para o Delrin® no simulador. O ruído manteve-se praticamente constante em regiões com menor número atômico, como a região do fígado.

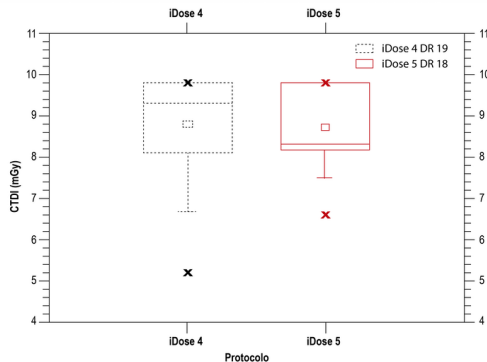


Figura 8. Distribuição dos CTDIs para os protocolos rotina e otimizados.

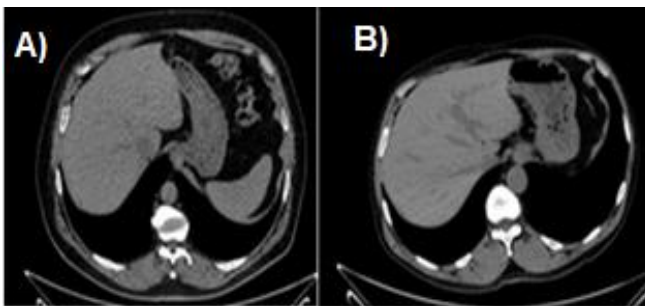


Figura 9. Imagens clínicas dos protocolos de abdômen (A) Rotina D=33,8 cm iDose 4 DR 19 e (B) otimizado D=29,4 cm, iDose 5 DR 18

Tabela 5. Resultados da análise quantitativa das imagens clínicas da fase arterial da angiortomografia, referentes à rotina e à proposta pela otimização.

	Fase Arterial Rotina	Fase Arterial Otimizada	$\Delta(\%)$
Tensão (kV)	120	100	↓
Dose right	19	18	↓
iDose	4	5	↑
n	25	32	-
VMP _{aorta} (HU)	256,7 ± 51,6	337,3 ± 77,9	+31,6
Ruído _{aorta} (HU)	21,9 ± 8,7	20,0 ± 4,1	=
VMP _{fígado} (HU)	60,3 ± 10,9	67,0 ± 9,9	+11
Ruído _{fígado} (HU)	16,9 ± 4,0	17,3 ± 3,2	=
CNR	10,9 ± 5,3	14,8 ± 4,8	+35,8
Diâmetro efetivo (cm)	28,3 ± 2,4	27,5 ± 3,5	=
CTDI (mGy) média	8,9 ± 1,5	6,0 ± 0,8	-32,5
CTDI (mGy) mediana	9,7	5,9	-39,2
CTDI (mGy) (Q _{3/4})	9,8	6,1	-37,5

Fonte: O autor (2021).

Conjuntamente ao aumento na qualidade de imagem, houve uma redução no 3º quartil da distribuição dos valores de CTDI (Q_{3/4}) de 37,5% revelando que existe margem para alguma redução nas técnicas dos protocolos de aquisição. As distribuições dos valores de CTDI mostrados na Figura 10 revelam um estreitamento da distribuição

de dose para o protocolo de baixa tensão e uma redução de 39,2% para os pacientes magros, indicado pela mediana da distribuição.

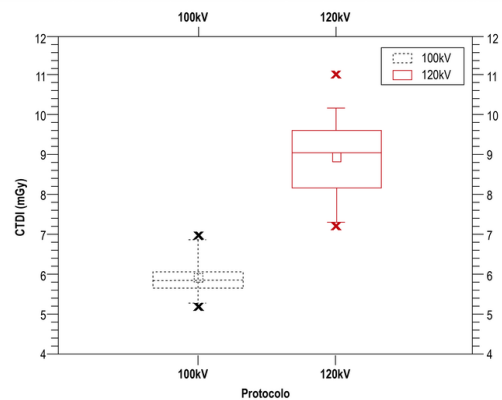


Figura 10. Distribuição as doses para os protocolos rotina e otimizados.

Para exemplificar o impacto das alterações para a fase arterial da angiortomografia, na Figura 11 são apresentadas duas imagens clínicas correspondentes, respectivamente, ao protocolo utilizado antes na rotina e ao protocolo otimizado.

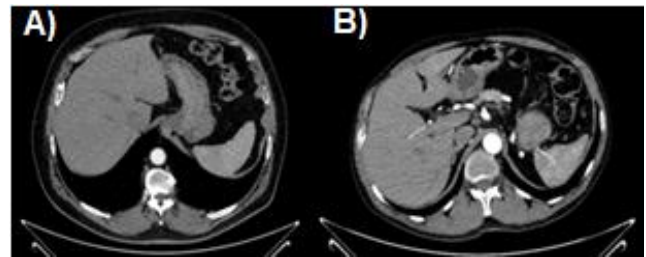


Figura 11. Imagens clínicas dos protocolos de angiortomografia renal (A) Rotina D=33,8 cm Tensão=120 kV iDose 4 DR 19 (B) Teste D=29,4 cm Tensão=100 kV iDose 5 DR 18.

Na fase *track*, os disparos em imagens de baixa exposição são realizados até que se atinja o valor de *threshold* (150 HU). O protocolo proposto pela otimização reduziu em 8,3% a dose de radiação por disparo. A tensão do disparo nessa fase também foi reduzida para 100 kV. O valor do sinal do iodo nessa tensão é aumentando, propiciando que o valor de gatilho seja encontrado com um conjunto menor de imagens. Os resultados comparativos presentes na Tabela 6 apontam uma redução média no número de disparos de 9,8% e redução da mediana da distribuição dos valores de CTDI praticados em 21,4%. É importante ressaltar que a fase *track* simboliza uma significativa fração da dose dos exames de angiortomografia, e que, além de alterações propostas nesses trabalhos, o treinamento adequado para os técnicos operadores do tomógrafo pode produzir uma significativa redução da dose nessa fase.

Tabela 6. Dados referentes aos disparos durante a fase de *track* do contraste.

	Track Rotina	Track Otimizado	$\Delta(\%)$
CTDI/disparo (mGy)	2,4	2,2	-8,3
Nº Disparos	5,7 ± 1,9	5,2 ± 1,4	-9,8
CTDI (mGy)	14	11	-21,4

Fonte: O autor (2021)

Na Figura 12 são apresentados 2 estudos adquiridos com os protocolos de aquisição antes e após a otimização proposta para a fase *track* em angiotomografia.

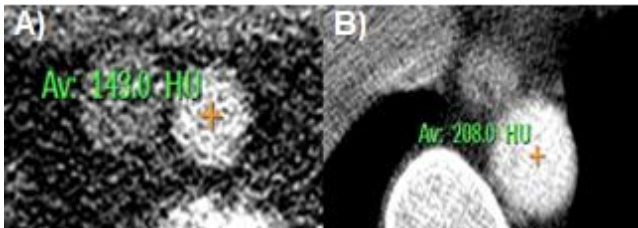


Figura 12. Imagens clínicas da fase de *tracking* e o número CT detectado na artéria (A) rotina (143 HU) e (B) otimizado (208 HU).

Todas as imagens foram avaliadas pela equipe de radiologistas e consideradas com qualidade clínica, suficiente para o diagnóstico. Foi relatado que a imagem com maior processamento apresenta um aspecto, “artificial”, “plastificado”, devido à redução artificial do ruído e suavização das bordas, mas que não comprometia o diagnóstico clínico.

O resumo do processo de otimização no desempenho de dose e qualidade imagem está apresentado na Tabela 7, considerando um exame típico na instituição do estudo: 4 fases (Figura 1), sendo a fase portal e a fase pré-contraste adquiridas com a mesma técnica do abdômen rotina. O nível de referência em radiodiagnóstico (CTDI - Q^{3/4}) foi reduzido em 15,4% enquanto a redução no valor da mediana foi de 20,4%, sugerindo que os pacientes mais magros foram mais beneficiados pelos protocolos otimizados.

Tabela 7. Resumo do impacto do processo de otimização nas várias fases da angiotomografia, evidenciando a redução nos níveis de referência em diagnóstico (CTDI) e a melhoria dos parâmetros físicos de qualidade de imagem.

	Rotina			Otimizado		
	Pré-contraste	Track	Arterial	Pré-contraste	Track	Arterial
CTDI mediana (mGy)	9,2	14	9,7	8,3	11	5,9
CTDI (Q^{3/4}) (mGy)	9,8	14	9,8	9,8	11	6,1
Ruid₀ (HU)	17	-	16,9	12,7	-	17,3
CNR/SNR	3,5	-	10,9	4,3	-	14,8
CTDI total (mGy) mediana		42,1			33,5	
CTDI total (mGy) (Q ^{3/4})		43,4			36,7	

Fonte: O autor (2021)

4. Discussão

O incremento nos níveis de reconstrução iterativa deve ser utilizado com acompanhamento adequado e com a devida avaliação dos parâmetros de qualidade de imagem. Quando o processamento for combinado à redução de parâmetros de aquisição, como a corrente, esse fator pode ser utilizado, indiretamente, para a redução da dose no paciente em todas as fases dos exames.

O aumento do nível de reconstrução iterativa (processamento adicional) pode produzir uma mudança no aspecto da textura da imagem, resultado da suavização das estruturas de baixo contraste, que por sua vez pode prejudicar a análise clínica das imagens. Apesar disso, nesse estudo

não foi detectada perda de resolução de baixo contraste. Ainda assim, o aumento dos níveis de reconstrução iterativa deve ser realizado gradativamente e após avaliação do corpo clínico.

A utilização de valores de tensão mais baixos pode produzir um significativo aumento no aprimoramento do contraste fornecido pelo iodo nas fases arteriais para exposições de mesma intensidade, sendo uma ferramenta eficiente de redução de dose quando comparada a imagens de tensões mais altas. Além disso, os estudos nos simuladores indicaram que a tensão de 100 kV proporciona uma excelente CNR para diversos materiais.

A fase *track* também é fortemente impactada pela alteração na tensão, devido ao aumento do número CT para tensões mais baixas, permitindo que o equipamento atinja o valor de *threshold* com uma quantidade menor de imagens adquiridas, consequentemente reduzindo de forma significativa a dose no paciente. Um dos impedimentos da utilização de valores de tensão muito baixos é que o ruído produzido pelas aquisições durante a fase *track* deve possuir um valor limite em 30 HU, podendo se tornar impraticável em pacientes obesos. Nesses casos, recomenda-se manter a tensão em 120 kV.

5. Conclusões

Os níveis de referência em diagnóstico (CTDI) e os parâmetros físicos de qualidade de imagem apresentados na Tabela 7 evidenciam a eficácia do processo de otimização e devem ser utilizados como linha de base em análises futuras e contínuas do processo de otimização. Nas fases sem contraste houve uma redução do indicador de dose (9,7%) com uma melhora significativa na SNR (22,8%). Já a fase arterial, além de um significativo aumento da CNR de 35,8%, em conjunto com a redução de dose de 32,5%, pode-se observar o efeito físico da redução da tensão em conjunto com outras estratégias de otimização, como a modulação de corrente e a reconstrução iterativa.

O valor total de CTDI considerando as várias fases da angiotomografia (pré-contraste, *track*, arterial e pós-contraste - portal) foi reduzido em 15,4%. Isso foi possível novamente graças à combinação de várias estratégias de otimização.

Existe uma grande dificuldade em transpor os resultados obtidos em simuladores para os pacientes, por isso toda alteração nos protocolos, principalmente nos valores de tensão, deve ser acompanhada por um médico radiologista e seus resultados avaliados na imagem clínica, com o acompanhamento contínuo dos níveis de referência de dose e da qualidade da imagem ao longo de todo processo de otimização. Além disso, o aumento gradativo da reconstrução iterativa deve sempre passar pelas fases de testes em simuladores, analisando estruturas de baixo contraste e por um período de adequação dos radiologistas devido à alteração na textura do ruído apresentada na imagem.

Agradecimentos

À equipe de radiologistas e aos tecnólogos/técnicos do Hospital do Rim que contribuíram para a realização deste estudo e aos Ministérios da Educação e da Saúde pelo financiamento das bolsas de residência do Programa de Residência em Física Médica da Universidade Federal de São Paulo.

Referências

1. UNSCEAR (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation). Sources, effects and risks of ionizing radiation, vol II. UNSCEAR, New York, p 265. 2013.
2. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med*. 2009;169(22):2078–86.
3. Linton OW, Mettler FA. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. Vol. 181, *American Journal of Roentgenology*. 2003. p. 321–9.
4. Vañó E, Miller DL, Martin CJ, Rehani MM, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP Publication 135: Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1–144.
5. Furquim T a C, Costa PR. Garantia de qualidade em radiologia diagnóstica. *Rev Bras Física Médica*. 2009;3(1):91–9.
6. Rehani MM, Hauptmann M. Estimates of the number of patients with high cumulative doses through recurrent CT exams in 35 OECD countries. *Phys Medica*. 2020;76:173–6.
7. Rehani MM, Melick ER, Alvi RM, Doda Khera R, Batool-Anwar S, Neilan TG, et al. Patients undergoing recurrent CT exams: assessment of patients with non-malignant diseases, reasons for imaging and imaging appropriateness. *Eur Radiol*. 2020;30(4):1839–46.
8. Kubo T. Vendor free basics of radiation dose reduction techniques for CT. Vol. 110, *European Journal of Radiology*. 2019. p. 14–21.
9. Romano RFT, Salvadori PS, Torres LR, Bretas EAS, Bekhor D, Caldana RP, et al. Readequação de protocolos de exames de tomografia computadorizada de abdome em um hospital universitário: Impacto na dose de radiação. *Radiol Bras*. 2015;48(5):292–7.
10. Ria F, Davis JT, Solomon JB, Wilson JM, Smith TB, Frush DP, et al. Expanding the concept of diagnostic reference levels to noise and dose reference levels in CT. *Am J Roentgenol*. 2019;213(4):889–94.
11. DIÁRIO OFICIAL DA UNIÃO. Resolução - RDC Nº 330, de 20 de dezembro de 2019. Diário Of da União [Internet]. 2019;92. Available at: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748?inheritRedirect=true>
12. DIÁRIO OFICIAL DA UNIÃO. Instrução Normativa - IN Nº 55, de 20 de dezembro de 2019. Diário Of da União [Internet]. 2019;92. Available at: <https://www.in.gov.br/web/dou/-/instrucao-normativa-n-55-de-20-de-dezembro-de-2019-235414684>
13. Kalender WA, Buchenau S, Deak P, Kellermeier M, Langner O, van Straten M, et al. Technical approaches to the optimisation of CT. *Phys Medica*. 2008;24(2):71–9.

Contato:

Murilo Felisberto Morais de Assunção
 Programa de Residência em Área Profissional de Física Médica da Universidade Federal de São Paulo
 Rua Pedro de Toledo, 725 - Vila Clementino, São Paulo – SP
 E-mail: murillofelisberto@gmail.com