

CARLOS EDUARDO SULZBACH

**ANÁLISE DOS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE SISTEMAS
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

Trabalho de conclusão de Residência apresentado ao Programa de Residência em Área Profissional da Saúde do Hospital de Clínicas de Porto Alegre como requisito parcial para a obtenção do título de especialista em Física Médica

Orientador: Me. Física Rochelle Lykawka

Coorientador: Físico Esp. Maurício Anés

Porto Alegre

2023

CIP - Catalogação na Publicação

Sulzbach, Carlos Eduardo
Análise dos Métodos de Avaliação De Sistemas de
Tomografia Computadorizada / Carlos Eduardo Sulzbach.
-- 2023.
25 f.
Orientadora: Rochelle Lykawka.

Coorientador: Maurício Anés.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Hospital de
Clínicas de Porto Alegre, Física Médica, Porto Alegre,
BR-RS, 2023.

1. Tomografia Computadorizada. 2. Controle de
Qualidade. 3. Diagnóstico por Imagem. 4. Radiologia.
I. Lykawka, Rochelle, orient. II. Anés, Maurício,
coorient. III. Título.

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radiodiagnóstico**

**ANÁLISE DOS MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DE SISTEMAS
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA**

CARLOS EDUARDO SULZBACH

Trabalho de Conclusão da Residência
em Área Profissional da Saúde
Orientador: Me. Física Rochelle Lykawka
Coorientador: Físico Esp. Maurício Anés

Porto Alegre
2023

Sumário

1 INTRODUÇÃO	3
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	4
2.2 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS	5
2.2.1 FBP	6
2.2.2 RECONSTRUÇÃO ITERATIVA.....	7
2.2.2.1 ASiR E ASiR-V	8
2.3 RESOLUÇÃO ESPACIAL	8
2.3.1 MTF E TTF.....	10
2.4 RUÍDO	10
2.4.1 NPS.....	11
3 OBJETIVOS.....	12
4 MÉTODOS.....	12
4.5 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO, POSICIONAMENTO DO SIMULADOR E RECONSTRUÇÃO	12
5 ARTIGO	15
6 CONCLUSÃO	23
REFERÊNCIAS.....	24

1 INTRODUÇÃO

A Tomografia Computadorizada (TC) é uma modalidade de imagem amplamente utilizada no diagnóstico médico. A construção do equipamento e o método de reconstrução da imagem em fatias no plano axial permitem reduzir significativamente a sobreposição de estruturas do corpo humano, o que aumenta a resolução de alto e baixo contraste quando comparados à radiografia convencional (BUSHBERG, 2012; QUALITY ASSURANCE PROGRAMME FOR COMPUTED TOMOGRAPHY: DIAGNOSTIC AND THERAPY APPLICATIONS, 2012).

Com o avanço da tecnologia, sistemas de imagens mais complexos foram surgindo e trazendo consigo o desafio de adequar as metodologias de avaliação do desempenho da TC, tais como, a resolução espacial, ruído e a razão entre o contraste e o ruído. Um exemplo disto é um novo tipo de reconstrução, que exibe característica de sinal não linear das imagens, chamado de Reconstrução Iterativa (IR, do inglês *Iterative Reconstruction*), onde é possível reduzir a dose das TC sem ter perda da qualidade da imagem (RICHARD et al., 2012; SAMEI; RICHARD, 2014). A utilização de métodos convencionais, apesar de ainda terem a sua relevância nos indicadores da qualidade do equipamento, não são adequados para avaliar a qualidade da imagem com o uso da IR em TC (SAMEI et al., 2019).

Ainda que seja comum e simples sua execução, a avaliação da resolução espacial de alto contraste por visualização de pares de linhas, é subjetiva, dependente do avaliador e da qualidade do monitor de visualização e limitada, pois o resultado é sempre discreto (FRIEDMAN et al., 2013). O desvio padrão, mesmo sendo uma medida útil, é uma métrica muito simples para caracterizar a complexidade da contribuição do ruído na imagem em TC. Duas áreas com desvio padrão equivalentes podem parecer muito diferentes para o observador. Diz-se que essas áreas possuem níveis diferentes de textura de ruído ou diferentes distribuição da frequência espacial do ruído (BOONE et al., 2012b; BUSHBERG, 2012).

A *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM) é uma das principais referências internacionais na Física Médica, tanto na parte diagnóstica quanto na parte terapêutica. Em 2019, a AAPM publicou o Report of Task Group (AAPM TG-233), que propõe metodologias quantitativas para a avaliação de desempenho do

tomógrafo, baseados em revisões das melhores práticas da literatura científica, entre elas, a de resolução espacial e ruído.

A revisão e a atualização dos protocolos de testes de constância incluídos no controle da qualidade são necessárias para acompanhar de maneira adequada a evolução tecnológica dos equipamentos e métodos de reconstrução da imagem. Portanto, é importante buscar o uso de métricas mais específicas para prever e avaliar o funcionamento da tomografia computadorizada e os protocolos de exames aplicados no diagnóstico médico (SAMEI *et al.*, 2019b).

O Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) adquiriu recentemente TC com IR, porém, não possui um método para avaliar a qualidade da imagem desses equipamentos quando se há o uso da IR. Assim, o objetivo deste estudo é validar a metodologia do AAPM TG-233 para a avaliação das imagens com IR em TC, analisando a influência dos parâmetros da corrente-tempo do tubo e do peso da ponderação dos níveis de IR em relação às medidas de *Task Transfer Function* (TTF) e *Noise Power Spectrum* (NPS).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Na tomografia computadorizada, o *gantry* contém todos os componentes do sistema que são necessários para registrar o perfil de transmissão do paciente. Como o registro é feito por diversos ângulos de projeção, esses componentes, como o tubo de raio X e o detector, são montados dentro do *gantry*, que é rotacionado ao redor do paciente (BUSHBERG, 2012).

Os detectores têm a função de absorver a radiação e produzir um sinal elétrico proporcional à intensidade da radiação (SPRAWLS, 1995). O processo de aquisição da imagem da TC envolve a transmissão de raios X através do paciente em um grande número de projeções, e para se adquirir essas projeções, rotaciona-se o tubo de raios X e o detector ao redor do paciente. O detector encontra-se em posição diametralmente oposta ao tubo de raios X.

Na formação de uma imagem digital, cada elemento de imagem (pixel) da matriz possui um valor numérico associado, representado por uma escala de cinza. Esse valor numérico está relacionado com a atenuação do feixe raios X correspondente produzido pelo objeto ou tecido irradiado. O tamanho da matriz

(número de linhas e colunas) depende da sua aplicação e da capacidade do sistema de formar a imagem. O formato da matriz em TC é quadrado, logo o número de linhas é igual ao número de colunas, podendo variar entre 512, 768 e 1024. O tamanho do pixel também afeta a resolução espacial da imagem, na qual o maior número de pixels resulta em uma imagem com maior resolução (DIAGNOSTIC RADIOLOGY PHYSICS, 2014; SPRAWLS, 1995).

Há alguns fatores que influenciam a qualidade da imagem. Entre eles estão os fatores técnicos, onde a seleção da tensão do tubo de raio X, corrente-tempo e pitch são de fundamental importância para determinar os níveis de dose e ruído da imagem. O filtro de reconstrução utilizado também tende a ter um efeito na resolução espacial e no ruído e assim como o método de reconstrução. Muita da diminuição da resolução espacial é feita intencionalmente na tentativa de reduzir o ruído na imagem, porém em casos no qual o equipamento possui IR, é possível manter uma resolução espacial alta e um ruído baixo.

2.2 RECONSTRUÇÃO DAS IMAGENS

Com a rotação do tubo de raios X e detectores em torno do paciente, várias aquisições em diferentes ângulos são realizadas. Parte dos fótons de raios X que interagem com o paciente são armazenados pelos detectores. Esses fótons representam a quantidade de energia dos raios X que foram transmitidos pelo paciente. Os que não chegam representam a quantidade de energia que foi atenuada pelo paciente no caminho do feixe. A atenuação dos raios X ocorre pela equação:

$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx} \quad (1)$$

onde o I representa a intensidade do feixe atenuado, o I_0 o feixe não atenuado e o $\mu(x)$ representa o coeficiente de atenuação promovida pelo paciente ao longo do caminho do feixe (DIAGNOSTIC RADIOLOGY PHYSICS, 2014).

Esses coeficientes de atenuação são utilizados para converter em uma matrix de Unidades de Hounsfield (HU, inglês *Hounsfield Units*), onde a escala de HU é a representação relativa ao coeficiente de atenuação da água em temperatura ambiente (DIAGNOSTIC RADIOLOGY PHYSICS, 2014):

$$HU_{material} = 1000 \times \frac{\mu_{material} - \mu_{\acute{a}gua}}{\mu_{\acute{a}gua}} \quad (2)$$

onde o $\mu_{\acute{a}gua}$ é o coeficiente de atenuação da água e o $\mu_{material}$ é o coeficiente de atenuação do material.

A partir das projeções realizadas pela TC, as informações são processadas por algoritmos de reconstrução. Esses processos de reconstrução fazem com que seja possível visualizar uma representação das estruturas da anatomia do paciente, usados para o diagnóstico. Abordaremos aqui as duas formas de reconstrução: Retroprojeção Filtrada (FBP, do inglês *Filtered Backprojection*) e Reconstrução Iterativa.

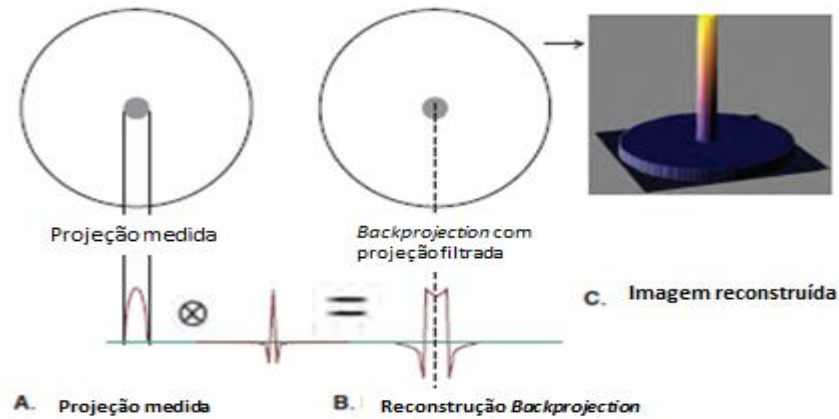
2.2.1 FBP

O FBP é utilizado em rotina clínica devido a sua capacidade de gerar imagens de TC com qualidade adequada e de forma rápida (GEYER *et al.*, 2015). É realizado por um processo inverso, no qual as medidas das projeções são revertidas de volta a matriz da imagem e que cada medida dos ângulos das projeções adiciona algum tipo de informação em cada voxel (BUSHBERG, 2012; GEYER *et al.*, 2015). Utilizando todas as projeções, é possível obter uma matriz que irá representar uma imagem do objeto original. Entretanto, com a combinação de múltiplos ângulos, um borramento na imagem acaba ocorrendo. A correção da imagem é feita com um filtro matemático (kernel). No caso do FBP, o objetivo é desfazer algo, então ao invés de usar convolução, usa-se o kernel de deconvolução (BUSHBERG, 2012). A convolução é matematicamente definida como:

$$p'(x) = \int_{x'=-\infty}^{\infty} p(x)h(x - x')dx' = p(x) \otimes h(x) \quad (3)$$

onde $p(x)$ é a medida de cada projeção, $h(x)$ é o kernel de deconvolução e $p'(x)$ é o valor da projeção corrigida (BUSHBERG, 2012). A Figura 1 ilustra a aplicação de um kernel de deconvolução sobre uma projeção medida, resultando em uma imagem reconstruída que demonstra as propriedades do objeto original.

Figura 1: Imagem do FBP



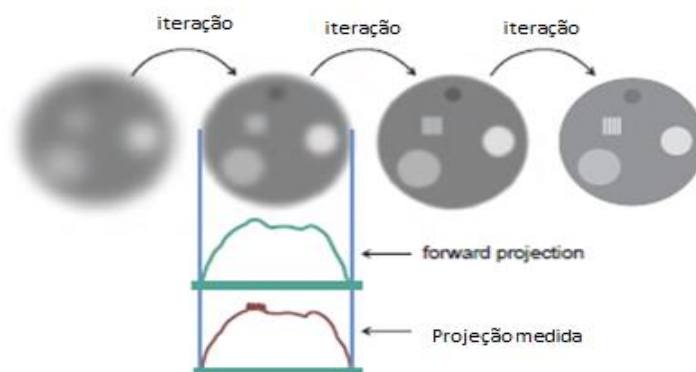
(A) Projeção medida passa pelo processo de deconvolução pelo kernel (B) Projeção filtrada, usada para Backprojection (C) Resultado final da imagem reconstruída, refletindo as propriedades do objeto original. Fonte: Adaptado de BUSHBERG; 2012

2.2.2 RECONSTRUÇÃO ITERATIVA

Com os avanços da tecnologia na área de computação, métodos mais complexos foram implementados na reconstrução de imagens em TC, entre elas a Reconstrução Iterativa. Este método foi implementado na rotina clínica pois há uma redução do ruído da imagem e da dose no paciente e o aumento da razão contraste-ruído quando comparado com o FBP (EULER *et al.*, 2018; GEYER *et al.*, 2015).

Na IR, uma imagem inicial com as medidas das projeções é gerada. Um feixe de raios X é simulado por *forward projection* para se obter projeções simuladas.

Figura 2: IR



Fonte: Adaptado de BUSHBERG; 2012

Na Figura 2 é mostrado como esse processo ocorre, as projeções simuladas são comparadas com as projeções medidas. Caso exista uma grande discrepância, a imagem inicial que foi estimada é corrigida com base no algoritmo do equipamento. Essa correção da imagem e das informações das projeções é repetida até que as condições de convergência ou de número de iterações previamente definidas pelo algoritmo sejam satisfeitas e a imagem final seja gerada (GEYER *et al.*, 2015). Mas a IR pode exibir características de sinal não linear, afetando as propriedades de resolução do sistema, diferentemente quando comparado com o FBP (RICHARD *et al.*, 2012).

2.2.2.1 ASiR E ASiR-V

Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASiR) é o nome comercial de um dos sistemas de IR desenvolvido pela GE Healthcare. Este utiliza informações obtidas do algoritmo do FBP inicialmente como base da estatística aplicada na reconstrução de cada imagem individualmente. O valor de cada pixel medido é avaliado e comparado com o valor teórico ideal na modelagem de ruído. O processo é repetido de modo iterativo até que o valor teórico de pixel é atingido (GEYER *et al.*, 2015). O peso da ponderação do algoritmo é controlado pelo usuário, podendo variar de 0 a 100%, em passos de 10%. O peso da ponderação significa qual nível de porcentagem de IR e FBP está sendo utilizado na reconstrução da imagem. Se for utilizado ASiR em 10%, então temos uma reconstrução da imagem com 10% de IR e 90% de FBP e se usarmos ASiR em 90% temos uma reconstrução com 90% de IR e 10% de FBP. O ASiR é usado para reduzir o ruído a um nível desejado (GE HEALTHCARE, 2021). Uma evolução deste método (ASiR-V) possui um modelo físico baseado na interação entre os raios X e o objeto atenuador no processo de IR tornando o processo de reconstrução mais robusto em relação à redução do ruído e a apresentação da imagem (GE HEALTHCARE, 2021).

2.3 RESOLUÇÃO ESPACIAL

A resolução espacial de um sistema de imagem determina a capacidade do sistema em distinguir dois objetos adjacentes separados um do outro (BUSHBERG, 2012).

Um método de mensurar a resolução espacial é através da Função de Propagação Pontual (PSF, em inglês *Point Spread Function*). A PSF é a resposta de uma fonte pontual ao sistema de imagem. Em TC, é possível obter o PSF usando um fio de alta densidade e de pequeno diâmetro posicionado perpendicular ao plano de corte. Devido o sistema de imagem ser imperfeito, o *PSF* vai possuir um grau de borramento associado a imagem (BUSHBERG, 2012).

Um segundo método seria utilizar a Função de Propagação de Linha (LSF, em inglês *Line Spread Function*), no qual o sistema de imagem é estimulado com um sinal em forma de linha (BUSHBERG, 2012). Para se obter uma resposta em forma de linha em TC, é possível usar algo como uma folha fina de um metal de alta densidade, colocado perpendicular ao feixe de raios X. É possível relacionar o PSF com o LSF pela equação:

$$LSF(x) = \int_{-\infty}^{\infty} PSF(x, y) dy \quad (5)$$

A Função de Propagação de Borda (ESF, em inglês *Edge Spread Function*) utiliza a borda para diferenciar entre dois materiais (BUSHBERG, 2012). É possível relacionar o *LSF* e o *ESF* pela equação:

$$LSF(x) = \frac{\partial}{\partial x} ESF(x) \quad (6)$$

A metodologia mais utilizada para medir a resolução espacial é baseada na quantificação de pares de linha, onde um simulador gera um sinal como LSF, com barras feitas com material de alto HU, espaçado em diferentes frequências. Apesar da grande utilidade para testes de constância de rotina, é dependente da capacidade de avaliação do observador (BUSHBERG, 2012; FRIEDMAN *et al.*, 2013).

Uma das métricas mais utilizadas para medir e quantificar a resolução espacial dos sistemas de imagens é a Função de Transferência de Modulação (MTF, do inglês *Modulation Transfer Function*).

2.3.1 MTF E TTF

O MTF quantifica a grau de degradação do contraste do sistema como uma função da frequência espacial. Isso acontece devido às limitações de resolução do sistema. (BUSHBERG, 2012; DIAGNOSTIC RADIOLOGY PHYSICS, 2014). Tanto a LSF, quanto a ESF são métricas que estão no domínio espacial, mas também é possível transformar essas funções no domínio de frequência espacial, para assim se obter o MTF. O MTF é obtido através do ESF usando a Transformada de Fourier (BOONE *et al.*, 2012a; RICHARD *et al.*, 2012):

$$MTF(f_x) = \frac{\left| \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial}{\partial x} ESF(x) e^{-2\pi i f_x x} dx \right|}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial}{\partial x} ESF(x) dx} \quad (7)$$

onde f_x representa a frequência espacial na dimensão x. A integral normaliza o MTF no valor unitário em $f_x = 0$.

Em um sistema perfeito, o sistema teria valor igual a 1 para todas as frequências espaciais, ou seja, teria 100% de transferência de contraste. Mas por ser um sistema imperfeito, o MTF do sistema terá um limite de transferência de contraste. A curva do MTF descreve o comportamento da resolução e pode ser utilizada para comparar diferentes sistemas. Para descrever este comportamento, é informada a frequência quando atinge 50% ($MTF_{50\%}$) e 10% ($MTF_{10\%}$) do valor máximo do MTF (BUSHBERG, 2012).

O MTF deve possuir uma resposta linear ao sinal e invariância de deslocamento, algo que o IR não possui, o que faz o MTF não ser uma boa métrica para este tipo de reconstrução. (BUSHBERG, 2012; VERDUN *et al.*, 2015; RICHARD *et al.*, 2012). Entretanto, ainda é possível medir MTF em imagens com IR sob certas condições, linearidade e invariância de deslocamento (FRIEDMAN *et al.*, 2013; RICHARD *et al.*, 2012). Para otimizar esta medida foi introduzido o TTF, que possibilitou medir o MTF para diferentes níveis de contraste na imagem, para sistemas não lineares (RICHARD *et al.*, 2012; VERDUN *et al.*, 2015). Tanto o MTF quanto o TTF têm

suas semelhanças em relação a metodologia de medida, porém o MTF é aplicado em materiais que geram alto nível de contraste na imagem, enquanto o TTF pode ser utilizado em diferentes materiais. Isso permite a caracterização da resolução quando se trata de algoritmos não lineares onde o contraste influencia na resolução (VERDUN *et al.*, 2015).

2.4 RUÍDO

O ruído pode se originar de várias formas, entre elas estão o ruído eletrônico, o ruído anatômico e o ruído quântico (BUSHBERG, 2012). O ruído eletrônico tem origem dos componentes eletrônicos que transmitem o sinal ao longo do sistema. Se elétrons são adicionados ao sinal e não possuem relação a eventos da detecção, eles acabam adicionando informações que não são originárias do paciente (BUSHBERG, 2012). Se temos baixas doses, o sinal tende a ser baixo, então a razão do sinal que equivale ao ruído eletrônico tende a ser alta, prejudicando a imagem final (BUSHBERG, 2012).

O ruído anatômico é devido à parte da anatomia do paciente que está presente na imagem, mas não é importante para o diagnóstico (BUSHBERG, 2012).

O ruído quântico é uma propriedade estatística que está associado com o número limitado de fótons detectados que serão usados para formar a imagem (BOONE *et al.*, 2012b).

2.4.1 NPS

A dependência espacial do ruído começa com a correlação entre elementos adjacentes do detector. A principal fonte de borramento em TC é o PSF, que propaga ruído nas três dimensões em função das imagens em TC serem produzidas por reconstruções matemáticas. O PSF depende tanto dos parâmetros de aquisição quanto dos parâmetros de reconstrução. Esse borramento pode causar compartilhamento de ruído entre voxels adjacentes e por isso há uma dependência espacial do ruído (BOONE *et al.*, 2012b; BUSHBERG, 2012).

O NPS é uma medida que melhor quantifica a descrição do ruído quando comparado ao desvio padrão, descrevendo a variação do ruído como função de frequência espacial e assim caracterizando a textura do ruído (BOONE *et al.*, 2012b).

No caso de uma região de interesse (ROI) em 3D, sendo $I_i(x, y, z)$ o sinal da i -ésima ROI, o \bar{I}_i sendo o valor médio do $I_i(x, y, z)$, matematicamente pode-se descrever (BOONE *et al.*, 2012b):

$$NPS(f_x, f_y, f_z) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |DFT_{3D}[I_i(x, y, z) - \bar{I}_i]|^2 \frac{\Delta_x \Delta_y \Delta_z}{N_x N_y N_z} \quad (8)$$

onde o somatório de i se refere a média dos valores de NPS em um número N de ROIs. O valor de Δ se refere ao espaçamento entre dos pixels em tanto no plano x quanto no y e z . N_x , N_y e N_z correspondem ao número de voxels em cada dimensão do ROI. DFT_{3D} é a transformada de Fourier discreta (BOONE *et al.*, 2012b).

3 OBJETIVOS

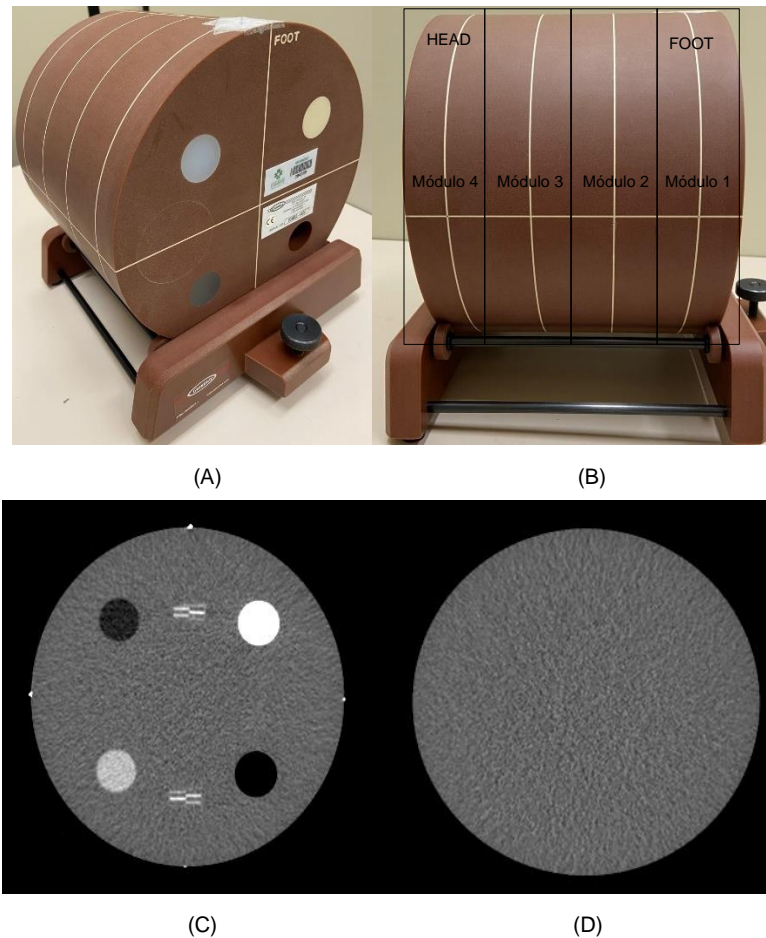
Avaliar se a metodologia do AAPM TG-233 para a avaliação das imagens com IR em TC, analisando a influência dos parâmetros da corrente-tempo do tubo e do peso da ponderação do algoritmo de IR em relação às medidas de TTF e NPS.

4 MÉTODOS

4.5 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO, POSICIONAMENTO DO SIMULADOR E RECONSTRUÇÃO

As imagens foram adquiridas em três equipamentos diferentes no Hospital Clínicas de Porto Alegre (HCPA) do fabricante GE: Revolution Evo e Brightspeed, localizados no Serviço de Radiologia, e PET/CT Discovery 710, que está no Serviço de Medicina Nuclear. O Revolution Evo possui o ASiR-V, o Discovery 710 tem o ASiR e o Brightspeed não possui sistema de IR. O simulador utilizado para a aquisição das imagens foi o Gammex, Modelo 464 (Figura 3), desenvolvido pela *American College of Radiology* (ACR), utilizado especialmente para TC, disponível no HCPA.

Figura 3: Gammex, Modelo 464



(A) Simulador Gammex, Modelo 464 **(B)** Visão lateral do simulador, com os a localização de cada módulo **(C)** Estruturas internas do Módulo 1, com os cilindros que mimetizam osso, ar, polietileno, acrílico e água **(D)** Módulo 3, região uniforme dentro do simulador. Fonte: Autor

O simulador é centralizado no *gantry* do equipamento, de forma que os cilindros localizados no módulo 1 fiquem à entrada do *gantry*.

Os parâmetros definidos para aquisição foram selecionados de forma a observar as variações do ruído e da resolução espacial na imagem, em relação às variações do mAs e o peso da ponderação do ASiR. As imagens adquiridas foram feitas com 120 kV no modo helicoidal. Foi utilizado o modo FBP, o ASiR e ASiR-V em 10%, 20%, 30%, 40% e 50%. Os parâmetros de aquisição das imagens estão descritos nas tabelas a seguir:

Tabela 1: Parâmetros Técnicos Utilizados para Aquisição de Imagem do Simulador para cada modelo de equipamento

	Revolution EVO	Discovery 710	Brightspeed
Protocolo	TC TORAX	TORAX RAD	TORAX ROTINA/ HELIX
Modo de Scan	HELICOIDAL	HELICOIDAL	HELICOIDAL
Pitch	0,984	0,984	1
kV	120	120	120
Tempo de Rotação (s)	1	1	1
Corrente-tempo (mAs)	50, 100, 150 e 200	50, 100, 150 e 200	50, 100 e 150
Kernel	STD	STD	STD
Espessura de Corte (mm)	0,625	0,625	0,625

Para o equipamento modelo Brightspeed foi restrita o produto corrente-tempo até 150 mAs por limitação técnica do equipamento.

Em todos os equipamentos cada imagem do simulador foi reconstruída usando FBP, ASiR ou ASiR-V. As imagens foram enviadas para o sistema de gestão de imagens médicas do HCPA (Agfa HealthCare Enterprise Imaging versão 8.1.2), sendo depois avaliadas em computadores. O conjunto de imagens do simulador foi carregada no *software* de uso livre *ImQuest*, escrito em MATLAB (Solomon; 2019). Para obter o TTF foram utilizados os cilindros do simulador que mimetizam osso e ar, localizados no módulo 1. É necessário para se ter uma medida de TTF com boa acurácia e precisão uma mínima razão contraste-ruído (CNR, em *inglês Contrast-to-Noise Ratio*) de 15, assegurando um baixo erro estatístico. O CNR é medido fazendo a diferença das médias do sinal da região dos cilindros e do fundo, dividido pela média do sinal de fundo (BUSHBERG, 2012). O CNR utilizado para se calcular o TTF é a média do CNR de todas as imagens avaliadas (CHEN *et al.*, 2014; SAMEI *et al.*, 2019). A obtenção do CNR mínimo pode ser adquirida com:

$$CNR = CNR_i \cdot \sqrt{N} \quad (9)$$

onde o CNR_i é a medida do CNR individual da imagem e N é o número de imagens no qual o cilindro está visível. Um ROI foi feito no cilindro que mimetiza osso e no que mimetiza ar, com 20 seções consecutivas, onde ainda é possível visualizar a estrutura cilíndrica.

O NPS foi obtido utilizando o terceiro módulo, fazendo cinco ROIs ao longo da região mais central, por 20 seções consecutivas.

Os resultados da caracterização dos equipamentos de TC avaliados, bem como as quantificações de resolução espacial e ruído a partir do TTF e NPS, estão descritas no corpo do artigo parte desta monografia.

5 ARTIGO

Abaixo se apresenta o artigo no formato da Revista Brasileira de Física Médica.

6 CONCLUSÃO

A metodologia apresentada pelo AAPM TG-233 foi aplicada e avaliada para o comportamento do TTF e do NPS em função do mAs e dos algoritmos de reconstrução FBP, ASiR e ASiR-V para os equipamentos em TC da Instituição utilizando instrumentação acessível. Os testes mostraram que tanto o TTF quanto o NPS são metodologias adequadas para quantificação da resolução espacial e do ruído de imagens com IR. Sua aplicação mostrou a influência tanto do mAs quanto do algoritmo no processo de reconstrução da imagem diagnóstica em TC. Métricas como o TTF e o NPS serão cada vez mais utilizadas para caracterizar o equipamento no futuro, levando em consideração que a IR em TC será gradativamente mais utilizada na rotina clínica, pois tem uma menor exposição do paciente à radiação e diminui o ruído na imagem.

A adoção desta metodologia torna a avaliação independente do operador e pode ser aplicada em teste de aceitação e capaz de avaliar e otimizar os protocolos clínicos utilizados e estabelecer uma linha de base para futuras avaliações.

A Residência em Área Profissional da Saúde tem como princípios fundamentais a formação com base nos valores do SUS, que preza por trazer a melhor assistência e serviço à população em geral. Ao desenvolver esse estudo como Trabalho de Conclusão de Residência, o intuito foi aplicar uma metodologia para avaliar o desempenho dos equipamentos em TC no HCPA, garantindo segurança e qualidade à assistência à saúde. A metodologia validada no estudo pode ser aplicada em outros hospitais do SUS que tenham TC e um simulador com propriedades semelhantes às apresentadas nesse trabalho.

REFERÊNCIAS

- BOONE, J. M. *et al.* 10. Spatial Resolution in CT. **Journal of the ICRU**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 107–120, 2012a.
- BOONE, J. M. *et al.* 11. Noise Assessment in CT. **Journal of the ICRU**, [s. l.], v. 12, n. 1, p. 121–134, 2012b.
- BUSHBERG, J. T. (org.). **The essential physics of medical imaging**. 3rd eded. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- CHEN, B. *et al.* Assessment of volumetric noise and resolution performance for linear and nonlinear CT reconstruction methods: Assessing CT noise and resolution for nonlinear reconstruction. **Medical Physics**, [s. l.], v. 41, n. 7, p. 071909, 2014.
- DIAGNOSTIC RADIOLOGY PHYSICS. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2014. (Non-serial Publications). *E-book*. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/8841/diagnostic-radiology-physics>.
- EULER, A. *et al.* A Third-Generation Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique: Phantom Study of Image Noise, Spatial Resolution, Lesion Detectability, and Dose Reduction Potential. **American Journal of Roentgenology**, [s. l.], v. 210, n. 6, p. 1301–1308, 2018.
- FRIEDMAN, S. N. *et al.* A simple approach to measure computed tomography (CT) modulation transfer function (MTF) and noise-power spectrum (NPS) using the American College of Radiology (ACR) accreditation phantom: CT MTF/NPS calculation using an ACR phantom. **Medical Physics**, [s. l.], v. 40, n. 5, p. 051907, 2013.
- GE HEALTHCARE, ASiR-VM™: Manual do Operador. **General Electric Company**, Japão, 1 ed, 2021.
- GEYER, L. L. *et al.* State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. **Radiology**, [s. l.], v. 276, n. 2, p. 339–357, 2015.
- QUALITY ASSURANCE PROGRAMME FOR COMPUTED TOMOGRAPHY: DIAGNOSTIC AND THERAPY APPLICATIONS. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2012. (Human Health Series, v. 19). *E-book*. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/8751/quality-assurance-programme-for-computed-tomography-diagnostic-and-therapy-applications>.
- RICHARD, S. *et al.* Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms: Towards task-based assessment of CT performance. **Medical Physics**, [s. l.], v. 39, n. 7Part1, p. 4115–4122, 2012.
- SAMEI, E. *et al.* Performance evaluation of computed tomography systems: Summary of AAPM Task Group 233. **Medical Physics**, [s. l.], v. 46, n. 11, 2019. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.13763>. Acesso em: 20 set. 2021.
- SOLOMON, J. **ImQuest**: Software de análise. Disponível em: <https://deckard.duhs.duke.edu/~samei/tg233.html>.
- SAMEI, E.; RICHARD, S. Assessment of the dose reduction potential of a model-based

iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology: CT task-based performance metrology. **Medical Physics**, [s. l.], v. 42, n. 1, p. 314–323, 2014.

SPRAWLS, P. **Physical principles of medical imaging**. 2. eded. Madison, Wis: Medical Physics Publ, 1995.

VERDUN, F. R. *et al.* Image quality in CT: From physical measurements to model observers. **Physica Medica**, [s. l.], v. 31, n. 8, p. 823–843, 2015.