

PARÂMETROS RELACIONADOS À QUALIDADE DA IMAGEM EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA – TC

T. C. Alonso^{1,2}, A. P. Mourão³, P. C. Santana⁴ e T. A. Silva^{1,2}

¹Programa Nuclear de Ciência e Tecnologia – Departamento de Engenharia Nuclear – Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

²Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear (CDTN/CNEN), Belo Horizonte, MG, Brasil

³ Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG), Belo Horizonte, MG, Brasil

⁴Departamento de Imagem Molecular - Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), B. H., MG, Brasil

Correspondência autor: (alonso@cdtn.br)

RESUMO

Programas de controle de qualidade em tomografia computadorizada, TC, devem ser revistos continuamente para assegurar sempre a melhor qualidade de imagem com a menor dose possível para o paciente no processo de diagnóstico. O controle de qualidade em TC tem como objetivo projetar e aplicar um conjunto de procedimentos que permite a verificação de suas condições de funcionamento dentro dos requisitos regulamentados para sua utilização. No Brasil, o Ministério da Saúde (MS), no Regulamento Técnico (Resolução NE nº 1016) - Radiodiagnóstico Médico – “Desempenho de Equipamentos e Segurança”, estabelece uma referência para a análise dos testes realizados em TC. Um grande número de fatores como ruído de imagem, espessura de corte (resolução do eixo Z), baixa resolução de contraste e resolução de alto contraste, bem como a dose de radiação podem ser afetados pela seleção dos parâmetros técnicos nos exames. A proposta deste estudo foi verificar como alterações nos protocolos de aquisição de imagem modificam sua qualidade e determinar as vantagens e desvantagens que existe entre os diferentes aspectos da qualidade de imagem, especialmente quanto à redução da dose de radiação do paciente. Um procedimento preliminar é a verificação das condições de funcionamento do TC, medidas foram realizadas em um tomógrafo com *scanner* de 64 MDCT (GE Healthcare, BrightSpeed) no serviço do Centro de Imagem Molecular (CIMol) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Na realização dos testes de qualidade da imagem foi utilizado um simulador, Catphan-600, este dispositivo possui cinco módulos, sendo que em cada um é possível realizar uma serie de testes. Diferentes práticas de imagens médicas têm diferentes requisitos em termos de qualidade de imagem aceitável. Os resultados dos testes de controle de qualidade mostraram que o equipamento analisado esta em conformidade com as exigências estabelecidas pela norma vigente.

Palavras-Chave: Tomografia Computadorizada, Qualidade da Imagem, Dosimetria, Simulador.

1. INTRODUÇÃO

Programas de controle de qualidade em tomografia computadorizada, TC, devem ser revistos continuamente para assegurar sempre a melhor qualidade de imagem com a menor dose possível para o paciente no processo de diagnóstico [1].

Os aparelhos de tomografia computadorizada utilizam a atenuação diferenciada do feixe de raios x pelos tecidos humanos para a geração do contraste capaz de gerar a imagem

¹E-mail del Autor. alonso@cdtn.br

diagnóstica. assim como o aparelho de raios x convencionais. No entanto, o tubo de raios x dos aparelhos de TC emite radiação quando se encontram em movimento circular em torno do objeto e durante um período de tempo muito maior. Por essa razão, esses tubos apresentam um maior desenvolvimento tecnológico e conseqüentemente um maior custo. A parcela do feixe que atravessa o objeto é captada por um arco de detectores e essa informação coletada é enviada ao computador. A imagem gerada por TC representa um corte anatômico e esta característica permite a observação dos órgãos internos sem que haja uma sobreposição das estruturas registradas. Outra característica importante deste tipo de imagem diagnóstica é a observação de tecidos moles, dos tecidos ósseos e dos tecidos pulmonares, sendo que a observação destes tecidos pode ser feita de maneira simultânea.

As imagens primárias de um aparelho de TC representam cortes axiais, ou transaxiais, do objeto posicionado no aparelho e as imagens destes cortes são os mais importantes para o diagnóstico. Os aparelhos atuais de TC permitem obtenção de outros cortes complementares, frontais, laterais, inclinados ou curvos, obtidos através da manipulação computacional dos dados utilizados para a geração dos cortes axiais. Como qualquer outro processo de manipulação de imagens computacionais, os softwares dos aparelhos de TC permitem a geração de imagens complexas como as imagens de superfícies ou volumétricas, que ampliam ainda mais vantagens diagnósticas trazidas por esta tecnologia. [2].

Como a imagem gerada no aparelho de TC é de um corte axial, para se fazer o diagnóstico de um órgão qualquer, é necessário a aquisição de uma seqüência de imagens de cortes que permita observar toda a estrutura do órgão. Assim, as imagens geradas representam cortes anatômicos axiais que se iniciam na base do órgão e terminam no ápice, como se o mesmo fosse seguidamente fatiado. Para se fazer a aquisição de um corte, uma fatia estreita de tecido é irradiada utilizando-se um feixe de raios X delgado em forma de leque. Para a aquisição dos dados de uma imagem de corte, a mesa fica parada e o tubo de raios X faz um giro de 360° em torno do paciente. A mesa sofre um pequeno deslocamento e o tubo gira novamente em torno do paciente e esse processo se repete até que sejam geradas todas as imagens de corte do órgão que se deseja observar. Esse processo de aquisição de uma seqüência de imagens de um órgão é denominado varredura do órgão [3].

Além das diferenças tecnológicas entre as famílias de aparelhos de TC existem as diferenças entre os modelos de uma mesma família desenvolvidos por fabricantes diferentes. As principais diferenças encontram-se no sistema gerador de raios x, no sistema detector do feixe transmitido e nos softwares, para a reconstrução das imagens e para a definição dos protocolos de varreduras. Os protocolos de varredura são programas instalados em um menu de opções do aparelho de TC que definem parâmetros de aquisição para cada tipo de varredura. O protocolo define os parâmetros básicos de alimentação do tubo de raios x, forma de aquisição dos dados, velocidade de rotação do tubo em torno do paciente, velocidade de deslocamento do feixe, entre muitos outros fatores mais específicos. Os protocolos são gerados em função do órgão ou da região que se deseja observar e os parâmetros nele definidos servem para obter a melhor imagem diagnóstica do órgão em questão. [4].

Existem testes obrigatórios a serem realizados imediatamente após a instalação do equipamento, testes de rotina e testes pós-manutenções. Estes testes para controle de qualidade do processo diagnóstico em TC, recomendados pela ANVISA, não são realizados pela maioria dos serviços de radiodiagnóstico, seja por não possuírem os equipamentos

necessários para a realização destes testes e ou, porque ainda não foram fiscalizados pelos órgãos competentes [5].

A proteção radiológica na saúde se justifica por ser a área que mais contribui para o aumento da dose nos seres humanos, quando comparada com outras atividades envolvendo fontes de radiação e entre os exames de radiodiagnóstico as varreduras por aparelhos de TC são as que promovem maiores dose em paciente. Por esta razão, desde o ano de 2000 o ICRP tem trabalhado para alertar os fabricantes e profissionais sobre a excessiva demanda de exames por TC principalmente em pacientes de menor faixa etária [6, 7].

O grande aumento de demanda dos exames em TC e o aumento das aplicações dessas imagens diagnósticas associado às suas doses relativamente altas fazem com seja premente estudos que possam garantir a eficiência do processo. A realização desse trabalho busca levantar dados que permitam investigar a qualidade da tecnologia disponível e principalmente do uso de dessa tecnologia e a partir daí gerar orientações de metas a serem alcançadas para garantir que os benefícios gerados por esse processo diagnóstico. O objetivo principal deste estudo foi verificar como alterações nos protocolos de aquisição modificam a qualidade da imagem e determinar os diferentes aspectos da qualidade de imagem, especialmente quanto à redução da dose de radiação do paciente. Um grande número de fatores como ruído de imagem, espessura de corte (resolução do eixo z), baixa resolução de contraste e resolução de alto contraste, bem como a dose de radiação podem ser afetados pela seleção dos parâmetros técnicos nos exames de TC [1].

Medidas foram realizadas em um tomógrafo com scanner de 16 MDCT (GE Healthcare, BrightSpeed) no serviço do Centro de Imagem Molecular (CIMol) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os parâmetros físicos de imagem foram medidos por meio de um simulador, CATPHAN-600. Diferentes práticas de imagens médicas têm diferentes requisitos em termos de qualidade de imagem aceitável [8]. Os resultados dos testes de controle de qualidade mostraram que o equipamento analisado esta em conformidade com as exigências estabelecidas pela norma vigente [9].

2. MATERIAIS E METODOS

2.1 Descrição da estratégia do estudo

Os testes de controle de qualidade em equipamentos de tomografia são indispensáveis para assegurar a melhor qualidade de imagem com a menor dose possível para o paciente no processo de diagnóstico. A interpretação dos resultados propostos pela norma vigente baseia-se na descrição dos procedimentos para a realização de um conjunto mínimo de testes de qualidade que confirmem o bom desempenho desses equipamentos ou indiquem a necessidade de manutenção corretiva [5, 9]. Para realização dos testes de controle de qualidade definido pela norma foi necessária a utilização de simulador especial. Entre os testes realizados definidos e especificados pela regulamentação, podemos citar: sistema de colimação; alinhamento da mesa em relação ao *gantry*; deslocamento longitudinal da mesa; ruído, exatidão e uniformidade de número de CT; resolução espacial de alto contraste e resolução espacial de baixo contraste; espessura de corte e dose média em cortes múltiplos (MSAD). O teste de inclinação do *gantry* não foi realizado, o tomógrafo em estudo não

permite inclinações [10]. Outro aspecto importante no controle da qualidade dos tomógrafos é a dose (índice de dose de TC, CTDI), embora esse parâmetro não forneça informações diretas sobre a qualidade da imagem, é um importante indicador para a determinação da dose fornecida ao paciente [11]. O CTDI avaliado em simuladores e pesquisas separadas não será incluído neste trabalho de pesquisa.

2.2 Equipamentos utilizados

O *scanner* BrightSpeed (GE Medical Systems, Inc., Chicago, IL) é um tomógrafo de terceira geração (o tubo e a série de detectores estão ligados à mesma estrutura rotativa e movem-se simultaneamente), com uma abertura do *gantry* de 70 cm. O TC que compõe o D-690 é o LightSpeed VCT com 64 canais. A matriz do detector é caracterizada por 912 linhas x 64 canais para um total de 58.368 elementos detectores de estado sólido. Esse *scanner* multislice permite varreduras rotacionais de 360° com um tempo de rotação variável entre 0,35 e 2,00 s e espessuras de corte que variam entre 0,625 mm e 10 mm, nas seguintes combinações de (64 x 0,625) mm, (32 x 1,25) mm, (16 x 2,5) mm, (8 x 5) mm e (4 x 10) mm. Outro recurso útil desse *scanner* é a capacidade de reconstruir imagens após o escaneamento com espessuras variáveis de imagem, sendo possível na aquisição do modo helicoidal. Quatro configurações de potência do tubo de raios x estão disponíveis 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp e 140 kVp, as técnicas de exposição variam entre 10 e 700 mA ajustável com incremento de 5 mA [10].

Para análise dos testes de qualidade da imagem utilizou-se o simulador, CATPHAN-600 (The Phantom Laboratory, Inc., Salem, NY). A construção modular desse simulador permite avaliar o alinhamento do mesmo na TC, o alinhamento dos *lasers* de localização da TC com o plano de corte, a espessura de corte, o incremento da mesa, a simetria circular do sistema de visualização da TC, ruído da imagem, uniformidade e linearidade dos números de TC, a resolução de alto contraste (MTF) e resolução de baixo contraste [11]. Este simulador possui cinco módulos, sendo que cada um é possível realizar uma série de testes. Os valores dos parâmetros, para cada imagem, foram obtidos com o auxílio do software RadiAnt [12], específico para esta finalidade, é um programa de domínio público voltado para o desenvolvimento de aplicações de processamento e análise de imagens. Com esse software foi possível obter, através da seleção de uma região de interesse (ROI), a área, a média e o desvio padrão do sinal, fundamentais para o cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem. A seguir descrevemos os testes de qualidade de imagem realizada.

2.3 Testes de qualidade da imagem

Para este estudo foram realizados testes referentes aos parâmetros geométricos e parâmetros de controle de qualidade de imagem conforme descrito na literatura [5, 8, 9, 11]. Os equipamentos mencionados foram utilizados conforme especificações e instruções estabelecidas nos respectivos manuais dos equipamentos (simulador Catphan 600 e tomógrafo GE Discovery PET/CT 690 - 2009 - Light Speed). A Tabela 1 apresenta os parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada módulo do simulador. As orientações quanto à interpretação dos testes realizados para os critérios de qualidade em TC, tendo como base a Portaria 453 do MS, é a aplicação das estratégias do documento Resolução 1016 do ANVISA de 2005.

Tabela 1. Parâmetros utilizados na aquisição das imagens para cada módulo do simulador.

Parâmetros	CTP404	CTP591	CTP528	CTP515	CTP486
kVp	120	120	120	120	120
mAs	200	200	200	200	200
Tempo (s)	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
Espessura de corte (mm)	(1,25; 3; 5)	5,0	5,0	5,0	5,0
Comprimento de varredura (mm)	21,4	21,4	21,4	21,4	21,4

Posicionamento e Alinhamento do Simulador (CTP404) – Para analisar a imagem efetuou-se uma aquisição da seção (CTP404) do simulador com valores de janela e nível selecionados. Os quatro fios da rampa devem apresentar uma simetria entre as imagens para que se tenha um bom alinhamento do objeto (Fig. 1). Se a imagem indicar um desalinhamento entre o objeto e o isocentro do *gantry* o simulador deverá ser novamente posicionado.

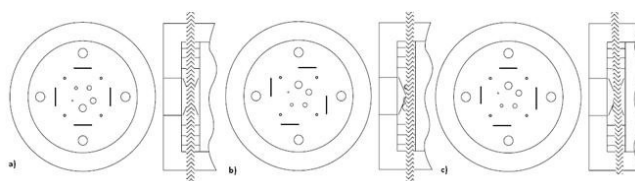
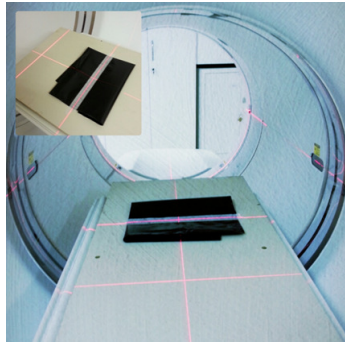


Figura 1: Representação das três situações possíveis na verificação da posição do objeto de teste e alinhamento. a) Simetria das imagens das rampas. b) Deslocamento homogêneo entre as rampas. c) Deslocamento assimétrico das imagens das rampas

O Sistema de Colimação – A Figura 2 apresenta a imagem referente ao teste do sistema de colimação. Este teste foi realizado de dois métodos conhecidos, o primeiro utilizando filme radiográfico e o segundo com o simulador Catphan 600. O objetivo do teste é verificar o posicionamento do simulador e alinhamento dos lasers do sistema de localização da TC com o plano de corte. No primeiro método uma reta foi traçada em um envólucro opaco contendo um filme radiográfico e o mesmo posicionado e fixado sobre a mesa de modo que a reta coincidissem com a indicação luminosa externa. Essa posição foi indicada como ponto zero no marcador de distância do TC. O comando de movimento automático da mesa foi acionado deslocando a mesma para posição do exame. A diferença das distâncias entre a reta traçada sobre o envelope e a indicação luminosa interna foi registrada. Para marcar a posição da reta no filme foram feitas perfurações ao longo da reta traçada no envólucro. Ajustou-se o indicador luminoso interno com a reta e uma exposição com uma espessura de corte de 3 mm foi realizada, a diferença entre o indicador luminoso interno e o feixe de radiação foi registrado.



**Figura 2. Envelope posicionado no tomógrafo GE
Discovery PET/CT 690/ 2009Light Speed .**

O Sistema de Colimação (CTP404) - Para avaliar a precisão de alinhamento luminoso utilizando o simulador, procedimentos foram seguidos. Utilizando o nível de bolha o simulador foi posicionado sobre a mesa de exame do TC com o auxílio do parafuso de alinhamento, garantindo o nivelamento na direção longitudinal da mesa. O simulador foi projetado de forma que todas as seções subseqüente de testes são localizadas pela precisão do centro da primeira seção (CTP404). Este projeto elimina a necessidade de reajustes, uma vez à posição do primeiro módulo foi verificado. O simulador de teste, foi posicionado sobre a mesa de exames do tomógrafo, alinhou-se o Catphan com os indicadores luminosos sobre a primeira seção (CTP404), um protocolo de crânio utilizado na rotina do serviço foi selecionado com uma espessura de corte de 3 mm. O sistema de localização utilizado para o posicionamento do paciente nos tomógrafos é constituído por um conjunto de lasers e estes devem coincidir com a espessura irradiada de corte no isocentro do *gantry*. Desta forma, o sistema de localização foi avaliado quanto a sua exatidão com o corte irradiado. Também foi analisada a coincidência entre o deslocamento da mesa e o valor selecionado no painel de comando. Na interpretação do resultado foi verificado se a distância entre a reta de referência e a reta marcada pelo indicador luminoso é $\leq 2,0$ mm, e se a distância entre os orifícios do filme e a linha de densidade (feixe de radiação) é também ≤ 2 mm.

Alinhamento da mesa em relação ao gantry (CTP404) - O alinhamento da mesa em relação ao *gantry* permite verificar se o eixo longitudinal da mesa coincide com o plano vertical que passa pelo isocentro e com o indicador luminoso lateral. Uma tira de fita crepe foi fixada sobre a mesa demarcando a linha média longitudinal. Sobre a fita foi traçada uma reta coincidente com a linha longitudinal da mesa. Uma segunda fita foi fixada horizontalmente no centro da abertura do *gantry* e nela marcada a posição central da abertura do mesmo e a posição do indicador luminoso lateral. A mesa foi elevada até o nível da fita e deslocada para dentro do *gantry*. As distâncias entre as marcações das fitas foram registradas. Para a interpretação do resultado foi verificado se a distância máxima entre a indicação do centro do *gantry* e do indicador luminoso lateral em relação à linha média da mesa é ≤ 5 mm.

Deslocamento longitudinal da mesa (CTP404) – neste teste avaliou-se a precisão do posicionamento da mesa do TC quando se efetua um deslocamento longitudinal a partir de uma determinada posição de referência e posteriormente à direção oposta. Para avaliar a exatidão do posicionamento da mesa do TC, uma fita métrica foi fixada na superfície movel da mesa de exames e um ponto marcado na superfície fixa da mesa para funcionar como um indicador de distância. A fita metrica foi alinhada ao ponto na posição de 50 cm e essa posição indicada como zero no *gantry*. Sobre a mesa foi colocado um peso equivalente ao paciente aproximadamente de 70 kg e, a mesa foi deslocada 30 cm em direção ao *gantry*. O valor indicado na fita, indicado pelo ponto, foi registrado. A mesa foi posicionada novamente

na posição do zero anterior, o mesmo procedimento foi efetuado na direção oposta e o valor indicado pelo ponto foi novamente registrado. Para a interpretação do resultado foi verificado se para cada uma das direções, a diferença entre as distâncias percorridas e as indicadas no *gantry* encontram-se dentro de ± 2 mm.

Espessura de corte (CTP404) – A espessura nominal do corte é selecionada de acordo com o tamanho da estrutura que se deseja estudar. Quanto mais larga a espessura do corte, menor será o ruído e melhor a resolução de baixo contraste, entretanto a imagem estará sujeita a presença de artefatos. Este teste avalia a espessura de corte através da medição da largura da imagem projetada de um ou mais fios metálicos das “rampas” no plano de corte do simulador. A largura é determinada como sendo a largura a meia altura do perfil da espessura de corte (FWHM). A Tabela 2 apresenta a interpretação dos resultados referente as medidas registradas. O simulador foi posicionado sobre a mesa de exame e duas imagens foram adquiridas conforme apresentado na Tabela 1. O FWHM foi calculado e multiplicado por 0,42 para indicar a espessura de corte medida.

Simetria do *display* (CTP404) – A precisão das medidas de distancia feitas em aquisições de imagens axiais são avaliadas através do simulador que contém marcadores de elevado contraste separados por distancias de direções conhecidas em x e y (lateral PA e AP). Conforme mencionado anteriormente os quatro fios em rampa estão inserido em uma angulação de 23° com diametro de 3 mm, orientada ao longo do eixo z, separados por 50 mm. As distâncias entre os pares de hastes na imagem devem ser igual a 50 milímetros. A Figura 7 apresenta a imagem das distancias x e y. A construção modular do simulador nos permitiu analisar a linearidade espacial (teste não referido na Resolução NE 1016).

Ruído, exatidão e uniformidade do número de CT (CTP 486) – A avaliação do ruído, exatidão e uniformidade do número de TC é feita através da determinação do desvio padrão e do número médio TC em diferentes regiões de interesse da imagem (ROI). **Determinação do ruído** - O ruído da imagem é expresso em termos do desvio padrão em unidades Hounsfield (HU). O ruído foi avaliado usando o módulo de uniformidade, que possui um material uniforme projetado para ser de 2% (20 HU) da densidade da água (os valores obtidos devem estar entre 5 a 18 HU). O desvio padrão da média foi calculado através do desvio padrão das medidas de quatro “rampas” adjacentes, cada uma delas contidas no módulo de uniformidade. O simulador foi posicionado no isocentro do *gantry*. A Tabela 2 apresenta os parâmetros das duas aquisições efetuadas, uma de crânio e a outra do abdome. A ROI localizada no centro da imagem do simulador foi selecionada e determinou-se o número médio da TC e o desvio padrão. Foram determinados também os números médios TC das ROIs localizadas em quatro posições horárias (3, 6, 9, 12), com seus respectivos desvios padrão. O limite de cada ROI em relação à extremidade do simulador foi observado considerando a distância recomendada de até 1 cm.

Tabela 2. Parâmetros de aquisição utilizados para os testes de ruído, exatidão e uniformidade do numero de TC

Exposição	Tensão (kVp)	Tempo (s)	Corrente (mA)	Espessura do corte (mm)	Modo aquisição
Crânio	140	1	170	5	axial
Abdome	120	0,5	125	5	helicoidal

Resolução espacial de alto contraste (CTP 528) – A resolução espacial é a capacidade de demonstrar detalhes finos de alto contraste, acima de 10% [8]. Uma aquisição da seção central CTP 528 foi realizada e selecionando o valor de janela e de nível adequados para essa prática. Identificou-se o menor grupo resolvido e a resolução espacial foi registrada.

Resolução espacial de baixo contraste (CTP 515) – Para análise do teste da resolução espacial de baixo contraste a seção central CTP515 foi adquirida. Os grupos de círculos apresentados nas imagens internas e externas possuem contrastes e diâmetros diferentes. Identificou-se as imagens do menor círculo para cada grupo.

Linearidade do número de CT / Sensitometria (CTP404) – A linearidade do número de CT foi avaliada utilizando as inserções dos diferentes materiais ou coeficientes de atenuação de densidade eletrônica conhecidos. O simulador é constituído com 7 inserções de densidades eletrônicas diferentes: Teflon, Delrin, Acrílico, Polistireno, água, LDPE e PMP. Para verificar a linearidade do número de CT, foi medido o número de CT médio através da seleção das ROIs de cada inserção. O coeficiente linear foi calculado e plotado para futuras comparações do teste.

3 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

Sistema de Colimação – Verificação do posicionamento do simulador e alinhamento dos lasers do sistema de localização da TC com o plano de corte.

O teste do sistema de colimação foi realizado por dois métodos, o primeiro utilizando filme radiográfico e o segundo com o simulador Catphan 600. Este teste avalia a coincidência do indicador luminoso interno com o feixe de radiação.

Filme radiográfico A Figura 3 apresenta uma imagem referente ao teste do sistema de colimação utilizando o filme radiográfico. A distância máxima entre a reta de referência e a reta marcada no indicador luminoso interno apresentou um valor menor do que 2 mm, e a distância máxima entre a imagem do feixe de radiação e o centro da imagem produzida pelos orifícios registrou-se também um valor menor que 2 mm, portanto o resultado do teste é está de acordo com os valores indicados.

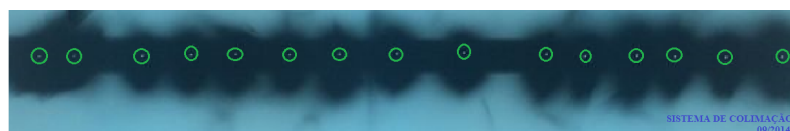


Figura 3. Filme radiográfico revelado após aquisições no TC

Simulador Catphan 600 - A Figura 4 apresenta uma imagem referente ao teste do sistema de colimação realizado com o simulador (imagem analisada com o software RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16). Os valores registrados mostram que o desvio do centro do simulador em relação ao isocentro do TC encontra-se dentro da tolerância para as três direções (z, x e y). A razão das frações superiores e inferiores determinam o fator de deslocamento que foi de 11,1% no eixo x e 11,3% no eixo y. Multiplicando os valores encontrados de (0,3 mm) por

0,42, o resultado encontrado foi de um desalinhamento de 0,126 mm. Este valor está de acordo com os valores estabelecido pela Resolução 1016 (2005).

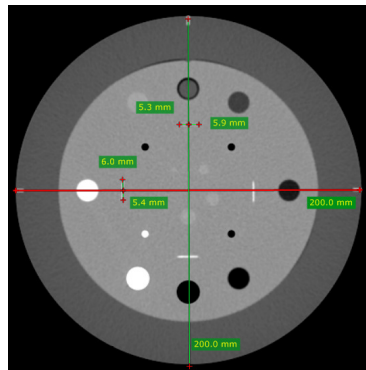


Figura 4. Imagem da seção central do simulador.

Alinhamento da mesa em relação ao gantry - A distância máxima entre a indicação do centro do gantry e do indicador luminoso lateral em relação à linha média da mesa foi igual a 0,2 mm.

Deslocamento longitudinal da mesa - A maior diferença registrada na indicação de distância *do gantry* e o real deslocamento da mesa foi de 0,1 mm. Os resultados mostram que a mesa do paciente se desloca para a posição pretendida seja qual for a direção efetuada. A distancia nominal é igual a 300 mm, a maior distancia medida foi de $300 \pm 0,1$ mm.

Espessura de corte - Para as espessuras nominais de 5 mm e 10 mm as espessuras registradas foram respectivamente de 5,04 mm e 10,3 mm.

Simetria do Display - A precisão do movimento longitudinal da mesa foi avaliada através da medição da distancia percorrida para o movimento do suporte do paciente numa dada direção para um distancia predefinida (Fig.5). Para cada um dos sentidos percorridos pela mesa, a diferença entre o deslocamento da mesa e o deslocamento indicado no *gantry* obteve-se um intervalo de $\pm 0,5$ mm. A razão entre as medidas e igual a 1,0 demonstrando que a simetria circular foi mantida.

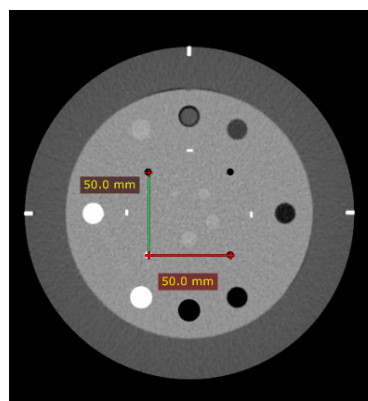


Figura 5: Medidas realizadas para o teste de simetria do *display*.

Linearidade do número de TC / Sensitometria – Analisando a imagem obtida foi possível visualizar 8 alvos periféricos. A linearidade foi medida através do número TC médio da seleção das ROIs de interesse e, os resultados obtidos apresentados na Tabela 3. Um gráfico foi plotado e verificou-se a linearidade desses valores através da inclinação da reta. O coeficiente linear encontrado foi de 0,9982 que deverá ser analisados com testes futuramente realizados.

Tabela 3. Medidas do número de CT

Material	CT	Medida do número de CT
Ar	-1000	-1007,14 ± 8,37
PMP	-200	-191,69 ± 6,36
LDPE	-100	-101,43 ± 8,82
Polistireno	-35	-39,58 ± 7,25
Água	0	1,59 ± 6,98
Acrílico	120	121,30 ± 7,35
Delrin	340	360,19 ± 9,00
Teflon	990	990,38 ± 9,39

Ruído, exatidão e uniformidade de número de CT (CTP486) - Ruído: variação em relação a linha de base deve estar dentro de ± 10% ou 0,2 HU, do que for maior. O ruído foi analisado nas 10 medidas realizadas, como mostrado na Figura 6.

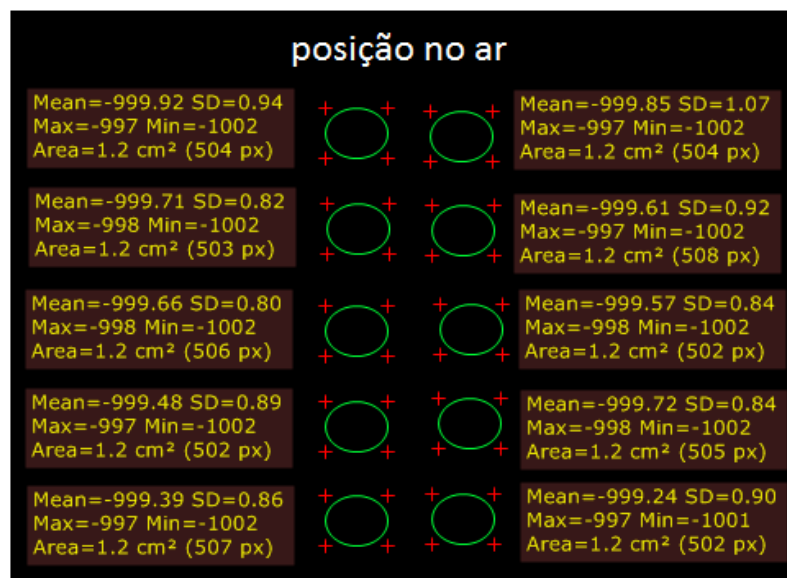


Figura 6. Imagens do teste do ruído da imagem.

Utilizando os valores de ruído de cada ROI, pode-se calcular o ruído médio das ROIs, o valor encontrado foi de 8,88%. De acordo com a Resolução 1016, a variação dentro de 10%.

Exatidão do número de TC: a diferença entre o valor médio do número de TC na ROI central e o valor nominal deve encontrar-se de ± 20 HU. **Uniformidade do número de TC:** o desvio em relação ao valor de referência deve estar dentro de ± 2 HU. A Tabela 4 e 5 apresenta as medidas de HU para água no simulador teste com protocolo de crânio e abdome.

Tabela 4. Medidas de HU para água simulador Catphan 600 – Protocolo de crânio

Posição	HU	Desvio Padrão	Uniformidade do n ^o de TC	Exatidão
3	11,99	4,24	2,10	Água
6	13,07	4,22	1,02	14,09
9	11,48	3,75	2,61	Ar
12	11,98	3,94	2,11	- 1000,14
Central	14,09	4,14		
Ar	-999,66	0,80		

Tabela 5. Medidas de HU para água simulador Catphan 600 – Protocolo de Abdome

Posição	HU	Desvio Padrão	Uniformidade do n ^o de TC	Exatidão
3	13,59	7,41	0,65	Água
6	14,65	6,86	- 0,41	14,24
9	13,81	7,08	0,43	Ar
12	13,95	7,38	0,29	- 999,36
Central	14,24	6,81		
Ar	-999,36	1,19		

Resolução espacial de alto contraste – A resolução espacial foi avaliada através da visualização do menor grupo de linhas.



Figura 7. Imagens do teste resolução espacial de alto contraste.

A Figura 7. apresenta a imagem adquirida da seção central do módulo de teste da resolução espacial de alto contraste, conforme documento [11], após avaliação do menor grupo resolvido o resultado é de 0,45 pl/mm com espaço entre as linhas de 1,1 mm.

Resolução espacial de baixo contraste (CTP 515) – Os grupos de círculos apresentados na imagens internas e externas possuem contrastes e diâmetros diferentes. Identificou-se as imagens do menor círculo em cada grupo. Supra-slice contraste de 1,0%, 0,5% e 0,3 % os menores diâmetros visualizados foram 9, 8 e 5 respectivamente. Para os testes de baixo contraste sub-slice com disco de comprimento de 7mm , 5mm, 3mm, os diâmetros visualizados foram 5,0 mm, 3,0 mm e 3,0 mm respectivamente.

4 - CONCLUSÕES

Os resultados apresentados mostram que o equipamento analisado esta em conformidade com os valores estabelecidos pela legislação brasileira. Diferentes práticas de imagens médicas têm diferentes requisitos em termos de qualidade de imagem aceitável. O presente estudo veio contribuir com a verificação das condições do equipamento testado, e ainda estabelecer critérios para implantação de um programa de controle de qualidade em TC da instituição onde se realizaram os testes.

Agradecimentos:

Os autores agradecem a FAPEMIG e ao projeto INCT - Metrologia das Radiações em Medicina, pelo suporte financeiro e a colaboração dos pesquisadores do Serviço do Centro de Imagem Molecular (CIMol) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

REFERÊNCIAS

01. D. R. Dance et al, *Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students*- International Atomic Energy Agency, p., STI/PUB/1564 - ISBN 978-92-131010-1Vienna (2014).
02. MOURÃO, A. P. *Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações*. São Caetano do Sul: Difusão, 2007, 296p
03. SANDBORG, Michael. *Computed Tomography: physical principles and biohazards*. Report 81; sept. 1995. 17p.
04. RODE ISLAND HOSPITAL. *CT Scan Technical Protocols*. Disponível em: <www.lifespan.org>. Acesso em: 19 dez. 2006.
05. BRASIL. AGENCIA NACIONAL DE VIGILANCIA SANITARIA. *Resolução RE n.1016 aprova o guia "Radiodiagnóstico médico – segurança e desempenho de equipamentos."* Diário Oficial da União. Brasília, (2006).
06. ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice*. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, UK. 14p. (2002).
07. ICRP. *Managing patient dose in computed tomography*. ICRP Publication 87. Annals of the ICRP 30 (4), Oxford: Pergamon Press, UK. (2000).
08. EUROPEAN COMMISSION. *European guidelines on quality criteria for computed tomography*. Report EUR 16262 EN. Bruxelas, (1999).
09. BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. Dispõe sobre as *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília: Diário Oficial da União; (1998).
10. GE Healthcare, GE Medical Systems, *Discovery™ PET/CT 690 Pre-Installation Manual*, DOC 0386401 Rev.7 Ver. (2009).
11. THE PHANTOM LABORATORY. *Catphan 500 and 600 manual* (2006).
12. RadiAnt DICOM Viewer 1.9.16. Copyright 2009-2014 Medixant. Disponível em: <https://store.radiantviewer.com>, (2014)

13. Claire McCann, Hamideh Alasti; *Comparative evaluation of image quality from 3 computed tomography (CT) simulation scanners*. Med Phys. DOI:<http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v5i4.1978>, (2004).
14. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA- HUMAN HEALTH SERIES 19, IAEA, Vienna (2012).