



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU
Curso de Graduação em Física Médica



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

PATRÍCIA LUÍSA BÉRGAMO

MODELO DE IMPLEMENTAÇÃO DOS TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE SEMANAL DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE BOTUCATU (HCFMB-UNESP)

Botucatu

2016

PATRÍCIA LUÍSA BÉRGAMO

**MODELO DE IMPLEMENTAÇÃO DOS TESTES DE
CONTROLE DE QUALIDADE SEMANAL DE
TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO HOSPITAL
DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DE
BOTUCATU (HCFMB-UNESP)**

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista *Júlio de Mesquita Filho*, para a obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Sonia Marta Moriguchi

Co-orientador: Eduardo Tinóis

Botucatu

2016

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer a meus pais, Antonio e Angela por todo apoio moral e financeiro e por sempre acreditarem na minha capacidade. A ajuda deles foi fundamental para a realização deste sonho. Sou eternamente grata por tudo que eles fizeram e fazem por mim.

A meu irmão Vitor, que é uma pessoa muito maravilhosa e gentil. Sempre acreditou em mim e deu todo apoio, sempre me motivando e dizendo palavras de conforto em momentos turbulentos durante essa graduação.

Ao meu grande amigo Danilo, pelos 14 anos de parceria nas salas de aulas e na vida. Se não fosse por ele me ajudando nesse curso, com certeza já teria abandonado essa graduação.

À república Bagaçu de Kana, que é minha segunda família. Danilo, Rafael, Guilherme, Diego, Luiz, Fábio, Alma, Euler e Vitor, obrigada por todas as conversas, risadas, companhia nas festas, noites de cantoria e por todos os filmes assistidos. Os melhores quatro anos da minha vida foram aqui em Botucatu com vocês.

A todos os amigos de faculdade, em especial à Thamara, Leonardo, João Vitor, Matheus, Romário e às meninas da república Mama na Kama. Esses quatro anos de faculdade foi divertido por causa de vocês.

À Dr^a Sonia e ao Eduardo, que gentilmente aceitaram me orientar e contribuíram muito para o meu conhecimento.

À amiga Fernanda, por todo o auxílio na realização dos testes de controle de qualidade na tomografia computadorizada.

Aos professores do curso de Física Médica que ajudaram a me guiar nesta área e foram responsáveis por grande parte do conhecimento adquirido.

Ao setor de tomografia computadorizada do HCFMB por toda colaboração nesse estudo e apoio na implementação do controle de qualidade semanal e na elaboração dos protocolos.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	7
1.1. Histórico.....	7
1.2. Princípios físicos.....	7
1.2.1. Tubo de raios X	8
1.2.2. Detectores.....	8
1.2.3. Reconstrução de imagem.....	9
1.3. Controle de qualidade da imagem.....	11
1.4. Objetivos	12
2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	13
2.1. Materiais	13
2.2. Métodos.....	13
2.2.1. Calibração.....	14
2.2.2. Exatidão do número de CT	14
2.2.3. Uniformidade do número de CT.....	15
3. RESULTADOS E DISCUSSÃO	16
4. CONCLUSÃO.....	21
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	22
APÊNDICE A	24
APÊNDICE B.....	28

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ilustração de um tubo de raios X.	8
Figura 2: Ilustração do sistema de detecção a gás.	9
Figura 3: Testes de controle de qualidade semanal do equipamento Toshiba – Exatidão e Uniformidade do número CT	18
Figura 4: Testes de controle de qualidade semanal do equipamento GE – Exatidão e Uniformidade do número CT	19
Figura 5: Posicionamento do simulador de acrílico no centro de rotação do gantry.....	20
Figura 6: Inserção das 5 ROI's para análise de exatidão e uniformidade do número CT.....	21

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Testes de controle de qualidade da tomografia computadorizada definidos pela Portaria MS453/1998 e pela RE 1016/2005	12
Tabela 2: Modelo de registro de dados para controle de qualidade semanal da TC.	17

RESUMO

Há cerca de 40 anos surgiu a TC, uma das modalidades de diagnóstico por imagem mais importante atualmente. Basicamente, a tomografia é constituída de um tubo de raios X que gira em torno do objeto, o colimador que define a espessura do corte, um conjunto de detectores de radiação oposto ao tubo de raios X para a detecção dos fótons que atravessam o objeto e algoritmos de reconstrução que convertem os sinais medidos pelos detectores de radiação, reconstruindo a imagem do objeto em uma tela de computador.

Parâmetros como o ruído, resolução de contraste e resolução espacial podem afetar a qualidade da imagem, por isso é necessário à realização de testes de controle de qualidade (CQ) no equipamento para que a qualidade da imagem não seja comprometida. A portaria MS453/1998 do Ministério da Saúde, juntamente com a RE 1016/2005 da ANVISA regulamentou um programa de garantia de qualidade da imagem para verificação desses parâmetros, por meio de exigências de testes de CQ bianuais, anuais, semestrais e semanais.

Esse estudo teve como objetivo a implementação de testes de controle de qualidade semanal da TC, exigidos pela portaria MS453; elaboração de um modelo de registro de dados dos controles de qualidade semanais da TC e elaboração de procedimentos operacionais padrão (POP's) para a execução do CQ semanal, e análise dos resultados obtidos durante o período de implementação do CQ semanal no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP). Para o estudo presente, foram utilizados os equipamentos de TC do HCFMB-UNESP.

Palavras chave: Tomografia Computadorizada, Controle de Qualidade.

ABSTRACT

About 40 years ago came to the CT scan, one of the modalities of diagnostic important image currently. Basically, the CT is composed of an X-ray tube that rotates around the object, the collimator that defines the slice, a set of opposed radiation detectors to X-ray tube for detecting photons that pass through the object and reconstruction algorithms that convert the signals measured by the radiation detectors, reconstructing the image of the object on a computer screen.

Parameters such as noise, contrast and spatial resolution of resolution can affect the image quality, so it is necessary to carry out quality control (QC) tests on the equipment so that the image quality is not compromised. The MS453 / 1998 order of the Ministério da Saúde, together with the RE 1016/2005 ANVISA regulates an image of the quality assurance program to check these parameters through QC testing requirements biannual, annual and weekly.

This study aimed at the implementation of weekly quality control testing of TC, required by Ordinance 453; development of a data log model of the weekly quality control of TC and preparation of standard operating procedures (SOPs) for the implementation of weekly QC, and analysis of the results obtained during the implementation of weekly CQ period at the Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP). For this study, the CT equipment of HCFMB-UNESP were used.

Key words: Computed Tomography, Quality Control.

1. INTRODUÇÃO

1.1. Histórico

A tomografia computadorizada (TC) foi a primeira modalidade de diagnóstico por imagem que permitiu visualizar a anatomia interna do corpo em vários cortes, com qualidade [1].

O matemático austríaco Johann Karl August Radon, em 1917, formulou que um objeto poderia ser reconstruído a partir de um conjunto de projeções. Em 1963, o físico e matemático Allan McLeod Cormack, desenvolveu um algoritmo para reconstrução de imagem de projeções radiográficas a partir da formulação de Radon no Hospital Groote Schuur, África do Sul. Nesse algoritmo de Cormack, era possível calcular a distribuição de absorção da radiação do corpo humano, permitindo reconhecer pequenas diferenças entre tecidos com densidades semelhantes [2, 3, 4, 5].

Em 1972, o engenheiro Godfrey Hounsfield da EMI (*Electrical and Musical Industries*) desenvolveu a primeira TC para cabeça, chamada de Tomografia Axial Transversal Computadorizada (*Computerized Transverse Axial Tomography*). Essa TC realizava uma varredura do crânio com um feixe de raios X e depois era aplicado o algoritmo de reconstrução criado por Cormack, produzindo imagens com 80x80 pixels de resolução. Em 1979, Allan Cormack e Hounsfield ganharam o Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina pela criação da TC [1,6].

No Brasil, a primeira TC foi instalada em 1977, no Hospital da Real e Benemerita Sociedade Portuguesa de Beneficência na cidade de São Paulo. No mesmo ano, a cidade do Rio de Janeiro recebeu seu primeiro equipamento de TC, instalado na Santa Casa da Misericórdia [7].

Com o primeiro tomógrafo criado, várias melhorias foram sendo feitas no equipamento, resultando em aparelhos de segunda, terceira e quarta gerações, modelos helicoidais até modelos *multislice*. Esses aparelhos se tornaram cada vez mais rápidos na aquisição e reconstrução das imagens, diminuindo o tempo dos exames e resultando em imagens mais detalhadas [7].

1.2. Princípios físicos

A TC é composta basicamente por: um tubo de raios X que gira ao redor do paciente, o colimador, constituído de chumbo, que determina a largura do feixe, definindo assim, a espessura do corte, um conjunto de detectores oposto ao tubo responsável por captar os fótons

que atravessam o paciente e um algoritmo de reconstrução responsável por converter os sinais medidos pelos detectores de radiação, reconstruindo a imagem do paciente em uma tela de computador [8].

1.2.1. Tubo de raios X

A produção de raios X se dá no tubo de raios X, mantido a vácuo. Dentro do tubo está inserido o filamento catódico, sendo esse o emissor de elétrons e o alvo anódico, onde os elétrons são freados, gerando fótons de raios X. É aplicada uma alta diferença de potencial (kV) entre o filamento, geralmente de tungstênio, e o disco anódico de alto número atômico, formado por tungstênio ou molibdênio, para que os elétrons emitidos adquiram alta velocidade e energia cinética elevada (em keV). Com isso é gerada uma corrente elétrica (mA) direcionada ao alvo e, quando essa corrente colide com a superfície do alvo, os elétrons são freados, gerando a radiação X característica e *Bremsstrahlung*.

A Figura 1 apresenta os componentes principais de um tubo de raios X e a esquematização de como ocorre a produção desses raios [9,10].

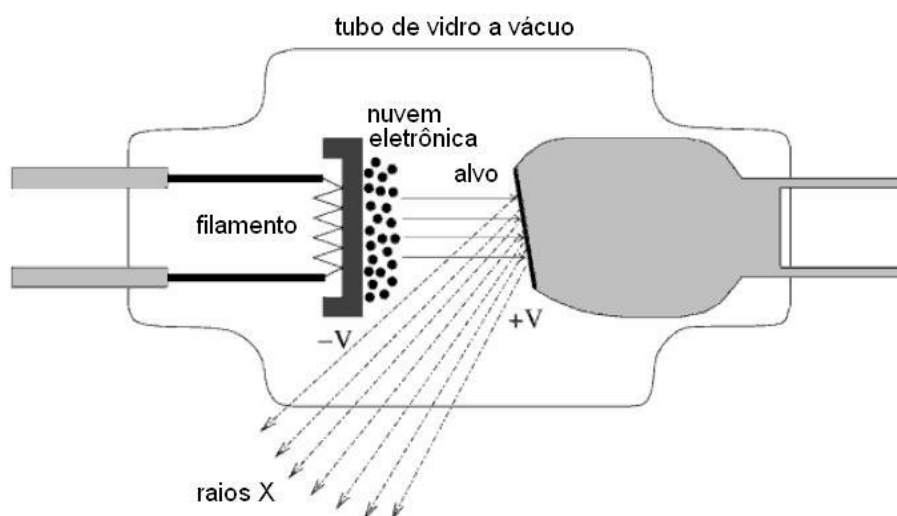


Figura 1: Ilustração de um tubo de raios X.

Fonte: Ahmed, 2007.

1.2.2. Detectores

Os detectores apresentam a capacidade de absorver os fótons de raios X, que atravessam o paciente, e convertê-los em sinais elétricos, por isso, devem ser constituídos de materiais sensíveis à radiação.

As primeiras gerações de tomógrafos utilizavam detectores a gás, sendo o xenônio o mais usado. Os fótons de raios X quando em contato com o xenônio, ionizavam esse gás,

produzindo pares de íons e, conseqüentemente, gerava uma corrente elétrica. A Figura 2 apresenta o sistema de detecção a gás [1,9].

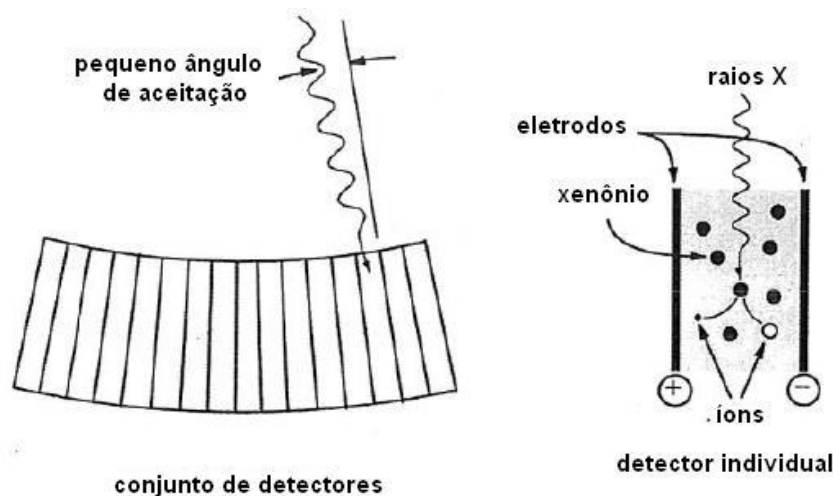


Figura 2: Ilustração do sistema de detecção a gás.

Fonte: Bushberg, 2002.

Como a eficiência dos detectores depende da densidade, do tamanho e da forma do material utilizado, os detectores a gás foram substituídos por detectores de estado sólido, ligas cerâmicas à base de enxofre (S), oxigênio (O), gadolínio (Gd) e ítrio (Y) (Gd_2O_2S , Y_2O_3 e Gd_2O_3), dopados com praseodímio (Pr), európio (Eu) ou cério (Ce). A energia da radiação incidente quando detectada pelos cristais é transformada em luz e, acoplada a fotodiodos, que têm a função de converter o sinal luminoso em sinal elétrico. O sinal elétrico resultante das fotomultiplicadoras é enviado aos circuitos eletrônicos para o processamento de dados e, posteriormente, ser realizado a reconstrução da imagem.

1.2.3. Reconstrução de imagem

A imagem tomográfica representa a atenuação da radiação sofrida depois que atravessa um objeto e essa capacidade de atenuação do feixe é caracterizada pelo tipo de tecido do meio. As projeções são um conjunto de aquisições adquiridas em todas as variações angulares em torno do paciente e através de algoritmos matemáticos para análise dessas projeções são representados mapas do valor de atenuação linear relativa dos tecidos para reconstrução da imagem.

A equação de Lambert-Beer descreve a intensidade de fótons emitidos pelo tubo e que chegam aos detectores. Essa equação relaciona a intensidade de radiação emitida pelo tubo, com a intensidade de radiação transmitida em função da espessura do tecido irradiado e em função do coeficiente de atenuação linear, que indica quanto do feixe foi atenuado ao

atravessar um cm do tecido (esse coeficiente é específico para cada tipo de energia de radiação e para cada tipo de tecido). A Equação 1 de Lambert-Beer é descrita da seguinte forma:

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

Onde:

I = intensidade de radiação transmitida;

I_0 = intensidade de radiação que sai do tubo;

x = espessura do tecido irradiado;

μ = coeficiente de atenuação linear [1,10].

O tamanho da imagem é determinado pelo tamanho do FOV escolhido, o FOV (do inglês *Field of View*) representa a seleção do campo de visão. Os valores de atenuação obtidos são transformados em uma matriz de *pixels* (do inglês *Picture element*), em que cada *pixel* está associado um coeficiente de atenuação linear do tecido. O *pixel* gera uma imagem bidimensional e quando é inserido em um elemento de volume, chamado *voxel*, é possível obter uma imagem tridimensional. A partir do coeficiente de atenuação associado a cada *pixel* é determinado um nível de brilho da imagem (escala de tons de cinza) [10, 11].

De cada projeção é obtido um coeficiente de atenuação do tecido e esse é comparado com o coeficiente linear da água. A partir desta comparação é adquirida uma escala de contraste que recebe o nome de unidades Hounsfield (HU). As unidades Hounsfield estão situadas entre -1000 e +1000, sendo: 0 HU a água, -1000 HU o ar e +1000 HU tecido ósseo. É possível calcular HU a partir da Equação 2:

$$HU = \frac{\mu_t - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}}} * K \quad (2)$$

Em que:

μ_t = coeficiente linear do tecido;

$\mu_{\text{água}}$ = coeficiente linear da água;

K = fator de contraste cujo valor é 1000 [1, 10].

Com os dados da matriz adquiridos, a aplicação de algoritmos é necessária para correção dos mesmos e transformação dos dados brutos em imagem numérica ou digital. Esses dados adquiridos durante a aquisição apresentam coordenadas espaciais para localização de cada tecido e durante o processo de reconstrução da imagem. Diferentes algoritmos de reconstrução podem ser usados, como por exemplo: algébricos, retroprojeção, analítico e iterativo.

As imagens tomográficas são visualizadas em seções de corte (em inglês, *slice*), contendo informações da atenuação da radiação em coordenadas espaciais de posição (x, y, z). Através dessas coordenadas espaciais é possível a visualização dos planos: axial, sagital e coronal [2, 8, 10, 11].

1.3. Controle de qualidade da imagem

A qualidade da imagem é influenciada por três fatores:

- resolução espacial, definido como a capacidade do equipamento em distinguir dois pontos distintos;
- resolução de contraste, que representa a capacidade do equipamento em diferenciar objetos com diferentes tamanhos, ou seja, é a diferença entre valores de HU em tecidos adjacentes;
- ruído, definido como variações aleatórias com relação a imagem real do objeto, apresentando um aspecto granulado na imagem digital, reduzindo a visualização de detalhes [10,11].

Tendo em vista esses parâmetros que afetam a qualidade da imagem, a Portaria MS453 do Ministério da Saúde, publicada em 1998, implementou um programa de garantia de qualidade da imagem para a verificação desses parâmetros. Os testes de controle de qualidade para a TC no Brasil estão descritos no guia Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos, aprovado no Art 1º da Resolução Anvisa /RE Nº 1016 de 2005.

Os controles de qualidade são fundamentais, pois é possível verificar o desempenho dos equipamentos, possíveis falhas técnicas e também evitar que esses equipamentos operem fora das condições exigidas a partir de testes de constância, manutenção das características técnicas e os requisitos de desempenho dos mesmos.

A Resolução 1016 e a Portaria MS453 apresentam os testes de controle de qualidade, divididos em: testes mecânicos, testes de qualidade da imagem e testes de dose, em

equipamento de TC. Na Tabela 1, são apresentados os testes de controle de qualidade e a frequência mínima para os mesmos [12,13].

Tabela 1: Testes de controle de qualidade da tomografia computadorizada definidos pela Portaria MS453/1998 e pela RE 1016/2005

Testes	Frequência Mínima
¹ Dose média em cortes múltiplos	Bianual
² Resolução de alto contraste	Anual
² Inclinação do <i>gantry</i>	Semestral
² Alinhamento da mesa em relação ao <i>gantry</i>	Semestral
² Deslocamento longitudinal da mesa	Semestral
² Ruído	Semestral
¹ Sistema de colimação	Semestral
² Espessura de corte	Semestral
¹ Calibração, exatidão e uniformidade de número CT	Semanal

¹ Portaria MS453/1998.

² RE 1016/2005.

Existem diferenças entre os parâmetros estabelecidos pela Portaria MS453/98 e a RE 1016/05, como a periodicidade dos testes, limites de tolerância e metodologias de cálculo. Como a RE 1016/05 é apenas um guia publicado pela ANVISA e não tem caráter regulatório, os parâmetros a serem preconizados devem estar em conformidade com a legislação vigente, sendo a Portaria MS453/98.

A ANVISA e a vigilância sanitária são os órgãos responsáveis pela fiscalização em todos os serviços hospitalares e clínicas para a averiguação do cumprimento da legislação, avaliando a conformidade dos parâmetros estabelecidos pela Portaria MS453/1998, podendo fechar o serviço hospitalar e clínico caso exista a não conformidade [1].

1.4. Objetivos

Havendo a necessidade do cumprimento da legislação vigente no Brasil, o Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP), que até então não realizava os testes de controle de qualidade semanais da TC preconizados pela Portaria

MS453/1998, solicitou a implementação desses testes. Tendo em vista essa necessidade, os objetivos desse trabalho foram:

1. Implementar os testes de controle de qualidade semanais nos aparelhos de TC do HCFMB-UNESP;
2. Elaborar os modelos de registros dos controles de qualidade semanais dos aparelhos de TC do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB-UNESP);
3. Elaborar os Procedimentos Operacionais Padrão (POP) de execução dos Controles de Qualidade;
4. Avaliar os resultados obtidos nos testes de controle de qualidade semanais durante o período do estudo.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Esse estudo foi realizado no Setor de Radiodiagnóstico do HCFMB-UNESP, no período de 21/09/2016 a 21/10/2016, utilizando dois tomógrafos.

2.1. Materiais

Todos os equipamentos utilizados para este trabalho pertencem ao HCFMB-UNESP. Neste trabalho foi utilizado:

- Tomógrafo Toshiba: *Gantry*: Modelo CGGT-022/ N° de série 1AA1283472; Gerador de raios x: Modelo CXXG-010A/ N° de série 2AA1286060; Scanner *Activion* 16: Modelo TSX-031A/ N° de série 1CC1283471;
- Acessório do tomógrafo Toshiba: cilindro de acrílico preenchido com água e suporte do mesmo: A1204016;
- Tomógrafo GE *Optima* CT660/ N° de série CT441404CN1;
- Acessório do tomógrafo GE: cilindro de acrílico preenchido com água e o suporte do mesmo: S/N1009391.

2.2. Métodos

Para esse estudo, foram realizados os testes de controle de qualidade de calibração, exatidão do número de CT e uniformidade de campo, considerados de alta frequência, pois têm que ser realizados semanalmente, conforme a Portaria MS453/1998 e o documento

técnico elaborado por corpo editorial constituído pela ANVISA, Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos.

Para a realização dos testes no tomógrafo Toshiba, o suporte e o cilindro de acrílico SNA1204016 do equipamento da Toshiba foram encaixados na mesa e, com o auxílio dos *lasers* de posicionamento eles foram posicionados no centro do *gantry*. Em seguida, foram adquiridos cortes com parâmetros típicos para crânio e para abdômen para posterior análise das imagens. Para a realização dos testes de controle de qualidade no equipamento da GE foram utilizados os acessórios: cilindro acrílico S/N1009391 e o suporte do mesmo. Estes foram encaixados na mesa e posicionados no centro do *gantry* com o auxílio dos *lasers* de posicionamento.

No console de operação foram adquiridas imagens com protocolo de rotina para crânio, sendo 120 kV e 250 mA no equipamento GE e 120 kV e 190 mAs para o equipamento Toshiba; e protocolo para abdômen, sendo 120 kV e 120 mA no tomógrafo GE e 120 kV e mAs modulado no tomógrafo Toshiba.

2.2.1. Calibração

O teste de calibração do CT é realizado conforme protocolo do fabricante, de frequência diária ou semanal, sem a utilização de simulador. Antes da jornada de trabalho, o teste de calibração é selecionado no equipamento, o qual, ao final emite um relatório se está conforme ou não, a partir da comparação com os limites de aceitação estabelecidos pelo fabricante. Neste teste de calibração, vários disparos de raios X são realizados, com diferentes mA e kV. O objetivo é que o equipamento ajuste seus sensores para que o número de CT (ou número de Hounsfield) para o ar assuma o valor correto, de -1000. Trata-se de um procedimento de calibração com imediato teste de aferição da mesma para verificação de sucesso.

2.2.2. Exatidão do número de CT

A exatidão tem por objetivo avaliar o valor de número CT de uma estrutura com densidade e coeficiente de atenuação conhecida, comparando o valor adquirido com seu valor teórico. Na análise da exatidão, é desenhada uma área de interesse (do inglês *Region of Interest* – ROI) circular de aproximadamente 500 mm² no centro da imagem.

A análise da exatidão do número de CT pode ser dada pela Equação 4:

$$\Delta CT = CT_{central} - CT_{nominal} \quad (3)$$

Na qual:

$CT_{central}$ = valor médio do número de CT na ROI do centro da imagem

$CT_{nominal}$ = 0 (zero) para a água.

O valor obtido da exatidão do número de CT pode variar em ± 5 HU.

2.2.3. Uniformidade do número de CT

A uniformidade do número de CT é avaliada em um objeto simulador homogêneo, sendo esse meio a água, com o objetivo de avaliar a uniformidade do número de CT em diferentes pontos. Uma ROI circular de aproximadamente 500 mm^2 no centro da imagem e mais quatro ROI's iguais à essa central, dispostas nas periferias (posições correspondentes a 0, 3, 6, 9 horas, a pelo menos 1,0 cm de distância da borda) são desenhadas para ser analisado o número de CT nos diferentes pontos estabelecidos. A uniformidade do número de CT pode ser expressa pela Equação 4:

$$U = CT_{periférico} - CT_{central} \quad (4)$$

No qual:

$CT_{central}$ = valor médio do número de CT na ROI do centro da imagem

$CT_{periférico}$ = valor médio do número de CT de cada uma das ROI's na periferia do dispositivo de testes.

A uniformidade para levantamento de informações da linha de base pode variar em ± 5 HU. Para testes de constância, a uniformidade pode variar em ± 2 HU em relação aos dados obtidos da linha de base.

Os dados obtidos nos testes de controle de qualidade semanal foram arquivados em uma tabela no programa Microsoft Excel 2010, sendo uma tabela para a TC GE e outra tabela para a TC Toshiba. As equações para cálculo de exatidão no número CT e uniformidade do número de CT foram inseridas na tabela para análise de cada teste. Essas tabelas serão utilizadas como modelo de registro dos dados obtidos dos testes de controle de qualidade.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

No modelo de registro de dados criado, a calibração foi classificada como OK ou NÃO OK. Para o controle de qualidade de exatidão, nas células para crânio e abdômen foi inserido o valor da média da ROI central; na célula abaixo resulta o valor da exatidão, obtido a partir da Equação 3 e na coluna “Aceite Exatidão” obtêm-se o resultado final, sendo classificado em “Aceitável” ou “Não Aceitável”. Para o controle de qualidade de uniformidade do número de CT, nas células para crânio e abdômen é inserido o valor da média da ROI de maior diferença com a ROI central; na célula abaixo resultou o valor da uniformidade, calculado a partir da Equação 4 e na coluna “Aceite Uniformidade” obtêm o resultado final, sendo classificado em “Aceitável” ou “Não Aceitável”. Nesse modelo foi necessário o registro da data da realização dos controles de qualidade, bem como o responsável pela execução do mesmo.

A Tabela 2 apresenta o modelo de registro de dados para os controles de qualidade semanal da TC.

Tabela 2: Modelo de registro de dados para controle de qualidade semanal da TC.

Hospital:

CNPJ:

Endereço:

Responsável Técnico:

Supervisor de Proteção Radiológica:

Cidade:

Equipamento: marca/nº de série

DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	
				Aceitável	Não Aceitável			Aceitável	Não Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
	Ñ OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	
				Aceitável	Não Aceitável			Aceitável	Não Aceitável	

Na Figura 3 são apresentados os resultados obtidos durante o período de implementação de cinco semanas dos controles de qualidade semanal realizados no equipamento Toshiba no HCFMB-UNESP:

Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB)										
CNPJ: 12.474.705/0001-20										
Endereço: Distrito de Rubião Júnior s/nº CEP: 18.618-970										
Titular: Emílio Carlos Curcelli										
Supervisor de Proteção Radiológica: Eduardo Tinois da Silva (FM: 0017)										
Cidade: Botucatu-SP										
Equipamento: Toshiba										
Gantry: Modelo CGGT-022/ N° de série 1AA1283472										
Gerador de raios x: Modelo CXXG-010A/ N° de série 2AA1286060										
Scanner activion 16: Modelo TSX-031A/ N° de série 1CC1283471										
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
21/09/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Eduardo Tinois
		3,1	-0,1			5,8	-9,2			Patricia Bérghamo
		3,1	-0,1	Aceitável	Aceitável	2,7	-9,1	Aceitável	Não Aceitável	Fernanda Moura
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
27/09/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patricia Bérghamo
		-0,4	0,3			-11,3	-9,2			Fernanda Moura
		-0,4	0,3	Aceitável	Aceitável	-10,9	-9,5	Não Aceitável	Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
05/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patricia Bérghamo
		-0,7	-4,7			-11,5	-10,3			Fernanda Moura
		-0,7	-4,7	Aceitável	Aceitável	-10,8	-5,6	Não Aceitável	Não Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
13/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patricia Bérghamo
		-0,6	1			-10,3	-7,8			
		-0,6	1	Aceitável	Aceitável	-9,7	-8,8	Não Aceitável	Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
19/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patricia Bérghamo
		-0,7	-4,5			-10,7	-10,5			Fernanda Moura
		-0,7	-4,5	Aceitável	Aceitável	-10	-6	Não Aceitável	Não Aceitável	

Figura 3: Testes de controle de qualidade semanal do equipamento Toshiba – Exatidão e Uniformidade do número CT

No primeiro dia de estudo, os testes foram realizados para serem obtidas as informações de linha de base, pois os testes seguintes foram analisados a partir dos resultados obtidos nesse dia.

Todas as calibrações realizadas durante o período de implementação tiveram análise satisfatória, não reportando nenhum relatório de erro.

O controle de qualidade da exatidão do número CT para protocolo de crânio e de abdômen se encontrou dentro dos limites de aceitação, sendo este limite ± 5 HU.

A uniformidade do número de CT para protocolo de crânio estava dentro dos limites de aceitação para as informações levantadas para de linha de base, mas os testes realizados posteriormente não se encontraram nos padrões estabelecidos. A uniformidade do número de CT para abdômen se encontrou fora dos padrões estabelecidos para linha de base, que deveria estar em ± 5 HU e o valor máximo adquirido foi -9,2 HU. Os controles seguintes também não se encontraram dentro dos limites de aceitação.

Na Figura 4 são apresentados os resultados obtidos durante o período de implementação de quatro semanas dos controles de qualidade semanal realizados no equipamento GE *Optima* CT660:

Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB)										
CNPJ: 12.474.705/0001-20										
Endereço: Distrito de Rubião Júnior s/nº CEP: 18.618-970										
Titular: Emílio Carlos Curcelli										
Supervisor de Proteção Radiológica: Eduardo Tinois da Silva (FM: 0017)										
Cidade: Botucatu-SP										
Equipamento: GE <i>Optima</i> CT 660/ N° de série CT441404CN1										
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
27/09/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patrícia Bérqamo
		1	0,74			-0,21	-1,75			Fernanda Moura
		1	0,74	Aceitável	Aceitável	-1,21	-2,49	Aceitável	Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
05/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patrícia Bérqamo
		-0,47	-0,36			-1,11	-1,01			Fernanda Moura
		-0,47	-0,36	Aceitável	Aceitável	-0,64	-0,65	Aceitável	Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
13/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patrícia Bérqamo
		2,9	-0,22			3,35	-1,13			
		2,9	-0,22	Aceitável	Aceitável	0,45	-0,91	Aceitável	Aceitável	
DATA	CALIBRAÇÃO	EXATIDÃO		ACEITE EXATIDÃO		UNIFORMIDADE		ACEITE UNIFORMIDADE		RESPONSÁVEL
19/10/2016	OK	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Crânio	Abdômen	Patrícia Bérqamo
		-0,41	0,53			-0,02	-1,21			Fernanda Moura
		-0,41	0,53	Aceitável	Aceitável	0,39	-1,74	Aceitável	Aceitável	

Figura 4: Testes de controle de qualidade semanal do equipamento GE – Exatidão e Uniformidade do número CT

Todos os testes de controle de qualidade de calibração estavam conformes os limites estabelecidos pelo fabricante.

Os controles de qualidade de exatidão do número CT para protocolo de crânio e de abdômen se encontraram dentro dos limites de aceitação (± 5 HU).

As uniformidades do número de CT para protocolo de crânio e para protocolo de abdômen estavam dentro dos limites de aceitação para as informações de linha de base, estando entre ± 5 HU. Os controles de qualidade realizados posteriormente também se encontraram dentro dos limites estabelecidos a partir da linha de base, sendo este limite ± 2 HU.

Durante o período de implementação do programa de controle de qualidade, os *softwares* da Toshiba e da GE não têm a opção de inserir a área desejada, acarretando em áreas de aproximadas de 500 mm². Nesse período foi observada a praticidade para realização dos testes, pois os suportes dos cilindros de acrílicos dos dois tomógrafos tinham encaixe na mesa e os acrílicos têm marcas para posicionamento, facilitando a centralização dos mesmos no *gantry*, resultando em uma velocidade rápida para realização dos testes.

O procedimento operacional padrão (POP) foi elaborado separadamente para cada marca de equipamento de TC, visto que o *software* de cada um é diferente. A elaboração dos POP para os dois equipamentos foi descrita passo a passo. Primeiramente, foi descrito o objetivo e corpo técnico de abrangência do POP e materiais utilizados para a execução do mesmo. Para o teste de calibração, foi detalhado cada ferramenta a ser selecionada e na ordem correta de execução. Os testes de exatidão e uniformidade do número CT, foram descritos conforme a RE 1016/2005 - Radiodiagnóstico Médico: Segurança e Desempenho de Equipamentos, em que o primeiro passo foi a montagem do suporte do cilindro de acrílico e o acrílico na mesa do tomógrafo e estes foram posicionados no centro de rotação do *gantry* com o auxílio dos *lasers* de posicionamento, como mostrado na Figura 5:



Figura 5: Posicionamento do simulador de acrílico no centro de rotação do gantry.

Em seguida, foi detalhado desde a inserção de um novo paciente com protocolo de crânio até o final da aquisição da imagem. Para a análise da imagem, foi inserido uma ROI de aproximadamente 500 mm^2 no centro da imagem e mais outras 4 iguais a ROI central, nas posições: 0, 3, 6, 9 horas, a 1 cm de distância da borda, como mostrado na Figura 6:

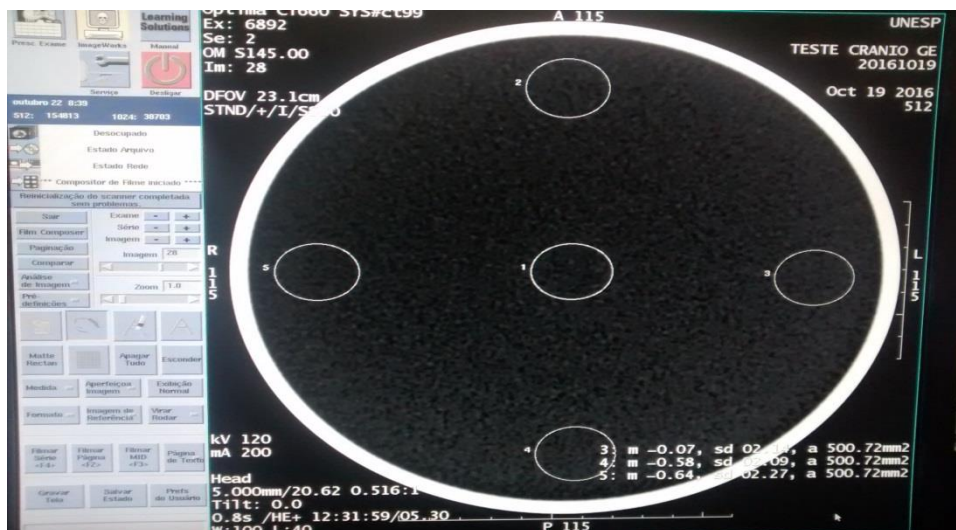


Figura 6: Inserção das 5 ROI's para análise de exatidão e uniformidade do número CT.

O próximo passo descrito no POP foi anotar os valores obtidos dos desenhos das ROI's para análise dos testes e depois disso salvar a imagem analisada para arquivamento da mesma. Por fim, o último passo foi repetir a aquisição de imagens para protocolo de abdômen de rotina.

O POP do equipamento Toshiba se encontra no apêndice A e o POP do equipamento GE no apêndice B.

4. CONCLUSÃO

O programa de controle de qualidade semanal dos equipamentos de TC do HCFMB-UNESP foi implantado com êxito.

O modelo de registros de dados para cada equipamento de TC foi aprovado pelo supervisor de proteção radiológica, podendo já ser utilizado para registro dos testes do programa de controle de qualidade semanal e para arquivamento de dados.

Os POP's foram elaborados para cada marca de equipamento de TC para facilitar durante a execução dos testes de controle de qualidade semanal, evitando possíveis dúvidas operacionais.

Com relação aos resultados obtidos durante o período de implementação do programa de qualidade, é possível concluir que no equipamento Toshiba é preciso ser realizada uma intervenção para melhorar a uniformidade do número de CT, pois em todos os testes de uniformidade do controle de qualidade realizados, tanto para protocolo de crânio quanto para protocolo de abdômen, não houve aceitação dos testes realizados. Os testes de controle de qualidade semanais realizados no TC GE se encontraram dentro dos limites estabelecidos, não havendo a necessidade de manutenção do equipamento.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. BUSHBERG, J.T; SEIBERT, J.A; LEIDHOLDT, E.M; BOONE, J.M. *The essencial physics of medical imaging*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams &Wilkins, 2002.
2. FRIEDLAND, G.W; THURBER, B.D. The birth of CT. *American Journal of Roentgenology*. 1996; 167(6): 1365-1370.
3. CORMACK, A. M. Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. *Physics in Medicine and Biology*. 1973; 18(2): 195-207.
4. CORMACK, A. M. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of Applied Physics*. 1963; 54(9): 2722-7.
5. CORMACK, A. M. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications II. *Journal of Applied Physics*. 1964; 35(10): 2908-1913.
6. HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography) - part 1 Description of the system. *The British Journal of Radiology*. 1973; 46(552):1016-22.
7. CARVALHO, A. C. P. História da Tomografia Computadorizada. *Revista da Imagem*. 2007; 29(2): 61-66.
8. CARLOS, M. T. Tomografia computadorizada: Formação da imagem e radioproteção. LNMRI, IRD/CNEN, 2002.
9. AHMED SN. *Physics and Engineering of Radiation Detection*. 1st ed. San Diego: Elsevier; 2007.
10. JASINOWODOLINSKI, D; DIMENSTEIN, R. *Bases físicas e tecnológicas PET e TC*. São Paulo: Senac São Paulo, 2012.
11. KALENDER, W. A. *Computed Tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 3rd ed. Erlangen: Publics Corporate Publishing; 2011.

12. BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Portaria nº 453. Dispõe sobre as diretrizes de proteção radiológica em radiagnóstico médico e odontológico. Brasília: Diário Oficial da União; 2 de junho de 1998.

13. BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Resolução 1016/05. *Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança*. Brasília: Anvisa, 2005.

14. NAVARRO, M. V. T. Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária. Salvador: EDUFBA, 2009.

APÊNDICE A

PROCEDIMENTO OPERACIONAL PADRÃO Nº XXX – CALIBRAÇÃO, EXATIDÃO DO NÚMERO CT E UNIFORMIDADE DO NÚMERO CT PARA EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DA TOSHIBA

1. OBJETIVO

Estabelecer procedimento para os testes de controle de qualidade semanais da tomografia computadorizada para equipamentos da TOSHIBA.

2. ABRANGÊNCIA

Corpo técnico (técnicos radiológicos, biomédicos e demais profissionais envolvidos) do HCFMB.

3. MATERIAL E DOCUMENTOS NECESSÁRIOS

Equipamento de tomografia computadorizada da marca TOSHIBA, acessórios pertencentes ao equipamento: *phantom* de acrílico A1204016, de aproximadamente 20 cm preenchido com água e suporte do mesmo.

4. PROCEDIMENTOS PARA CALIBRAÇÃO:

1. Na barra de ferramentas UTILITY, selecionar a opção MAINTENANCE UTILITY. Em seguida, selecionar a ferramenta CALIBRATION.
2. Para o teste de calibração, selecionar em TUBE VOLTAGE o valor de 120 kV e na opção TUBE VOLTAGE SELECT, selecionar 120.



3. Selecionar a opção ALL para selecionar todos os disparos necessários para o teste de calibração do equipamento e por fim, clicar em ACQUIRE para a execução do mesmo.

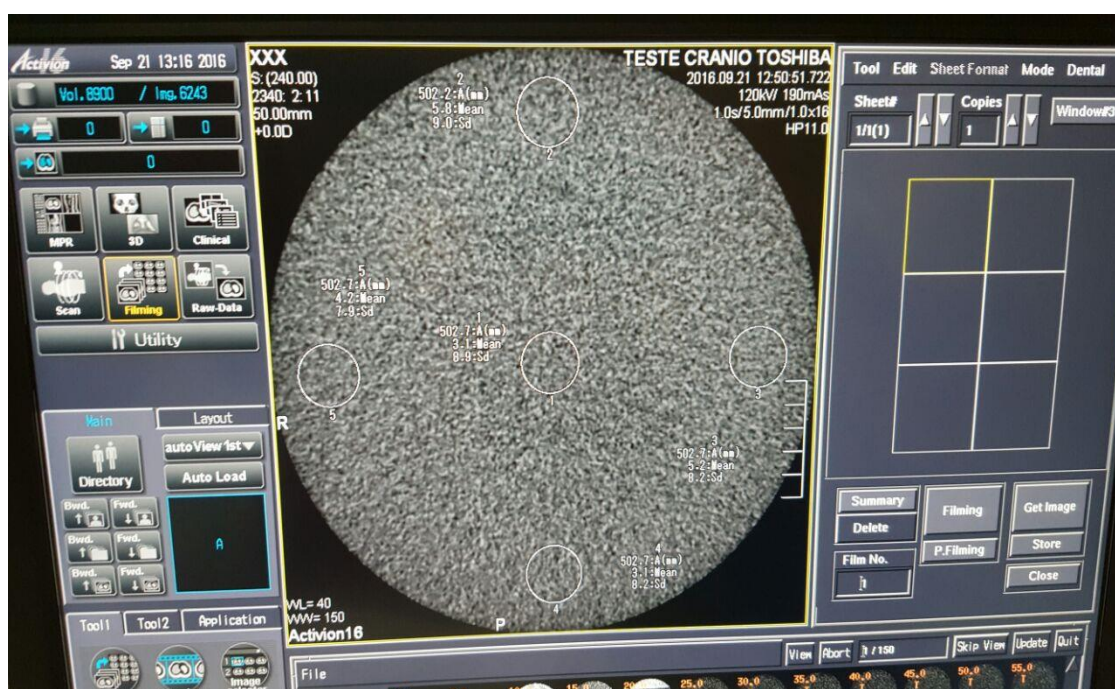


5. PROCEDIMENTOS PARA EXATIDÃO E UNIFORMIDADE DO NÚMERO CT:

1. Encaixar o suporte do *phantom* na mesa de paciente.
2. Colocar o *phantom* de acrílico no encaixe específico do suporte.
3. Com o auxílio dos *lasers* de posicionamento, posicionar o *phantom* no centro de rotação do *gantry* e zerar a posição.

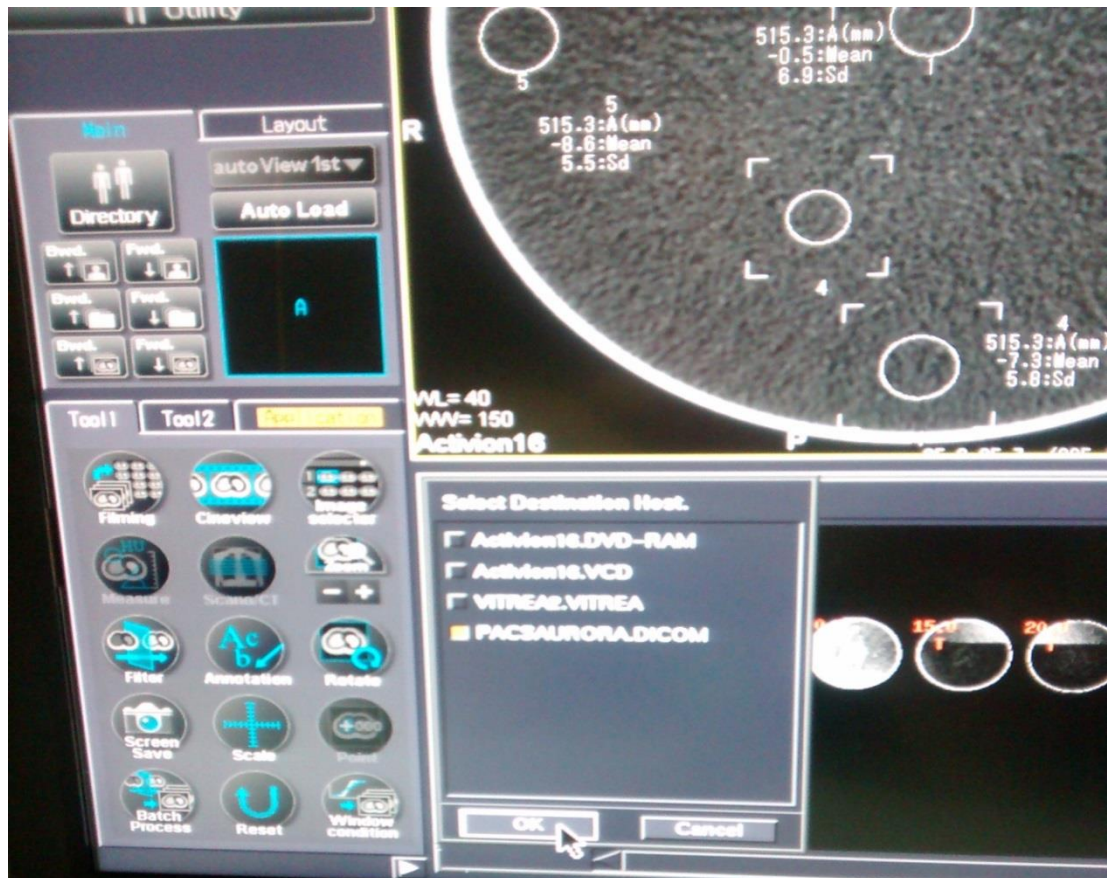


4. No console de operação, selecionar NEXT PACIENT com o nome TESTE CRÂNIO TOSHIBA e selecionar o protocolo de exame CRÂNIO HELICOIDAL ROTINA.
5. Em seguida é preciso realizar um *scout*. Depois de realizado o *scout*, é necessário definir a área do *phantom* para aquisição das imagens. Selecionar a opção CONFIRM para que seja feita a aquisição das imagens do *phantom*.
6. Selecionar a opção FILMING, que mostrará as imagens adquiridas. Em seguida, selecionar um corte do centro do *phantom* para análise.
7. Selecionar a opção TOOLS 1 e depois MEASURE. Na opção MEASURE, selecionar o desenho da região de interesse (ROI) circular.
8. Desenhar uma ROI de aproximadamente 500 mm² no centro da imagem. Esta mostrará informações necessárias para análise de Exatidão do Número CT.
9. Desenhar outras quatro ROI's iguais a ROI central, nas posições: 0, 3, 6, 9 horas, a um cm de distância da borda, fornecendo informações para a análise de Uniformidade do Número CT.



10. Anotar os valores da média e desvio padrão obtidos das cinco ROI's desenhadas porque as informações obtidas serão incluídas no modelo de registro de dados dos testes de controle de qualidade semanal da TC.
11. Selecionar o comando SCREEN SAVE – ACTIVE, para salvar a imagem analisada.

12. Na barra de imagens adquiridas, selecionar a imagem salva e enviar no compartilhamento de imagens do HC, através do comando FILE – TRANSFER – PACS.



13. Repetir do passo 4 ao 12, alterando o nome do paciente para TESTE ABDÔMEN TOSHIBA e alterar o protocolo de exame para ABDOME S/CONTRASTE E.V.

6. OBSERVAÇÕES

As ROI's devem ser rigorosamente desenhadas como descrito nos procedimentos.

APÊNDICE B

PROCEDIMENTO OPERACIONAL PADRÃO N° XXX – CALIBRAÇÃO, EXATIDÃO DO NÚMERO CT E UNIFORMIDADE DO NÚMERO CT PARA EQUIPAMENTOS DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DA *GENERAL ELECTRIC (GE)*

1. OBJETIVO

Estabelecer procedimento para os testes de controle de qualidade semanal da tomografia computadorizada para equipamentos da GE.

2. ABRANGÊNCIA

Corpo técnico (técnicos radiológicos, biomédicos e demais profissionais envolvidos) do HCFMB.

3. MATERIAL E DOCUMENTOS NECESSÁRIOS

Equipamento de tomografia computadorizada da marca GE, acessórios pertencentes ao equipamento: *phantom* de acrílico S/N1009391, de aproximadamente 20 cm preenchido com água e suporte do mesmo.

4. PROCEDIMENTOS PARA CALIBRAÇÃO:

1. Na barra de ferramentas, selecionar PREP DIÁRIA.
2. Selecionar a opção CALIBRAGEM RÁPIDA para que seja executado o teste de calibração já estabelecida pelo fabricante. O próprio equipamento realiza a calibração com seções variadas de mA e kV.



3. Ao final do teste deve ser reportado um relatório de conformidade ou não conformidade do teste e este é salvo automaticamente no sistema do equipamento.

5. PROCEDIMENTOS PARA EXATIDÃO E UNIFORMIDADE DO NÚMERO CT:

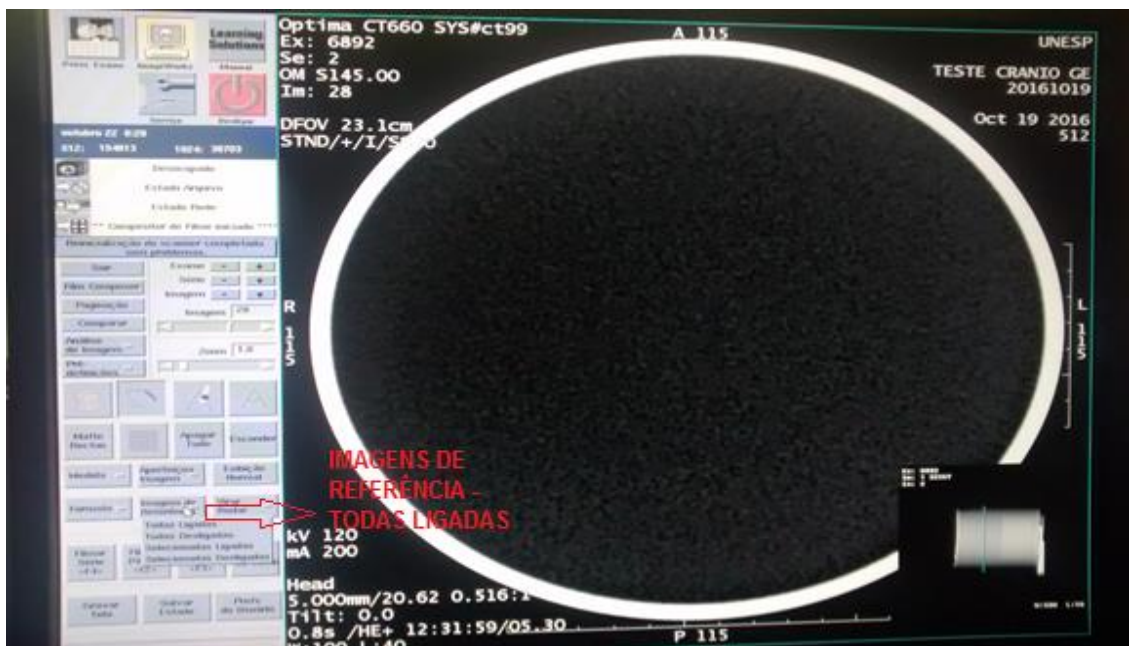
1. Encaixar o suporte do *phantom* na mesa de paciente.
2. Colocar o *phantom* de acrílico no encaixe específico do suporte.
3. Com o auxílio dos *lasers* de posicionamento, posicionar o *phantom* no centro de rotação do *gantry* e zerar a posição.



4. No console de operação, inserir NOVO PACIENTE com o nome TESTE CRÂNIO GE e selecionar o protocolo de exame CRÂNIO HELICOIDAL ROTINA.
5. Em seguida é preciso realizar um *scout*. Depois de realizado o *scout*, é necessário definir a área do *phantom* para aquisição das imagens. Selecionar a opção PRÓXIMA SÉRIE para que seja feita a aquisição das imagens do *phantom*.
6. No comando Image Works, selecionar o TESTE CRÂNIO GE e abrir as imagens.

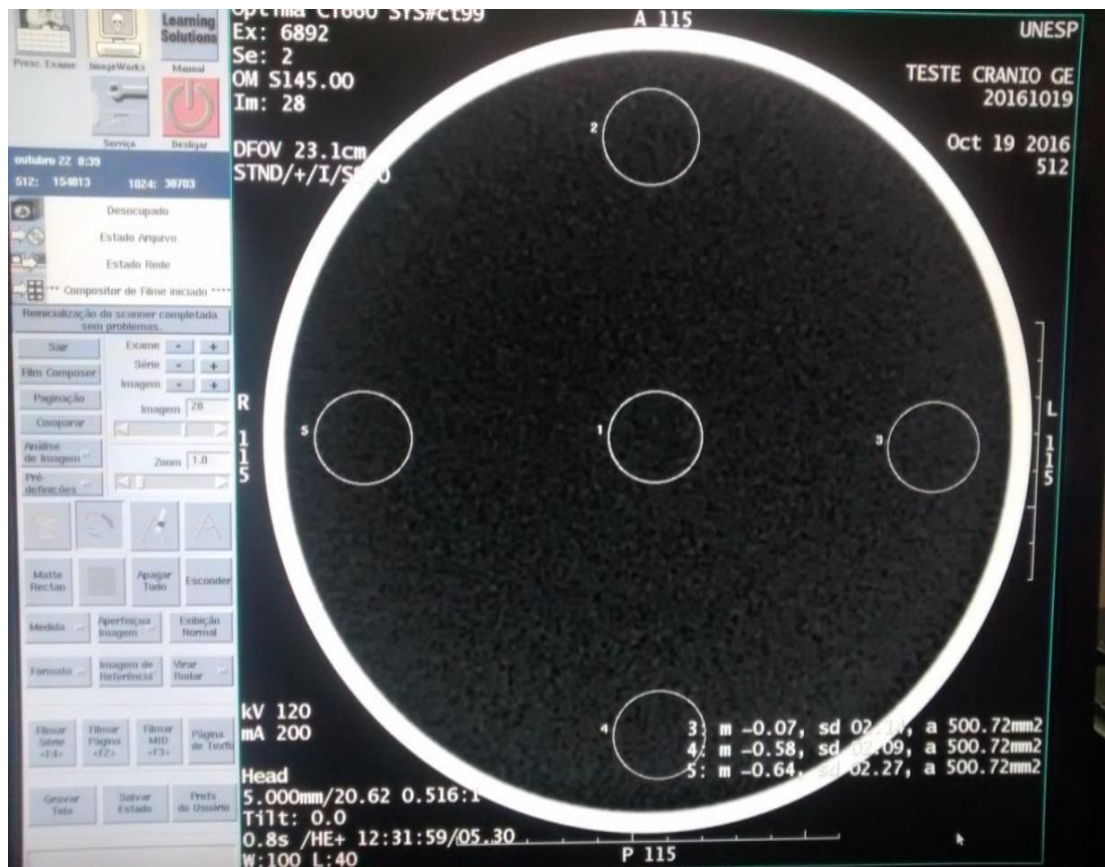


7. Ao abrir as imagens, selecionar a opção IMAGENS DE REFERÊNCIA – TODAS LIGADAS e escolher a imagem mais central possível, com o auxílio das teclas Page Down e Page Up, do teclado do console.

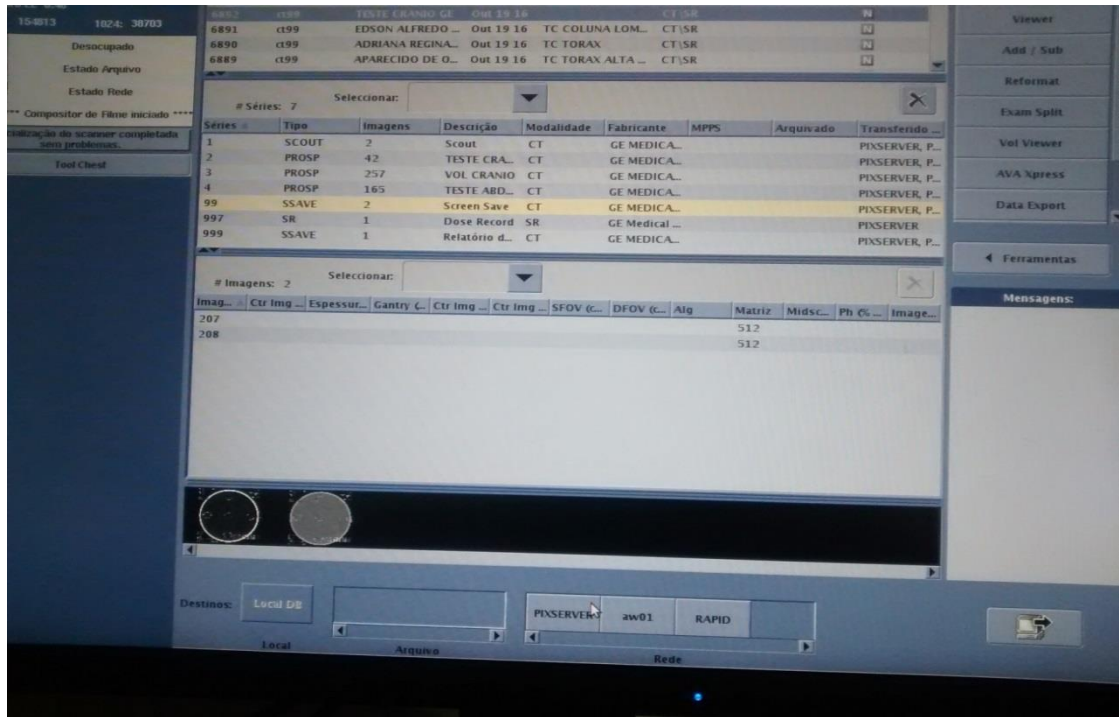


8. Depois de escolhida a imagem, desativar as IMAGENS DE REFERÊNCIA. Para inserir as regiões de interesse (ROI's), selecionar o comando MEDIDA e escolher a ROI circular.
9. Desenhar uma ROI de aproximadamente 500 mm² no centro da imagem. Esta mostrará informações necessárias para análise de Exatidão do Número CT.

10. Desenhar outras quatro ROI's iguais a ROI central, nas posições: 0, 3, 6, 9 horas, a um cm de distância da borda, fornecendo informações para a análise de Uniformidade do Número CT.



11. Anotar os valores da média e desvio padrão obtidos das cinco ROI's desenhadas porque as informações obtidas serão incluídas no modelo de registro de dados dos testes de controle de qualidade semanal da TC.
12. Selecionar o comando GRAVAR TELA para arquivar a imagem analisada e depois SAIR. Na tela de IMAGE WORKS, selecionar a imagem salva e enviar ao compartilhamento de imagens do HC através do comando PIXSERVER.



13. Repetir do passo 4 ao 12, alterando o nome do paciente para TESTE ABDÔMEN GE e alterar o protocolo de exame para ABDÔMEN E PELVE TRIFÁSICO.

6. OBSERVAÇÕES

As ROI's devem ser rigorosamente desenhadas como descrito nos procedimentos.