

Elaboração e Implementação de Procedimentos Operacionais Padrão para Controle de Qualidade da Imagem CBCT em Radioterapia

Elaboration and implementation of Standard Operational Procedure for Quality Assurance of Cone beam CT image in Radiotherapy

Larisse N. Bonatto¹, Daniela R. Estácio¹, Juliane S. Lopes¹, Angela Sansson¹, Lucas O. Duarte¹, Patricia Sbaraini¹, Ana M. Marques da Silva², Elaine E. Streck²

¹Serviço de Radioterapia, Hospital São Lucas da PUCRS, Porto Alegre, Brasil

²Faculdade de Física, PUCRS, Porto Alegre, Brasil

Resumo

O objetivo deste artigo é apresentar a implementação do controle de qualidade da imagem de tomografia computadorizada por feixe cônico (CBCT), gerada pelo dispositivo *On-Board Imager*, integrado ao acelerador linear *Trilogy*. Para tal, foram elaborados procedimentos operacionais padrão (POP) com base na literatura e nos manuais do objeto simulador *Catphan 504* e do *On-Board Imager*. Foram elaborados os seguintes POP: aquisição da imagem CBCT; linearidade do número de CT; uniformidade; resolução espacial; resolução de baixo contraste; linearidade espacial; espessura do corte. A validação dos procedimentos elaborados foi realizada a partir de uma aquisição experimental do objeto simulador. Os resultados obtidos na validação dos POP estão em conformidade com os parâmetros estabelecidos pelo fabricante do objeto simulador, assim como aqueles obtidos na aceitação do dispositivo *On-Board Imager*.

Palavras-chave: CBCT, *On-Board Imager*, controle de qualidade; radioterapia.

Abstract

The aim of this paper is to present the implementation of image quality control of the computed tomography cone beam (CBCT), generated by the On-Board Imager device, and integrated into the linear accelerator Trilogy. To this end, standard operating procedures (SOP) based on the literature and Catphan 504 phantom and On-Board Imager manuals were drafted. The following SOPs were prepared: acquisition of CBCT image; CT number linearity; uniformity; spatial resolution; low contrast resolution; spatial linearity; slice thickness. The validation of the procedures from an experimental acquisition of the phantom was performed. The results, obtained in the SOP validation, are in accordance with the parameters established by the phantom manufacturer, as well as those obtained in the On-Board Imager device acceptance.

Keywords: CBCT, *On-Board Imager*, quality control; radiotherapy.

1. Introdução

Inúmeros métodos, baseados em imagem, têm sido empregados para a avaliação dos campos de irradiação, como os chamados filmes de verificação ou *Check Films* (CF) e sistemas de imagem portal ou EPID (*Electronic Portal Imaging Device*), baseados em câmaras CCD (*Charge-Coupled Device*), matrizes bidimensionais de câmaras de ionização ou detectores de silício amorfo, que permitem visualizar em imagens bidimensionais (2D) estruturas anatômicas ósseas^{1,2,3}.

No entanto, essa tecnologia apresenta duas limitações: as imagens adquiridas são restritas a duas dimensões, não fornecendo informações volumétricas; e, em função do efeito Compton, predominante nas altas energias empregadas, as imagens geradas por estes feixes não apresentam sensibilidade de baixo contraste, o que dificulta a visualização entre regiões com pequena diferença de densidades³.

Imagens tridimensionais (3D) obtidas em tomografia computadorizada ou CT (*Computed Tomography*) são empregadas, além do

diagnóstico, para planejamento radioterápico. Em busca de maior acurácia e reprodutibilidade desenvolveu-se a técnica denominada Radioterapia Guiada por Imagem ou IGRT (*Image Guided Radiotherapy*), que se caracteriza pelo uso de imagens 3D para localização do volume alvo de tratamento⁴. Este emprego da imagem permite obter de forma mais exata a localização do tumor e órgãos de risco ou OAR (*Organs at Risk*), no instante da sessão de tratamento, para que haja correlação com as imagens de referência usadas no planejamento. As imagens de referência são adquiridas através de uma tomografia computadorizada, na etapa de simulação, onde o paciente é posicionado exatamente da maneira que fará o tratamento diário².

Entre as diversas modalidades de imagem que são empregadas para radioterapia guiada por imagem, o padrão ouro é o sistema de tomografia computadorizada de feixe cônico ou CBCT (do inglês *Cone Beam Computed Tomography*), no qual uma imagem volumétrica é reconstruída para avaliar e corrigir erros no posicionamento do paciente ao longo do tratamento. Apesar disso,

qualidade da imagem CBCT é inferior à imagem adquirida em um tomógrafo tradicional *multislice*, em função da produção de radiação espalhada e dos artefatos de reconstrução devido à truncagem na tomografia de feixe cônico^{3,4}.

Uma vez que tal sistema desempenha um papel fundamental, é importante investigar suas características e limitações, bem como estabelecer um programa de controle de qualidade (CQ) para garantir a precisão da qualidade da imagem da CBCT em radioterapia.

O objetivo deste estudo é elaborar e implementar o CQ da imagem tomográfica de feixe cônico, gerada pelo dispositivo *On-Board Imager* (OBI), integrado ao acelerador linear *Trilogy*, fabricado pela *Varian*, utilizando o objeto simulador (OS) *Catphan 504*.

2. Materiais e Métodos

Com base na literatura disponível e nos manuais do objeto simulador *Catphan 504* e do sistema OBI, foram elaborados sete procedimentos operacionais padrão (POP): aquisição da imagem CBCT; linearidade do número de CT; uniformidade do número de CT; resolução espacial; resolução de baixo contraste; linearidade espacial em um corte; espessura do corte. Para a elaboração dos POP foi necessário seguir uma ordem de execução de tarefas que está representada no fluxograma da Figura 1.

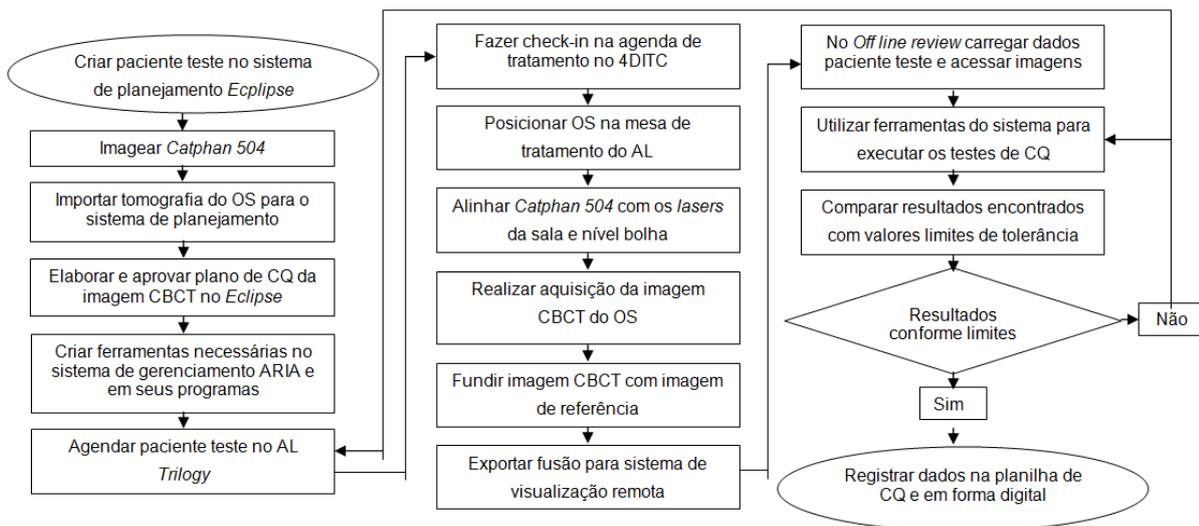


Figura 1. Fluxograma para elaboração dos POP.

A aquisição da imagem do objeto simulador com o CBCT foi realizada em outubro de 2015, após a elaboração dos procedimentos. A validação dos POP foi efetuada por um membro da equipe que não participou diretamente da elaboração, embora estivesse familiarizado com o seu texto.

O *Catphan 504* é um objeto simulador para controle de qualidade de imagens de tomografia computadorizada composto por quatro módulos (CTP404, CTP486, CTP528 e CTP515)⁵, nos quais se encontram diversos objetos atenuadores, conforme representado na Figura 2.

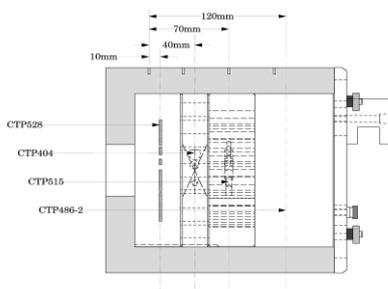


Figura 2. Representação do simulador *Catphan 504*.

O módulo CTP404 apresenta objetos atenuadores feitos de *teflon*, *delrin*, acrílico, poliestireno, poliestireno de baixo contraste, polimetilpenteno e ar, com seus valores de número de CT variando de +1000 a -1000. Este módulo é utilizado em três testes: linearidade do número de CT, espessura do corte e linearidade espacial em um corte^{4,5}.

No módulo CTP515 avalia-se a resolução de baixo contraste. Para tal tarefa, são analisados os nove discos de diferentes diâmetros, que variam entre 2,0 mm e 15,0 mm, com níveis de contraste de 0,3%, 0,5% e 1,0%.

Com o padrão de barras do módulo CTP528 é realizado o teste de resolução espacial.

O CTP486 é utilizado para avaliar a uniformidade do número de CT, este módulo consiste em um disco uniforme de 20 cm de diâmetro⁴.

Nos subitens da seção, são apresentados os procedimentos operacionais padrão de forma sucinta.

2.1. Aquisição da Imagem CBCT

Para que fosse possível efetuar os testes de controle da qualidade da imagem, foi necessário, primeiramente, adquirir as imagens CBCT do *Catphan 504* no acelerador linear. O referido POP foi elaborado a fim de orientar o executante sobre a realização da imagem tomográfica de feixe cônico no dispositivo OBI.

Em primeiro lugar, o OS *Catphan 504* foi colocado no topo da mesa de tratamento, conforme mostrado nas Figuras 3 e 4, e posicionado com o auxílio dos *lasers* de localização da sala de tratamento. O OS foi posicionado utilizando como apoio a própria maleta, que faz o contrapeso necessário. Para não haver qualquer tipo de inclinação, adotou-se o nível em bolha que acompanha o OS e os parafusos próprios para tal nivelamento⁶. O ajuste feito a partir das marcas centrais do simulador com o laser da sala no plano sagital e pelas marcas laterais com o *laser* no plano coronal garantiu o correto alinhamento do *Catphan 504*.



Figura 3. Posicionamento do *Catphan 504* na mesa de tratamento.

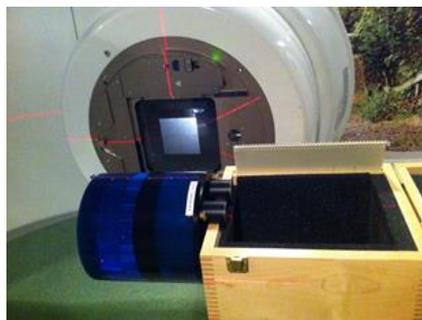


Figura 4. Alinhamento do *Catphan 504* com os *lasers*.

Na estação do console de tratamento foram acessados os dados do paciente teste, criado especificamente para CQ. Após a inicialização do programa *OBI Application*, na estação de trabalho, foi selecionado o modo de aquisição CBCT e inserido o filtro *bowtie*, referente à técnica escolhida. Para validar este POP, foi escolhido o modo de aquisição para pelve, que tem como padrão a técnica de exposição de 125 kVp, 80 mA, 13 ms, distância fonte detector ou SID (*Source to Imager Distance*) de 150 cm, com *half fan bowtie* e 360° de rotação de *gantry* (leque completo). A matriz de reconstrução utilizada foi de 384 x 384

pixels, a espessura do corte foi de 2,5 mm e a imagem foi gerada a partir de 655 projeções.

Após a aquisição do topograma e obtida a imagem CBCT, foi realizada a comparação visual 3D entre esta e o DRR (*Digitally Reconstructed Radiograph*), sendo aplicados os deslocamentos necessários e exportada a fusão entre as duas imagens.

Após a realização da imagem CBCT no equipamento *Trilogy*, os dados foram avaliados no sistema de planejamento computadorizado *Eclipse*. No programa de visualização e comparação remota da imagem, *Off line Review*, foram utilizados os instrumentos de análise disponíveis, como por exemplo, as ferramentas de medida de distância e de medida de número de CT.

2.2. Linearidade do número de CT

Este POP foi criado com o objetivo de orientar o executante sobre a forma de utilização das ferramentas da plataforma *Off line Review* para avaliação da linearidade do número de CT da imagem CBCT, para comparar com os valores de referência especificados pelo fabricante, e para registrar os dados obtidos a partir deste teste.

Após a inicialização do *software* de planejamento *Eclipse* foi descrita a forma de acessar o espaço específico de visualização remota das imagens, e também como carregar os dados adquiridos no POP de aquisição da imagem CBCT.

Para a execução deste teste, primeiramente, foi localizado o módulo CTP404 com a ajuda das linhas de visualização e o *scroll* do *mouse*. A análise dos dados obtidos foi realizada, a partir da ferramenta *Pixel Info*, localizada na *Menu Bar* conforme sugerido por ANDERSON⁷. Esta ferramenta foi posicionada na área central de cada um dos objetos cilíndricos dos sete materiais distribuídos neste módulo, conforme mostrado nas Figuras 5 e 6.

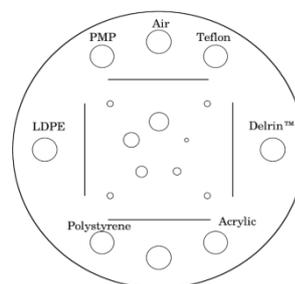


Figura 5. Esquema do módulo CTP404 com materiais atenuadores.

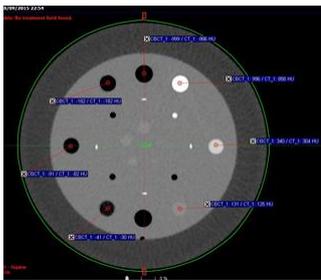


Figura 6. Leituras dos números de CT dos respectivos materiais.

Os valores obtidos permitem a determinação do número de CT, relacionado à densidade eletrônica, que deve ser consistente com os valores aceitos no comissionamento e especificados pelo fabricante do OS.

2.3. Uniformidade do número de CT

Neste POP foram medidos e comparados os valores de número de CT das regiões de interesse (ROI - *Regions of Interest*), conforme demonstrado por ANDERSON⁷, posicionadas na periferia e na região central. Para tal tarefa, as linhas de visualização foram posicionadas no módulo CTP486, o qual apresenta um disco uniforme de 20 cm de diâmetro.

Com o auxílio da ferramenta de medida de distância, localizada na *Menu Bar*, foram estipulados 6 cm do ponto central até a periferia, nas posições referentes a 3, 6, 9 e 12 horas. Em cada uma das posições, além do ponto central, foram determinados os valores de número de CT, com a ferramenta *Pixel Info* (Figuras 7 e 8).

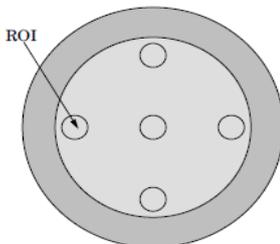


Figura 7. Esquema do módulo CTP486 e as cinco ROI posicionadas.

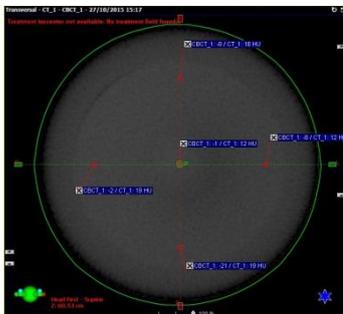


Figura 8. Medida da uniformidade do número de CT.

Após a leitura de cada número de CT, os valores foram comparados entre si. A diferença entre o menor e o maior valor obtido não pode ser superior a 40 HU.

2.4. Resolução Espacial

Para a execução deste POP foi utilizado o padrão de barras disponível no módulo CTP528, para avaliar a resolução espacial, ou seja, resolução de alto contraste.

Depois de localizada a seção onde se encontram os padrões em barra, foi identificado o último padrão em barras que permite observar com clareza a separação entre as barras, conforme apresentado nas Figuras 9 e 10 e descrito por YOO⁸ e por FURNARI⁴. O valor de referência para este teste é a visualização do 6º grupo, equivalente a 6,6 pares de linhas/cm.

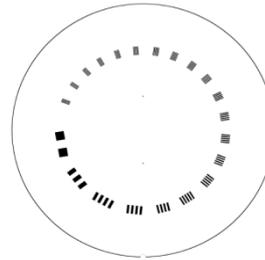


Figura 9. Esquema do módulo CTP528 e seu padrão em barras.

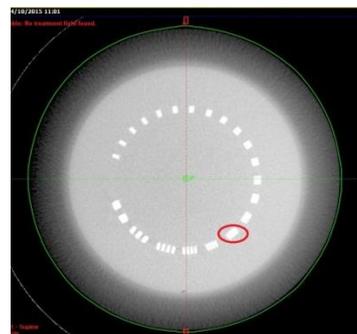


Figura 10. Identificação do último padrão discernível.

2.5. Resolução de Baixo Contraste

Neste teste foi avaliado o módulo CTP515, o qual apresenta três grupos de nove discos, com diâmetros variando de 2 a 15 mm e níveis de contraste de 1%, 0,5% e 0,3%. Tal avaliação consistiu em identificar o menor disco visível e indicar em qual grupo este se encontra, assim como indicado por YOO⁸ e por FURNARI⁴.

Após localizado o módulo em questão, com a ajuda da ferramenta de nivelamento de contraste *Window/Level*, disponibilizada na *Menu Bar*, foram identificados visualmente os discos discerníveis e registrado este valor. A referência para este teste é a visualização do 4º disco, localizado no grupo de 1% de contraste (Figuras 11 e 12).

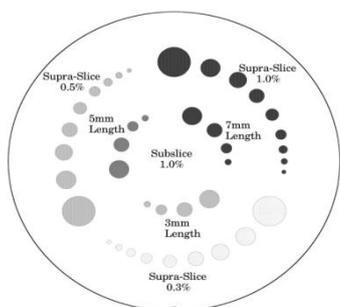


Figura 11. Esquema do módulo CTP515.

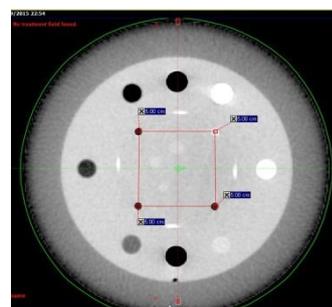


Figura 14. Medidas de distância dos lados de um quadrado imaginário.

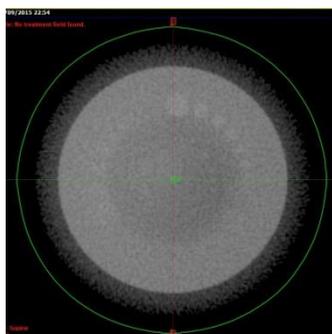


Figura 12. Visualização dos discos de baixo contraste.

2.6. Linearidade Espacial num Corte

Para avaliar a precisão geométrica, a partir da reconstrução das imagens, foi utilizado o módulo CTP404 que apresenta quatro hastes de 3 mm de diâmetro, localizadas nos cantos de um quadrado imaginário.

Depois de identificado o módulo específico, foi selecionada a ferramenta de medida de distância, situada na *Menu Bar*. Esta ferramenta foi posicionada no centro da primeira haste e arrastada até a próxima haste, formando uma linha. O procedimento foi repetido até completar o quadrado, como especificado por YOO⁸ e por FURNARI⁴. As medidas esperadas eram 5 cm de distância entre cada haste, conforme visualizado nas Figuras 13 e 14.

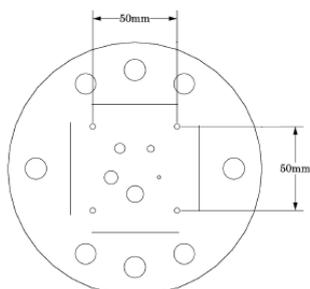


Figura 13. Esquema do módulo CTP404.

2.7. Espessura do Corte

Neste POP foi avaliado o módulo CTP404 a fim de verificar a espessura do corte. Para tal, foi realizada a medida da largura total na metade da intensidade máxima ou FWHM (do inglês *Full Width at Half Maximum*) dos fios dispostos neste módulo. Após, multiplica-se este valor pela tangente de 23° , que corresponde à angulação do fio diagonal.

Após a localização do módulo CTP404, as linhas de visualização foram arrastadas até um dos quatro fios radiopacos. Para ampliar a imagem, o botão *Ctrl* do teclado foi pressionado enquanto rolou-se o *scroll* do *mouse* até encontrar um tamanho favorável. A ferramenta de medida de distância foi selecionada na *Menu Bar* e posicionada na extremidade do fio. Com o botão de *Page Up* pressionado, passou-se para o próximo corte e foi posicionada a outra ponta da ferramenta de medida na mesma extremidade do fio, exatamente como descrito por YOO⁸ e por

FURNARI⁴, conforme Figuras 15 e 16. O resultado encontrado foi multiplicado por 0,42, valor referente à tangente de 23° . A tolerância para a diferença entre a medida do corte obtido na aquisição da imagem CBCT e o valor encontrado é de 5%.

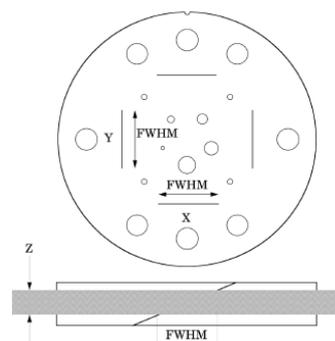


Figura 15. Esquema do módulo CTP404 com representação dos quatro fios diagonais.

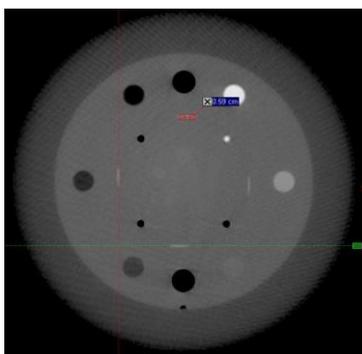


Figura 16. Valor da medida de largura efetuada.

3. Resultados

3.1. Linearidade do número de CT

A Tabela 1 apresenta o intervalo esperado do número de CT de cada material e os resultados obtidos na validação do POP.

Tabela 1. Listagem dos materiais, com seus respectivos intervalos de números de CT estipulados pelo fabricante e resultados encontrados.

Materiais	Intervalo esperado do número de CT	Resultados obtidos
Acrílico	92 : 137	108
Delrin	344 : 387	350
Teflon	941 : 1060	971
Ar	-1046 : -986	-990
Polimetilpenteno	-220 : -172	-193
Poliestireno de Baixo Contraste	-121 : -87	-101
Poliestireno	-65 : -29	-44

3.2. Uniformidade do número de CT

A Tabela 2 apresenta os valores encontrados de número de CT e a máxima diferença entre o valor nas regiões periféricas e no centro, obtidos na validação deste POP. A tolerância para este teste é a máxima diferença de 40 HU.

Tabela 2. Resultado do teste de Uniformidade do Número de CT.

Posição	Medida de HU	Máxima diferença
Superior	-8	20
Inferior	-21	
Centro	-1	
Direita	-2	
Esquerda	-8	

3.3. Resolução Espacial

Foi possível, durante a validação, realizar a visualização do 6° grupo, equivalente a 6,6 pares de linhas/cm.

3.4. Resolução de Baixo Contraste

Os valores obtidos no teste de baixo contraste estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3. Resultado do teste de Resolução de Baixo Contraste.

Parâmetros	Referência	Validação
Disco Visível	4°	5°
Contraste	1%	1%

3.5. Linearidade Espacial num Corte

A partir das hastes situadas no módulo CTP404 foram traçadas as distâncias dos lados do quadrado imaginário. Os valores obtidos foram de 5,00 cm para todos os lados.

3.6. Espessura do Corte

A análise deste teste consistiu em obter a medida da largura do fio, na mesma extremidade, em dois cortes consecutivos. O valor medido foi de 0,59 cm, que multiplicado pelo valor 0,42 (tangente de 23°, ângulo de inclinação do fio inserido) fornece uma espessura de corte igual a 2,5 mm.

4. Discussão

Para o teste de linearidade do número de CT, os valores obtidos para todos os materiais estiveram dentro dos valores esperados indicados no manual do objeto simulador.

Em relação ao teste de uniformidade no número de CT, os resultados encontrados estiveram dentro do esperado, que deve ser de uma variação máxima entre ± 40 HU. Cabe ressaltar que a máxima variação encontrada foi a metade da tolerância, mostrando um bom desempenho.

Para o teste de resolução espacial, as medidas se encontraram dentro do valor limítrofe, que é a visualização do 6° grupo de pares de linhas/cm.

A análise do módulo CTP515 mostra a baixa performance da aquisição de feixe cônico em relação à resolução de objetos de baixo contraste, que se deve à maior radiação espalhada no volume de interesse, em relação à tomografia convencional *multislice*⁴.

Ainda em relação ao teste de resolução de baixo contraste, o 5° disco no grupo de 1,0% de contraste foi claramente discernível, enquanto poucos discos no grupo de 0,5% estiveram visíveis. No grupo de 0,3% de contraste não houve discos visíveis. Visto que o limite deve ser a visualização do 4° disco de 1% de contraste, para as aquisições com filtro *bowtie*, o teste apresentou resultado satisfatório.

No teste de linearidade espacial em um corte, o qual tem como limite a variação máxima menor que $\pm 0,5$ mm, a maior diferença encontrada foi de -0,1 mm. Esse resultado evidenciou a capacidade do sistema em reconstruir as imagens sem distorção espacial, corrigindo adequadamente a divergência do feixe de raios X.

A diferença percentual entre a espessura do corte medido e nominal foi de 0,89%. Esse valor está dentro da conformidade estipulada, a qual estabelece que a diferença entre a espessura do corte e o valor encontrado deve ser menor do que 5%.

5. Conclusões

Radioterapia guiada por imagem, em geral, e CBCT, em particular, são ferramentas poderosas em um serviço de radioterapia. Assegurar o funcionamento correto de todos os sistemas é de extrema importância no interesse de um tratamento preciso do paciente⁶. A elaboração dos POP dos testes descritos é parte de um programa de garantia da qualidade, no qual todos os setores do serviço estão envolvidos, para garantir o alto nível de qualidade no atendimento ao paciente.

Os resultados obtidos com os testes de controle da qualidade da imagem CBCT mostram que quando a aquisição e análise da imagem são realizadas de acordo com o protocolo estabelecido, os parâmetros avaliados encontram-se dentro dos limites de tolerância estipulados pelo fabricante, assim como aqueles obtidos no aceite do equipamento.

Após realizar a análise dos resultados obtidos, verificou-se que o uso do POP é muito importante na aquisição da imagem CBCT, assim como nos testes de CQ destas imagens. Foi a partir da elaboração destes procedimentos que se identificaram possíveis falhas de execução. Assim, as orientações fornecidas pelos POP reduziram consideravelmente a possibilidade de utilizar parâmetros inadequados, como por exemplo, modo de aquisição equivocado, ou até mesmo, tamanho do FOV inapropriado, falhas estas que poderiam gerar resultados discrepantes na avaliação dos dados.

No entanto, não foi possível avaliar a estabilidade do sistema OBI e nem a reprodutibilidade dos resultados, visto que houve apenas uma aquisição para a validação dos POP. Consequentemente, ainda não é factível definir a periodicidade ideal para a realização dos testes em questão. Preliminarmente, ficou estabelecido com a equipe de trabalho que estes testes serão executados com frequência mensal para os dois modos de aquisição, *half fan* e *full fan*, por um período de seis meses, quando será feita uma nova análise de dados e definição da periodicidade, conforme consta nas recomendações feitas por FURNARI⁴.

Referências

1. LOPES, Maria do Carmo. Um século de terapia com radiação. *Gazeta de Física*, Lisboa, v. 30, n. 1, p. 26, jan. 2007.
2. SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA. Técnicas de radioterapia e recomendações. São Paulo, [2015]. Disponível em: <<http://www.sbradioterapia.com.br/tecnicas-radioterapia.php>>. Acesso em: 30 jun. 2015.
3. SHAAER, Amani. Image quality and dose of an accelerator-integrated kV CBCT systems. Sudbury: A thesis submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Physics School, Laurentian University, Sudbury, 2014. Disponível em: <https://zone.biblio.laurentian.ca/dspace/bitstream/10219/2240/1/Amani_Thesis%20-%20FINAL.pdf>. Acesso em: 23 mar. 2015.
4. FURNARI, Laura (Org.) et al. Controle de qualidade em radioterapia. 1. ed. São Paulo: MIRÓ EDITORIAL, 2012. 304 p.

5. THE PHANTOM LABORATORY. Catphan®504 Manual. Salem. 2013, 32 p.
6. LEHMANN, Joerg; SKUBIC, Stanley. Quality assurance (QA) for kilovoltage cone beam computed tomography (CBCT). In: NATANASABAPATHI, Gopishankar (Ed.). *Modern Practices in Radiation Therapy*. Croatia: INTECH, 2012. p.292-308. Disponível em: <<http://www.intechopen.com/books/modern-practices-in-radiation-therapy/quality-assurance-for-cone-beam-computed-tomography->>. Acesso em: 23 mar. 2015.
7. ANDERSON, Ernani. Controle de Qualidade IGRT – OBI Varian: 1º Treinamento IGRT VARIAN e Grupo COI, 28 a 31 de jan. de 2015. 42 slides. Notas de Aula.
8. YOO, Sua et al. A quality assurance program for the on-board imager®. *American Association of Physicists in Medicine*, Maryland, v.33, n. 11, p. 4431-4447, nov. 2006. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1118/1.2362872>>. Acesso em: 23 mar. 2015.

Contato:

Larisse Neumann Bonatto
 Av. Ipiranga, 6690, Setor de Radioterapia – Térreo.
 Jardim Botânico, Porto Alegre - RS
 E-mail: larisse.neumann@pucrs.br