



Universidade do Estado do Rio de Janeiro
Centro Biomédico
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes

Fernando Sandi Pinto

**Otimização dos parâmetros de aquisição de imagem volumétrica por
CBCT, para redução da contribuição de dose, sem alterar a qualidade da
imagem em tratamentos com IGRT**

Rio de Janeiro

2018

Fernando Sandi Pinto

**Otimização dos parâmetros de aquisição de imagem volumétrica por CBCT, para
redução da contribuição de dose, sem alterar a qualidade da imagem em tratamentos
com IGRT**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para
obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-
Graduação em Física Médica, da Universidade do
Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração
Radioterapia

Orientador: Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães

Rio de Janeiro

2018

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/BIBLIOTECA CB-A



Bibliotecária: Ana Rachel Fonseca de Oliveira
CRB7/6382

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Fernando Sandi Pinto

**Otimização dos parâmetros de aquisição de imagem volumétrica por CBCT, para
redução da contribuição de dose, sem alterar a qualidade da imagem em tratamentos
com IGRT**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para
obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-
Graduação em Física Médica, da Universidade do
Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração
Radioterapia

Aprovada em 12 de junho de 2018.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães (Orientador)
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ

Prof. Dr. José Guilherme Pereira Peixoto
Comissão Nacional de Energia Nuclear

Profª. Dra Tânia Aparecida Correia Furquim
Rede D'Or São Luiz

Rio de Janeiro

2018

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os envolvidos no trabalho, em especial o Prof. Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães, Prof. Dr Paulo Travassos, Prof. Ms Aluísio Jose de Castro Neto, que prestaram orientação durante o período de realização da dissertação, assim como ao Prof. Ms Alfonso Varela Menéndez, pelas instruções na elaboração estrutural e coordenação do projeto.

Agradeço ao Instituto Radium de Campinas pela liberdade e utilização dos equipamentos necessários para progressão do trabalho, em especial para minha preceptora Isabelle Letícia Biasoli Peron pela colaboração na evolução e desenvolvimento, como também pelos ensinamentos dos assuntos da rotina clínica da Radioterapia.

Agradeço aos colegas do Mestrado Profissional de Física Médica em Radioterapia, que sempre que solicitados, ajudaram da melhor maneira possível, fornecendo materiais de estudo ou livros quando necessário.

... não se trata de bater forte. Se trata de quanto você aguenta apanhar e seguir em frente, o quanto você é capaz de aguentar e continuar tentando. É assim que se consegue vencer.

Rocky Balboa

RESUMO

PINTO, Fernando Sandi Pinto. *Otimização dos parâmetros de aquisição de imagem volumétrica por CBCT, para redução da contribuição de dose, sem alterar a qualidade da imagem em tratamentos com IGRT*. 2018. 87 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

As imagens de CBCT para tratamento IGRT têm por objetivo a verificação de posicionamento e alinhamento do paciente, através da visualização de estruturas ósseas, disposição anatômica e PTV, não exigindo assim uma qualidade de imagem similar às necessárias para imagens de diagnóstico ou para planejamento de radioterapia. O presente trabalho, tem por principal objetivo a redução de contribuição de dose pelas imagens volumétricas de CBCT no tratamento IGRT sem perda significativa da qualidade da imagem (QI) em consideração ao princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Protocolos de aquisição de imagem (*preset*) clínicos, definidos no sistema XVI do acelerador Full Synergy foram alterados em relação aos parâmetros de aquisição de imagem (*presets otimizados*) e para avaliação comparativa da QI são realizadas aquisições de imagem com o CatPhan 504. Os testes utilizados para análise da QI são a uniformidade e não uniformidade, CNR e linearidade dos valores de pixel, e resolução de alto contraste. A redução de dose foi determinada através da definição de estimativa de dose por projeção de raios-X, e os resultados expressos em relação ao *preset* clínico Elekta, demonstrando teoricamente a porcentagem de redução de dose em relação a alteração dos parâmetros de geração do feixe e aspectos de exposição do paciente. Durante todo o período de realização, foi executado um programa de garantia da qualidade, abordando aspectos geométricos, de qualidade da imagem e performance do sistema XVI. Os resultados do controle de qualidade do sistema XVI estiveram dentro dos limites apresentados na literatura ou mantiveram-se lineares durante os 10 meses de teste, consequentemente reduzindo a frequência de testes segundo recomendações de documentos. Os 4 *presets* clínicos Elekta avaliados com a variação dos parâmetros de aquisição da imagem, demonstraram-se possíveis de otimização para redução de dose. Os *presets* foram escolhidos possuem diferentes volumes de imagem, abrangendo os principais colimadores do tubo de raios-X utilizados para projeção de imagem. Os resultados apresentaram redução de dose em 70% para o *preset Fast Prostate S10*, 25% para o *preset Fast Head & Neck S20*, 65% para o *preset Prostate M15* e 60% para o *preset Chest M20*.

Palavras-chave: CBCT. Radioterapia. IGRT. Dose. Qualidade da Imagem. Controle da qualidade.

ABSTRACT

PINTO, Fernando Sandi. *Optimization of the parameters of acquisition of volumetric image by CBCT, to reduce the dose contribution, without changing the image quality in IGRT treatments* 2018. 87 f. Dissertação (Mestrado Profissional em Física Médica) – Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2018.

The CBCT images for IGRT treatment have the objective the positioning and alignment of verifying of the patient through the visualization of bone structures, anatomical and PTV, thus not requiring an image quality similar to those required for diagnostic imaging or radiotherapy planning. The present work has as main objective the reduction of dose contribution the volumetric images of CBCT in the IGRT treatment without significant loss of the image quality (IQ) considering the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle. Clinical protocols (presets) image acquisition defined in the Full Synergy Accelerator XVI system were changed in relation to the image acquisition parameters (optimized presets) and for comparative IQ evaluation, image acquisitions were performed with the CatPhan 504. The tests used for IQ analysis are uniformity and non-uniformity, CNR and linearity of pixel values, and high contrast resolution. Dose reduction was determined by the definition of dose estimation by X-ray projection, and the results expressed in relation to the Elekta clinical preset, theoretically demonstrating the dose reduction percentage in relation to the alteration of the beam generation parameters and aspects of patient exposure. Throughout the period of realization, a quality assurance program was implemented, addressing geometric, image quality and performance aspects of the XVI system. The quality control results of the XVI system were within the limits reported in the literature or remained linear during the 10 months of testing, consequently reducing the frequency of tests according to document recommendations. The four Elekta clinical presets evaluated with the variation of the image acquisition parameters showed possible optimization for dose reduction. The presets were chosen to have different image volumes, covering the main collimators of the X-ray tube used for image projection. The results showed a dose reduction of 70% for the Fast Prostate S10 preset, 25% for the Fast Head & Neck S20 preset, 65% for the Prestate Prostate M15 and 60% for the Chest M20 preset.

Keywords: CBCT. Radiotherapy. IGRT. Dose. Image quality. Quality control.

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|-------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – | Alguns sistemas para aplicação de IGRT..... | 20 |
| Figura 2 – | Exatidão e Precisão..... | 21 |
| Figura 3 – | Acessórios de posicionamento e imobilização..... | 22 |
| Figura 4 – | Representação da necessidade de tratamentos IGART..... | 23 |
| Figura 5 – | Acelerador Linear Clínico Synergy Full Elekta com sistema XVI de imagem CBCT..... | 24 |
| Figura 6 – | Braços do sistema XVI..... | 25 |
| Figura 7 – | Representação das distâncias da posição <i>small</i> do detector planar de silício amorfo..... | 26 |
| Figura 8 – | Representação das distâncias da posição <i>medium</i> do detector planar de silício amorfo..... | 26 |
| Figura 9 – | Representação das distâncias da posição <i>largel</i> do detector planar de silício amorfo..... | 27 |
| Figura 10 – | Acessórios do tubo de raios-X do XVI..... | 28 |
| Figura 11 – | Informações e parâmetros dos <i>presets</i> do sistema XVI..... | 29 |
| Figura 12 – | Comparativo da qualidade da imagem de CT e CBCT..... | 31 |
| Figura 13 – | Representação do <i>CatPhan 503</i> | 44 |
| Figura 14 – | Descrição da seção CTP404 com distâncias, sensitometria e tamanho do pixel..... | 45 |
| Figura 15– | Representação da seção CTP486, com os pontos principais de análise.. | 47 |
| Figura 16 – | Faces do <i>Penta Guide</i> (Quasar) para verificação de posicionamento..... | 48 |
| Figura 17 – | <i>Software XVI</i> para análise de IQ..... | 49 |
| Figura 18 – | Imagem obtida com CBCT para análise de IQ da seção CTP486..... | 50 |
| Figura 19 – | Imagem obtida com CBCT para análise de IQ da seção CTP404..... | 50 |
| Figura 20 – | Imagem obtida com CBCT para análise de IQ da seção CTP528..... | 51 |
| Figura 21 – | Posicionamento do <i>phantom</i> em relação a mesa de tratamento..... | 52 |
| Figura 22 – | Configuração para execução de aquisição de imagens de IQ do CTP 503..... | 53 |
| Figura 23 – | Configuração para execução de aquisição de imagens do <i>Penta Guide</i> .. | 53 |
| Figura 24 – | Imagem obtida com CBCT para análise de efeitos <i>cupping</i> e <i>capping</i> .. | 57 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 25 – Gráfico dos resultados do teste de Uniformidade do QC mensal | 57 |
| Figura 26 – Gráfico dos resultados do teste de Uniformidade vert. e horiz. do QC mensal..... | 58 |
| Figura 27 – Gráfico dos resultados do teste de SNR do QC mensal..... | 59 |
| Figura 28 – Gráfico dos resultados do teste de CNR e resolução de baixo contraste do QC mensal..... | 59 |
| Figura 29 – Gráfico dos resultados do teste de linearidade do número de CT do QC mensal..... | 60 |
| Figura 30 – Gráfico dos resultados do teste de <i>voxel scale</i> vertical e horizontal do QC mensal..... | 61 |
| Figura 31 – Parâmetros e informações do <i>preset</i> clínico Elekta <i>Fast Prostate Seed S10</i> | 62 |
| Figura 32 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>presets</i> modificados..... | 64 |
| Figura 33 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>presets</i> modificados..... | 64 |
| Figura 34 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>presets</i> modificados..... | 65 |
| Figura 35 – Gráfico dos resultados para resolução espacial do <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>presets</i> modificados..... | 65 |
| Figura 36 – Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>presets</i> modificados..... | 66 |
| Figura 37 – Distorção da imagem do <i>CatPhan 503</i> devido a diminuição do intervalo angular de aquisição do CBCT, para volumes pequenos..... | 66 |
| Figura 38 – Parâmetros e informações do <i>preset</i> clínico Elekta <i>Fast Head & Neck S20</i> | 67 |
| Figura 39 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do <i>preset</i> clínico <i>Fast Head & Neck S20</i> e <i>presets</i> modificados..... | 68 |
| Figura 40 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do <i>preset</i> clínico <i>Fast Head & Neck S20</i> e <i>presets</i> modificados..... | 69 |
| Figura 41 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do <i>preset</i> clínico <i>Fast Head & Neck S20</i> e <i>presets</i> modificados..... | 69 |
| Figura 42 – Gráfico dos resultados para resolução espacial do <i>preset</i> clínico <i>Fast</i> | |

| | | |
|-------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| | <i>Head & Neck S20 e presets modificados.....</i> | 70 |
| Figura 43 – | Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do preset clínico <i>Fast Head & Neck S20 e presets modificados.....</i> | 70 |
| Figura 44 – | Parâmetros e informações do <i>preset</i> clínico Elekta <i>Prostate M15.....</i> | 71 |
| Figura 45 – | Gráfico dos resultados para Uniformidade do preset clínico <i>Prostate M15 e presets modificados.....</i> | 73 |
| Figura 46 – | Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do preset clínico <i>Prostate M15 e presets modificados.....</i> | 73 |
| Figura 47 – | Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do preset clínico <i>Prostate M15 e presets modificados.....</i> | 74 |
| Figura 48 – | Gráfico dos resultados para resolução espacial do <i>preset</i> clínico <i>Prostate M15 e presets modificados.....</i> | 74 |
| Figura 49 – | Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do preset clínico <i>Prostate M15 e presets modificados.....</i> | 75 |
| Figura 50 – | Distorção da imagem do <i>CatPhan 503</i> devido a diminuição do intervalo angular de aquisição do CBCT, para volumes grandes..... | 75 |
| Figura 51 – | Parâmetros e informações do <i>preset</i> clínico Elekta <i>Chest M20.....</i> | 76 |
| Figura 52 – | Gráfico dos resultados para Uniformidade do preset clínico <i>Chest M20 e presets modificados.....</i> | 78 |
| Figura 53 – | Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do preset clínico <i>Chest M20 e presets modificados.....</i> | 78 |
| Figura 54 – | Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do preset clínico <i>Chest M20 e presets modificados.....</i> | 79 |
| Figura 55 – | Gráfico dos resultados para resolução espacial do <i>preset</i> clínico <i>Chest M20 e presets modificados.....</i> | 79 |
| Figura 56 – | Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do preset clínico <i>Chest M20 e presets modificados.....</i> | 80 |

LISTA DE QUADROS

| | | |
|-------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Quadro 1 – | Dimensões das imagens volumetricas (3D) e distâncias para cada colimador do sistema XVI..... | 28 |
| Quadro 2 – | Teste de QC para IQ recomendados pelo TG-179 e ESTRO para sistemas de IGRT baseados em CT..... | 33 |
| Quadro 3 – | Especificações e características dos materiais do CTP404..... | 45 |
| Quadro 4 – | Especificações das distâncias de GAP das linhas de pares/cm da seção CTP528..... | 46 |
| Quadro 5 – | Parâmetros dos <i>preset</i> QC..... | 52 |
| Quadro 6 – | Parâmetros de aquisição de imagem dos <i>presets</i> clínicos Elekta e variações para <i>presets</i> modificados..... | 54 |
| Quadro 7 – | Parâmetros de aquisição de imagem dos <i>presets</i> clínicos <i>Fast Prostate Seed</i> S10 e variações para <i>presets</i> modificados..... | 63 |
| Quadro 8 – | Parâmetros de aquisição de imagem dos <i>presets</i> clínicos <i>Fast Head & Neck</i> S20e variações para <i>presets</i> modificados..... | 68 |
| Quadro 9 – | Parâmetros de aquisição de imagem dos <i>presets</i> clínicos <i>Prostate</i> M15 e variações para <i>presets</i> modificados..... | 72 |
| Quadro 10 – | Parâmetros de aquisição de imagem dos <i>presets</i> clínicos <i>Chest</i> M20 e variações para <i>presets</i> modificados..... | 77 |
| Quadro 11 – | <i>Presets</i> otimizados para aplicação clínica..... | 81 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 – | Resultados para os testes de QC mensal, com a média dos valores obtidos no período de 10 meses..... | 56 |
| Tabela 2 – | Valores de IQ para <i>preset</i> clínico <i>Fast Prostate Seed S10</i> e <i>prests</i> modificados..... | 63 |
| Tabela 3 – | Valores de IQ para <i>preset</i> clínico <i>Fast Head & Neck S20</i> e <i>prests</i> modificados..... | 68 |
| Tabela 4 – | Valores de IQ para <i>preset</i> clínico <i>Prostate M15</i> e <i>prests</i> modificados..... | 72 |
| Tabela 5 – | Valores de IQ para <i>preset</i> clínico <i>Chest M20</i> e <i>prests</i> modificados..... | 77 |
| Tabela 6 – | Valores de QI para os <i>preset</i> otimizados | 82 |
| Tabela 7 – | Relação de redução de dose calculada através da estimativa de dose por projeção de raios-X..... | 82 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|-------|---------------------------------------------|
| ALARA | <i>As Low As Reasonably Achievable</i> |
| CBCT | Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico |
| CNR | Razão Contraste Ruído |
| CT | Tomografia Computadorizada |
| FPI | <i>Flat Painel Image</i> |
| IGART | Radioterapia Adaptativa Guiada por Imagem |
| IGRT | Radioterapia Guiada por Imagem |
| IMRT | Radioterapia de Intensidade Modulada |
| IN | Não-uniformidade |
| IQ | Qualidade da Imagem |
| LINAC | Acelerador Linear Clínico |
| OAR | Órgãos de Risco |
| OBI | <i>On-Board Image</i> |
| PTV | Volume de Planejamento para Tratamento |
| QA | Garantia da Qualidade |
| QC | Controle de Qualidade |
| RED | Densidade Eletrônica relativa |
| ROI | Região de interesse |
| SBRT | Radioterapia Extereorótica Corporal |
| SNR | Razão Sinal Ruído |
| SRS | Radiocirurgia |
| SRT | Radioterapia Extereorótica Cranial |
| VMAT | Terapia Arco Volumétrica Modulada |
| TPS | Sistema de Planejamento para Tratamento |
| UI | Índice de Uniformidade |
| XVi | <i>X ray Volume Image</i> |

SUMÁRIO

| | | |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| | INTRODUÇÃO | 15 |
| 1 | OBJETIVOS | 17 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO | 17 |
| 2.1 | Radioterapia | 18 |
| 2.2 | Radioterapia guiada por imagem (IGRT) | 18 |
| 2.3 | Acelerador Linear Clínico Synergy Full Elekta | 19 |
| 2.4 | Sistema XVI de imagem e Feixe de Radiação Cônico | 23 |
| 2.5 | Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (CBCT) | 30 |
| 2.6 | Garantia da qualidade (QA) | 32 |
| 2.7 | Qualidade da Imagem (QI) | 34 |
| 2.7.1 | <u>Uniformidade</u> | 35 |
| 2.7.2 | <u>Resolução de Baixo Contraste</u> | 36 |
| 2.7.3 | <u>Resolução de alto contraste</u> | 37 |
| 2.7.4 | <u>Valores de pixel</u> | 38 |
| 2.7.5 | <u>Tamanho do <i>voxel</i> e escala da imagem</u> | 39 |
| 2.8 | Precisão Geométrica | 40 |
| 2.9 | Estimativa da Dose | 41 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS | 44 |
| 3.1 | Materiais utilizados | 44 |
| 3.1.1 | <u>CatPhan 503</u> | 44 |
| 3.1.2 | <u><i>Penta Guide</i> (Quasar)</u> | 47 |
| 3.2 | Metodologia para qualidade da imagem (QI) | 48 |
| 3.2.1 | <u>Metodologia para controle de qualidade (QC)</u> | 51 |
| 3.2.2 | <u>Metodologia para medidas dos <i>presets</i> clínicos Elekta e <i>presets</i> modificados</u> | 54 |
| 4 | RESULTADOS E DISCUSSÕES | 56 |
| 4.1 | Controle de qualidade (QC) | 56 |
| 4.2 | Análise da qualidade da imagem dos <i>presets</i> modificados | 61 |
| 4.2.1 | <u><i>Fast Prostate Seed S10</i> (FP S10)</u> | 62 |
| 4.2.2 | <u><i>Fast Head & Neck S20</i> (FH&N S10)</u> | 67 |
| 4.2.3 | <u><i>Prostate M15</i> (P M15)</u> | 71 |

| | | |
|-------|---------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.2.4 | <u>Chest M20 (C M20)</u> | 76 |
| 4.3 | Estimativa de dose e definição dos <i>presets</i> otimizados | 81 |
| | CONCLUSÃO | 83 |
| | REFERÊNCIAS | 85 |

INTRODUÇÃO

A radioterapia guiada por imagem (IGRT) está cada vez mais presente nos tratamentos, podendo ser aplicada através de diferentes sistemas de verificação de posicionamento e localização para os mais diferentes tipos de técnicas de tratamento, sendo sua maior relevância e importância para técnicas de alta precisão, como Radiocirurgia (SRS), Radioterapia estereotáxica cranial (SRT), Radioterapia estereotáxica corporal (SBRT), assim como para técnicas de feixe modulado, Radioterapia de intensidade modulada (IMRT) e Terapia de arcos modulados volumétricos (VMAT) ^{1,2}.

Tratamentos aplicados com IGRT, aumentam a eficiência no controle tumoral poupando mais os tecidos saudáveis do volume irradiado, principalmente para as técnicas de tratamento modernas que exigem alta precisão de localização, garantindo que a entrega de dose, seja executada conforme planejada pelo sistema de planejamento para tratamento (TPS). A frequência diária da verificação de posicionamento por imagens aumenta a probabilidade de detecção de erros, gera uma análise do alcance do movimento de órgãos e mudança de volume ou forma do tumor, tornando possíveis intervenções corretivas para minimizar as incertezas, melhorando a qualidade do tratamento. ²

A aquisição de imagens com baixa dose para verificação do posicionamento e localização, possibilita imagens diárias, antes, durante ou imediatamente depois da entrega da dose terapêutica, minimizando os erros sistemáticos do posicionamento, e diminuindo os erros randômicos relativos à movimentação anatômica interna do paciente. ³

Imagens de tomografia computadorizada por *cone beam* (CBCT), possibilitam diversas vantagens se comparada com imagens planares (2D) MV, como a verificação da rotação do paciente, vinculação dos pixels de imagens com o isocentro de tratamento e comparação direta da imagem volumétrica CBCT com a imagem da tomografia computadorizada (CT) para planejamento. Outras vantagens, são o melhor contraste dos tecidos moles para verificação da variação interna dos órgãos ou da movimentação pelos sistemas respiratórios, digestivo e cardíaco e, baixa contribuição de dose durante o tratamento IGRT, visto que a CBCT utiliza feixe de energia kV. ⁴

Estudos demonstram que a contribuição de dose para sistemas kV-CBCT varia de **0,1 – 2,0 cGy/scan**, enquanto que para o MV-CBCT **0,7 – 10,8 cGy/scan**, o *fan-beam*

MVCT $0,7 - 4 \text{ cGy/scan}$,⁵ e as convencionais imagens 2DMV (portal) $4 - 16 \text{ cGy/par imagens}$.²

A utilização do CBCT em tratamentos IGRT, desencadeia vantagens que culminam com execução de tratamento mais sofisticados. Partindo do princípio da reconstrução da imagem CBCT ser volumétrica (3D), é possível corrigir aspectos de rotação e alinhamento do paciente, pela conferência de estruturas ósseas ou órgãos, com um grau de incerteza muito pequeno, acarretando em uma melhor acurácia e exatidão na localização do volume de tratamento planejado (PTV).

Em consequência, maiores doses de prescrição e menores margens de PTV podem ser definidas, minimizando as toxidades em tecidos saudáveis, possibilitando tratamentos hipofracionados quando necessário, melhorando o controle tumoral e eficiência no tratamento, devido à aplicação de planejamentos com maior conformação, uniformidade de dose, e alto *falloff*.

1 OBJETIVOS

1.1 Objetivo principal

O presente trabalho tem por objetivo principal a redução na contribuição de dose por aquisição de imagem CBCT, em consideração ao princípio ALARA (*As Low AS Reasonably Achievable*), através da otimização dos protocolos de aquisição de imagem (*presets*), sem perda da qualidade da imagem (QI).

1.2 Objetivos específicos

- a) Implementar o controle da qualidade (QC) do kV-CBCT no programa de garantia da qualidade (QA) do sistema XVI;
- b) Verificar a influência na QI em relação à variação dos parâmetros de aquisição do CBCT;
- c) Definir protocolos de aquisição de imagem (*presets*) otimizados e redução proporcional de dose.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Radioterapia

Radioterapia é um tratamento que utiliza das radiações ionizantes para curar doenças, sendo uma das suas principais atuações contra o câncer. Existem duas modalidades de tratamento, a aplicação do feixe de radiação externo ao paciente, chamada Teleterapia (radioterapia a distância), ou por exposição interna através de sementes ou fontes radioativas, técnicas intituladas de Braquiterapia (radioterapia de contato).

A utilização da radiação para tratamento de câncer teve início em 1896, em um caso de câncer de mama, visto os efeitos da radiação nos tecidos biológicos. Inicialmente os tratamentos eram executados em aparelhos de raios-X com energia inferior a 1 MV. Para terapias em lesões mais profundas, foi necessário expor o paciente a níveis de radiação com maior energia, criando assim o primeiro equipamento chamado canhão de Rádio, que era composto por uma fonte de Rádio-226 com energia de Megavolts (MV).³

Com o passar do tempo e estudos de radioisótopos a partir da Segunda Guerra Mundial, foram desenvolvidos os equipamentos de Telecobato, com fontes radioativas de CO-60 com capacidade de tratar lesões profundas, sem causar efeitos significativos para a época. Em 1937, foi tratado o primeiro paciente com feixe de raios-X de até 5MV com gerador eletrostático de *Van der Graaff*, minimizando os efeitos na pele.³

O desenvolvimento da tecnologia proporcionou a aceleração de elétrons por uma guia de ondas, dando origem aos equipamentos emissores de radiação que vêm sendo melhorados até os dias de hoje, tornando os aceleradores lineares clínicos (LINAC) com feixe de fótons e elétrons de diversas energias, os principais equipamentos de tratamento contra o câncer.⁶

Para chegar a qualidade dos tratamentos atuais, a radioterapia passou por uma série de evoluções, desde o ponto de vista dosimétrico das radiações, mecânicos dos equipamentos, e de acessórios, e equipamentos de imagens para o correto posicionamento do paciente. Os primeiros tratamentos convencionais 2D, utilizavam as imagens de raios-X para colimar com blocos de cerrobend e proteger os tecidos saudáveis que não precisavam ser expostos a radiação.

Um dos principais avanços na radioterapia foi a metodologia de aquisição de imagens de tomografia computadorizada (CT) formando imagens volumétricas 3D do paciente, para

planejamento com software de cálculo de dose. A utilização do TPS com imagens volumétricas de CT, trouxe uma precisão maior no tratamento do volume tumoral, protegendo estruturas saudáveis do organismo. No aspecto mecânico dos LINAC, o grande ganho veio com os colimadores multi-folhas (MLC), composto por lâminas com movimentação independente, capazes de colimar com formato aproximado do volume de lesões irregulares com maior facilidade e praticidade, gerando conformação geométrica da distribuição de dose no volume alvo de tratamento, entregando uma menor dose aos órgãos de risco (OAR's).³

Um avanço importante relacionado às técnicas de tratamento, se deve à evolução dos algoritmos de cálculos e de otimização, dando origem aos tratamentos com intensidade de feixe modulada IMRT e VMAT. O benefício de ambas as técnicas se baseia no utilização de feixes com intensidade modulada na aplicação do tratamento, gerando uma melhor conformação de dose no alvo, poupando com maior eficiência os tecidos saudáveis próximos ao volume de tratamento, devido à movimentação dinâmica das lâminas na entrega de dose, obtidos através da otimização computacional e do planejamento inverso no TPS, protegendo órgãos e estruturas sensíveis com volumes irregulares, melhorando a qualidade de vida do paciente durante e após o tratamento.^{7,8}

Com a evolução de acessórios de imobilização e posicionamento e utilização de imagens durante o tratamento, o IGRT trouxe uma melhor acurácia e exatidão na entrega de dose, diminuindo o PTV, minimizando ainda mais a presença dos tecidos saudáveis próximos ao alvo. Essa eficiência na entrega de dose, também tornou possível e segura a aplicação de tratamentos hipofractionados, como SRS, SRT e SBRT.^{4,9}

2.2 Radioterapia guiada por imagem (IGRT)

A radioterapia guiada por imagem (IGRT) é o tratamento com radiação ionizante, onde a entrega de dose é executada pelo acompanhamento de imagens diárias, seja antes, durante ou após cada aplicação, adquiridas por sistemas de aquisição de imagens auxiliares, obtendo uma melhor localização do volume alvo de tratamento. Em outras palavras, o IGRT é definido pela deposição de dose no tumor, com um elevado nível de acurácia e precisão na localização do alvo, devido à entrega da dose ser guiada por imagens.¹⁰

O IGRT pode ser aplicado para qualquer técnica de tratamento (3D, IMRT, VMAT, SRS, SRT, SRT), variados equipamentos (LINAC, Tomoterapia, *Cyberknife*), através de

diferentes sistemas de aquisição de imagens. Os diferentes tipos de imagens e sistemas possuem ferramentas e metodologias específicas, gerando imagens 2D, 3D ou 4D, com feixe MV ou kV, podendo utilizar fluoroscopia, dispositivos ópticos, implantes de marcadores radiopacos com função na melhora da localização e posicionamento para tratamento.²

Figura 1 – Alguns sistemas para aplicação de IGRT



(a)



(b)



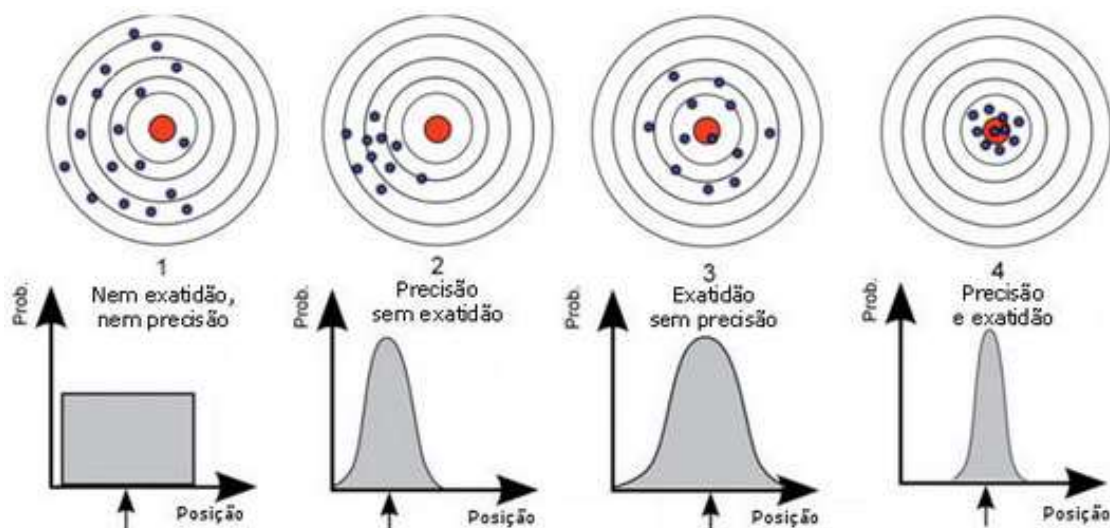
(c)

Legenda: Figura representativa dos sistemas (a) *Calypso*, (b) *ExacTrack*, (c) *OBI*

Fonte:(a)<https://www.itnonline.com>(b)<https://www.brainlab.com/>(c)<https://www.varian.com/>.

Tratamentos de IGRT minimizam as incertezas geométricas de posicionamento e/ou alinhamento (erros sistemáticos), e incertezas aleatórias na variação interna dos órgãos e movimentação devido aos sistemas respiratório, cardíaco e intestinal (erros aleatórios)^{1,11} Esta verificação ou monitoração durante o tratamento, através de sistemas de imagens, aumentam a precisão e exatidão na localização da lesão

Figura 2 – Exatidão e Precisão



Fonte: <http://www.ndig.com.br>

Independentemente da técnica utilizada, a precisão e exatidão na localização do alvo pelo tratamento guiado por imagens, permite a diminuição das margens de segurança do PTV,¹ consequentemente diminuindo a toxicidade nos tecidos saudáveis (principalmente nos OAR's próximos do tumor), garantindo a entrega de dose de prescrição no volume do alvo. Técnicas de tratamento com intensidade de feixe modulada (planejamento inverso), ou com utilização de múltiplos campos, geram uma melhor conformação da dose no alvo, ou seja, um alto *falloff* de dose depois dos limites do volume de tratamento para planejamento (PTV), com pontos quentes dentro do PTV, e menor contribuição de dose para o tecido saudável,^{1,12,13}

Dependendo do sítio anatômico, durante o tratamento, tanto o PTV como os OAR's, sofrem variações relacionadas ao posicionamento e sistemas anatômicos do paciente. Esses tipos de movimentações podem ser minimizadas por acessórios de imobilização, e monitorado por sistemas de imagens adequados, de modo a garantir uma melhor eficiência na localização, por verificação e correções pré tratamento através das imagens, evitando uma subdosagem no PTV e uma sobredosagem nos tecidos saudáveis, entregando a dose real, conforme o planejado para o paciente.¹²

Figura 3 - Acessórios de posicionamento e imobilização



(a)

(b)

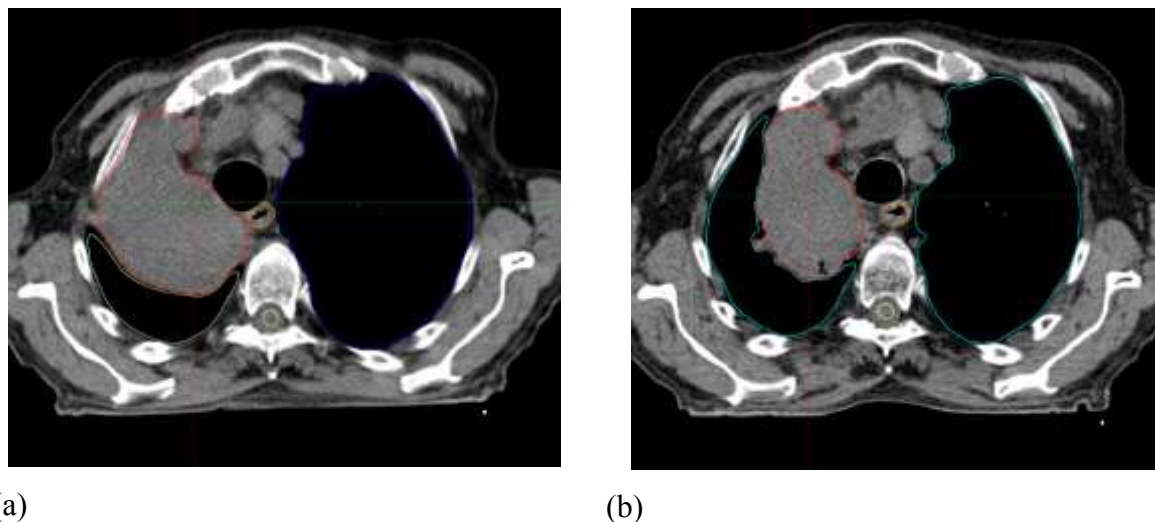
Legenda: (a) Máscara de imobilização para tratamentos de SRS. (b) *Vac-fix* para restrição de movimentação do sistema respiratório, utilizado nos tratamentos SBRT

Considerando aquisição da imagem durante o tratamento, ou seja, simultaneamente com a entrega de dose, o paciente só será irradiado quando o volume de interesse estiver totalmente exposto ao feixe. A metodologia para entrega da dose depende do equipamento e da técnica utilizados: (1) o paciente só é exposto à radiação quando o PTV coincidir com a conformação das lâminas, ou no caso de marcadores implantados, quando os mesmos estiverem dentro do PTV na posição correta (*gating*); (2) o feixe é administrado simultaneamente ao direcionamento das lâminas ou colimador que acompanha a movimento do PTV (*tracking*).^{2,14}

Para as técnicas de radiocirurgia (SRS, SRT e SBRT), que são administradas com doses hipofracionadas, alguns sistemas de aquisição de imagens podem substituir a utilização das coordenadas estereotáxicas com qualidade de localização equivalente, como por exemplo CBCT e *ExacTrack*.

Com o acompanhamento diário de imagens (IGRT), a análise individual do tratamento pode demonstrar a necessidade do replanejamento, para situações onde é verificada alterações no posicionamento do tumor e tecidos saudáveis, ou até pela diminuição do volume do tumor. Esta prática é chamada de radioterapia adaptativa guiada por imagem (IGART), que utiliza as imagens de forma estratégica, avaliando variações anatômicas internas, que causam perda clínica significativa, para modificação do planejamento durante o tratamento.²

Figura 4 – Representação da necessidade de tratamentos IGART.



Legenda: (a) CT de planejamento. (b) CT para replanejamento.

Nota: A redução de tamanho e deslocamento na posição do tumor foi verificado pela imagem CBCT.

De um modo geral, o tratamento de IGRT tem por objetivo uma entrega de dose com maior acurácia e exatidão no alvo, através da diminuição das incertezas randômicas e aleatórias, utilizando diferentes sistemas de aquisição de imagem, para correção de posicionamento do paciente ou verificação da localização da lesão, garantindo que o PTV receba a dose de prescrição, com um nível mais elevado de reprodutibilidade.²

Portanto, o IGRT trouxe benefícios e ganhos clínicos para o paciente, evoluindo a radioterapia tradicional para um nível mais aprimorado, diminuindo as margens de segurança para o PTV sem perda do controle tumoral, diminuindo a toxicidade do OAR's (poupando o máximo os tecidos saudáveis), sendo aplicável a tratamentos hipofracionados, e ferramenta importante nas situações de IGART ou para estudos estatísticos e análises clínicas pela distribuição de dose diária, somando em aspectos, geométricos, dosimétricos e biológicos.¹

2.3 Acelerador Linear Clínico Synergy Full Elekta

O trabalho foi executado no Instituto Radium de Campinas, utilizando o acelerador linear clínico (LINAC) Synergy Full da Elekta com energia para feixe de tratamento com fótons de 6, 10 e 15 MV, e elétrons 4, 6, 9, 12 e 15 MeV, e sistema de imagens volumétrica por raios-X (XVi) de feixe cônico de kilovolts (kV) acoplado ao LINAC, para execução de imagens CBCT.

O sistema XVi (kV-CBCT) é composto de um tubo de raios-X correspondente a energia de kV e um painel detector planar de silício amorfo dispostos paralelamente entre si, e perpendicular em relação ao *gantry*. O eixo de rotação do XVi é o mesmo do feixe de tratamento MV, e estão posicionados/alinhados de modo que ocorra a coincidência do isocentro do sistema de imagens kV-CBCT com o isocentro do feixe de radiação MV de tratamento.^{12,15,16}

Figura 5 - Acelerador Linear Clínico Synergy Full Elekta com sistema XVi de imagem CBCT



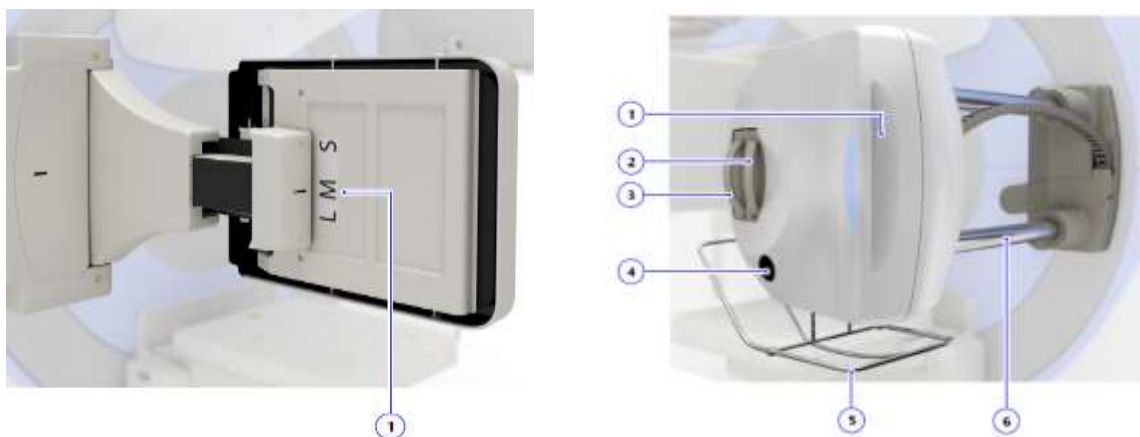
A reconstrução da imagem volumétrica (3D) é processada simultaneamente com aquisição das imagens 2D, podendo o sistema ser aplicado para qualquer região e sítio anatômico.

2.4 Sistema XVi de imagem e Feixe de Radiação Cônico

Para determinar o FOV (diâmetro) e comprimento (varredura) da imagem de CBCT, o sistema do XVi possibilita uma variação mecânica do painel planar e uma variedade de

colimadores que são substituídos no tubo de raios-X. As posições do painel planar são definidas como *small*, *medium* e *large*, enquanto que os colimadores são numerados em 2, 10, 15, e 20.

Figura 6 – Braços do sistema XVI



(a)

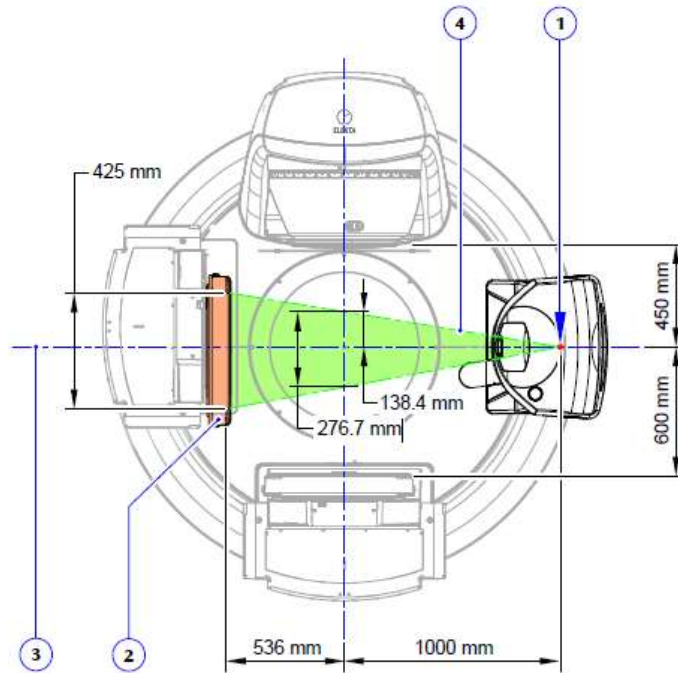
(b)

Legenda: (a) Detector planar de silício amorfo posicionado para FOV *medium*. (b) Tubo de Raios-X e acessórios (1) Puxador, (2) Colimador, (3) Filtro, (4) Botão trava/destrava, (5) Touchguard e (6) Haste.

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

Dependendo do conjunto colimador e FOV escolhido, o detector planar é exposto ao feixe kV de diferentes maneiras. De um modo geral, quanto maior o número do colimador, maior a área exposta do detector. Para o FOV, como visto nas figuras abaixo, temos que para *small*, ocorre a interação completa do feixe kV com o detector, e para o *large* apenas meio feixe interage com o detector, ou seja, quanto maior o FOV, maior o intervalo angular para se obter uma imagem uniforme, devido ao posicionamento de feixe em relação ao detector.

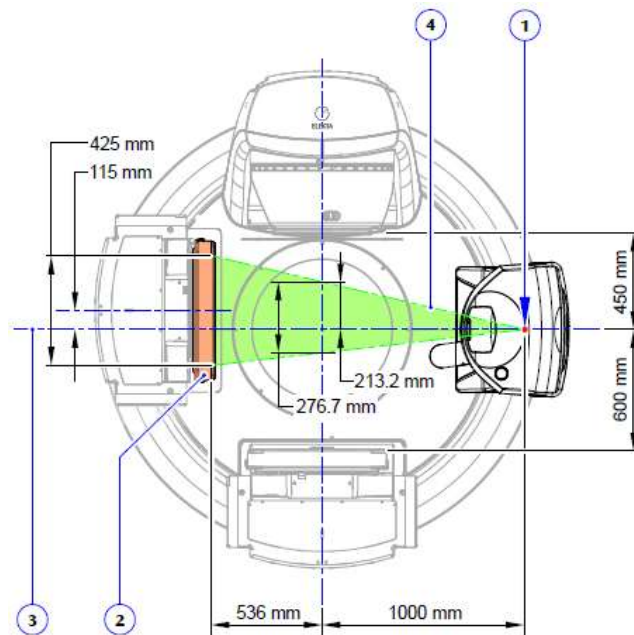
Figura 7 – Representação das distâncias da posição *small* do detector planar de silício amorfo



Legenda:(1) Ponto focal do feixe de raios-X kV; (2) Detector planar; (3) Eixo central do feixe cônico de raios-X;
(4) Projeção do feixe cônico de raios-X.

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

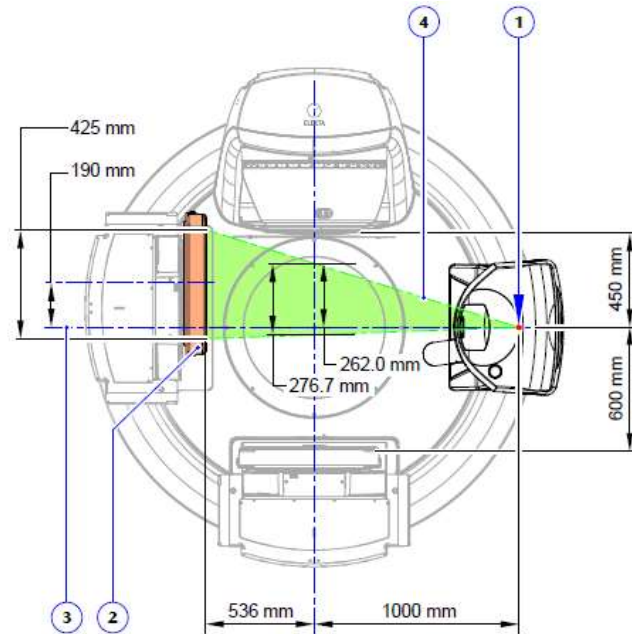
Figura 8 – Representação das distâncias da posição *medium* do detector planar de silício amorfo



Legenda:(1) Ponto focal do feixe de raios-X kV; (2) Detector planar; (3) Eixo central do feixe cônico de raios-X;
(4) Projeção do feixe cônico de raios-X.

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

Figura 9 – Representação das distâncias da posição *large* do detector planar de silício amorfo

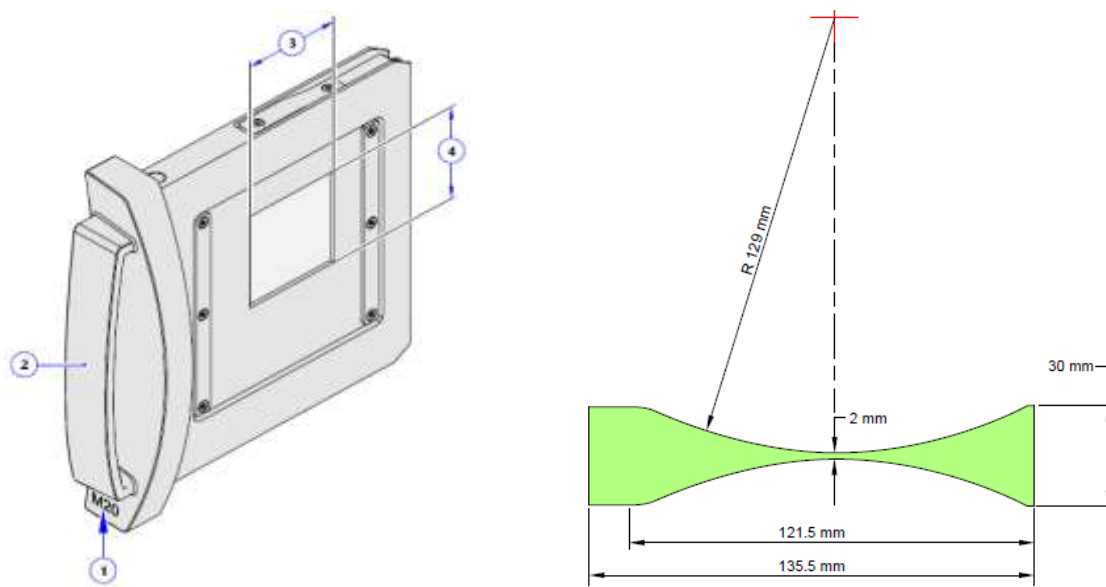


Legenda: (1) Ponto focal do feixe de raios-X kV; (2) Detector planar; (3) Eixo central do feixe cônico de raios-X; (4) Projeção do feixe cônico de raios-X.

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

Ainda com relação ao tubo de raios-X, é possível utilizar um filtro F1 no lugar do filtro padrão F0 para homogeneizar a intensidade do feixe cônico no sentido longitudinal (G-T), fazendo com que o mesmo atravesse uma placa de alumínio de formato côncavo, eliminando a divergência do feixe cônico e depositando menos dose na aplicação. Os colimadores são correspondentes e identificados em relação ao FOV escolhido. Sendo assim, cada colimador possui dimensões diferentes que conseqüentemente geram imagens 3D de tamanhos específicos.

Figura 10 – Acessórios do tubo de raios-X do XVI



(a)

(b)

Legenda: (a) Colimador (1) Identificação, (2) Puxador; (3) Visão de campo-comprimento (eixo G-T), (4) Visão de campo-largura (FOV). (b) Filtro F1.

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

Quadro 1 - Dimensões das imagens volumétricas (3D) e distâncias para cada colimador do sistema XVI

| Cassete | Projeção de campo $W \times L$ (mm) | | Projeção do Cilindro $D \times L$ (mm) | Peso (kg) |
|---------|----------------------------------------|-----------------------|----------------------------------------------|--------------|
| | no isocentro | no painel detector kV | | |
| S20 | 276,7 x 276,7 | 425,0 x 425,0 | 274,1 x 238,8 | 1,5 |
| S10 | 276,7 x 135,4 | 425,0 x 208,0 | 272,3 x 117,0 | 1,6 |
| M20 | 276,7 x 276,7 | 425,0 x 425,0 | 417,1 x 219,0 | 1,5 |
| M15 | 276,7 x 178,5 | 425,0 x 274,2 | 417,1 x 141,3 | 1,6 |
| M10 | 276,7 x 135,4 | 425,0 x 208,0 | 417,1 x 107,2 | 1,6 |
| M2 | 276, x 35,2 | 425,0 x 54,0 | 417,1 x 27,8 | 1,4 |
| L20 | 276,7 x 276,7 | 425,0 x 425,0 | 507,0 x 206,5 | 1,5 |
| L10 | 276,7 x 143,2 | 425,0 x 220,0 | 507,0 x 106,9 | 1,5 |
| L2 | 276,7 x 36,5 | 425,0 x 56,0 | 507,0 x 27,2 | 1,5 |
| 15 X 15 | 160,0 x 160,0 | 245,8 x 245,8 | 159,5 x 147,2 | 1,6 |

Fonte: XVI R5.0 *Instruction for Use*, 2013.

Os protocolos de aquisição de imagem são definidos por vários parâmetros, e são chamados de *presets*. O sistema possibilita a modificação ou inclusão de *presets*, desde que se obedeça aos limites e tolerância descritos nos manuais. A tensão do tubo de raios-X não pode ser alterada para qualquer valor, apenas para os valores de tensão para qual o equipamento foi calibrado (cada colimador possui valores de kV específicos).

O sistema de aquisição de imagens volumétrica por raios-X (XVI) kV-CBCT, do acelerador Synergy Elekta possui *presets* clínicos padrões do fabricante, para aquisição de imagens. Para cada região anatômica, existe um ou mais *presets* Elekta com valores pré-definidos dos parâmetros de aquisição e reconstrução de imagem, juntamente com a dose no isocentro. Estes valores são recomendados pelo fabricante, e a partir do correto comissionamento de dados, validação do sistema e QC, os *presets* Elekta podem ser utilizados clinicamente.

Os parâmetros de maior impacto na qualidade da imagem, e passíveis de modificação, são a tensão (kV) e corrente (mA/frame) do tubo de raios-X por frame, variação angular em graus (°) e velocidade (°/seg) do *gantry*, número de frames (frames), tempo da exposição por frame (ms/frame), filtro, *presets* de reconstrução, sentido da movimentação do *gantry* (CC e CW), tamanhos de FOV (comprimento do volume irradiado) e colimador (área do feixe de irradiação incidente no painel planar 2D). O sistema também possui software de análise que quantifica o valor médio de pixel para uma região de interesse (ROI) de diferentes tamanhos com suas respectivas incertezas.¹⁷

Figura 11 - Informações e parâmetros dos *presets* do sistema XVI

```
[Pelvis L20]
PresetDescription= Pelvis VolumeView with Bowtie filter F1
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAPerFrame=64
NominalmsPerFrame=40
kVCollimator=L20
kVFilter=F1
StartAngle=-180
StartAcqAngle=-180
StopAcqAngle=180
GantrySpeed=360
Direction=CW
Frames=350
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= L20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScenDose=26.8
Phantom=Body Phantom (Length 40cm)
TriggerInterval=0
Version=3
LastModified=03 March 2015 13:58:27
Checksum=43027
```

Nota: A figura representa a descrição dos parâmetros de aquisição da imagem dentro do software da XVI juntamente com informações importantes relacionadas ao *preset*. Para mais informações sobre o significado de cada linha dos *presets*, consultar o manual XVI R4.5 *Instruction for Use*, 2013.

2.5 Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (CBCT)

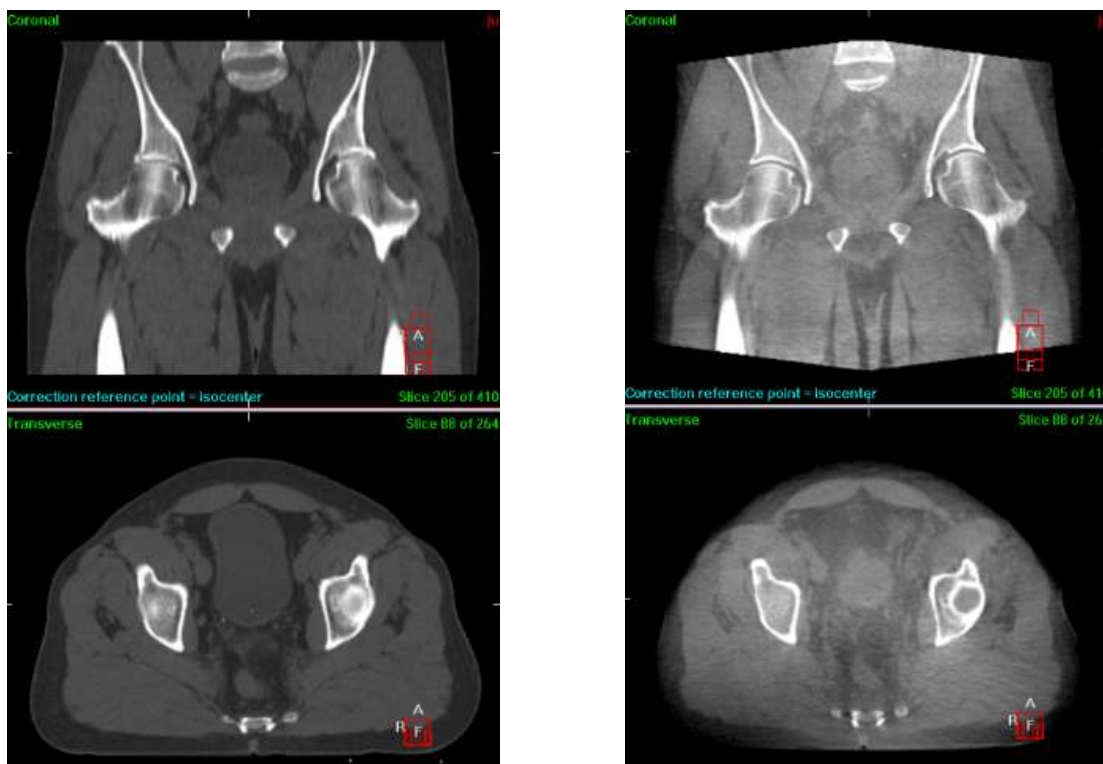
A imagem volumétrica de CBCT, é formada através da reconstrução da soma de diversas imagens 2D obtidas em um único arco de rotação do tubo de raios-X e do detector planar de silício amorfo em torno do paciente.¹

A imagem pelo kV-CBCT, é um dos sistemas para realização de IGRT com intuito de correção de posicionamento e alinhamento, verificação interna da região de tratamento, seja interfração pela variação do volume de preenchimento do órgão (principalmente pelve e abdômen) e mudanças anatômicas.⁴

A forma mais tradicional para verificação de posicionamento, geralmente raios-X anterior e lateral do paciente efetuados com o feixe MV de tratamento, depositam cerca de 4 a 16 cGy por pares de imagens 2D,² enquanto que para imagens volumétricas (3D) com kV-CBCT, estudos revelam que dependendo da região de tratamento, a dose varia entre 0,2 e 2,0 cGy por aquisição de imagem.¹⁸⁻²⁰

A imagem gerada pelo kV-CBCT possui uma qualidade inferior devido ao método de aquisição, principalmente pela geometria do feixe cônico, volume de interesse (entre 14 e 16 cm de comprimento), única rotação de *gantry* com tempo de aquisição entre 30 segundos e 2 minutos, e painel detector planar 2D. O sistema CT, faz aquisição com várias rotações em alta velocidade, entre 0,06 e 2,40 cm de comprimento, feixe em leque multislice, detector também em formato de leque, e aquisição da imagem de aproximadamente 30 segundos. Portanto, essa diferença nos sistemas, prejudicam a imagem do kV-CBCT, pela razão da movimentação randômica dos órgãos durante a longa aquisição, radiação espalhada e artefatos na imagem.^{2,5}

Figura 12 - Comparativo da qualidade da imagem de CT e CBCT



(a)

(b)

Legenda: (a) Imagem CT. (b) Imagem CBCT

Atualmente, a utilização do kV-CBCT é aplicada a praticamente todos os tipos de técnicas de tratamento, com por exemplo, cabeça e pescoço, mama, esôfago, pulmão, bexiga, próstata.^{1,2} O sistema CBCT é uma das melhores ferramentas na aplicação dos tratamentos IGRT, devido às seguintes comodidades e vantagens¹³

- a) Sistema integrado ao LINAC (funcionalidade na sala de tratamento);
- b) Procedimento não invasivo (não excluindo introdução de marcadores radiopacos);
- c) Velocidade da metodologia, não prolonga significativamente o tratamento (aquisição rápida);
- d) Precisão e exatidão geométrica (coincidência dos isocentros MV - kV);
- e) Capacidade de diferenciar tecidos moles com resolução suficiente que possibilita a redução de margens de segurança;
- f) Imagem volumétrica 3D (similar a CT para planejamento);

O kV-CBCT utilizado em IGRT, juntamente com acessórios de imobilização eficientes e específicos para cada sítio anatômico, possui papel fundamental na simplificação da aplicação de tratamentos hipofracionados (SRS, SRT e SBRT), considerando sua baixa deposição de dose durante o tratamento, permitindo a minimização das incertezas dos erros sistemáticos do alinhamento e posição dos órgãos intrafração, e dos erros randômicos de respiração interfração.⁵

O acompanhamento de imagens kV-CBCT, torna possível a eliminação da utilização do sistema de coordenadas extereotáxicas, onde os tratamentos necessitam de uma boa precisão de localização, devido ao alto tempo de feixe ligado e doses elevadas, e dos tratamentos adaptativos (IGART), nos casos em que se torna necessária a diminuição de margens ou como conjunto de dados para estimativa de dose devido às mudanças anatômicas dos órgãos.

A customização de *presets* para diferentes regiões de tratamento e volumes de interesse, torna-se importante, referente principalmente aos tratamentos IGRT, onde ocorre a aquisição de imagens diárias. A intenção de modificação dos parâmetros de aquisição do sistema CBCT, para diminuição da contribuição de dose, sem perder a qualidade da imagem, leva em consideração as seguintes justificativas:

- a) Princípio ALARA;
- b) *Constraint* dos OAR's (situação onde a dose do planejamento para o OAR está muito próxima do limite ou não consegue ser atingida, por exemplo parótidas);
- c) Aquisição da imagem em menor tempo (em respeito a pacientes com dificuldades no posicionamento);
- d) Repetição da imagem kV-CBCT (quando ocorre a necessidade de mais de uma imagem no mesmo dia, por exemplo tratamentos de próstata).

2.6 Garantia da qualidade (QA)

Devido à utilização da ferramenta de imagens volumétricas pelo feixe cônico kV para verificação do posicionamento e localização do alvo, é necessário um controle de qualidade (QC) periódico, para verificação e monitoramento da precisão e exatidão do sistema de

imagem, em relação à funcionalidade, estabilidade, geometria e qualidade da imagem do CBCT. Portanto, o QC periódico do CBCT é parte essencial do programa de garantia da qualidade (QA), para redução de incertezas e erros, diminuindo a probabilidade de incidentes e acidentes.²¹

Segundo os documentos TG-179 e *quality control in cone-beam computed tomography* ESTRO, após adquirir expertise em relação aos testes de QC juntamente com a estabilidade de resultados, para execução de IGRT por algum tipo de CT, o serviço pode modificar a frequência de acordo com a capacidade e especificação do sistema de aquisição de imagens. Conforme descrito no documento AAPM TG-142. O TG-179 ainda recomenda a aplicação de testes após qualquer atualização ou modificação em software ou hardware que impactem na precisão geométrica, qualidade da imagem ou dose, ou caso ocorra a necessidade de recomissionamento do sistema para IGRT.^{5,22}

Quadro 2 - Teste de QC para IQ recomendados pelo TG-179 e ESTRO para sistemas de IGRT baseados em CT

| Parâmetros | TG-179 (2012) | | ESTRO (2017) | |
|------------------------------------|---------------|---------------|--------------|-------------------|
| | Frequência | Tolerância | Frequência | Tolerância |
| Uniformidade | Mensal | Linha de base | Mensal | > 10 HU |
| SNR | Mensal | Linha de base | Mensal | 20% Linha de base |
| CNR (resolução de baixo contraste) | Mensal | Linha de base | Anual | 40% Linha de base |
| Resolução espacial | Mensal | < 5 lp/cm | Anual | < 5 lp/cm |
| Número de CT | Mensal | Linha de base | Mensal | > 50 HU |

Nota: As tolerâncias podem ser modificadas de acordo com a expectativa, expertise e performance do sistema.
Fonte: BISSONNETTE, J-P., et al, 2012

Para acompanhamento da degradação da imagem ou desgaste do sistema XVi, os testes de razão sinal ruído (SNR) e razão contraste ruído (CNR) fazem parte do QC, considerando no programa da garantia da qualidade os aspectos geométricos, de qualidade da imagem e de performance do sistema XVi. O sinal representa a média dos valores de pixel (\overline{CT}), que é caracterizada pela parte útil da imagem. O contraste é a diferença nos valores de pixel entre dois materiais ($\overline{CT}_1 - \overline{CT}_2$).

O ruído de uma imagem está relacionado ao desvio padrão dos números de pixel da imagem (σ), ou seja, corresponde às variações dos valores de pixel. Os principais parâmetros de influência para o ruído são a tensão (kV) e o produto corrente tempo (mAs) do tubo de raios-X, sendo que um menor valor para esses parâmetros, impacta na produção de artefatos

nas regiões de densidade uniforme, significando que um menor índice de dose tomográfico (CTDI), define um maior valor do número de HU.²³

2.7 Qualidade da Imagem (IQ)

A aquisição de imagem com geometria de feixe cônico exige uma área larga com detectores, chamados de *flat panel imagers* (FPI), que não possuem a mesma eficiência e qualidade dos detectores *multislice* da CT,⁵ como também, a abertura de ângulo do feixe causa espalhamento nas bordas do FPI, gerando sinais indesejáveis na imagem.^{24,25} O espalhamento do raios-X ainda resulta na redução de contraste para tecidos moles e aumento no ruído na imagem, que introduz artefatos *cupping* e *capping* na reconstrução 3D,²⁶⁻²⁸ e reduz a precisão no número de CT,⁴ sendo este último quesito, importante apenas se as imagens forem utilizadas para cálculo da distribuição de dose para planejamentos inversos.

A certificação da qualidade da imagem do sistema, através de testes, para análise dos fatores de uniformidade, não uniformidade, baixo contraste, valor de pixel por densidade eletrônica relativa, resolução espacial, razão sinal ruído (SNR), razão contraste ruído (CNR), tamanho e escala do *voxel* da imagem, garantem um melhor processo na formação da imagem, aumentando a confiabilidade e a precisão dos algoritmos de registro da imagem, visto que a matriz de pixel do detector de silício amorfo possui tamanho fixo, e a reconstrução da imagem caráter geométrico.⁴

Para os testes de controle de qualidade da imagem utilizam-se *phantoms*, com diferentes seções de anéis para análise dos fatores. A aquisição das imagens CBCT para análise da qualidade da imagem do presente trabalho, foram realizadas com o *CatPhan@ 503* que é composto por três sessões.

Os tópicos abaixo descrevem definições e os princípios gerais de vários testes recomendados para o QC do sistema CBCT. As tolerâncias para análise dos testes, ou dados comparativos da linha de base aplicados ao QC mensal, não devem ser utilizados na análise da influência da variação dos parâmetros de aquisição na qualidade da imagem. Os resultados das análises para os *presets* otimizados, devem ser avaliados relativamente com os dados obtidos através dos *presets* Elekta padrão de mesmo volume de imagem, assim como pela necessidade visual anatômica, e estimativa de dose.

2.7.1 Uniformidade

A uniformidade é um dos fatores essenciais para análise da qualidade da imagem. Considerando a imagem de um objeto simétrico constituído de uma única substância, ou seja, uma seção do *phantom* composta por uma única densidade eletrônica, idealmente espera-se um mesmo valor de *pixel* para qualquer ponto da imagem. Devido a algumas propriedades físicas e geométricas do feixe cônico, ocorrem alguns efeitos que causam a degradação ou perda de qualidade da imagem, como o efeito de *heel* dos detectores, endurecimento do feixe, artefatos entre outros.^{5,23}

A média dos valores de *pixel* em uma seção de área de interesse pequena, chamada de ROI, em um plano axial é utilizada para quantificar a uniformidade da imagem adquirida. A uniformidade é caracterizada pela porcentagem de diferença máxima entre a média de *pixels* da ROI central com uma ROI da periferia ou com a média de quatro ROI's periféricas, onde o valor positivo indica o efeito de *cupping*, demonstrando que pixels da ROI central são mais escuros do que os da periferia, e o valor negativo significa a situação inversa, onde a região central é mais clara, representando o efeito *capping*. A degradação da qualidade deste fator representa e o aparecimento de artefatos demonstra a necessidade de calibração do sistema.^{4,23}

$$Uniformidade = \frac{(\overline{CT}_{periphery} - \overline{CT}_{central})}{\overline{CT}_{central}} \quad (1)$$

Para o QC da qualidade da imagem do sistema CBCT, recomenda-se a execução mensal, com o mesmo setup e condições idênticas aos testes de aceitação. O tamanho da ROI interfere na avaliação da imagem, sendo que para ROI's maiores ocorre a redução na qualidade da imagem, devido ao efeito do espalhamento do feixe primário na fluência.⁵ Caso os valores demonstrem uma boa estabilidade e reprodutibilidade, pela avaliação referente aos dados da linha de base do comissionamento e testes de aceitação²⁹ o teste pode passar a ser executado numa frequência de 4 a 6 meses.^{5,23}

De modo similar, analisando os valores de pixel unitário de uma linha central que cobre horizontal ou vertical o *slice*, podemos quantificar a uniformidade vertical e horizontal da imagem volumétrica, utilizando a seguinte expressão.^{4,28}

$$Uniformidade (Vert. ou Horiz.) = \frac{(CT_{m\acute{a}x} - CT_{m\acute{i}n})}{(CT_{m\acute{a}x} + CT_{m\acute{i}n})} \quad (2)$$

A análise desses testes, são clinicamente importantes para verificar se os pixels de um mesmo material possuem valores similares em qualquer posição, garantindo que um órgão ou lesão que possua mesma densidade eletrônica seja definido pela mesma tonalidade de cinza na imagem volumétrica, independente do seu tamanho ou posição na imagem, conseguindo visualizar corretamente o volume do tumor ou estrutura.

2.7.2 Resolução de Baixo Contraste

O baixo contraste não é fácil de ser mensurado para imagens de CBCT como de CT, pois diferentemente das imagens de CT que são usadas para o diagnóstico ou planejamento de tratamento para radioterapia, as imagens volumétricas usadas em IGRT, geralmente possuem função de verificação de posicionamento e alinhamento, ou para verificação da movimentação interna e variação anatômica de órgão, logo, mesmo demonstrando uma boa qualidade, não necessita ser uma imagem tão acurada em termos de diferenciar materiais de densidade eletrônicas próximas.⁵

A pequena diferença entre os coeficientes de atenuação linear dos materiais, é que vai determinar a qualidade da imagem em termos de resolução de baixo contraste, mesmo que, os valores de pixel para este tipo de análise, dependam fortemente do tamanho dos objetos com densidades similares, tamanho do *voxel* de reconstrução e tamanho do *phantom*.⁵ A seção específica do *phantom* para realização deste teste, é composta por grupos de discos com densidade próxima ao material do *phantom*, que vão diminuindo de diâmetro. A qualidade da resolução de baixo contraste depende da diferenciação dos discos em relação ao material do *phantom*.^{21,30}

Um objeto é definido como visível em uma imagem, quando a média dos números de CT do objeto são diferentes do material de fundo, ou seja, há um contraste na imagem, e pelo desvio padrão médio (SD) dos pixels, que demonstra uma média do ruído. A resolução de baixo contraste, também pode ser avaliada pela razão contraste ruído (CNR), através do contraste absoluto (diferença dos valores médios entre a região de interesse e o material de fundo) ou relativo (diferença dos valores médios entre a região de interesse e o material de

fundo, normalizado para o material de fundo), representa a capacidade de conseguir distinguir a diferença entre um sinal e o sinal de background ou para materiais com densidades próximas que produzam sinais similares.²³

Utilizando duas ROI's para insertos de densidades próximas, que representam água (*Polystyrene*) e gordura (LDPE), o CNR pode ser definido pela razão da diferença entre os números de pixel da região de interesse, pela média do desvio padrão de ambos os insertos.³¹

$$CNR = \frac{\overline{CT}_1 - \overline{CT}_2}{(\sigma_1 + \sigma_2)/2} \quad (3)$$

Uma boa definição para o baixo contraste possui objetivo de diferenciar tecidos de densidades eletrônicas próximas. Considerando a aplicação clínica, este fator é importante para visualizar claramente a região limiar do tumor diferenciando dos tecidos saudáveis, principalmente para regiões onde a lesão e órgãos possuam propriedades de atenuação similares para aquela energia de feixe, como por exemplo a região abdominal e do cérebro.

2.7.3 Resolução de alto contraste

A maioria dos sistemas IGRT operam com uma resolução espacial substancialmente inferior ao seu melhor desempenho, devido ao grande tamanho do conjunto de dados volumétricos que seriam obtidos em resolução máxima, priorizando por exemplo, a resolução espacial de baixa densidade, que para o IGRT é significativamente mais importante. Deste modo, o teste de resolução espacial é aplicado com objetivo maior para verificação da calibração de leitura angular e geometria do detector planar, comprovada pela redução da resolução espacial com a linha de base.⁵

A resolução espacial é determinada primeiramente pelo tamanho do ponto focal do tubo de raios-X, definida pelo tamanho do menor objeto que possa ser identificado no conjunto de dados volumétricos obtidos pela aquisição do sistema, portanto é limitado pelas dimensões do *voxel*, sendo que quanto menor, melhor a qualidade da imagem.

Um método qualitativo de análise, avalia visualmente paredes de materiais de alta e baixa resolução espacial com diferentes frequências, onde a identificação visual desses pares

(lp/cm) representa o limite da resolução.²³ A seção do *Catphan* para análise é composta por 21 conjuntos de pares de barras de alumínio, onde cada conjunto é caracterizado por uma menor distância entre as barras, espaçamento chamado de *gap*.

O método quantitativo de análise, utiliza do valor da resposta da frequência de onda quadrada em relação ao *gap* do conjunto, para avaliação através da função de transferência de modulação (MTF) por um software. O método subjetivo consiste na observação da separação do conjunto com menor *gap* entre as barras de alumínio, determinando qual o menor conjunto de pares observados na imagem.

Recomenda-se que este teste seja efetuado mensalmente^{22,26} durante, no mínimo, 6 meses, e após esse período, se as medidas se demonstrarem estáveis, a frequência pode ser diminuída. Vários autores relatam que um limite aceitável deve estar dentro da ordem de 6 a 9 pares de linhas/cm para imagens KV-CBCT, e o TG-179 acima de 5 lp/cm.⁵

2.7.4 Valores de pixel

Os valores de pixel, podem ser expressos em unidades *Hounsfielde* (HU) ou em número de CT (CT), dependendo do tipo do software do sistema e como foi executada a calibração do mesmo. A curva de calibração é definida pelo gráfico de densidade eletrônica relativa (RED), pelo valor do número de pixel (HU ou CT) para diferentes materiais.

O valor de número de pixel tem papel principal na radioterapia na etapa de planejamento, onde a interação do feixe de radiação nos *voxels* da imagem, depende da curva de calibração inserida no TPS.

Para a construção da curva de correção, é necessário que o *phantom* tenha vários insertos com diferentes densidades. O HU é originalmente definido para a CT, mas aplica-se os mesmos princípios para o CBCT. A escala de HU teoricamente é definida em relação à água, através do coeficiente de atenuação linear (μ) dos materiais. Deste modo, a água é utilizada como material de normalização da curva, obtendo o 0 HU para a água e -1000 para o ar.²³

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{\text{agua}}}{\mu_{\text{agua}}} \quad (4)$$

A densidade eletrônica e o coeficiente de atenuação linear dos tecidos do corpo humano, possuem relação bilinear, de modo que para definir a densidade eletrônica do material pelo HU, deve-se aplicar equações diferentes para cada parte da curva.³²

A relação entre os parâmetros para a construção da imagem, podem sofrer influência por diversos fatores, como o espalhamento da radiação pelo paciente e detector, que altera a densidade do *voxel*; o endurecimento do feixe pela parte central do objeto onde o feixe atravessa uma espessura maior do que na periferia causando o efeito *cupping* que deixa a região central com *voxel* de menor valor; presença de objetos de alta densidade (como implantes), causando artefatos na imagem; interação total ou parcial do feixe com o paciente em relação ao detector planar que produz mudança no valor dos *voxels*, já que o processo de reconstrução leva em consideração a atenuação que ocorre dentro do volume da imagem, ou seja, campo de visão (FOV); e versão do software de imagem.²³

A curva de calibração (referente ao HU ou com valores do pixel) deve ser obtida no comissionamento, sempre que ocorrer atualizações de software, e como parte do QC mensal. Caso alguma alteração no sistema modifique os valores de linha de base, deve ser realizada outra curva de calibração. O teste deve ser realizado mensalmente, e após uma estabilidade dos dados com a linha de base, a frequência pode diminuir para 4 a 6 meses.²³

Além de diferenciar os tecidos do corpo humano visualmente para verificação do alinhamento e posicionamento, e variação interna de órgãos para o IGRT, este parâmetro impacta significativamente, quando a imagem de CBCT é utilizada principalmente para realização de cálculos de dose.^{33,34}

2.7.5 Tamanho do *voxel* e escala da imagem

A verificação da escala da imagem volumétrica, que consequentemente demonstra resultados de qualidade da imagem em relação ao tamanho do *voxel*, é realizada pela medida entre dois pontos em qualquer corte de *slice*, desde que as distâncias entre os pontos sejam fornecidas pelo fabricante ou que possa ser medida de maneira direta pelo usuário, com equipamento adequado. Outra maneira é utilizar objetos com dimensões conhecidas.

Na análise do QC o limite em relação ao valor da medida executa através do software, para a imagem deve possuir uma variação máxima de $\pm 1\text{mm}$. Esse tipo de teste refere-se à qualidade geométrica da imagem, pela coincidência das dimensões do objeto físico, com a

distância da imagem adquirida pelo sistema e reconstruída pelo software, e sendo executada nas três dimensões da imagem CBCT, garante a veracidade das dimensões na imagem volumétrica 3D.^{5,23}

2.8 Precisão Geométrica

As imagens volumétricas do CBCT são utilizadas em radioterapia para verificação de posicionamento e alinhamento do paciente, e das dimensões, movimentação e distribuição de estruturas internas do paciente, para a garantia na eficiência da entrega de dose. Portanto, a verificação dos aspectos geométricos, na reconstrução da imagem, movimentação da mesa e coincidência de isocentros kV e MV são de extrema importância, e devem estar presentes no QA.⁵

Os três principais aspectos de que devem ser avaliados são a linearidade, que representa a concordância nas dimensões das estruturas na imagem 3D com as reais da anatomia do paciente; a precisão geométrica do sistema, através da correta informação do sentido e direção de movimentação da mesa de tratamento, devido às correções quando necessário; e a estabilidade espacial (coincidência dos isocentros do sistema CBCT com o *gantry*), que determina à exatidão no posicionamento do paciente do sistema de aquisição de imagem para a aplicação do tratamento pela exposição do feixe de tratamento.²³

Para análise destes quesitos da imagem, executa-se uma aquisição de imagem CBCT de um objeto, posicionado no isocentro de tratamento (por exemplo pelos lasers da sala), deslocando-o do seu centro à uma distância conhecida. Ao realizar a coincidência dos isocentros da imagem CBCT com a imagem de CT, é possível verificar a linearidade do objeto devido ao formato geométrico de mesma estrutura física, a precisão geométrica e estabilidade espacial, pela igualdade do valor de deslocamento da mesa informado pelo sistema, já que o objeto foi deslocado do seu centro por valores pré-estabelecidos, a partir do isocentro de tratamento.

Os testes geométricos em relação ao sistema CBCT exigem frequência diária, e para simplificação do processo, existem vários *phantoms* que podem ser utilizados para este tipo de verificação (com por exemplo o *Penta Guide*). A tolerância depende do tipo de técnica de entrega de dose utilizada pelo equipamento, sendo de 1 mm para tratamentos hipofracionados com SRS, SRT e SBRT, e 2 mm para as demais técnicas.²²

2.9 Estimativa da Dose

A produção do feixe de raios-X é descrita em termos de eficiência do tubo, qualidade, quantidade e exposição do feixe de radiação. Estas caracterizações do feixe são determinadas por alguns fatores e parâmetros, sendo os principais a tensão e corrente do tubo, tempo de exposição, material do alvo, e filtro do feixe. De caráter mais significativo, em termos de contribuição para deposição de dose, a qualidade do feixe é relacionada a intensidade da energia média para geração do feixe de raios-X, a quantidade do feixe com o número de fótons emitidos, e o tempo de exposição ao feixe.³⁵

A dose, pode ser determinada através das medidas de exposição e kerma no ar. A definição de kerma é expressa pela razão da energia cinética inicial das partículas ionizantes carregadas (elétrons e íons) dE_{tr} , oriunda da interação das partículas não carregadas (*fótons*) em um material de massa dm , sendo sua unidade de medida o J/kg ou Gy . Para um feixe de fótons que atravessa um meio, o kerma em um ponto é diretamente proporcional a energia de fluência ψ pela expressão

$$K = \psi \cdot \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) \quad (5)$$

onde $\bar{\mu}_{tr}/\rho$ é o coeficiente de transferência da energia média para o meio, e ψ a razão da soma das energias dE de todos os *fótons* que atravessam uma seção de área da .

O kerma total é a soma do kerma de radiação K_{rad} e do kerma de colisão K_{col} , onde K_{col} são as partículas carregadas que depositam energia no meio. O kerma também pode ser expresso em relação a exposição $X = dQ/dm$, onde dQ é a carga total de íons de mesmo sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons e íons liberados ou criados por fótons, em um volume de ar com massa dm , foram completamente freados no ar.

Deste modo, pode-se definir que a dose absorvida da interação da radiação com o ar, é determinada pelas seguintes expressões

$$D_{air} = (K_{col})_{air} = X \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right) \quad (6)$$

onde \bar{W}/e é a energia média necessária para produzir a ionização de um par de partículas.^{36,37}

A dose é uma grandeza física diretamente proporcional à energia depositada em um volume de massa m . Sabendo que a energia é dependente do espectro do feixe de raios-X, e da intensidade, ou seja, número de fótons oriundo do tubo, pode-se estimar a dose, conhecendo também o tempo de exposição ao feixe, e a distância. Esta estimativa de dose por projeção, utilizando parâmetros do tubo de raios-X (tensão e corrente de operação) e condições de tempo e distância, que influenciam no espectro do feixe é expresso pela equação.³⁸

$$D \propto \frac{kVp^2(V^2) \cdot mA(A) \cdot t(s)}{d^2(m^2)} \quad (7)$$

O kVp é o pico da kilotensão (V) de operação do tubo, ou seja, a máxima tensão a qual os elétrons são acelerados, e representa a qualidade do feixe. Um feixe de 60 kVp produz elétrons com energia máxima de 60 keV. Feixes de alta qualidade possuem uma maior porcentagem de fótons de alta energia, sendo considerados mais monoenergéticos do que feixes de baixa qualidade, ou seja, quanto maior a potencia do tubo maior a qualidade do feixe. O kV do tubo de raios-X, descreve o padrão da curva do espectro de energia, e a variação deste parâmetro, modifica a distribuição de energia do feixe. A grande parte da energia do feixe emitido, depende da radiação de *bremssstrahlung*, portanto, com o aumento do kV, maior a energia dos fótons de raios-X.³⁵

A quantidade de raios-X, possui dependência com a corrente de operação do tubo e número atômico do alvo. O aumento da corrente do equipamento, causa um maior aquecimento do filamento, acarretando na maior ejeção de elétrons. O material de que o alvo é composto, ou seja, o número atômico, altera a quantidade de radiação, devido à relação de probabilidade de interação da radiação com o coeficiente de atenuação linear do material. Para determinar a deposição da energia, deve-se levar em conta a quantidade de tempo de exposição ao feixe, deste modo, tanto a corrente (A) quanto o tempo (s) de exposição são diretamente proporcionais a dose. A alteração do produto corrente tempo não modifica o padrão da curva do espectro, apenas altera a quantidade de fótons.³⁸

A radiação X emitida de uma fonte pontual é distribuída uniformemente em todas as direções. Assim, a quantidade de raios-X medidos, depende da distância da fonte pontual. A lei do inverso do quadrado afeta o espectro de raios-X, em que a quantidade de fótons diminui pelo inverso do quadrado da distância ao quadrado. Sendo assim, a dose é inversamente proporcional ao quadrado da distância. Para alterar a energia média do feixe (qualidade), alguns equipamentos utilizam filtros, que absorvem os fótons de menor energia, deixando o feixe mais monoenergético.³⁸

A equação 7 determina a estimativa de dose para geração de imagem 2D em um disparo do tubo de raios-X, ou seja, a equação fornece a dose por projeção. Para sistemas de aquisição de imagem CBCT, ainda é necessário levar em consideração o número de projeções (*frames*), que são disparados ao redor do paciente, para formação da imagem volumétrica (3D). A estimativa de dose final de uma imagem CBCT, é proporcional ao número de *frames*.³⁹

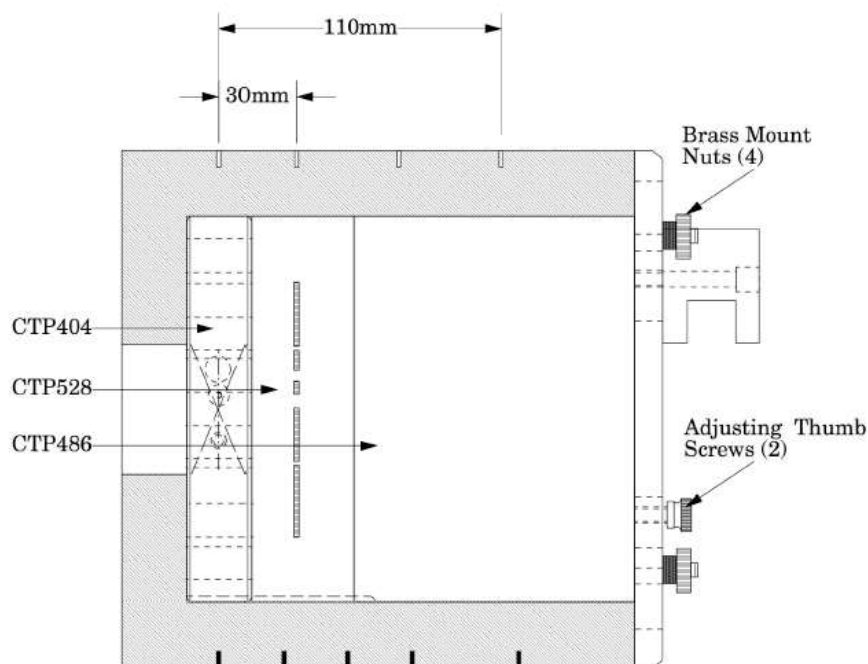
3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Materiais utilizados

3.1.1 CatPhan 503

O *CatPhan* é um *phantom* utilizado para análise de qualidade da imagem, e é composto por diferentes seções (anéis) que possuem características específicas para diferentes tipos de análise. Neste presente trabalho foram utilizados o *CatPhan 503* para os testes QC mensal do sistema XVi (CBCT Elekta) e análise dos fatores de influência nos *presets* clínicos Elekta. As dimensões do *phantom* são de 150 mm de altura (y) e largura (x), e as marcações centrais das sessões CTP528 e CTP486, estão a uma distância de 30 mm e 100 mm do centro da seção CTP404 respectivamente.

Figura 13 - Representação do *CatPhan 503*

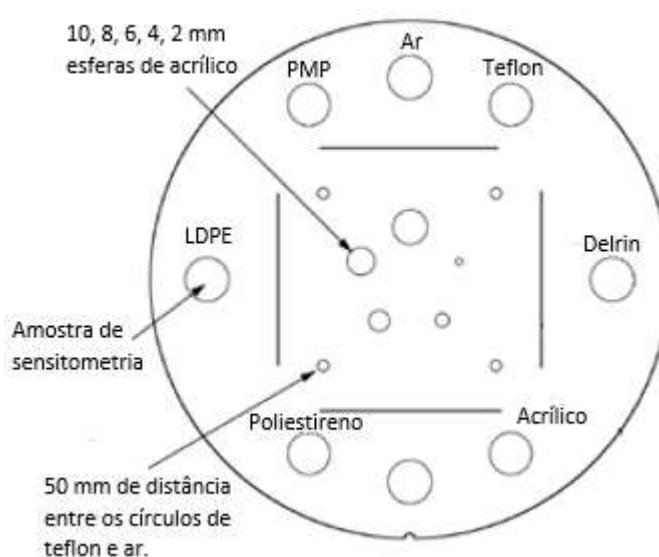


Fonte: Manual *CatPhan 503*.

a) CTP404

Esta seção é composta por 8 insertos maiores com 7 diferentes densidades, 4 insertos menores de 2 densidades, e marcações de alinhamento interno. Os insertos maiores são utilizados para verificar o valor dos números de pixel ou CT, e os menores para verificar a distância (valor da escala do pixel). O quadrado central formado por 4 pequenos círculos de teflon, possuem comprimento de 50 mm nas arestas vertical (x) e horizontal (y).

Figura 14 – Descrição da seção CTP404 com distâncias, sensitometria e tamanho do pixel.



Fonte: Manual *CatPhan 503*.

Quadro 3 - Especificações e características dos materiais do CTP404

| Material | HU range | | Densidade eletrônica relativa (RED) |
|--------------|----------|------|-------------------------------------|
| Ar | -1046 | -986 | 0 |
| PMP | -220 | -172 | 0,853 |
| LDPE | -121 | -87 | 0,944 |
| Água | -7 | 7 | 1 |
| Poliestireno | -65 | -29 | 1,017 |
| Acrílico | 92 | 137 | 1,146 |
| Delrin | 344 | 387 | 1,319 |
| Teflon | 941 | 1060 | 1,876 |

Fonte: Manual *CatPhan 503*.

b) CTP 528

Esta seção possui 21 pares de linhas por centímetro distribuídos circularmente próximos a periferia, e duas fontes de impulso (esferas) de material uniforme, localizadas no eixo Y 20 mm acima ou abaixo do centro e 2,5 e 10 mm do centro no eixo Z, para teste de alta resolução.

Quadro 4 - Especificações das distâncias do espaçamento (*GAP*) dos pares de linhas/cm da seção CTP528.

| Pares de linhas/cm | Tamanho do espaçamento | Pares de linhas/cm | Tamanho do espaçamento |
|--------------------|------------------------|--------------------|------------------------|
| 1 | 0,500 cm | 11 | 0,045 cm |
| 2 | 0,250 cm | 12 | 0,042 cm |
| 3 | 0,167 cm | 13 | 0,038 cm |
| 4 | 0,125 cm | 14 | 0,036 cm |
| 5 | 0,100 cm | 15 | 0,033 cm |
| 6 | 0,083 cm | 16 | 0,031 cm |
| 7 | 0,071 cm | 17 | 0,029 cm |
| 8 | 0,063 cm | 18 | 0,028 cm |
| 9 | 0,056 cm | 19 | 0,026 cm |
| 10 | 0,050 cm | 20 | 0,025 cm |
| | | 21 | 0,024 cm |

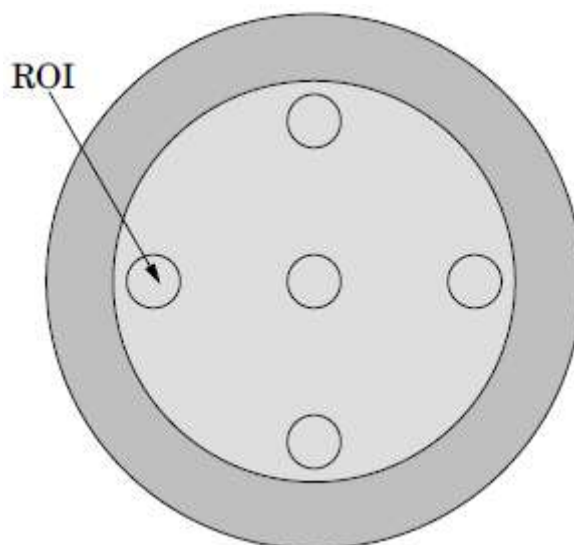
Fonte: Manual *CatPhan 503*.



c) CTP 486

Esta seção é composta totalmente por um material de mesma estrutura, ou seja, é uma seção com material homogêneo, para verificação da uniformidade da imagem.

Figura 15 - Representação da seção CTP486, com os pontos principais de análise.



Nota: Disposição das ROI's para teste de uniformidade.

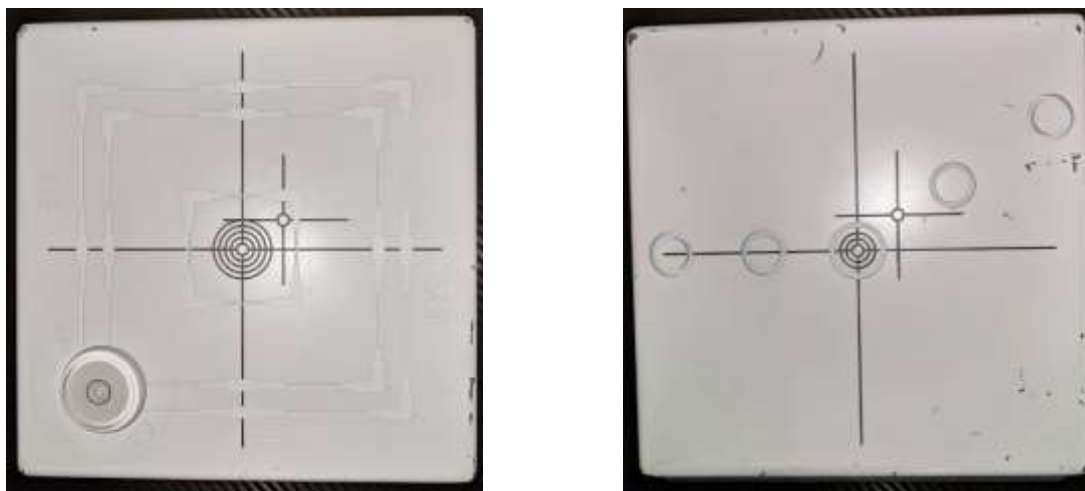
Fonte: Manual *CatPhan 503*

3.1.2 Penta Guide (Quasar)

O *phantom Penta Guide* é utilizado para testes de QC diário para sistemas de IGRT, verificando aspectos de imagem e principalmente a precisão geométrica de maneira fácil e ágil. O cubo de dimensões de 16 cm, possui marcações primárias nas faces para centralização do mesmo, e outros pontos secundários para deslocamento do *phantom* em direção, sentido e distâncias diferentes para os três eixos, para verificação da precisão geométrica da mesa e coincidência dos isocentros.

Desenhos de tamanhos de campo ($4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $12 \times 12 \text{ cm}^2$), e de círculos distribuídos no formato de uma curva suave, para verificação de rotação, estão presentes em algumas das suas faces. Ainda, no interior encontram-se objetos ocós em formato simétrico, para verificação da linearidade da imagem.

Figura 16 - Faces do *Penta Guide* (Quasar) para verificação de posicionamento.



(a)

(b)

Legenda: (a) Face para verificação de tamanho de campo (b) Face para verificação de rotacional.

3.2 Metodologia para qualidade da imagem (IQ)

A metodologia completa para análise final do trabalho foi separada em etapas. O trabalho foi desenvolvido com o acompanhamento mensal de testes de CQ de qualidade da imagem, testes diários com a utilização do Quasar *Penta Guide*, para verificação dos parâmetros de precisão geométrica, como acurácia, linearidade, e estabilidade espacial e ainda foram realizados dois acompanhamentos de calibração geométrica, e os testes de performance do sistema de imagem juntamente com a assistência técnica do acelerador Synergy Full Elekta.

A segunda etapa consiste na aquisição de imagens dos *presets* padrão Elekta, com variação de apenas um dos parâmetros por vez, chamados de *presets* modificados. Estas análises iniciais, tiveram o objetivo de verificação da influência da variação dos parâmetros de aquisição na IQ. Os resultados dos *presets* modificados foram importantes para a eliminação de algumas variações que prejudicaram significativamente a qualidade da imagem, e da verificação de quais parâmetros serão modificados para redução de dose para cada volume de imagem.

Os *presets* customizados, têm por objetivo, definir quais os parâmetros de aquisição da imagem dos *presets* Elekta devem ser modificados, sempre visando a diminuição da dose do CBCT, sem que ocorra uma perda significativa da qualidade da imagem, obtendo como

resultado final, uma otimização dos *presets* Elekta, com intuito da menor contribuição de dose pelo CBCT nos tratamentos IGRT para diferentes regiões.

Deste modo, para determinação dos *presets* customizados, foram levados em consideração a análise primária da influência na qualidade da imagem pela variação dos parâmetros de aquisição, e de fatores importantes para visualização das imagens, que vão depender da região anatômica de tratamento.

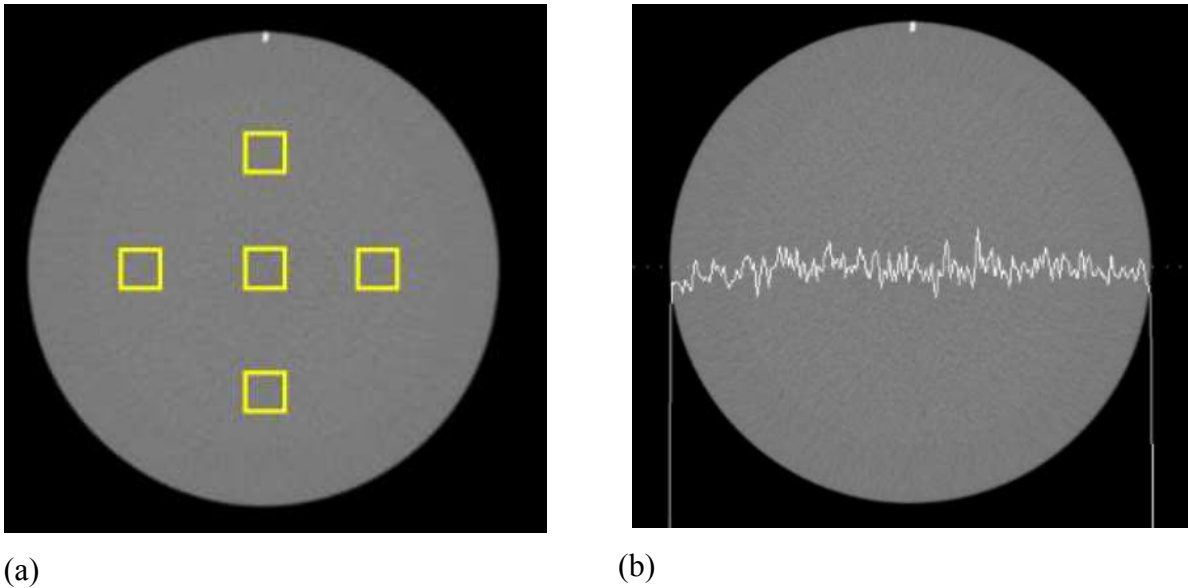
A estimativa de dose entre os *presets* padrão Elekta e os *presets* otimizados foi determinada teoricamente, para verificar a proporção de redução de dose devido às modificações, estabelecendo uma proporção entre a dose de projeção de um feixe de raios-X, com os parâmetros de aquisição de imagem.

Figura 17 – *Software* XVI para análise de IQ.



A quantificação dos valores de *pixel* foi determinada pelo *software* de análises do sistema XVI. Para realização dos testes de uniformidade e não-uniformidade é adquirida a imagem da seção CTP486. A média dos valores de *pixel* utilizados para análise são determinados por uma seção de área (*box*) de 1 cm², com posicionamento central no corte axial do *CatPhan*, e 4 valores das periferias distantes 4,5 cm do isocentro da imagem, determinando a uniformidade. A não-uniformidade utiliza o valor máximo e mínimo de *pixel* sobre uma linha atravessando o isocentro da imagem. Outro fator, agora para o QC mensal do XVI, o SNR foi avaliado através das imagens do CTP486.

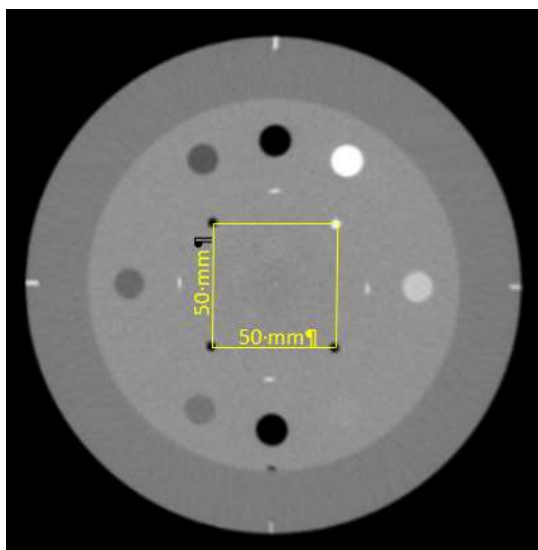
Figura 18 – Imagem obtida com CBCT para análise de QI da seção CTP486



Legenda: (a) Uniformidade. (b) Uniformidade horizontal

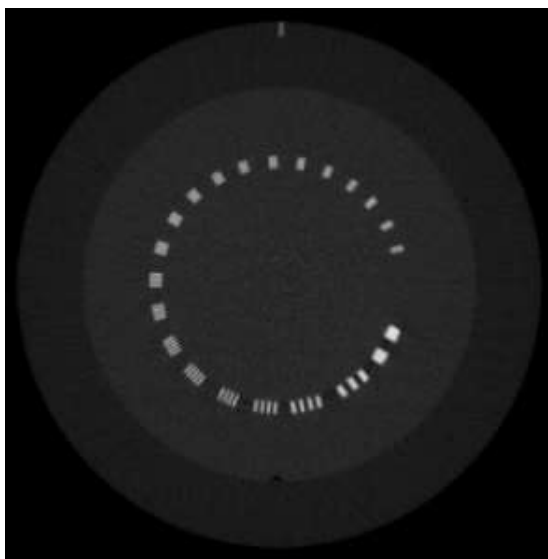
A seção CTP404 composta dos insertos de diferentes materiais foi utilizada para verificação do contraste de baixa resolução e linearidade dos valores de *pixel* de cada material com relação à densidade eletrônica relativa. Em ambos os casos as medidas dos valores de *pixel* e o desvio padrão são determinados por uma ROI (região de interesse) de 0,35 cm² de área. Nessa seção também é realizada a medida da distância horizontal e vertical das marcações centrais, para verificação do tamanho da escala de *pixel*.

Figura 19 – Imagem obtida com CBCT para análise de QI da seção CTP404.



A análise qualitativa para a resolução espacial (contraste de alta resolução) das imagens volumétricas de CBCT foi avaliada através da seção CTP528. Os valores apresentados são relativos à percepção visual do *gap* entre as barras do material de alta densidade. Para melhor visualização o janelamento com intervalo no número de pixels de 400 para valores de densidades elevados é conveniente.

Figura 20 – Imagem obtida com CBCT para análise de IQ da seção CTP528.



3.2.1 Metodologia para controle de qualidade (QC)

Para garantir a veracidade dos valores obtidos neste presente trabalho, foi realizado o controle da qualidade mensal do sistema XVI, seguindo recomendações e tolerâncias dos documentos “*Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based Technologies: A report of the AAPM TG-179* e *quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA PROTOCOL*”.

O CQ foi realizado com medições mensais utilizando o *phantom CatPhan 503*(CTP 503), através da aplicação de *presets* do sistema (*presets QC*). Para cada QC, é adquirido um grupo de quatro imagens, sendo 1 para cada uma das três seções e 1 para o volume completo do CTP 503. Cada seção do *phantom* corresponde a um tipo de teste, ou seja, cada aquisição de imagem é utilizada para análise de fatores de qualidade da imagem específicos.

Quadro 5 – Parâmetros dos preset QC.

| Parâmetros | QC Uniformidade | QC Contraste | QC Espacial | QC Geométrico |
|----------------------------------|-----------------|--------------|-------------|---------------|
| Tensão (kV) | 120 | 120 | 120 | 120 |
| Corrente (mA) | 20 | 20 | 20 | 20 |
| Tempo (ms) | 20 | 20 | 20 | 20 |
| Cassete colimador | S10 | S10 | S10 | S20 |
| Filtro | F0 | F0 | F0 | F0 |
| Ângulo inicial (°) | 180 | 180 | 180 | 180 |
| Ângulo inicial de aquisição (°) | -180 | -180 | -180 | -180 |
| Ângulo final de aquisição (°) | 180 | 180 | 180 | 180 |
| Sentido de rotação do gantry | CW | CW | CW | CW |
| Projeções (<i>frame</i>) | 660 | 660 | 660 | 660 |
| Dimensão de projeção da imagen U | 1024 | 1024 | 1024 | 1024 |
| Dimensão de projeção da imagen V | 1024 | 1024 | 1024 | 1024 |

O CTP 503 deve ser encaixado na borda da caixa, posicionando sua estrutura para fora da mesa, com o *phantom* na direção do *gantry* e a caixa na direção da mesa (G-T) (Figura 21). O alinhamento com os lasers da sala é efetuado através de duas marcações laterais e superior, centralizando o *phantom* com o isocentro do LINAC (Figura 22 (a)). O posicionamento central de cada seção em relação ao isocentro é definido por diferentes pontos (marcações) na parte superior, (Figura 22 (b)) distribuídos em linha reta. Portanto, para posicionar a seção de interesse no isocentro, desloca-se a mesa longitudinalmente para a marcação que representa o centro da seção desejada.

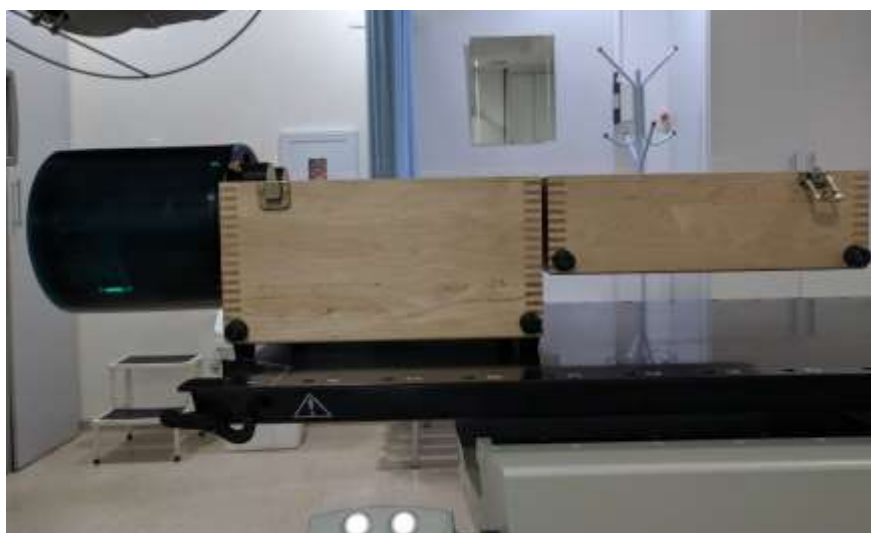
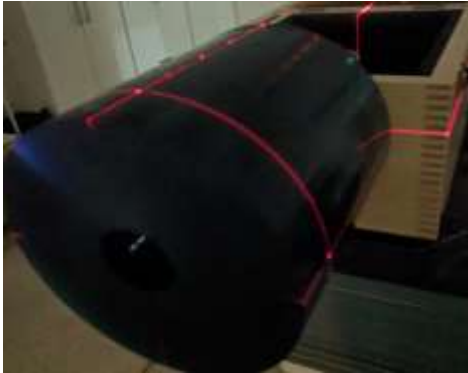
Figura 21 – Posicionamento do *phantom* em relação a mesa de tratamento

Figura 22 – Configuração para execução de aquisição de imagens de IQ do CTP 503



(a)



(b)

Legenda: (a) Alinhamento em relação ao isocentro. (b) Ponto de referência para centralização de cada seção.

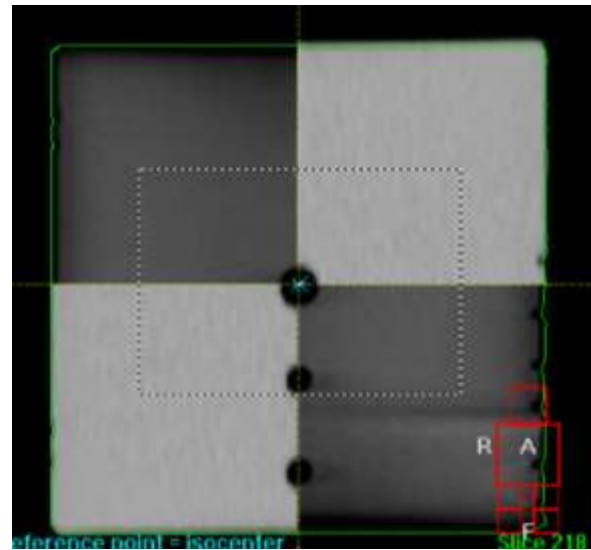
Nos testes diários, para verificar a precisão geométrica da mesa e a coincidência dos isocentros, o *Penta Guide* deve ser centralizado nas marcações secundárias, pelos lasers da sala (isocentro de tratamento), e depois deslocadas para o cento secundário (Figura 23 (a)). Com a aquisição da imagem volumétrica CBCT e fusão com a imagem CT pelo software do sistema XVI, espera-se uma correção com valor de deslocamento de mesa equivalente as distâncias descritas no manual entre a posição primária (central) e secundária.

A linearidade da imagem é avaliada pela sobreposição de estruturas simétricas ocas (Figura 23 (b)) distribuídas dentro do *phantom*, como também a rotação da imagem é verificada pela coincidência de círculos desenhados em pequenas profundidades nas faces do mesmo.

Figura 23 – Configuração para execução de aquisição de imagens do *Penta Guide*



(a)



(b)

Legenda: (a) Posicionamento no isocentro secundário. (b) Sobreposição das imagens CBCT e CT.

3.2.2 Metodologia para medidas dos *presets* clínicos Elekta e *presets* modificados

Para análise dos fatores da qualidade da imagem de cada *preset*, foi realizada uma única aquisição, gerando a imagem completa do CTP 503. O *phantom* é posicionado inicialmente no isocentro do acelerador, ajustando o mesmo através das marcações laterais e superior com os lasers da sala de tratamento. Como o CTP 503 possui três diferentes seções para análise, a mesa é deslocada longitudinalmente até que o laser coincida com a marcação superior que representa o centro da seção intermediária (CTP528).

Nesta etapa foram selecionados quatro *presets* clínicos Elekta, e para cada um deles foram definidos outros *presets*, formando assim quatro grupos de *presets* modificados. Para cada novo *preset* do grupo, ocorre a variação de um único parâmetro da aquisição da imagem. Desta forma, é possível verificar e analisar, a influência que determinado parâmetro causou na qualidade da imagem daquele específico *preset* clínico estabelecido pela Elekta.

Os *presets* escolhidos para realização da análise dos fatores de influência, foram selecionados por serem diferentes na área irradiada do detector pelo feixe cônico (*small*, *medium* ou *large* - FOV), e comprimento de aquisição da imagem (varredura determinada pelo colimador). Os parâmetros variáveis, que afetam a qualidade da imagem e dose são: tensão (kV) e produto corrente tempo (mAs) do tubo de raios-X; intervalo angular (°) de aquisição, velocidade do gantry (°/seg.); e número de frames por aquisição de imagem.

Quadro 6 - Parâmetros de aquisição de imagem dos *presets* clínicos Elekta e variações para *presets* modificados

| Parâmetros | F. Prostate S10 | | F. Head & Neck S20 | | Prostate M15 | | Chest M20 | |
|----------------------------|-----------------|----------------|--------------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|
| | <i>Preset</i> | <i>Presets</i> | <i>Preset</i> | <i>Presets</i> | <i>Preset</i> | <i>Presets</i> | <i>Preset</i> | <i>Presets</i> |
| | Elekta | Modificados | Elekta | Modificados | Elekta | Modificados | Elekta | Modificados |
| Tensão (kV) | 120 | 70 | 100 | 70 | 120 | 100 | 120 | 100 |
| Corrente (mA) | 16 | 10 | 10 | 10 | 64 | 10 | 20 | 10 |
| Tempo (ms) | 16 | 10 | 10 | 10 | 40 | 10 | 20 | 10 |
| Ângulo de aquisição (°) | 200 | 150 | 200 | 160 | 360 | 320 | 360 | 340 |
| Velocidade do gantry (°/s) | 360 | 220 | 180 | 360 | 360 | 270 | 360 | 220 |
| Projeções (frames) | 183 | 135 | 183 | 138 | 330 | 165 | 330 | 200 |

Nas colunas em negrito estão os valores dos *presets* clínicos Elekta, enquanto nas seguintes a variações dos parâmetros de aquisição de imagem, lembrando que para cada

variação, foi realizada uma aquisição de imagem, para análise individual de influência para variação de cada parâmetro, totalizando 19 *presets* modificados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Controle da qualidade (QC)

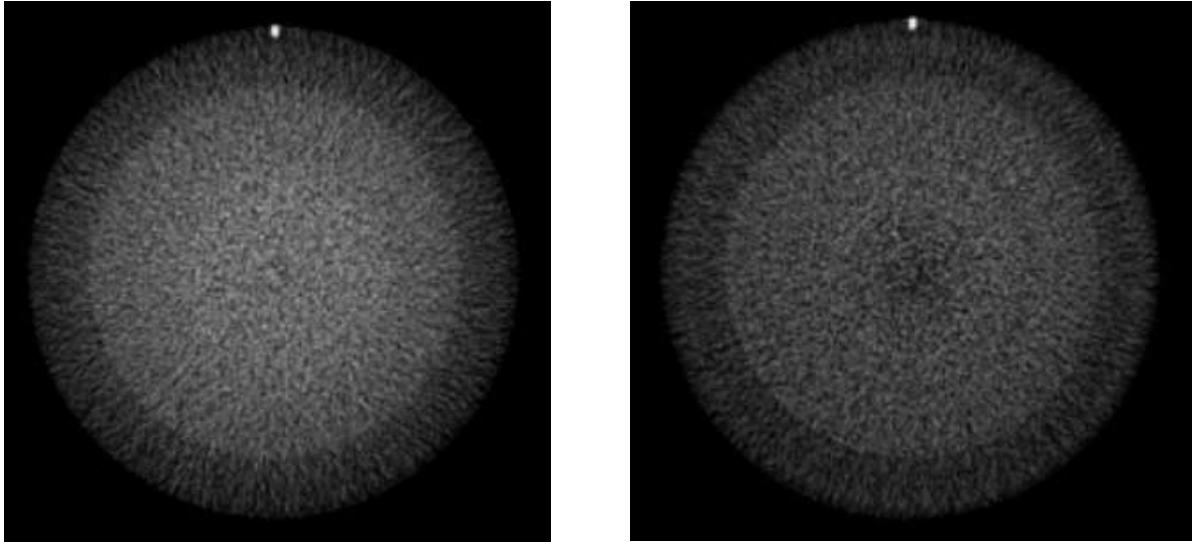
Os *presets* QC como não possuem intuito de aplicação clínica, e somente para testes de performance do sistema CBCT, são definidos com os parâmetros de aquisição de imagem para obter a melhor qualidade de imagem, sem preocupação com a dose recebida. Os resultados apresentados são referentes às medidas realizadas no período de 10 meses no sistema XVI (kV-CBCT) no acelerador linear clínico Full Synergy Elekta, do Instituto Radium de Campinas.

Tabela 1 – Resultados para os testes de QC mensal, com a média dos valores obtidos no período de 10 meses

| <i>Testes</i> | <i>Média dos resultados</i> |
|------------------------------------|-----------------------------|
| Uniformidade | -0,002 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,064 |
| Uniformidade (Vertic.) | 0,067 |
| SNR | 26,24 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 2,39 |
| Resolução espacial | 7 lp/cm |
| Distância Horizontal | 4,95 cm |
| Distância Vertical | 4,95 cm |
| Distância Sagital | 10,93 cm |

Os resultados da uniformidade (UI) e uniformidade (Vert. e Horiz.) nas figuras abaixo, se demonstraram estáveis até fev/18 onde ocorreu a calibração do sistema XVI realizada pela equipe técnica do acelerador. Importante realçar que anterior a data de calibração pela análise da sessão homogênea do *CatPhan* ocorria o efeito *Capping*, onde os *pixels* centrais da imagem são mais claros. Depois da calibração o efeito inverteu, com os *pixels* centrais mais escuros e os da periferia mais claros, visualizando o efeito *Cupping* (Figuras 24).

Figura 24 – Imagem obtida com CBCT para análise de efeitos *cupping* e *capping*



(a)

(b)

Legenda: (a) *Capping*. (b) *Cupping*.

Durante o período, foi verificado pela média dos resultados, que os dados estão dentro das tolerâncias de 10 CT como recomendado pela ESTRO, e resultado positivo para $UI = -0,002$ e similar para UI vertical e horizontal; com excelente constância para colimador *small*, (Figuras 25 e 26) de acordo com BISSONNETTE, J-P., et al., 2008, que realizou medidas nos sistemas OBI e XVI de diferentes aceleradores, por um período entre 16 e 23 meses.

Figura 25 – Gráfico dos resultados do teste de Uniformidade do QC mensal

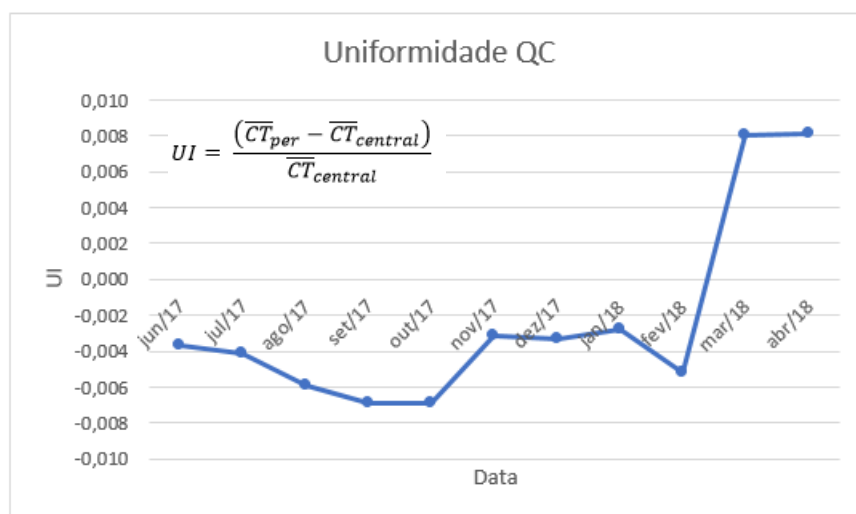
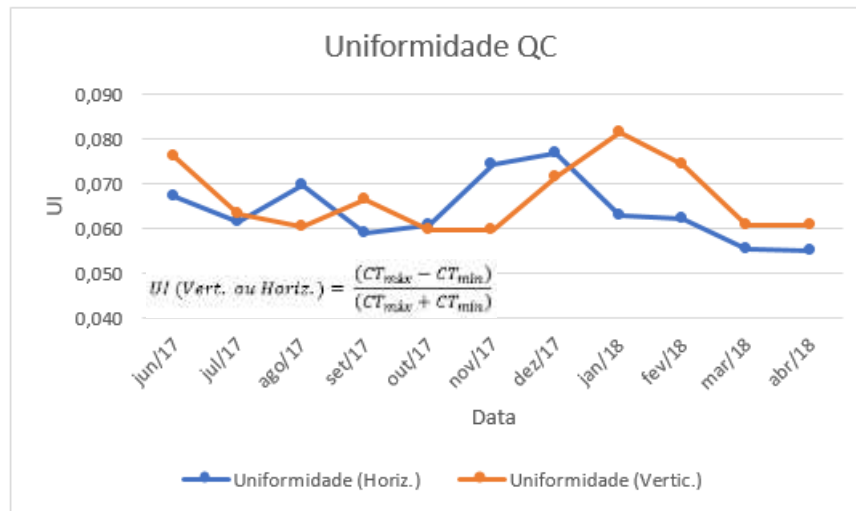


Figura 26 - Gráfico dos resultados do teste de Uniformidade vert. e horiz. do QC mensal



O tubo de raios-X e painel de detecção planar (FPI) não demonstraram desgaste, perda de eficiência significativa ou falha no sistema de detecção durante o período. Os aspectos citados acima podem e devem ser monitorados por testes de qualidade da imagem, através da constância de SNR e CNR, que se observado variação linear, pode significar necessidade de recalibração do sistema, com relação a efeitos de *dark and flood image* (Figuras 27 e 28).

O CBCT é uma ferramenta muito útil na visualização de estruturas moles do organismo, que possuem densidades próximas do músculo e outros órgãos de tecido similar. A avaliação da resolução de baixo contraste é feita pela análise da sessão CTP515, e os resultados podem ser comparados com valores bem definidos na literatura. Como o *CatPhan 503* destinado ao QC do CBCT não possui esta sessão, a baixa resolução de contraste foi monitorada pelo cálculo de CNR de estruturas com densidades próximas da sessão CTP486, demonstrando resultados estáveis, em relação a diferença de contraste e média dos ruídos dos materiais *Polystyrene* e LDPE, similares à água e à gordura respectivamente.

Figura 27 - Gráfico dos resultados do teste de SNR do QC mensal

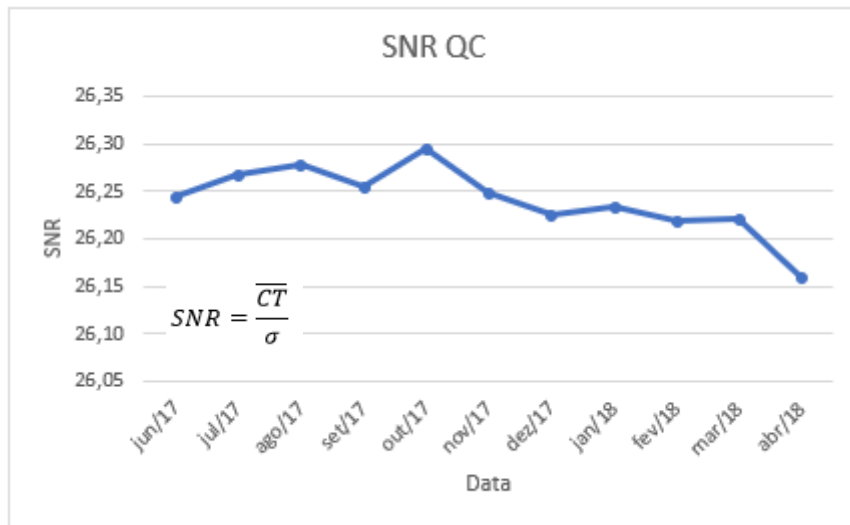
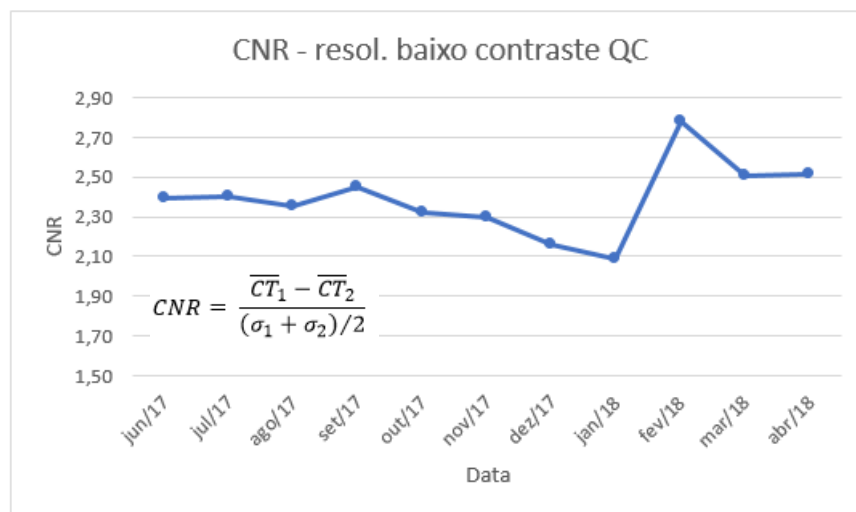


Figura 28 - Gráfico dos resultados do teste de CNR e resolução de baixo contraste do QC mensal



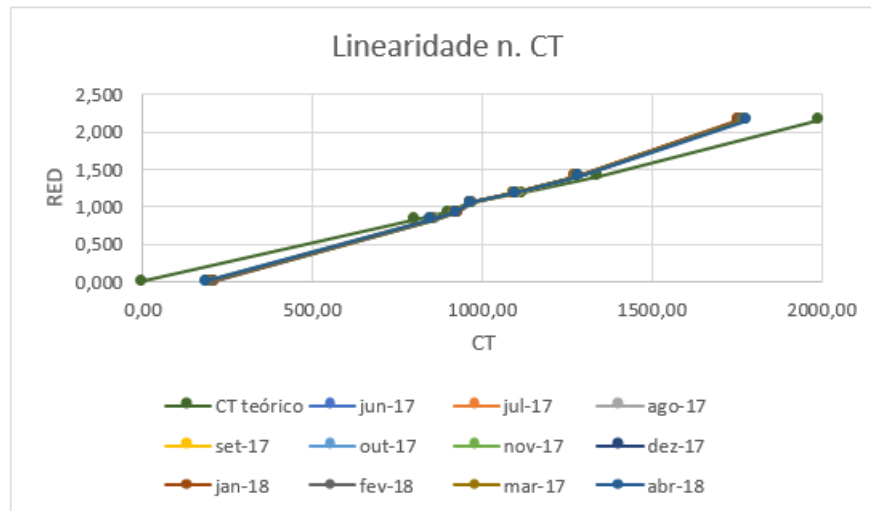
A avaliação da resolução espacial foi observada qualitativamente através da visualização dos pares das barras de alumínio (lp/cm) de cada imagem adquirida mensalmente. Considerando que o valor aceitável para o alto contraste deve ser $> 5 lp/cm$, valor descrito nos documentos TG-179 e ESTRO, o sistema XVI analisado neste trabalho obteve resultado positivo, próximo de 7 ou 8 lp/cm , com visualização nítida da separação do *gap* de 0,063 ou 0,056 cm respectivamente.

Os sistemas de aquisição de imagens volumétrica por feixe cônico, não possuem ao mesmo desempenho dos equipamentos de tomografia computadorizada convencional, o que afeta diretamente a qualidade da imagem do CBCT. Os valores de *pixel* obtidos através das

imagens do XVI para cada inserto, não correspondem ao valor de CT teórico do material correspondente, sendo os principais fatores que contribuem para essa diferença nos valores, o endurecimento e espalhamento do feixe.⁴

O fato do deslocamento da curva de calibração do XVI em relação aos valores de CT teórico, tornam as imagens volumétricas não favoráveis para análise quantitativa. Por outro lado, as curvas ajustadas para a realização do QC mensal, demonstraram excelente linearidade (Figura 29) durante todo o período, com diferença menor que 20 no número de *pixel* entre os valores extremos obtidos para cada tipo de material.

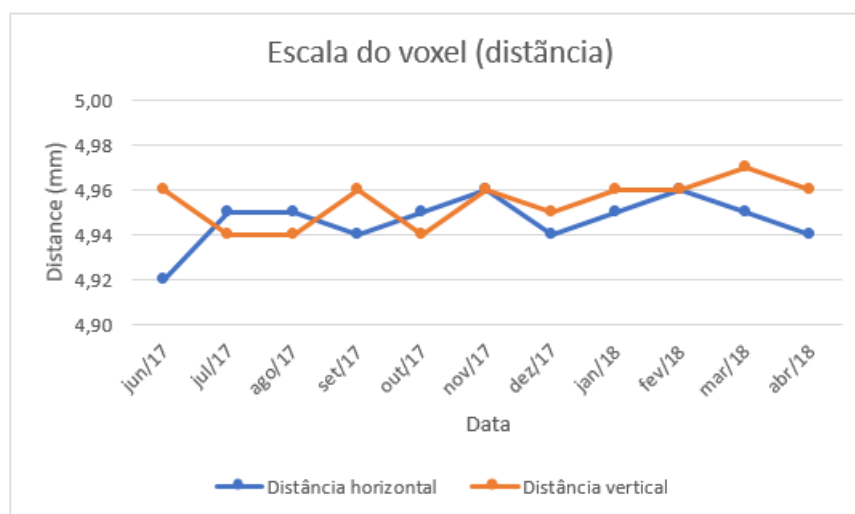
Figura 29 - Gráfico dos resultados do teste de linearidade do número de CT do QC mensal



Segundo BISSONNETTE, J-P., et al., 2008, o deslocamento da curva da média do valor de *pixel* por densidade eletrônica para o sistema XVI foram verificados em diferentes equipamentos, demonstrando que cada sistema possui uma abordagem diferente em relação a quantificação da imagem, não foi observado sobreposição das curvas para sistemas distintos.

A escala do tamanho de pixel das imagens volumétricas geradas durante esse período, respeitaram a tolerância de 1 mm para todas as coordenadas, medindo distâncias entre dois pontos na imagem pelo software, cujos valores reais são fornecidos pelo fabricante no manual do usuário. As distâncias para análise nos eixos vertical e horizontal são de 5,0 cm enquanto que a sagital corresponde à distância entre dois pontos de alinhamento superior, com valor de 11,0 cm, sendo a média obtida no QC de 4,95 cm e 10,93 cm respectivamente.

Figura 30 - Gráfico dos resultados do teste de escala do *voxel* vertical e horizontal do QC mensal



4.2 Análise da qualidade da imagem dos *presets* modificados

Os *presets* Elekta para análise da influência da variação dos parâmetros de aquisição na qualidade da imagem, foram selecionados por serem utilizados em diferentes regiões de tratamento, e em relação aos possíveis tamanhos de FOV e comprimento longitudinal da imagem, que para o CBCT são definidos pela posição do detector planar de silício amorfo e colimador respectivamente.

Com a intenção de verificar diferentes possibilidades de aquisição da imagem, foi necessário avaliar dois *presets* Elekta com FOV *small* e dois com FOV *medium*, variando em ambos os casos o comprimento da imagem. Os parâmetros foram variados de acordo com os limites e disponibilidades do sistema XVI, respeitando as recomendações do próprio fabricante, de modo a não prejudicar ou desgastar o equipamento.

Os *presets* clínicos Elekta utilizados para variação dos parâmetros são de aplicação clínica, e não recomendados para utilização no QC mensal. Isto indica que não se deve avaliar *presets* clínicos com tolerâncias e limites referentes ao QC. Deste modo, a avaliação dos valores obtidos foi pelo método comparativo, entre os resultados dos *presets* modificados e os *presets* clínicos Elekta, podendo desta forma, avaliar a qualidade da imagem do *presets* estabelecido no sistema, com o mesmo *preset* modificados pela variação dos parâmetros.

Fatores como tensão e corrente do sistema implicam diretamente na potência do tubo, logo geram uma variação na dose provinda da interação com o feixe. A variação do ângulo de aquisição e velocidade do *gantry* são parâmetros mecânicos, que juntamente com o número de frames por aquisição estabelecem o tempo de exposição ao feixe, e conseqüentemente um acréscimo ou decréscimo de dose.

Abaixo tem-se a descrição de cada *preset* clínico Elekta (Figuras 31, 38, 44, e 51) com seu respectivo volume de imagem (diâmetro (d) e comprimento (l)), parâmetros variados para cada *presets* (Quadros 7, 8, 9, e 10), e os resultados comparativos para análise da influência (Tabelas 2, 3, 4, e 5) da variação dos parâmetros na qualidade da imagem em relação ao *preset* Elekta.

4.2.1 Fast Prostate Seed S10 (FP S10)

Figura 31 – Parâmetros e informações do *preset* clínico Elekta *Fast Prostate Seed S10*

```
[Fast Prostate Seed S10]
PresetDescription=Prostate VolumeView with Filter F0 for use with seeds and markers
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAPerFrame=16
NominalmsPerFrame=16
kVCollimator=S10
kVFilter=F0
StartAngle=-130
StartAcqAngle=-130
StopAcqAngle=70
GantrySpeed=360
Direction=CW
Frames=183
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= S10 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=1.5
Phantom=Body Phantom (Length 40cm)
TriggerInterval=0
Version=3
LastModified=21 February 2013 13:46:08
Checksum=44614
```

Nota: Dimensões: 272,3 (d) x 117,0 (l)

Quadro 7 - Parâmetros de aquisição de imagem dos *presets* clínicos *Fast Prostate Seed S10* e variações para *presets* modificados.

| <i>F. Prostate Seed S10</i> | | |
|-----------------------------|---------------|-------------------|
| Parâmetros | Preset Elekta | Preset Modificado |
| Tensão (kV) | 120 | 70 |
| Corrente (mA) | 16 | 10 |
| Tempo (ms) | 16 | 10 |
| Ângulo de aquisição (°) | 200 | 150 |
| Velocidade do gantry (°/s) | 360 | 220 |
| Projeções (frames) | 183 | 135 |

Com exceção da velocidade do *gantry*, que para este *preset* já está com valor máximo, todos os outros parâmetros de contribuição de dose ou qualidade da imagem foram alterados de maneira que ocorra a diminuição de dose por aquisição (Quadro 7). A diminuição da velocidade sem alteração do número de *frames*, não alterou significativamente os resultados em comparação ao *preset* clínico Elekta, demonstrando que uma aquisição mais lenta não melhora a qualidade da imagem para *presets* com volume pequeno (Tabela 2).

Tabela 2 – Valores de QI para *preset* clínico *Fast Prostate Seed S10* e *presets* modificados

| <i>Fast Prostate S10</i> | | | | | | |
|------------------------------------|---------|--------|--------|--------|---------|--------|
| Presets | Elekta | kV | mA | Angle | Speed | Frame |
| Uniformidade | -0,0076 | 0,0387 | 0,0102 | 0,0624 | -0,0140 | 0,0074 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,0441 | 0,0737 | 0,0526 | 0,0619 | 0,0450 | 0,0303 |
| Uniformidade (Vertic.) | 0,0470 | 0,0980 | 0,0490 | 0,0642 | 0,0418 | 0,0463 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 3,83 | 4,37 | 2,55 | 1,10 | 3,78 | 3,66 |
| Resolução espacial | 4 | 3 | 4 | 2 | 4 | 3 |

Figura 32 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do *preset* clínico *Fast Prostate Seed* S10 e *presets* modificados.

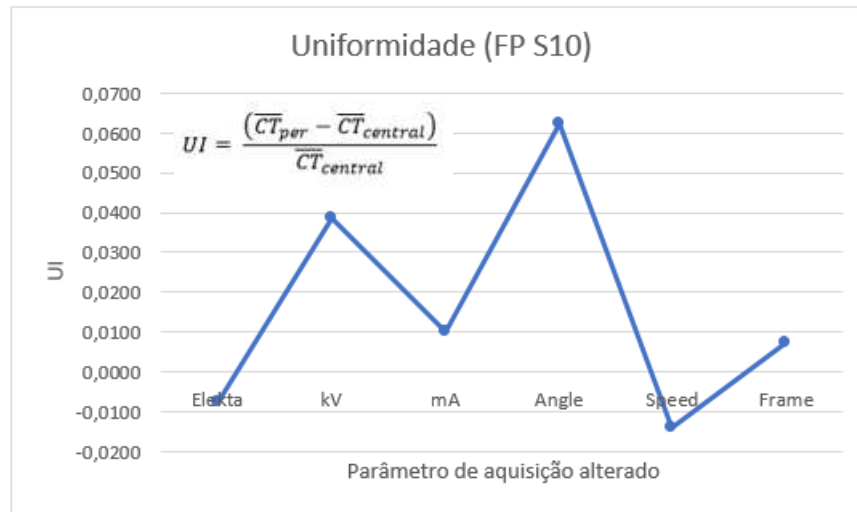


Figura 33 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do *preset* clínico *Fast Prostate Seed* S10 e *presets* modificados.

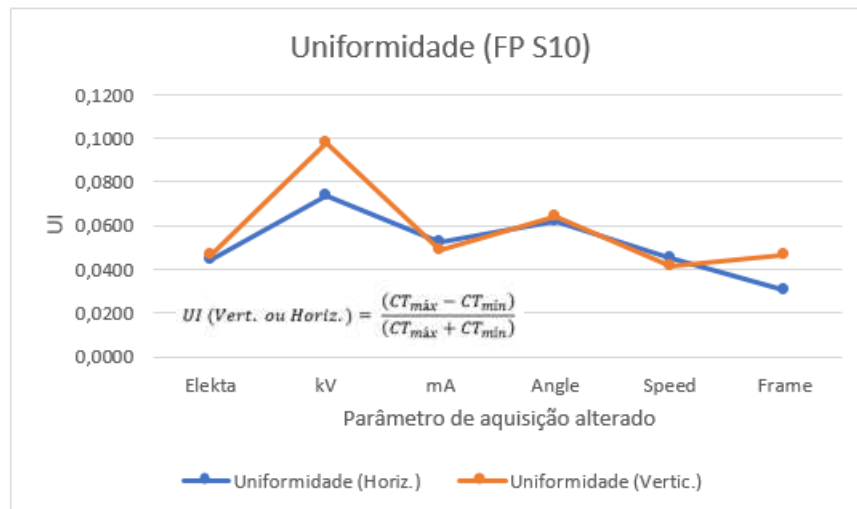


Figura 34 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do *preset* clínico *Fast Prostate Seed S10* e *presets* modificados

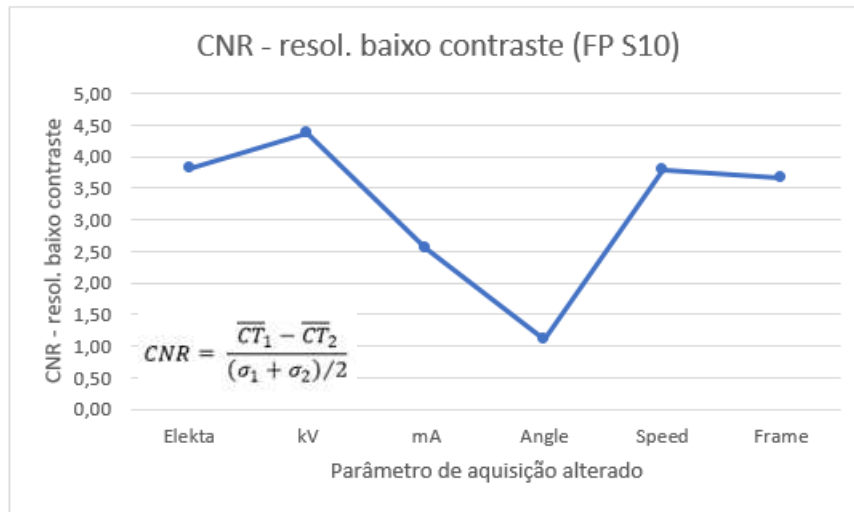


Figura 35 – Gráfico dos resultados para resolução espacial do *preset* clínico *Fast Prostate Seed S10* e *presets* modificados.

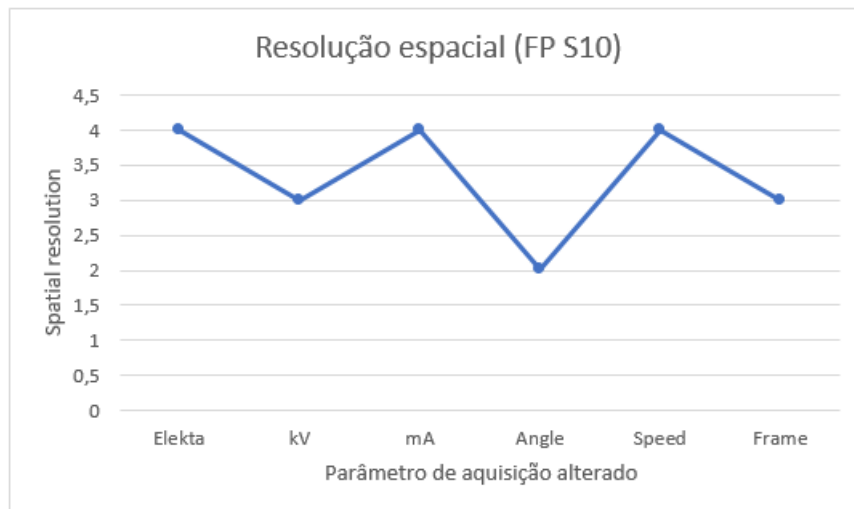
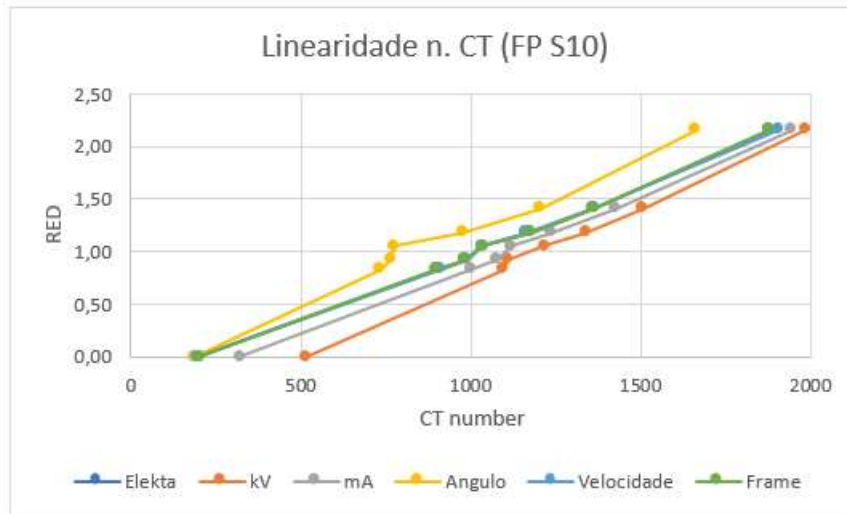
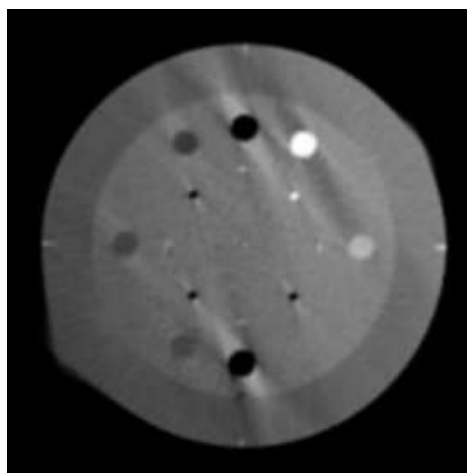


Figura 36 – Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do *preset* clínico *Fast Prostate Seed S10* e *presets* modificados.



A variação no intervalo angular de aquisição demonstrou-se limitada, tanto pelos resultados e valores de qualidade da imagem, que podem ser observados em praticamente todos os testes, como pela distorção da imagem causada pela menor exposição de uma região do *phantom*, correspondendo a uma visibilidade não real da imagem, o que conseqüentemente prejudica a verificação de posicionamento e alinhamento do paciente. Para as primeiras aquisições foram realizadas variações de -110° e -70° , que foram eliminadas da análise devida péssima qualidade na imagem.

Figura 37 - Distorção da imagem do *CatPhan 503* devido à diminuição do intervalo angular de aquisição do CBCT, para volumes pequenos



Considerando imagens para FOV *small* e largura da imagem de 117,0 mm (Colimador S10), para a diminuição de dose no CBCT sem reduzir significante da qualidade da imagem, pela diminuição da tensão (-50 kV), corrente (-6 mA), e número de frames por aquisição (-48) obteve-se resultados satisfatórios.

A redução da qualidade mais significativa foi para uniformidade e número de *pixel* pela diminuição do kV, mas ainda, não prejudica visivelmente a imagem. A alteração de mA ocasionou uma a maior variação de CNR, caindo a qualidade na diferenciação dos tecidos moles.

O *preset Fast Prostate S10*, permite a variação de kV e número de frames mantendo resultados mais favoráveis para a maioria dos quesitos de QI. A diminuição de mA é interessante em casos que não necessitem de boa acurácia para baixo contraste.

4.2.2 Fast Head & Neck S20 (FH&N S10)

Figura 38 – Parâmetros e informações do *preset* clínico Elekta *Fast Head & Neck S20*

```
[Fast Head and Neck S20]
PresetDescription=Fast Head and Neck VolumeView
Mode=Clinical
kV=100
NominalmAPerFrame=10
NominalmsPerFrame=10
kVCollimator=S20
kVFilter=F0
StartAngle=-45
StartAcqAngle=-40
StopAcqAngle=160
GantrySpeed=180
Direction=CW
Frames=183
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= S20 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=0.5
Phantom=Head Phantom (Length 40cm)
TriggerInterval=0
Version=3
LastModified=03 March 2015 13:58:28
Checksum=22013
```

Nota: Dimensões: 274,1 (d) x 238,8 (l)

Quadro 8 - Parâmetros de aquisição de imagem dos *presets* clínicos *Fast Head & Neck S20* e variações para *presets* modificados

| F. Head & Neck S20 | | |
|----------------------------|---------------|-------------------|
| Parâmetros | Preset Elekta | Preset Modificado |
| Tensão (kV) | 100 | 70 |
| Corrente (mA) | 10 | 10 |
| Tempo (ms) | 10 | 10 |
| Ângulo de aquisição (°) | 200 | 160 |
| Velocidade do gantry (°/s) | 180 | 360 |
| Projeções (frames) | 183 | 138 |

O *preset* Elekta, *Fast Head & Neck S20*, utiliza da corrente nominal mínima aceita pelo sistema, logo não houve testes para variação deste parâmetro (Quadro 8). Para todos os outros parâmetros a variação proposta foi para diminuição de dose pelo CBCT.

Tabela 3 – Valores de IQ para *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados

| Fast Head & Neck S20 | | | | | | |
|------------------------------------|--------|--------|----|--------|--------|--------|
| Presets | Elekta | kV | mA | Angle | Speed | Frame |
| Uniformidade | 0,0251 | 0,0760 | - | 0,0756 | 0,0328 | 0,0190 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,0616 | 0,1133 | - | 0,0795 | 0,0608 | 0,0585 |
| Uniformidade (Vertic.) | 0,0641 | 0,1462 | - | 0,0798 | 0,0728 | 0,0704 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 0,80 | 0,49 | - | 4,73 | 1,73 | 1,08 |
| Resolução espacial | 4 | 3 | - | 3 | 3 | 3 |

Figura 39 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados



Figura 40 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados

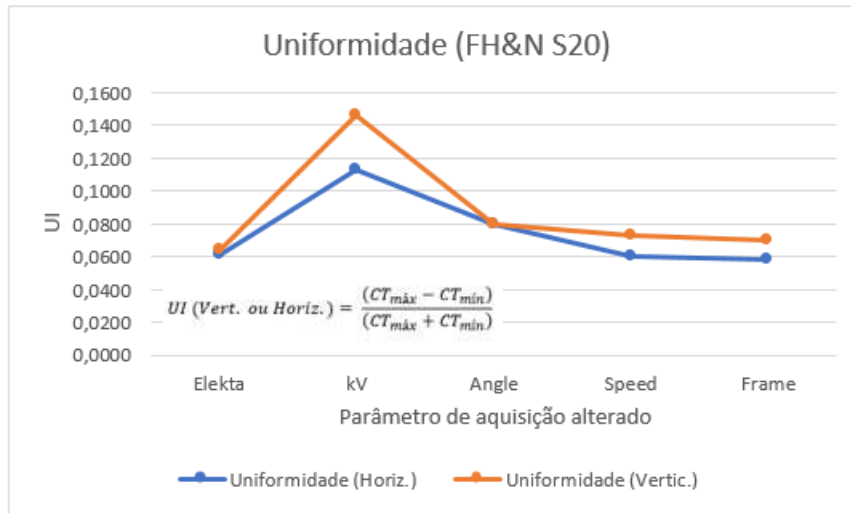


Figura 41 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados.

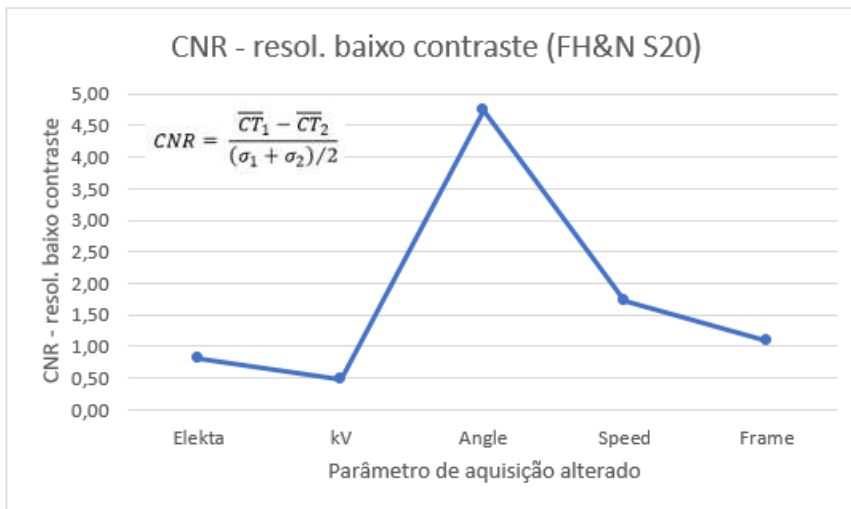


Figura 42 – Gráfico dos resultados para resolução espacial do *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados

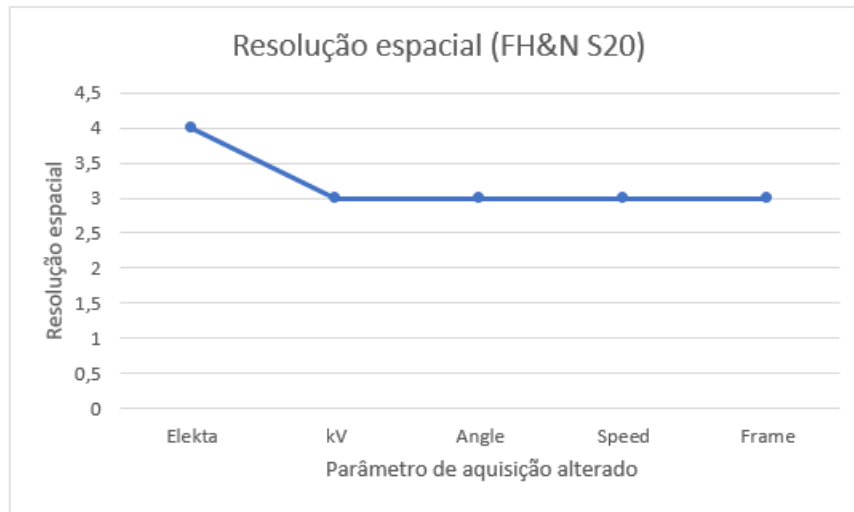
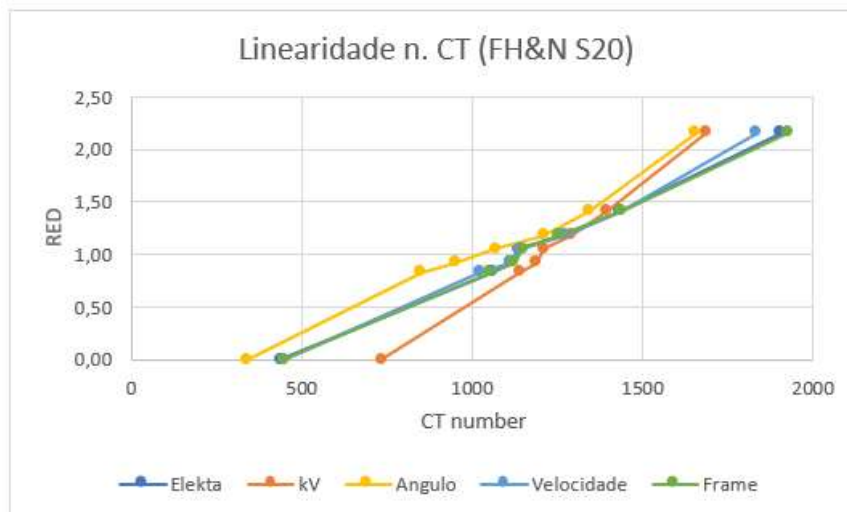


Figura 43 – Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do *preset* clínico *Fast Head & Neck S20* e *presets* modificados



Com variação angular de -40° para aquisição, obteve-se um resultado similar ao FP S10 na qualidade de imagem, devendo ser otimizado de maneira correta para a aplicação clínica.

De todos os parâmetros de aquisição de imagem, a variação da tensão em -30 kV demonstrou a piora mais significativa, principalmente para uniformidade, não-uniformidade e linearidade no número de CT. Para este *preset*, as variações mais positivas em questão das alterações foram a velocidade do *gantry* ($+180$ °/s) e número de frames (-45), variando pouco os resultados dos fatores, mantendo a qualidade da imagem do *preset* Elekta.

Nota-se que a variação na tensão, diminui a qualidade da imagem na maioria dos aspectos, não sendo apropriado gerar uma imagem de verificação de posicionamento. Uma diminuição menor do kV com uma combinação de variação da velocidade e número de frames, pode ser viável.

4.2.3 *Prostate M15 (P M15)*

Figura 44 – Parâmetros e informações do *preset* clínico Elekta *Prostate M15*

```
[Prostate M15 CW]
PresetDescription=Prostate VolumeView with Bowtie filter F1
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAsPerFrame=64
NominalmsPerFrame=40
kVCollimator=M15
kVFilter=F1
StartAngle=-180
StartAcqAngle=-180
StopAcqAngle=180
GantrySpeed=360
Direction=CW
Frames=330
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= M15 - Med_Res
ReconstructInline=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScenDose=32.2
Phantom=Body Phantom (Length 40cm)
TriggerInterval=0
Version=3
LastModified=03 March 2015 13:58:27
Checksum=48759
```

Nota: Dimensões: 417,1 (d) x 141,3 (l)

Quadro 9 - Parâmetros de aquisição de imagem dos *presets* clínicos *Prostate M15* e variações para *presets* modificados

| <i>Prostate M15</i> | | |
|----------------------------|---------------|-------------------|
| Parâmetros | Preset Elekta | Preset Modificado |
| Tensão (kV) | 120 | 100 |
| Corrente (mA) | 64 | 10 |
| Tempo (ms) | 40 | 10 |
| Ângulo de aquisição (°) | 360 | 320 |
| Velocidade do gantry (°/s) | 360 | 270 |
| Projeções (frames) | 330 | 165 |

Com exceção da velocidade do *gantry* que possui valor máximo no *preset Prostate M15 Elekta*, todas as outras variações nos parâmetros de aquisição da imagem foram executadas para obtenção da menor dose por aplicação (Quadro 9). A alteração para uma velocidade menor na aquisição, não melhorou significativamente a qualidade da imagem, logo, a velocidade máxima deve ser mantida (Tabela 4).

Tabela 4 – Valores de IQ para *preset* clínico *Prostate M15* e *prests* modificados

| <i>Prostate M15</i> | | | | | | |
|------------------------------------|---------|---------|--------|---------|---------|---------|
| Presets | Elekta | kV | mA | Angle | Speed | Frame |
| Uniformidade | -0,0279 | -0,0115 | 0,0206 | -0,5761 | -0,0291 | -0,0277 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,1254 | 0,0623 | 0,0517 | 0,2181 | 0,1336 | 0,1360 |
| Uniformidade (Vertic.) | 0,2471 | 0,0983 | 0,0483 | 0,3325 | 0,2689 | 0,2671 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 5,22 | 5,69 | 1,33 | 26,00 | 5,40 | 4,72 |
| Resolução espacial | 4 | 4 | 3 | 3 | 4 | 3 |

Figura 45 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do *preset* clínico *Prostate* M15 e *presets* modificados

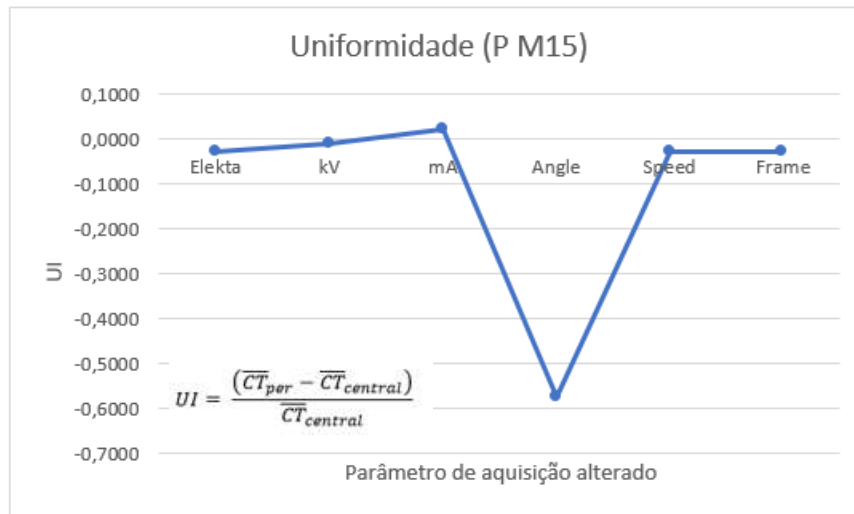


Figura 46 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do *preset* clínico *Prostate* M15 e *presets* modificados

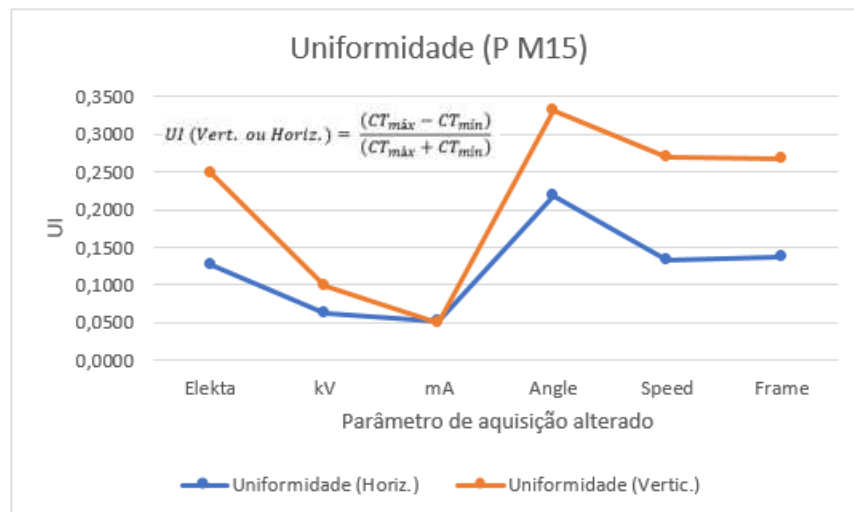


Figura 47 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do *preset* clínico *Prostate M15* e *presets* modificados

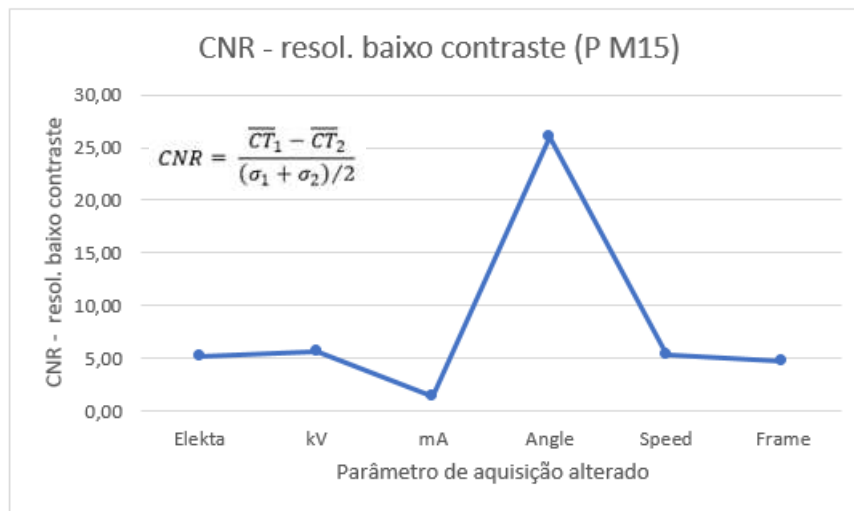


Figura 48 – Gráfico dos resultados para resolução espacial do *preset* clínico *Prostate M15* e *presets* modificados

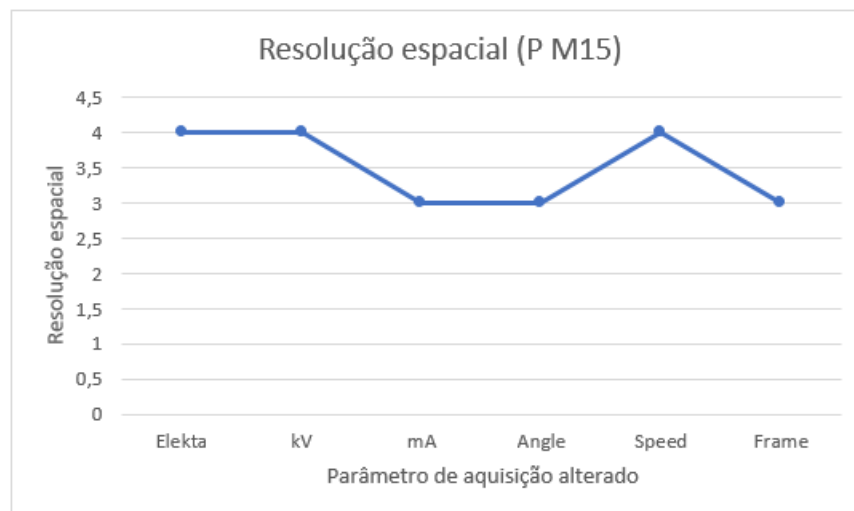
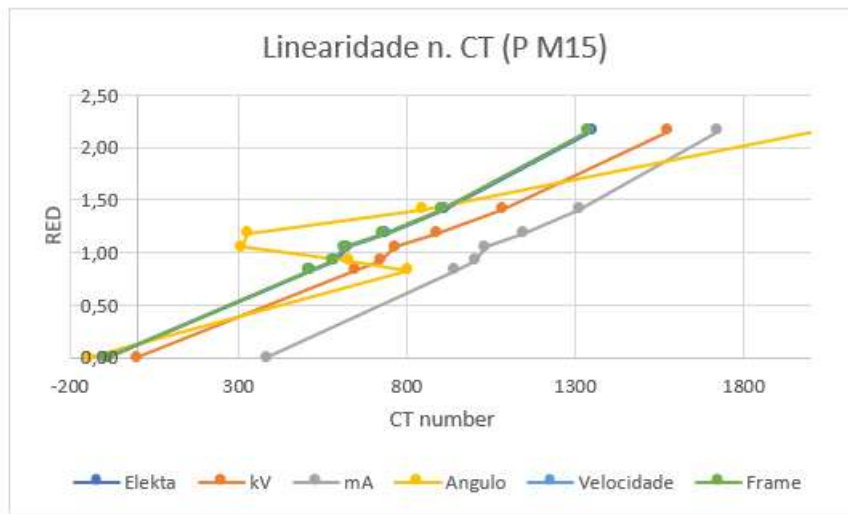


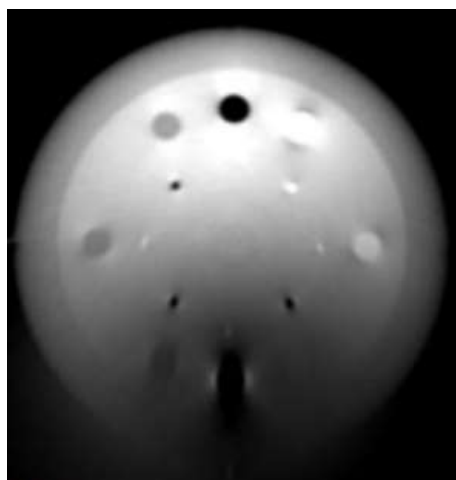
Figura 49 – Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do *preset* clínico *Prostate M15* e *presets* modificados



Novamente a diminuição do ângulo de aquisição (-40°) foi o parâmetro de maior influência negativa para qualidade da imagem, causando a descaracterização da linearidade da curva de CT. Os resultados se mostraram muito negativos para um menor intervalo angular de aquisição, devido ao fato do FOV *medium*, que é caracterizado pelo posicionamento do detector planar.

Esse deslocamento faz com que a faixa do feixe a qual o detector é exposto diminua, e consequentemente do *phantom*, gerando uma região escura na imagem devido à menor quantidade de feixe recebido. Então, para que todo o *phantom* interaja com a mesma quantidade do feixe, é necessário executar uma volta completa do *gantry*.

Figura 50 - Distorção da imagem do *CatPhan 503* devido a diminuição do intervalo angular de aquisição do CBCT, para volumes grandes



Para o *preset* Elekta *Prostate* M15, observa-se que a diminuição do kV e mA, melhoram os resultados na uniformidade da imagem, principalmente a corrente, mas por outro lado, comprometeu a resolução de baixo e alto contraste e número de CT.

Deste modo o principal parâmetro para diminuição de dose mantendo a qualidade da imagem do *preset* Elekta é a tensão do tubo de raios-X, com uma diminuição menor no número de frames para constância no valor da alta resolução.

4.2.4 *Chest* M20 (C M20)

Figura 51 – Parâmetros e informações do *preset* clínico Elekta *Chest* M20

```
[ChestM20 CC]
PresetDescription=Chest VolumeViewwith Bowtie filter F1
Mode=Clinical
kV=120
NominalmAPerFrame=20
NominalmsPerFrame=20
kVCollimator=M20
kVFilter=F1
StartAngle=180
StartAcqAngle=180
StopAcqAngle=-180
GantrySpeed=360
Direction=CC
Frames=330
TableIsocentric=0.0
TableColumnRotation=0.0
DefaultReconstructionPreset= M20 - Med_Res
ReconstructInLine=Yes
Registration=Yes
ProjectionImageDimensionU=512
ProjectionImageDimensionV=512
NominalScanDose=4.9
Phantom=Body Phantom (Length 40cm)
TriggerInterval=0
Version=3
LastModified=03 March 2015 14:03:12
Checksum=23023
```

Nota: Dimensões: 417,1 (d) x 219,0 (l)

Quadro 10 - Parâmetros de aquisição de imagem dos *presets* clínicos *Chest M20* e variações para *presets* modificados

| <i>Chest M20</i> | | |
|----------------------------|---------------|-------------------|
| Parâmetros | Preset Elekta | Preset Modificado |
| Tensão (kV) | 120 | 100 |
| Corrente (mA) | 20 | 10 |
| Tempo (ms) | 20 | 10 |
| Ângulo de aquisição (°) | 360 | 320 |
| Velocidade do gantry (°/s) | 360 | 220 |
| Projeções (frames) | 330 | 200 |

Para o *preset* Elekta *Chest M20*, que diferencia na largura da imagem em relação ao anterior, os resultados se demonstraram similares ao *preset* Elekta Prostate M15 (Tabela 5). Como alguns parâmetros do *preset* clínico Elekta estão com valor limite, à variação ocorreu no sentido de acréscimo de dose (Quadro 10), somente para verificação de impacto na qualidade da imagem, onde não houve melhoras significantes.

Tabela 5 – Valores de QI para *preset* clínico *Chest M20* e *presets* modificados

| <i>Chest M20</i> | | | | | | |
|------------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Presets | Elekta | kV | mA | Angle | Speed | Frame |
| Uniformidade | 0,0211 | 0,0153 | 0,0108 | 0,5855 | 0,0219 | 0,0221 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,0284 | 0,0332 | 0,0524 | 0,2063 | 0,0305 | 0,0256 |
| Uniformidade (Vertic.) | 0,0340 | 0,0379 | 0,0500 | 0,0736 | 0,0250 | 0,0314 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 2,69 | 2,09 | 1,53 | 25,43 | 2,37 | 2,42 |
| Resolução espacial | 4 | 4 | 3 | 3 | 3 | 4 |

Figura 52 – Gráfico dos resultados para Uniformidade vert. e horiz. do *preset* clínico *Chest M20* e *presets* modificados

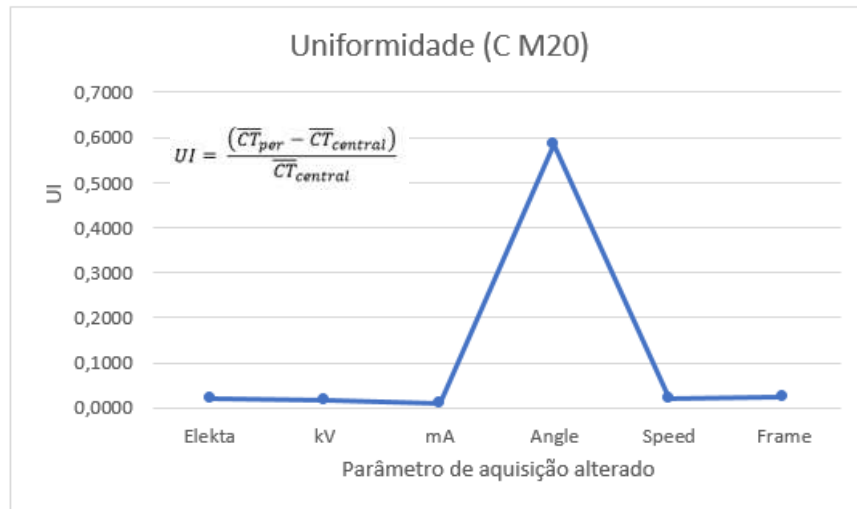


Figura 53 – Gráfico dos resultados para Uniformidade do *preset* clínico *Chest M20* e *presets* modificados

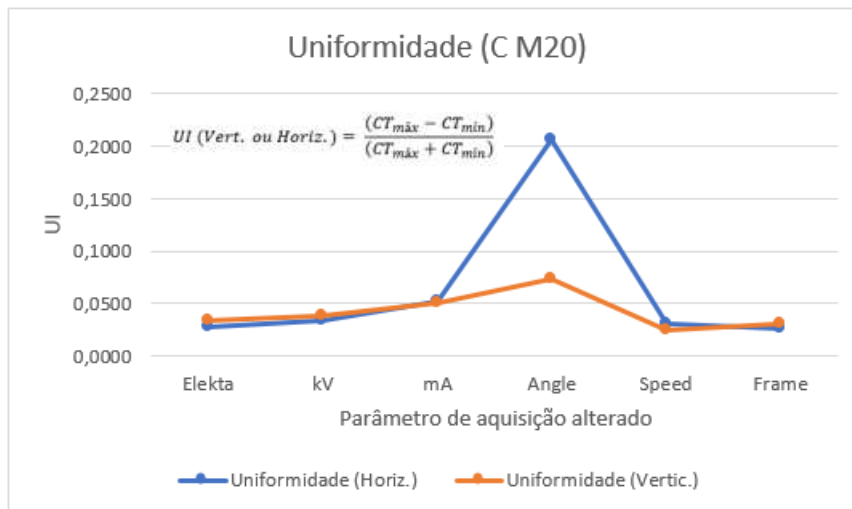


Figura 54 – Gráfico dos resultados para CNR (resolução de baixo contraste) do *preset* clínico *Chest M20* e *presets* modificados

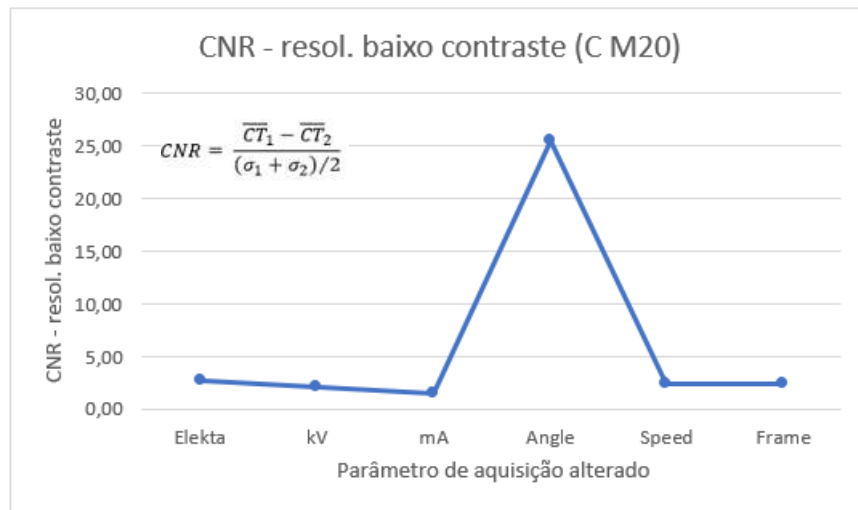


Figura 55 – Resultados para resolução espacial do *preset* clínico *Chest M20* e *presets* modificados

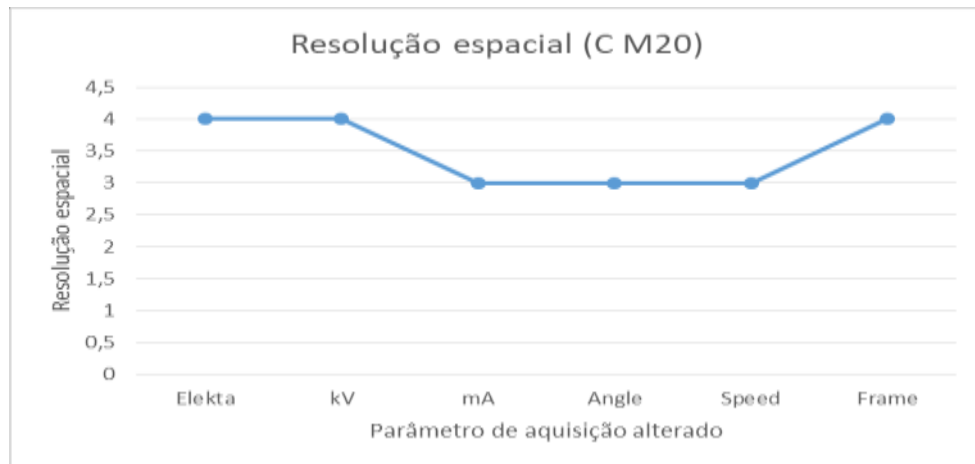
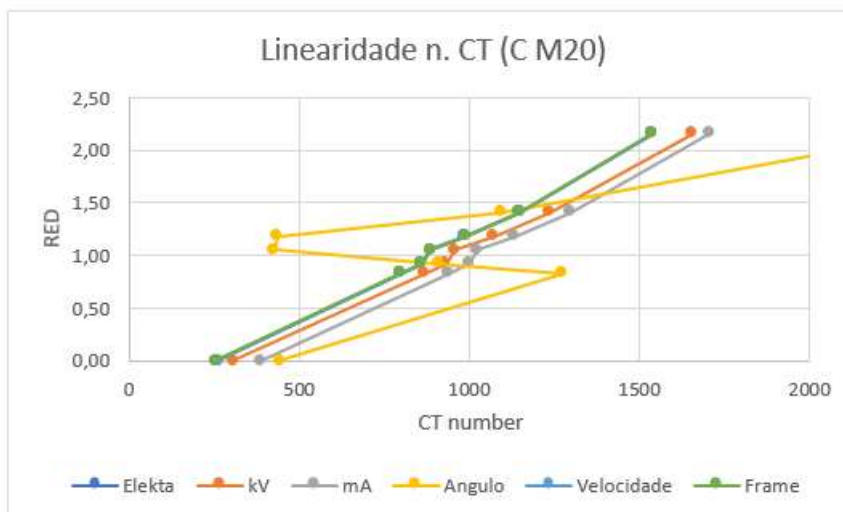


Figura 56 – Gráfico dos resultados para linearidade do número de CT do preset clínico *Chest M20* e *presets* modificados



O *preset Prostate M20* apresentou resultados muito semelhante com o anterior, novamente demonstrando um padrão de estabilidade na maioria dos resultados. Eliminando a diminuição do intervalo de aquisição, e priorizando a diminuição do kV para menor contribuição de dose, sem perda da qualidade da imagem.

Todos os resultados relatados acima devem ser levados em consideração para a otimização dos *presets* clínicos, com intuito da menor contribuição de dose no tratamento IGRT, adquirindo imagens com qualidade visuais que sejam significativamente importantes, para que o médico possa fazer as devidas verificações de alinhamento e posicionamento do paciente, para deslocamento da mesa de tratamento, através de correções pelas estruturas ósseas, disposição anatômica ou PTV.

Se comparado os resultados dos testes para os 4 *presets* clínicos Elekta, verifica-se que o HU varia muito com a escolha dos parâmetros de aquisição, demonstrando uma forte dependência principalmente para a tensão e corrente, enquanto que a uniformidade com o tamanho de imagem volumétrica, fato já observado por GARDNER, S. J., 2014.⁴⁰

Com exceção de *presets* com volume menor de imagem, a variação de kV pode ser aplicada para redução de dose no CBCT, juntamente com a diminuição do número de *frames* por aquisição, garantindo resultados similares aos *presets* clínicos Elekta. Para alguns *presets* a variação da corrente do tubo deve ser menor, sendo o *preset* com menor influência na QI pela variação de mA é o de maior volume (C M20). Os parâmetros de aquisição de que devem

ser desprezados na otimização para redução de dose é o intervalo angular de aquisição, pois apresentou resultado negativo para todos os testes.

4.3 Estimativa de dose e definição dos *presets* otimizados

Pelos resultados apresentados nos testes de QI para os *presets* modificados, o intervalo angular de aquisição não deve ser alterado para a redução de dose, principalmente para os maiores volumes de imagem. A velocidade do *gantry* não causa impacto, e deve ser usada simplesmente para otimização na questão de diminuição do tempo de aquisição para casos de desconforto de pacientes na posição de tratamento.

Quadro 11 – *Presets* otimizados para aplicação clínica

| Parâmetros | <i>F. Prostate S10</i> | | <i>F. Head & Neck S20</i> | | <i>Prostate M15</i> | | <i>Chest M20</i> | |
|-----------------------------|------------------------|---------------|-------------------------------|---------------|---------------------|---------------|------------------|---------------|
| | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> | <i>Preset</i> |
| | Elekta | Otimiz. | Elekta | Otimiz. | Elekta | Otimiz. | Elekta | Otimiz. |
| Tensão (kV) | 120 | 120 | 100 | 100 | 120 | 100 | 120 | 100 |
| Corrente (mA) | 16 | 10 | 10 | 10 | 64 | 64 | 20 | 20 |
| Tempo (ms) | 16 | 10 | 10 | 10 | 40 | 40 | 20 | 20 |
| Projeções (<i>Frames</i>) | 183 | 100 | 183 | 135 | 330 | 165 | 330 | 200 |

Como as imagens de CBCT são usadas apenas para verificação de posicionamento e alinhamento do paciente, é importante que as modificações nos parâmetros de aquisição para os *presets* otimizados não prejudiquem a visualização anatômica do paciente. Deste modo, os parâmetros (tensão, produto corrente tempo, e número de projeções) devem ser otimizados diferentemente em relação aos volumes da imagem CBCT, mantendo a QI similar aquela dos *presets* clínicos Elekta, garantindo uma imagem nítida para correções.

Tabela 6 – Valores de QI para os *preset* otimizados

| <i>Testes</i> | <i>F. Prostate S10</i> | | <i>F. Head & Neck S20</i> | | <i>Prostate M15</i> | | <i>Chest M20</i> | |
|------------------------------------|------------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|----------------------|---------------------|----------------------|---------------------|
| | <i>Preset Elekta</i> | <i>Preset Otim.</i> | <i>Preset Elekta</i> | <i>Preset Otim.</i> | <i>Preset Elekta</i> | <i>Preset Otim.</i> | <i>Preset Elekta</i> | <i>Preset Otim.</i> |
| Uniformidade | -0,0076 | 0,0131 | 0,0251 | 0,0193 | -0,0279 | -0,0090 | 0,0211 | 0,0191 |
| Uniformidade (Horiz.) | 0,0441 | 0,0570 | 0,0616 | 0,0645 | 0,1254 | 0,0645 | 0,0284 | 0,0366 |
| Uniformidade (Vert.) | 0,0470 | 0,0564 | 0,0641 | 0,0651 | 0,2471 | 0,1027 | 0,0340 | 0,0341 |
| CNR (resolução de baixo contraste) | 3,83 | 2,79 | 0,80 | 1,27 | 5,22 | 5,31 | 2,69 | 2,44 |
| Resolução espacial | 4 | 3 | 4 | 3 | 4 | 3 | 4 | 3 |

Os *presets* otimizados (Quadro 11) são baseados nas análises apresentadas acima, e a estimativa de dose é calculada pela equação 7, determinada segundo artigo de MCCOLLOUGH, C. H., 1997, que leva em consideração os principais parâmetros para geração do feixe de raios-X, como também parâmetros relacionando a exposição.

Como os cálculos para a redução de dose são apresentados por uma equação de estimativa de dose por projeção, os resultados descritos são relativos a estimativa de dose da aquisição de imagem pelo *preset* clínico Elekta, tornando possível verificar a porcentagem de redução de dose do *preset* otimizado (Tabela 6).

Tabela 7 – Relação de redução de dose calculada através da estimativa de dose por projeção de raios-X

| <i>Presets</i> | Relação de redução de dose | |
|--------------------|----------------------------|-----------|
| | Elekta | Otimizado |
| F. Prostate S10 | 1,00 | 0,21 |
| F. Head & Neck S20 | 1,00 | 0,74 |
| Protate M15 | 1,00 | 0,35 |
| Chest M20 | 1,00 | 0,42 |

CONCLUSÃO

O controle da qualidade (QC) do kV-CBCT, mostrou resultados dentro dos limites indicados na literatura ou forneceu resultados estáveis, garantido a eficiência do sistema de aquisição de imagem volumétrica e qualidade das imagens geradas para verificação e posicionamento do paciente nos tratamentos de radioterapia.

Os resultados obtidos a partir da realização dos testes mensais da qualidade da imagem (QI) durante o período de 10 meses, mostraram a integridade e confiabilidade do sistema XVI, permitindo a alteração da frequência de testes, seguindo recomendações internacionais, citadas em documentos especializados de QC em sistema de imagens de CBCT.

Assim, a média dos resultados do QC é implementada como valores de linha de base no programa de garantia da qualidade (QA), para comparação relativa do controle de qualidade (QC) do sistema.

As análises dos *presets* modificados, demonstraram que para os 4 *presets* clínicos Elekta utilizados no estudo, os parâmetros que devem ser otimizados para redução de dose mantendo uma qualidade da imagem visualmente apropriada para aplicação de correções no tratamento IGRT, são o número de projeções por aquisição de imagem, tensão e produto corrente tempo do tubo de raios-X.

O intervalo angular de aquisição demonstrou-se o parâmetro com menor liberdade de variação. Devido a esta limitação, um menor intervalo de aquisição na otimização deve ser usado nos casos onde a localização depende somente de uma região anatômica lateralizada. Em relação a velocidade de aquisição, sempre que otimizado com valor máximo, não prejudicou a qualidade da imagem.

Para volumes menores de imagem, que permitem um intervalo angular de aquisição de imagem menor, a diminuição da tensão prejudica significativamente a QI, resultado não observado para a redução do produto corrente tempo e números de projeções. A redução de 100 kilovolts (kV) para 70 kV não deve ser aplicada na otimização dos *presets*, visto que esta modificação aumenta o ruído, piorando principalmente a uniformidade da imagem, além de ser um feixe com energia que não destaca estruturas osseas na imagem.

Presets que geram imagens de maior volume, demonstrou uma variação dos parâmetros de aquisição de imagem menos limitada, tornando mais ampla a otimização dos *presets*. A obtenção da imagem volumétrica com rotação de 360° em torno do *Phantom*, permitiu a redução da tensão em 20 kV sem prejudicar a qualidade da imagem.

Considerando o fato de redução de dose, sem perda de qualidade da imagem, ou seja, mantendo os valores de QI dos *presets* otimizados similares aos *presets* Elekta, observou-se que para os volumes menores (colimadores S10 e S20) deve-se variar o produto corrente tempo e número de projeções de raios-X por imagem, obtendo pela estimativa de dose teórica uma diminuição em 80% e 25% respectivamente.

Para os volumes de imagem maiores, representados pelos colimadores M15 e M20, a otimização que manteve a QI similar aos *presets* clínicos Elekta, foi a alteração do kV e número de projeções de raios-X por imagem. A aquisição da imagem em 360° permite a variação da tensão sem acréscimo de ruído na imagem. Para o colimador M15 houve uma redução de 65%, enquanto que para o M20 58%, segundo expressão de estimativa de dose.

A redução do número de projeções foi aplicada nos 4 *presets* analisados, de forma que a quantidade de projeções não prejudicasse a reconstrução volumétrica da imagem, mantendo a QI similar aos *presets* clínicos Elekta, mantendo a qualidade para visualização de estruturas anatômicas para correção de posição e alinhamento do paciente.

Portanto, desde que o sistema XV_i esteja dentro dos limites propostos na literatura, em relação aos testes de QC, para quesitos de precisão geométrica, qualidade da imagem e performance, pode-se otimizar os *presets* clínicos Elekta para redução de dose pelas imagens CBCT no tratamento IGRT, atendendo ao princípio ALARA.

REFERENCIAS

- [1] DAWSON, L. A. and JAFFRAY, D. A. Advances in image-guide radiation therapy. *J. Clin. Oncol*, v. 25, n. 8, p. 938-946, Jan 2007.
- [2] DAWSON, L. A. and SHARPE, M. B. Image-guided radiotherapy: Rationale, benefits, and limitation. *Lancet Oncol*, v. 7, p. 848-858, Out 2006.
- [3] SALVAJOLI, J. V., SALVAJOLI, B. P. Papel da radioterapia no tratamento do Câncer– Avanços e Desafios. *Onco&*, v. 13, n. 3, p. 32-36, 2012.
- [4] BISSONNETTE, J-P., et al. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Medical Physics*, v. 35, n. 5, p. 1807, Maio 2008.
- [5] BISSONNETTE, J-P., et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based Technologies: A report of the AAPM Radiation Committee Task Group 179, v.39, n.4, p. 1947-1963, Abr 2012.
- [6] SALVAJOLI, J. V., SOUHAMI, L., FARIA, L.S. *Radioterapia em Oncologia*. São Paulo: MEDSI, 1999.
- [7] BOYER, A. L. *et al.* Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, v. 51, n. 4, p. 880-914, Nov 2001.
- [8] OTTO, K. Volumetric modulate arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med phus*, v. 35, n.1 , p.310-317, Jul 2008.
- [9] LING, C. C.; YORK, E.; FUKS, Z. From IMRT to IGRT: Frontierland or neverland? *Radiother Oncol*, v. 78, n. 2, p. 119-122, Fev 2006.
- [10] VERELLEN, D. *et al.* Innovations in image-guided radiotherapy. *Nature Reviews Cancer*, v. 7, n. 12, p. 949-960, Jan 2008.
- [11] LANGEN, K. M. and JONES, D. T. L. Organ motion and its management. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Physics*, v. 50, n. 1, p.265-278, Fev 2001.
- [12] MCBAIN, C. A., et al. X-ray volumetric imaging in image-guided radiotherapy: the new standar in on-treatmente imaging. *Int. J. Radiaton Oncology Biol. Physics*. v.64, n. 2, p. 625-634, Set 2005.
- [13] GROH, B. A., et al. A performance comparison of flat-panel omager-basead MV and Kv cone-beam CT. *Medical Physics*, v. 29, n. 6, p. 967-975, Jun 2002.
- [14] FALK, M. et al. Motion management during IMAT treatment of mobile lung tumors – A comparison of MLC tracking and gated delivery. *Med. Physics*. v. 41, n. 10, p. 101707-15 Set 2014.

- [15] OLDHAM, M., et al. Cone-beam-CT guided radiation therapy: a Model for on-line application. *Radiotherapy and Oncology*, v.75, n.8, p.271-278, Maio 2005
- [16] JAFFRAY, D. A., et al. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int. J. Radiation Oncol. Biol. Physics*, v. 45, n. 3, p.773-789, Mar 1999.
- [17] XVI R4.5. *Instruction for Use. Documente* ID: 1010070 02 ELEKTA. 2009.
- [18] AMER, A. et al. Imaging doses from Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *The British J. of Radiology*, v. 80, p. 479-482, Jun 2007.
- [19] ISLAM, M. K. Patient dose from kilo-voltage cone beam computed tomography imaging in radiation therapy. *Medical Physics*. v. 33, n. 6, p. 1573-1582, Jun 2006.
- [20] DING, G. X. et al. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiotherapy Oncology*. v. 97 p. 585-592, Set 2010.
- [21] YOO, S. et al. A quality assurance program for the on-board imager. *Medical Physics*, v. 33, n. 11 p. 4431-4447, Nov 2006.
- [22] KLEIN, E. E., et al. Quality assurance of medical accelerators: A report of the AAPM Radiation Committee Task Group 142, v 36, n.9, p.4197-4212. Set 2009.
- [23] ESTRO QCCBCT. EUROPEAN FEDERATION OF ORGANISATIONS FOR MEDICAL PHYSICS. *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT)*. Viena. EFOMP-ESTRO-IAEA protocol. Jul 2017.
- [24] JAFFRAY, D. A.; SIEWERDSEN, J. H. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: Initial performance characterization. *Medical Physics*, v. 27, n.6, p. 1311-1323, Jun 2000.
- [25] GLOVER, G. H. Compton scatter effects in CT reconstructions. *Medical Physics*, v. 9, n.6, p. 20-24, Dez 1982.
- [26] YIN, F. F. et al. The role of in-room kV x-ray imaging for patient setup and target localization: A report of the AAPM Radiation Committee Task Group 104, Dez 2009.
- [27] SIEWERDSEN, J. H.; JAFFRAY, D. A. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Medical Physics*, v. 28, n.2, p. 220-231, Fev 2001.
- [28] BARRETT, J. F. and KEAT, N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics*, v. 24, n. 6, p.1679-1691 Dez, 2004.
- [29] LIN, P.-J. P., et al. Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. A report of the AAPM Radiation Committee Task Group 39, Maio 1993.

- [30] SAW, C. B., *et al.* Performance characteristics and quality assurance aspects of kilovoltage cone-beam CT on medical linear accelerator. *Med. Dosim.* v. 32, n. 2, p. 80-85, Jan, 2007.
- [31] JIN, J-Y, *et al.* Combining scatter reduction and correction to improve image quality in cone-beam computed tomography (CBCT). *Med. Phys.*, v. 37, n. 11, p. 5634-5644, Nov, 2010.
- [32] THOMAS, S. J. Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *The British Journal of Radiology*, v. 72, n.860, p. 781-786, Ago, 1999.
- [33] YOO, S; YIN, F.F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *I. J. Radiation Oncology*, v. 66, n. 5, p. 1553-1561, Ago 2006.
- [34] RICHTER, A. Investigation of the usability of cone-beam CT data sets for dose calculations. *Radiation Oncology*, v. 1, n. 3, p.42-55 Dez, 2008.
- [35] BUSHBERG, J. T *et al.* *Essential Physics of Medical Imaging*.2^a ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 1994.
- [36] KHAN, F. M. *The Physics of Eadiation Therapy*.3^a ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [37] JOHNS, H. E; CUNNINGHAM, J. R. *The physics of radiology*. 4^a ed. Springfield. III Thomas, 1983.
- [38] MCCOLLOUGHT, C. H. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residentes: X-ray production. *Imaging & Therapeutic Technology*, v. 17, n. 4, p. 967-984. Ago, 1997.
- [39] SHAW, C. C. *Imaging in medical diagnosis and therapy: Cone Beam Computed Tomography*. New York. Taylor & Francis Group, 2014
- [40] GARDNER, S. J. Investigation into image quality and dose for diferente patient geometries with multiple cone-beam CT systems. *Med. Phys.*, v.41, n. 3, p 031908-19, Mar 2014.