

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

FERNANDA HANSEN PACHECO DE MORAES

**Desenvolvimento de sistema de
controle de qualidade em tomógrafo de
feixe cônico acoplado a acelerador
linear em radioterapia**

Prof. Odair Gonçalves Dias, Ph.D.
Orientador

Rio de Janeiro, Abril de 2016

Desenvolvimento de sistema de controle de qualidade em tomógrafo de feixe cônico acoplado a acelerador linear em radioterapia

Fernanda Hansen Pacheco de Moraes

Projeto Final de Curso submetido ao Departamento de Física Médica do Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro como parte dos requisitos necessários para obtenção do grau de Bacharel em Física Médica.

Apresentado por:

Fernanda Hansen Pacheco de Moraes

Aprovado por:

Prof. Odair Gonçalves Dias, Ph.D.

Prof. Tiago Arruda Sanchez, Ph.D.

Prof. Leonardo Peres da Silva, D. Sc.

Prof. Roberto Macoto Ichinose, D. Sc.

Prof. Fernando Mecca Augusto, M. Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

Abril de 2016

Agradecimentos

Eu gostaria de agradecer minhas orientadoras na Vivantes Klinikum Neukölln, Dra. Uta Wonnerberger e Dra. Andrea Schwahofer por todo suporte e orientação durante a minha estadia. Toda a equipe da Vivantes Klinikum Neukölln que se esforçou ao máximo para o êxito desse trabalho apesar das barreiras culturais e da língua. Ao Prof. Odair D. Gonçalves pela orientação na escrita, formulação teórica e adaptação do trabalho aos requisitos brasileiros. À Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) pela oportunidade de participar do programa de intercâmbio. À CAPES e o Governo Brasileiro pelo financiamento. À Beuth Hochschule für Technik Berlin pela recepção. À todos os grandes pensadores que de alguma maneira cruzaram o meu caminho contribuindo para a minha formação e me inspiraram, em especial Marie Skłodowska-Curie, mulher brilhante e cientista referência para Física Médica. Por último mas não menos importante, minha família e amigos que sempre apoiaram as minhas escolhas e se mantiveram comigo mesmo nos momentos mais difíceis.

RESUMO

Desenvolvimento de sistema de controle de qualidade em tomógrafo de feixe cônico acoplado a acelerador linear em radioterapia

Fernanda Hansen Pacheco de Moraes

Abril/2016

Orientador: Odair Gonçalves Dias. Ph.D.

Universidade Federal do Rio de Janeiro

A necessidade de tratamentos radioterápicos mais precisos abriu espaço para que novas ferramentas fossem utilizadas. A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) inova com boa resolução de baixo contraste. Com regulação de operação e controle de qualidade ainda não estabelecida no país, este trabalho busca criar um protocolo de garantia de qualidade e avaliar seus modos de exame para possível aprimoramento. Imagens foram adquiridas utilizando uma TC convencional Siemens Somaton, um LINAC Varian TrueBeam e uma variedade de fantomas para o controle de qualidade de imagem: Catphan e Rando (The Phantom Laboratory, Salem, NY, EUA) e Electron Density (CIRS). As medições de dose transmitida foram realizadas com fantomas CTDI (cabeça e pelve) e um fantoma PMMA projetado pelo hospital combinados com câmaras de ionização abertas. O protocolo de controle de qualidade deve ser acessível e reproduzível. Além disso, o trabalho confirmou a possibilidade de substituir o fantoma CTDI pelo de PMMA e que a diminuição do produto corrente-tempo atual em 270 mAs no modo de pelve pode reduzir o CTDI_w em 3,6 mGy (aproximadamente 7,0%).

ABSTRACT

Development of quality assurance system on Cone-Beam Tomographer attached to
a Linear Accelerator in radiotherapy

Fernanda Hansen Pacheco de Moraes

April/2016

Advisor: Odair Gonçalves Dias, Ph.D.
Universidade Federal do Rio de Janeiro

The necessity of more precise radiotherapy treatments granted opportunity for the use of new techniques. The Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) innovates with good low contrast resolution. With the still non-existent protocol established in Brazil, this work aim to create a quality assurance (QA) and to evaluate the examination modes in order to verify the possibility of improvement. Images were acquired using a conventional Siemens CT, a Varian TrueBeam LINAC and a variety of phantoms for the image quality control: Catphan and Rando (The Phantom Laboratory, Salem, NY, EUA) and Electron Density (CIRS). The dose imparted measurements were tested with CTDI phantoms (pelvis and head) and a PMMA phantom designed by the hospital combined with ionization air-filled chambers. The created QA protocol should be accessible and reproducible. Moreover, the work confirmed the possibility of replacing the CTDI phantom with the new PMMA and that decreasing the actual current by 270 mAs at the Pelvis Mode could reduce the CTDI_w in 3.6 mGy (about 7.0%).

Lista de Figuras

2.1	Distribuição da probabilidade da interação entre fótons e matéria	7
3.1	<i>Varian TrueBeam</i>	13
3.2	<i>Siemens Somatom Sensation Open</i>	14
3.3	Aparato dosimetria	14
3.4	Fantoma <i>Rando</i> ®	19
3.5	<i>Catphan</i> ® 500	20
3.6	Fantoma <i>Electron Density</i>	21
3.7	Fantomas CTDI	22
3.8	Fantoma <i>Vivantes PMMA</i>	23
3.9	Posição do <i>Catphan</i> ®	24
3.10	Resolução de Baixo Contraste	26
3.11	Resolução de Alto Contraste	27
3.12	Exatidão espacial	27
3.13	Uniformidade	28
3.14	Espessura de corte	28
4.1	Gráfico da uniformidade da CT comparada a TCFC	32

4.2	TC comparada à TCFC com imagens para o modo de cabeça . . .	32
4.3	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo A . . .	36
4.4	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo A . . .	37
4.5	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo B . . .	38
4.6	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo B . . .	38
4.7	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo C . . .	39
4.8	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo C . . .	39
4.9	Gráfico comparando o CTDI _w calculado para dois fantasmas diferentes	46
4.10	Resolução de baixo contraste no <i>Catphan</i> ® para correntes diferentes	47
4.11	Resolução de alto contraste no <i>Catphan</i> ® para correntes diferentes	48
4.12	Exatidão espacial e linearidade no <i>Catphan</i> ® para correntes diferentes	48
4.13	Corte 1 no fantoma Rando com correntes diferentes	49
4.14	Corte 2 no fantoma Rando com correntes diferentes	49
4.15	Corte 3 no fantoma Rando com correntes diferentes	50
4.16	Valores de UH para correntes diferentes no fantoma <i>Electron Density</i>	51
C.1	Primeira página do Protocolo de QA	74
C.2	Segunda página do Protocolo de QA.	75

Lista de Tabelas

3.1	Parâmetros dos modos da TCFC	16
3.2	Modo da TCFC de cabeça para dosimetria	17
3.3	Modo da TCFC de pelve para dosimetria	17
3.4	Modo de cabeça na TC convecional	18
3.5	Condições ambientais para dosimetria	18
3.6	Fantoma <i>Electron Density</i> - Peças utilizadas no módulo de cabeça	21
3.7	Fantoma <i>Electron Density</i> - Peças utilizadas no módulo abdominal.	22
3.8	Especificações da resolução de Baixo Contraste	25
3.9	Tabela de conversão para resolução de alto contraste	26
4.1	Valores comparando CT e TCFC	31
4.2	Qualidade de imagem do modo de cabeça	34
4.3	Qualidade de imagem do modo de pelve	35
4.4	Comparando as câmaras	40
4.5	Estabilidade da câmara	41
4.6	Trajetória completa e meia trajetória	42
4.7	Medindo a dose com e sem ar nas cavidades	42
4.8	Dose no modo de cabeça no fantoma <i>Vivantes PMMA</i>	44

4.9	Teste-t para diferenças de UH no fantoma <i>Electron Density</i> . . .	51
A.1	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo A . .	58
A.2	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo B . .	59
A.3	Protocolo de garantia de qualidade modo de cabeça - Grupo C . .	59
A.4	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo A . .	60
A.5	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo B . .	60
A.6	Protocolo de garantia de qualidade modo de pelve - Grupo C . .	61
B.1	Dose em mGy para cada modo	62
B.2	Dose para o modo de cabeça com o fantoma CTDI	63
B.3	Dose para o modo de pelve com o fantoma CTDI	64
B.4	Dose para o modo de pelve com o fantoma CTDI (continuação) .	65
B.5	Dose para o modo de pelve com o fantoma CTDI (continuação) .	66
B.6	Dose para o modo de pelve obesa com o fantoma CTDI	67
B.7	Dose para o modo de tórax com o fantoma CTDI	68
B.8	Dose para o modo de pelve com o fantoma PMMA	68
B.9	Dose para o modo de pelve com o fantoma PMMA (continuação)	69
B.10	Qualidade de imagem para aquisições com diferentes correntes . .	70
B.11	Qualidade de imagem para aquisições com diferentes correntes (continuação)	71
B.12	Valores de HU para o fantoma <i>Electron Density</i> com diferentes correntes - Módulo abdominal	72
B.13	Valores de HU para o fantoma <i>Electron Density</i> com diferentes correntes - Módulo de cabeça	72

Lista de Abreviaturas e Siglas

2D	2 dimensões
3D	3 dimensões
AAPM	The American Association of Physicists in Medicine - Associação Americana de Físicos em Medicina
CBCT	Cone-beam Computer Tomography - Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
CT	Computer Tomography - Tomografia Computadorizada
CTDI	Computed Tomography Dose Index - Índice de Dose de Tomografia Computadorizada
CTDI _w	Weighted Computed Tomography Dose Index - Índice Ponderado de Dose de Tomografia Computadorizada
CTV	Clinical Target Volume - Volume Alvo Clínico
DIN	Deutsches Institut für Normung - Instituto de Normas Alemão
DLP	Dose Length Product - Produto Dose Comprimento
FOV	Field of View - Campo de Visão
GTV	Gross Tumour Volume - Volume Bruto de Tumor
HU	Hounsfield Units - Unidades de Hounsfield
IGRT	Image Guided Radiation Therapy - Radioterapia guiada por imagem
LINAC	Linear Particle Accelerator - Acelerador Linear de Partículas

LDPE	Low-density Polyethylene - Polietileno de baixa densidade
PTV	Planning Target Volume - Volume Alvo de Planejamento
PMMA	Poly(methyl methacrylate) -Polimetil-metacrilato
QA	Quality Assurance - Garantia de Qualidade
S.D.	Standard Deviation - Desvio Padrão
SNR	Signal-to-noise Ratio
TC	Tomografia Computadorizada
TCFC	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

Sumário

Agradecimentos	i
Resumo	ii
Abstract	iii
Lista de Figuras	iv
Lista de Tabelas	vi
Lista de Abreviaturas e Siglas	viii
1 Introdução	1
2 Princípios Físicos	4
2.1 Qualidade de Imagem	4
2.2 Física das radiações	6
2.2.1 Interação entre fótons e matéria	7
2.2.2 Atenuação	8
2.2.3 Kerma, dose e exposição	8
2.3 Dosimetria	9

2.3.1	Câmaras de Ionização	9
2.4	Tomografia Computadorizada	10
2.4.1	Qualidade de imagem em Tomografia Computadorizada	11
2.4.2	Dosimetria em Tomografia Computadorizada: CTDI ponderado	12
3	Métodos e Materiais	13
3.1	Equipamento, Sistemas e <i>Software</i>	13
3.1.1	Configuração da Máquina	14
3.1.2	Condições ambientais para a dosimetria	17
3.1.3	Fantomas	18
3.2	Configuração experimental	23
3.2.1	Qualidade de imagem	23
3.2.2	Dosimetria	24
3.3	Medindo e calculando	24
3.3.1	Qualidade da Imagem	24
3.3.2	Dosimetria	29
4	Resultados e Discussão	30
4.1	Comparando imagens de CT convencional com TCFC	30
4.2	Qualidade de imagem - Protocolo de QA	33
4.3	Dosimetria TCFC	37
4.3.1	Resultados pré-aquisição	40
4.3.2	Fantomas CTDI	43
4.3.3	Fantoma <i>Vivantes PMMA</i>	43

4.4	Qualidade de imagem para correntes diferentes	47
4.4.1	<i>Catphan</i>	47
4.4.2	Fantoma <i>Rando</i>	48
4.4.3	Fantoma <i>Electron density</i>	50
5	Conclusão	52
	Referências	54
A	Qualidade de imagem	58
B	Dosimetria	62
B.1	Otimização do Modo de Pelve	70
B.1.1	Fantoma <i>Catphan</i>	70
B.1.2	Fantoma <i>Electron Density</i>	72
C	Protocolo de QA	73

Capítulo 1

Introdução

Com o avanço dos aparelhos médicos e da tecnologia de tratamento, novos equipamentos foram implementados na rotina clínica. No campo da radioterapia essa tendência é confirmada e pode-se notar facilmente o amplo uso de técnicas combinadas, como por exemplo, aparelhos de imagem anexados à equipamentos de tratamento ou localizados lado a lado na mesma sala. Essa combinação resulta em novas abordagens no tratamento de tumores, entre eles a Radioterapia Guiada por Imagem (*Image-Guided Radiation Therapy - IGRT*). A IGRT utiliza imagens de diferentes modalidades em radioterapia para garantir o posicionamento correto do paciente [14]. Com feixes cada vez mais poderosos e precisos, a necessidade de garantir que a posição do paciente seja a mesma durante todo o processo de tratamento tornou-se um parâmetro ainda mais importante no conjunto. Hoje, a Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC ou *Cone-beam Computed Tomography - CBCT*) é estabelecida como uma ferramenta de imagem eficiente que supre essa necessidade. Como qualquer equipamento emissor de radiação, a TCFC deve operar sob certos requerimentos de garantia de qualidade (*Quality Assurance - QA*) para imagem e dose recebida pelo paciente, e sobretudo respeitando o requisito de minimizar a dose no paciente enquanto busca a otimização do processo.

Até hoje [32] a localização de tumores e caracterização de áreas adjacentes é feita baseada em um exame de tomografia computadorizada convencional (CT) aplicando margens conservativas que asseguravam a cobertura do volume alvo, e marcações

no corpo do paciente (as chamadas tatuagens) que ajudavam no posicionamento no local de tratamento. No começo métodos como filmes radiográficos [22][27] eram usados para verificação do posicionamento e posteriormente foram substituídos por imagens digitais de alta qualidade, assim como raios X acoplados a LINAC [19][21].

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico atende essa necessidade com a grande vantagem de ser um equipamento mais compacto, expõe o paciente a uma dose menor do que outras modalidades, ter um bom contraste para tecidos moles [26], a possibilidade do uso de imagens 3D para corrigir o posicionamento otimizando o fluxo de ajuste do plano de tratamento.

Um dos objetivos principais foi formular um protocolo que testasse a consistência da qualidade de imagem e dose para a rotina clínica (*QA Protocol*) do hospital *Vivantes Klinikum Neukölln* e sua respectiva aparelhagem. Um protocolo foi criado baseado no padrão alemão para testes de qualidade de imagem, que é estabelecido nas normas *DIN (Deutsches Institut für Normung)*, DIN 6868-4, DIN 6868-13, DIN EN 61223-2-6 e no teste de aceitação do fabricante (Varian). O ensaio abrange a uniformidade da densidade, linearidade espacial, uniformidade da imagem, resolução de alto contraste e baixo contraste, e parâmetros de qualidade de imagem [10][12][11]. Esses parâmetros serão descritos nos próximos capítulos e seções de acordo com a necessidade, assim como os métodos de medida e aquisição das imagens.

A segunda parte do trabalho foi concentrada na medição da dose para diferentes modos de aquisição clínicos da TCFC com o objetivo de otimizar o processo minimizando a dose de exposição ao paciente [18]. Usando-se fantomas para cálculo do Índice de Dose de Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography Dose Index - CTDI*), *CT Head/Body Phantom* (PTW, Freiburg, Alemanha), este trabalho pretende inferir o valor da dose, com uma câmara de ionização e um eletrômetro, para cada modo da função TCFC no LINAC, e a partir disso, avaliar se os parâmetros de qualidade de imagem encontrados estão otimizados. A dose entregue varia com a mudança da tens ao, corrente, número de projeções, filtros, trajetória da fonte, campo de visão (*Field of View - FOV*) e artefatos de anel (*ring suppression*). A dose absorvida pelo paciente também depende do seu tamanho e forma, e de qual região

está sendo irradiada. Algumas dessas variáveis foram testadas no trabalho com o objetivo de criar um modo otimizado de operação. Essas variáveis serão explicadas nos próximos dois capítulos.

Capítulo 2

Princípios Físicos

Esse capítulo apresenta um resumo dos princípios físicos necessários para compreensão do trabalho.

2.1 Qualidade de Imagem

A qualidade de imagem médica é determinada a partir de um conjunto de testes que medem pelo menos cinco fatores: contraste, ruído, definição, artefatos e distorção. Esses fatores refletem o quão bem estruturas anatômicas podem ser identificadas e discriminadas.

O **contraste** é a característica fundamental da imagem. Contraste significa diferença e no caso da imagem essa diferença aparece nos diferentes níveis de cinza. Um objeto consegue ser visto se existir contraste físico suficiente entre ele e o tecido em que se encontra. O contraste físico depende da densidade ou número atômico, espessura do objeto e energia do feixe. O contraste presente na imagens médicas são resultado de diversos processos que ocorrem durante a aquisição, processamento e visualização. Assim o contraste resultante da aquisição está relacionado por exemplo com a atenuação dos fótons e o número de fótons que atravessam o material. Em seguida, o contraste do detector é resultado de como o detector percebe e organiza a energia dos fótons detectados.

O contraste pode ser quantificado a partir de uma série de estruturas inseridas em um fantoma. Essas estruturas podem medir a resolução de baixo contraste comparando graus de cinza muito próximos com estruturas maiores como por exemplo cilindros, ou, resolução de alto contraste com estruturas pequenas radiopacas, como linhas de alumínio. Em resolução de alto contraste é utilizada a convenção de linhas por centímetro ou milímetro. Na resolução de baixo contraste usa-se o diâmetro do menor objeto visível.

Uma imagem bidimensional tem dois parâmetros espaciais: altura e largura. A **resolução espacial** é a propriedade que descreve a habilidade de um sistema de imagem de diferenciar dois objetos nas duas dimensões espaciais da imagem. Em testes de qualidade de imagem a resolução pode ser traduzida como definição, limite da visibilidade de detalhes devido a redução na definição das bordas. A definição é introduzida no processo de aquisição em todas as modalidades de imagem.

Na imagem em três dimensões, por passar por uma processo de reconstrução digital a **distorção** também é um fator importante. Além dos objetos serem visíveis, a imagem formada deve representar com exatidão sua forma, tamanho e posição relativa. Distorções podem ser introduzidas em diversas etapas da formação da imagem, desde sua aquisição até o processamento.

O **borramento** também interfere na resolução espacial, e pode ser causado por diferentes mecanismos nas imagens radiológicas. Um exemplo é o borramento devido à movimentação do paciente durante a aquisição das imagens, ou a interação dos fótons de raios X com a tela intensificadora que produz uma pequena explosão luminosa propagada por difusão óptica resultando em uma ativação dos sensores vizinhos. A espessura do corte também interfere na resolução espacial podendo gerar borramento. Para estruturas anatômicas que não são perpendiculares ao plano tomográfico, as bordas das estruturas são borradas proporcionalmente a espessura do corte e a angulação da estrutura.

O **ruído** insere uma componente randômica, estocástica, na imagem e pode ter diversas fontes. O ruído é determinado como uma variação aleatória do brilho da imagem. O ruído em uma imagem pode ser ajustado a partir do número médio de

fótons utilizados para produzir a imagem.

Uma medida interessante para qualidade de imagem é a chamada relação sinal-ruído, uma razão entre o contraste e o ruído, que descreve o contraste potencial em uma imagem. No caso de imagens formadas por raios X existe o ruído quântico devido à aleatoriedade das interações dos elétrons com o alvo (processo explicado mais detalhadamente durante este capítulo). A relação sinal-ruído realiza uma troca com a dose, e, como a dose deve ser minimizada, é muito importante que todos os fótons atinjam o detector e contribuam para um aumento da relação sinal-ruído, minimizando assim o ruído quântico.

O ruído afeta principalmente estruturas de baixo contraste. Conforme os níveis de ruído diminuem, o contraste de objetos com densidades próximas se torna mais perceptível. A habilidade de visualizar objetos de baixo contraste é a essência da **resolução de contraste**.

Quando imagens são formadas e não representam o objeto de interesse tem-se a ocorrência de **artefatos** e sua apresentação está associada a cada método de aquisição de imagem [30][13].

Alguns desses fatores são verificados por meio de diversos testes que devem constituir o protocolo de garantia de qualidade de imagem que o serviço utilizará. É importante salientar que não existem valores de referência ótimos para qualquer teste quando se fala em qualidade de imagem médica independente do método de aquisição, e, para algumas modalidades de aquisição existem sugestões e limites indicados pelo órgão regulador.

2.2 Física das radiações

Os conceitos estão relacionados à Física e como ocorrem as interações entre fótons e matéria.

2.2.1 Interação entre fótons e matéria

Fótons interagem com matéria transferindo energia por três processos principais: produção de pares, absorção fotoelétrica e espalhamento de *Compton*. Esses processos ocorrem de maneira probabilística de acordo com uma característica intrínseca da partícula e do material do alvo (seção de choque) e com a energia do fóton como mostra a Figura 2.1.

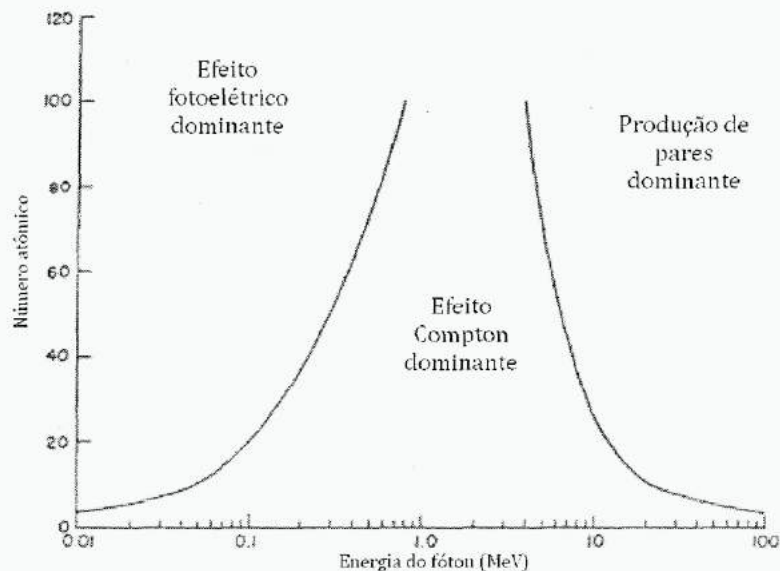


Figura 2.1: A distribuição probabilística da interação entre fótons e matéria de acordo com a energia do fóton e o número atômico do alvo. (Imagem de TESEC.) [7]

A absorção fotoelétrica acontece quando um fóton é totalmente absorvido pela matéria e um elétron é ejetado. Uma fração da energia absorvida é gasta no trabalho realizado na ejeção e o restante é transformado em energia cinética. O elétron livre ioniza os átomos a sua volta transferindo sua energia a eles. O espalhamento *Compton*, na qual apenas parte da energia é destinada ao elétron ejetado, e um fóton é emitido com a energia restante. O ângulo do espalhamento é independente do fóton incidente, e quando esse alcança 90 graus, tem-se o chamado comprimento de onda *Compton*. Outra interação é a produção de pares, em que o fóton interage com o campo nuclear do alvo transferindo toda a sua energia para a criação de um par elétron-positron [31][9].

2.2.1.1 Produção de raios X

Um tubo de raios X produz fótons gerados em dois processos de interação entre os elétrons e os catodos, *Bremsstrahlung*, processo de interação entre os elétrons e o catodo no fim do tubo, e raios X característicos, transições de elétrons entre níveis de energia atômicos no feixe.

A radiação de freamento (*Bremsstrahlung*) é gerada quando um elétron acelerado muda sua trajetória ao interagir com o alvo metálico, interage com os núcleos dos átomos metálicos e liberam um raios X com parte da energia cinética do elétron que foi freado [31][9].

2.2.2 Atenuação

A probabilidade de ocorrência de cada tipo de interações de fótons com a matéria por unidade de distância da sua trajetória é expressa por μ , coeficiente de atenuação linear, e tem a dimensão de inverso de comprimento [cm^{-1}]. Tem dependência com a energia do fóton e o material do alvo. Para um feixe de fótons monoenergéticos com dN fótons que penetram o material a uma profundidade dx , com μ sendo o coeficiente de atenuação linear e $N(x)$ o número de fótons que não interagem, temos a seguinte relação (Equação 2.1 e Equação 2.2) [31][9]:

$$dN = -\mu N(x)dx \quad (2.1)$$

Integrando a Equação 2.1 temos:

$$N(x) = N_0 \exp(-\mu x) \quad (2.2)$$

2.2.3 Kerma, dose e exposição

Kerma, dose e exposição são quantidades não estocásticas que descrevem interações de campos de radiação com a matéria, em termos de valores esperados para uma esfera infinitesimal, em um ponto de interesse. Alguns conceitos são importantes para entender essas definições. Com uma esfera S envolvendo um ponto P de massa dm , volume V e área da pode-se definir que:

- Fluência: Em um intervalo de t_0 a t com N_e sendo o número de partículas ou fótons que atingem a esfera, a fluência é dada por: $\Phi = \frac{dN_e}{da}$ em $[m^{-2}]$.
- Taxa de Fluência: Se no intervalo de t_0 a t todos os valores de Φ são definidos, então $\varphi = \frac{d\Phi}{dt}$ em $[m^{-2}s^{-1}]$.
- Fluência de Energia: para um feixe monoenergético de energia E a fluência de energia é dada por $\Psi = E\Phi$.

O Kerma K é a energia transferida a partículas carregadas na primeira interação do fóton ou neutron, que é o início da dissipação de energia por radiação de ionização indireta.

A exposição é definida como a quantidade de ionizações produzidas em um volume de ar a partir da interação com radiação eletromagnética.

A dose é a razão da energia depositada pela radiação em um volume de material e a massa desse volume.

2.3 Dosimetria

2.3.1 Câmaras de Ionização

Dosimetria é a determinação da dose absorvida ou da taxa de dose resultante da interação de radiação ionizante com a matéria. O instrumento usado para essa determinação é o dosímetro, no caso deste estudo, uma câmara de ionização aberta (*air-filled ionization chamber*).

Câmaras de ionização abertas tem um ânodo central, protegido do restante do dosímetro, que gera uma diferença de potencial inicial. Quando exposto a fótons, elétrons secundários produzidos pela interação do feixe com a parede do dosímetro e cavidade são drenados para o cátodo diminuindo a diferença de potencial produzida. Essa diferença é diretamente proporcional à quantidade de ionizações produzida e conseqüentemente, à exposição [31][9].

Uma característica da medida de fótons com energia na faixa de keV é que o efeito fotoelétrico é predominante nessa faixa de energia. Além disso, a parede da câmara deve ter uma espessura ótima, e ainda mais importante, o seu volume efetivo de detecção determina o alcance dos elétrons secundários. Quando esse valores ótimos são alcançados, a ionização na câmara de gás é máxima, caso contrário, serão produzidos elétrons secundários insuficientes e a atenuação da radiação incidente será significativa.

2.4 Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada é a técnica de aquisições de imagens médicas que utiliza várias radiografias unidimensionais obtidas em diferentes direções para formar uma imagem em três dimensões. O processamento no computador de todas essas radiografias bidimensionais permite o cálculo do coeficiente de atenuação de cada *voxel*, ou agrupamento de células que forma uma unidade da imagem. O coeficiente de atenuação é então traduzido para graus de cinza e em seguida para a escala de Unidades de Hounsfield (HU - *Hounsfield Unit*). A escala HU é uma escala de valores normalizados adequada para investigação médica, onde a água tem valor zero e o ar -1000.

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico por sua vez utiliza detetores de radiação planos extensos (*flat scan*) que geram imagens bidimensionais que também são processadas e utilizadas na reconstrução da imagem em três dimensões. A principal diferença entre a Tomografia Computadorizada convencional e a de Feixe Cônico é que a primeira tem o feixe colimado e a segunda tem o feixe cônico, ou seja, o detetor da convencional não deve receber feixes produzidos pelo espalhamento, enquanto a de feixe cônico sim, diminuindo a dose que o paciente recebe por exposição. Além disso, o espalhamento gera um número médio de fótons espalhados que se soma aos número de fótons do feixe direto em quantidade quase constante, diminuindo o poder de resolução entre dois materiais com coeficientes de atenuação próximos [24][25].

2.4.1 Qualidade de imagem em Tomografia Computadorizada

Imagens de tomografia computadorizada tem como característica boa resolução de contraste e um exemplo disso é a diferença de graus de cinza em um tecido mole, no qual as densidades de diversos tecidos são muito próximas, de um tumor e do seu entorno, sendo possível identificar o volume doente e sadio. A resolução de contraste está diretamente ligada à relação sinal-ruído (*SNR, Signal-to-noise Ratio*), que por sua vez está relacionada com a quantidade de fótons de raios X utilizada por pixel da imagem. Além do número de fótons outros fatores afetam a resolução espacial e a resolução de contraste na Tomografia Computadorizada, sendo alguns deles:

Número de fótons de raios X: O número de fótons utilizados para produzir a imagem de Tomografia Computadorizada sobre o mesmo Campo de Visão influencia fortemente a resolução espacial.

Matriz de pixels: O número pixels utilizado na reconstrução da imagem tem uma influência direta (para um Campo de Visão fixo) na resolução espacial.

Produto corrente-tempo: O produto corrente-tempo influencia diretamente no número de fótons utilizados para gerar a imagem o que afeta a relação sinal-ruído e a resolução de contraste.

Dose: A dose aumenta com o aumento do produto corrente tempo por escaneamento.

Tamanho do pixel (Campo de Visão): Com todos os outros parâmetros fixos, o aumento do Campo de Visão, as dimensões do pixel aumentam e o número de fótons passando por cada pixel também aumenta.

Espessura de corte: A espessura do corte tem um influência forte no número de fótons utilizados para produzir a imagem. Cortes mais espessos utilizando mais fótons e tem melhor relação sinal-ruído.

Filtro de reconstrução: Filtros de reconstrução afetam o contraste de resolução dependendo do tipo de filtro, como os filtros de osso ou de tecidos moles.

Tamanho do paciente: Para os mesmos parâmetros de aquisição um paciente

maior atenua mais raios X resultando na detecção de menos fótons. Isso reduz a relação sinal-ruído e conseqüentemente a resolução de contraste [13].

2.4.2 Dosimetria em Tomografia Computadorizada: CTDI ponderado

O *CTDI* - *Computed Tomography Dose Index*, ou Índice de Dose de Tomografia Computadorizada representa a dose média absorvida, ao longo do eixo z, de uma série de irradiações contínuas. O *CTDI_w* (*weighted CTDI*) ou CTDI ponderado é a média do CTDI pelo Campo de Visão e varia de acordo com seu tamanho. A Equação 2.3 é utilizada para contrabalancear a diferença entre as doses centrais (mais altas) e externas (mais baixas). Geralmente a dose dos pontos externos é uma ou duas vezes o fator central [23].

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,center} + \frac{2}{3}CTDI_{100,edge} \quad (2.3)$$

onde $CTDI_{100}$ é a representação da dose acumulada no centro de múltiplas aquisições de 100 mm.

Esses índices são utilizados também para Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico [15].

Capítulo 3

Métodos e Materiais

3.1 Equipamento, Sistemas e *Software*

Para a aquisição de dados com a TCFC, um Linac *Varian TrueBeam* (Figura 3.1) foi usado, e para a avaliações da TC, um TC convencional *Siemens Somaton* (Figura 3.2).

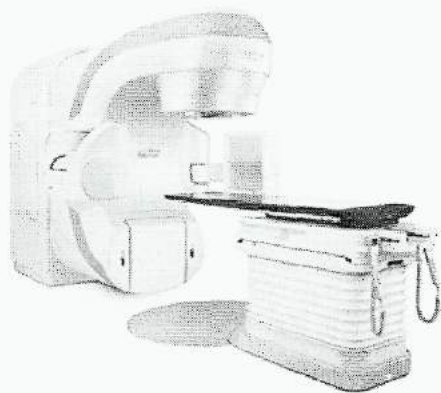


Figura 3.1: *Varian TrueBeam* usada para aquisição de imagens TCFC. (Imagem de USMD Prostate Cancer Center) [28]

As doses foram medidas usando-se o equipamento PTW UNIDOS e as câmaras de ionização PTW 31002-619 *Semiflex* 0,125 cm³ e PTW TM30001 *Farmer* 0,6 cm³ (PTW, Freiburg, Deutschland) apresentados na Figura 3.3.

Parâmetros de qualidade de imagem foram calculados usando o *EclipseTM Treatment Planning System* (Varian) em ambas versões online e offline.

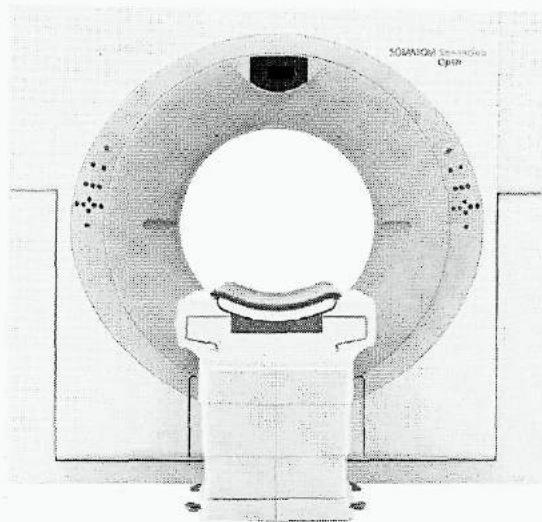
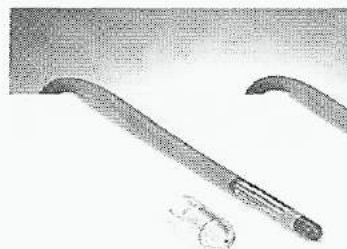


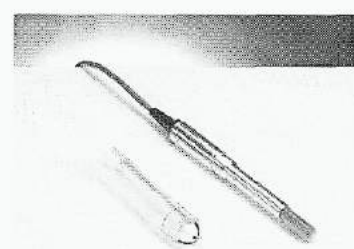
Figura 3.2: *Siemens Somatom Sensation Open*, máquina de TC convencional. (Imagem de Tomotrade) [8]



(a) Eletrômetro PTW UNIDOS.



(b) PTW 31002-619 *Semiflex* 0,125 cm³.



(c) PTW TM30001 *Farmer* 0,6 cm³.

Figura 3.3: Equipamento PTW necessário para medida de dose. (a) Eletrômetro PTW UNIDOS que processa eletronicamente o sinal recebido pelas câmaras [1]. (b) PTW *Semiflex Chamber* 0,125 cm³, câmara de ionização aberta com volume sensível de 0,125 cm³ [2]. (c) PTW *Farmer Chamber* com volume sensível de 0,6 cm³ [3]. (Imagens de PTW) [2][1][3]

3.1.1 Configuração da Máquina

3.1.1.1 Geração da imagem e parâmetros de qualidade

O feixe de raios X pode ser regulado através da tensão, corrente e tempo de exposição da fonte. Mudanças no produto corrente tempo aumentam ou diminuem o número de elétrons emitidos, e tem uma relação linear com o número de fótons resultantes. Variações na tensão alteram a energia cinética dos elétrons, que determina

a energia nominal dos fótons [13].

As seções subseqüentes são relacionadas à termos utilizados pelo sistema da Varian para a unidade de raios X.

Número de projeções - *Number of projections*: Projeções são imagens 2D adquiridas em diferentes ângulos em torno do paciente e são usadas na reconstrução da imagem 3D. O aumento do número de projeções leva a um acréscimo na dose como esperado, já que as projeções são resultado de interações entre radiação e matéria. Não é possível modificar o número de projeções nos modos já existentes no sistema de aquisição.

Abertura do cone - *Fan Type*: A abertura do cone (*Fan*) determina se o feixe terá formato cônico ou se apenas metade do cone será utilizado (*Full* e *Half* respectivamente).

Trajatória da fonte - *Trajectory*: A trajetória da fonte (*Trajectory*) indica o número de graus do arco que a fonte percorrerá durante a aquisição. Com a opção de trajetória inteira (*Full*), a fonte percorre 360 graus, com meia trajetória (*Half*), 210 graus.

Alcance e Diâmetro - *Range and Diameter*: Os valores do alcance (*Range*) e do diâmetro (*Diameter*) combinados definem, nas 3 coordenadas, os valores para as laterais do paralelogramo que envolve a imagem reconstruída em 3 dimensões, ou seja, determinam o campo adquirido. O diâmetro é responsável pelos eixos x e y, e o alcance pelo eixo z.

Filtro e supressão de anel - *Filter and Ring suppression*: O filtro e a supressão de anel são usados para filtrar e suprimir fótons com energias indesejadas no feixe, como fótons de energia muito baixa que podem aumentar a dose na pele [13].

3.1.1.2 Modos

Para a qualidade de imagem da CBCT duas configurações principais foram testadas (Cabeça e Pelve - respectivamente *Head* e *Pelvis Mode*) de acordo com o teste de aceitação da Varian [4], usando protocolos estabelecidos com os parâmetros regulares. Para a dosimetria, além desses modos, o de Pelve obesa (*Pelvis Obese*) e Tórax (*Thorax*) também foram usados de acordo com a Tabela 3.1:

Parâmetro	Cabeça	Pelve	Pelve Obesa	Tórax
kV	100	125	140	125
mAs	150	1080	1678,5	270
Tipo do cone	Full	Half	Half	Half
Trajectoria	Half	Full	Full	Full
Projeções	500	900	900	900
Diâmetro	26,2	46,5	46,5	46,5
Alcance	18,5	17,5	17,5	17,5
Matriz	512	512	512	512
Espessura de corte (mm)	2,0	2,0	2,0	2,0
Filtro	auto	auto	auto	auto
Supressão de anel	médio	médio	médio	médio
Velocidade	6 graus/s	6 graus/s	6 graus/s	6 graus/s
CTDI _w (mGy)	2,9	14,3	27,8	3,6

Tabela 3.1: Parâmetros regularmente testados pela *Varian* para cada modo.

Para medidas de dose, alguns parâmetros foram alterados, como trajetória e corrente. A trajetória foi modificada para garantir resultados estáveis e a corrente para comparar a dose e a qualidade de imagem entre diferentes correntes. As mudanças estão indicadas na Tabela 3.2 e na Tabela 3.3.

Na TC convencional, o modo de cabeça foi utilizado com os parâmetros indicados na Tabela 3.4.

Modo de cabeça	Qualidade de Imagem	Dosimetria
Trajectoria	Half	Full
CTDI _w (mGy)	2,9	5,3

Tabela 3.2: Diferenças entre os protocolos de qualidade de imagem e dosimetria para o modo de cabeça e como essas mudanças afetam o CTDI_w.

Pelve	
mAs	CTDI _w (mGy)
90	1,2
225	3,0
450	5,9
630	8,4
810	10,7
1080	14,3
1260	16,6
1530	20,1
2025	26,7
2565	34,0
3060	40,5
3600	47,5

Tabela 3.3: Diferenças entre os protocolos de qualidade de imagem e dosimetria para o modo de pelve e como essas mudanças afetam o CTDI_w.

3.1.2 Condições ambientais para a dosimetria

A sala de tratamento tem sua temperatura, pressão e umidade monitoradas. Os valores da Tabela 3.5 foram usados para calibrar o PTW UNIDOS a cada dia de medida.

Modo de cabeça	
kV	120
mAs	320
Matriz de resolução (pixels)	512
Espessura (cm)	0.5
CTDI vol (mGy) (16cm)	59.95
DLP (mGycm)	1683,96

Tabela 3.4: Configuração do modo de cabeça utilizado nas aquisições de TC convencional desenvolvida pela Siemens.

Data	Condições ambientais			
	19/01/2015	20/01/2015	28/01/2015	29/01/2015
Temperatura (°C)	21,3	21,3	21,3	21
Pressão (mbar)	1008,5	1008,5	1009,7	987,2
Umidade (%)	23,2	34,2	35,3	32,2

Tabela 3.5: Condições ambientais para cada dia de medidas de dose utilizadas para calibrar o eletrômetro PTW UNIDOS e receber como resultado o valor de dose absoluta.

3.1.3 Fantomas

Os fantomas utilizados para a qualidade de imagem foram o *Catphan*® 500 e *Rando Phantom* versão masculina (The Phantom Laboratory, Salem, NY, US), o *Electron Density Phantom* da CIRS, e para dosimetria através do cálculo do CTDI foram os fantomas CTDI para Pelvis e Cabeça (PTW, Freiburg, Deutschland) e o fantoma de PMMA produzido pelo próprio hospital, Vivantes PMMA phantom, para dosimetria.

3.1.3.1 *Rando*®

O fantoma *Rando* [?] (Figura 3.4) representa um corpo masculino de 175 cm e 73.5 kg, composto por um esqueleto humano natural, um material representativo de tecidos moles e um material que simula os pulmões.

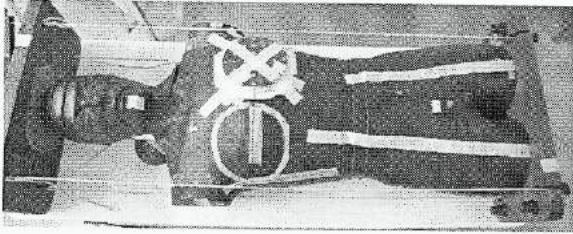


Figura 3.4: Fantoma *Rando* masculino com uma estrutura semelhante a de um corpo, incluindo esqueleto humano natural e material mimetizando a densidade pulmonar.

3.1.3.2 *Catphan*® 500

O *Catphan*® 500 tem um diâmetro de 15 cm, comprimento de 18 cm e é composto por quatro módulos, chamados de CPT (CTP 401, CTP 528, CTP 515 e CTP 48) (Figura 3.5) [5]. O CTP 401 tem uma espessura de 25 mm e foi usado para medir a linearidade do número de CT, geometria do corte ou espessura do corte e a exatidão espacial. Para verificar linearidade do número de CT, o valor pode ser calculado em amostras de Teflon, acrílico, LDPE (*Low-density polyethylene*) e ar. O CTP 528 tem uma espessura de 40 mm e é o módulo de Resolução de Alto Contraste; ele tem peças de alumínio de 2 mm que são organizadas no indicador radial, e compõe seções de resolução que variam entre 1 e 21 pares de linha por centímetro [5]. CTP 515 tem uma espessura de 40 mm e é o módulo de Resolução de Baixo Contraste; nele existe uma série de hastes cilíndricas de diversos diâmetros e três níveis de contraste para medir o desempenho de resolução de baixo contraste. O CTP 486 é o módulo da uniformidade e tem uma espessura de 40 mm. Ele é fabricado com um material de número de CT igual a 2% do número da água que é 1.

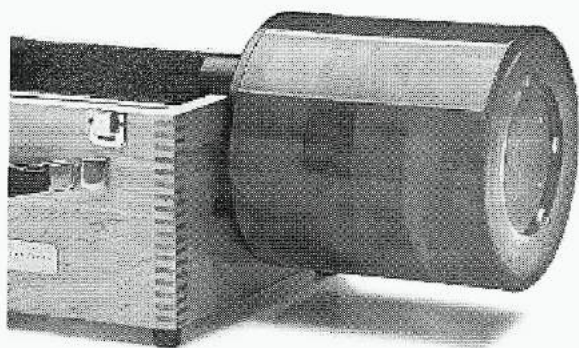


Figura 3.5: O fantoma *Catphan*® 500 com seus quatro módulos que permitem a realização de vários testes utilizando um único fantoma [5].

3.1.3.3 *Electron Density Phantom*

O *Electron Density Phantom* (CIRS Tissue Simulation & Phantom Technology, Norfolk, Virginia, US) consiste em dois módulos que podem ser acoplados. Um módulo cilíndrico usado como referência para cabeça, e um outro externo que quando unido com o cilindro formam uma peça no formato de secção abdominal do corpo humano. No módulo de cabeça existem 9 compartimentos que podem ser preenchi-

dos com peças com densidades específicas para simulação de outros tecidos. Esses compartimentos são organizados de acordo com a Figura 3.6. As peças utilizadas nesse trabalho estão descritas nas Tabelas 3.6 e Tabela 3.7 [16][17].

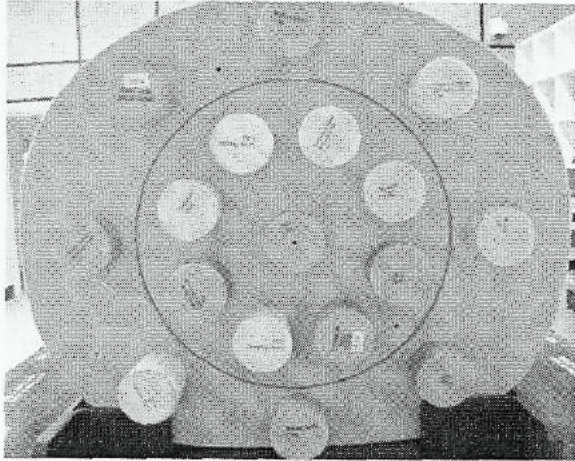


Figura 3.6: Fantoma *Electron Density* com um total de 17 peças de diferentes densidades para observar e avaliar a mudança de parâmetros em diferentes tecidos.

Módulo de cabeça		
Posição	Material	Densidade (g/cc)
1	H ₂ O	1,01
2	Pulmão (Inalar)	0,20
3	Gordura	0,96
4	Osso denso (800 mg/cc) HA	1,53
5	Pulmão (Exalar)	0,50
6	Titanio ROD CORE	4,51
7	Fígado	1,07
8	Músculo	1,06
9	Osso Trabecular (200 mg/cc) HA	1,16

Tabela 3.6: Densidade e posição de cada material no módulo de cabeça do fantoma.

Módulo Abdominal		
Posição	Material	Densidade (g/cc)
10	Mama 50/50	0,99
11	Osso denso (1500 mg/cc)	2,00
12	Osso denso (800 mg/cc) HA	1,53
13	Pulmão (Inalar)	0,20
14	Mama 50/50	0,99
15	Fígado	1,07
16	Músculo	1,06
17	Osso Trabecular (200 mg/cc) HA	1,16

Tabela 3.7: Densidade e posição de cada material no módulo abdominal do fantoma.

3.1.3.4 Fantoma CTDI

Os dois fantomas CTDI tem 5 posições para inserção da câmara, sendo 4 externas (em 0, 90, 180 e 270 graus) e uma central (Figura 3.7). No de pelve, a distância entre o pontos externos e o interno é de 15 cm, e no de cabeça 7 cm. As cavidades externas estão à 1 cm de profundidade nos dois fantomas.

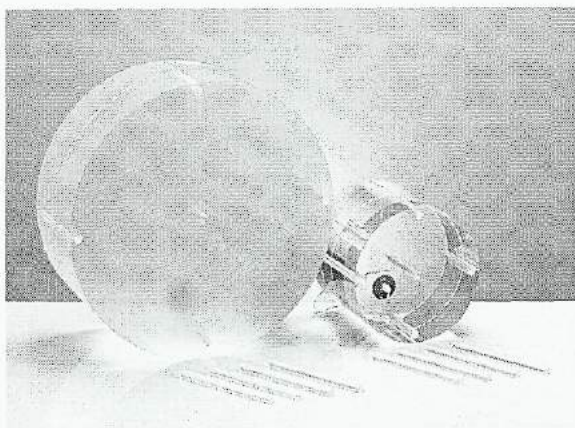


Figura 3.7: Fantomas CTDI para pelve (esquerda) e cabeça (direita) produzidos com água sólida. Esse fantoma é tradicionalmente utilizado para medidas de dose visando o cálculo do CT-DI_w [6].

3.1.3.5 Fantoma Vivantes PMMA

O fantoma *Vivantes PMMA* tem 4 posições, 3 externas (0, 90 e 270 graus) e uma central, para inserção de câmaras (Figure 3.8). A distância entre os pontos laterais e o central é de 15 cm, e do superior para o central 10,5 cm. Os pontos externos

estão à 1 cm das bordas.

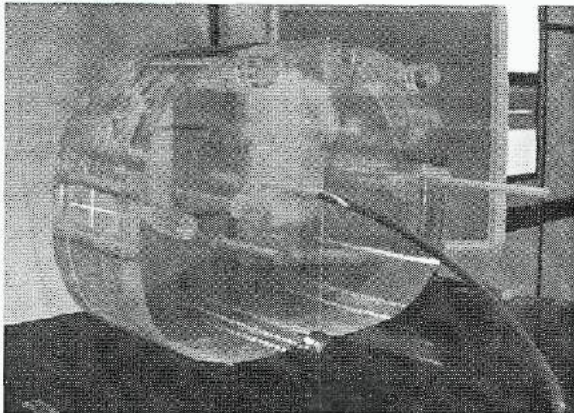


Figura 3.8: Fantoma PMMA projetado e produzido pela *Vivantes Klinikum Neukölln* para substituir os fantasmas CTDI.

3.2 Configuração experimental

3.2.1 Qualidade de imagem

Com os fantasmas *Catphan*, *Rando* e *Electron Density* tem o objetivo de comparar quantitativamente as imagens resultantes da alteração de alguns parâmetros. Com o *Catphan*, os modos de Cabeça e Pelve foram testados usando-se o protocolo regular e as mudanças na dosimetria (Tabela 3.2 e Tabela 3.3). Com *Rando* e *Electron Density*, foi testado o Modo de Pelve no protocolo regular e no protocolo alterado de medida de dose.

O *Catphan*® foi posicionado no isocentro nos eixos x e y para todos os ensaios, incluindo o de CT convencional. No eixo z a orientação do laser deve ser entre o terceiro (CTP 515) e quarto (CTP486) módulo (Figura 3.9). O *Electron Density* e o CTDI de cabeça e pelve e o fantoma *Vivantes PMMA* foram posicionados no isocentro em todos os eixos. O *Rando*, com isocentro na região da pelve.

Sob essas configurações para o TCFC, as imagens adquiridas foram salvas sob o nome do paciente estipulado no protocolo (Wasserbox, *CBCT*). Com as imagens adquiridas, o teste de garantia de qualidade pode ser realizado *online* ou *offline*. Ambos softwares utilizados apresentam as mesmas ferramentas para cálculo das seguintes características: resolução de baixo e alto contraste, exatidão espacial, uniformidade, espessura do corte, HU do ar, acrílico e LDPE. Na CT o Modo de Cabeça

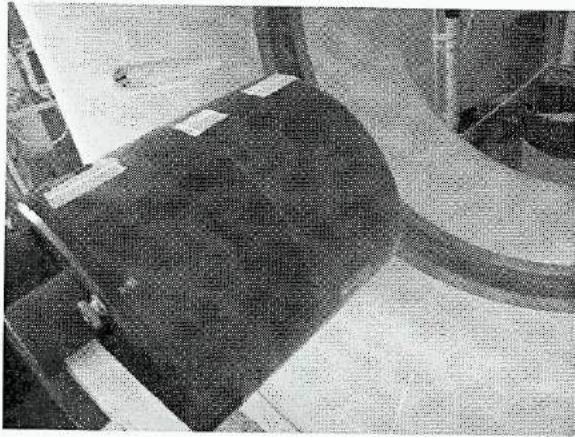


Figura 3.9: Para tornar o posicionamento do *Catphan* mais conveniente, o centro do fantoma no eixo x foi definido como sendo entre o terceiro e quarto módulo, como mostrado na figura. Nos outros eixos o fantoma estava no isocentro da sala.

foi utilizado e foram avaliadas as mesmas características com o software *offline*.

3.2.2 Dosimetria

Os fantomas *CTDI* e *Vivantes PMMA* foram usados nas medidas de dose. As câmaras de ionização devem ser inseridas em umas das cavidades dos fantomas de dosimetria enquanto as outras devem ser vedadas ou fechadas com peças do material do fantoma. Para vedar a cavidade em que a câmara foi inserida, foi utilizado gel de ultrassom já que é base água. A dosimetria foi realizada com e sem a vedação do fantoma para comparar o efeito do ar.

3.3 Medindo e calculando

3.3.1 Qualidade da Imagem

A seguir será indicado como realizar os testes com algumas figuras ilustrativas. Deve-se ressaltar que os testes devem ser realizados em monitores de alta resolução para visualização dos objetos teste e detalhes da imagem. Assim, a reprodução impressa desse material não é ideal para visualização depreciando a qualidade das imagens ilustrativas.

3.3.1.1 Resolução de Baixo Contraste

A resolução de baixo contraste foi quantificada utilizando o módulo CTP 515 do *Catphan*®. Na Figura 3.10 é possível visualizar cilindros mais externos, *supra-slice*, e internos, *sub-slice*, com diferentes diâmetros como mostrado na Tabela 3.8. Para quantificar a resolução de baixo contraste, pode-se mudar o intervalo de contraste visível e verificar o qual é o último cilindro *supra-slice* visível contado a partir do maior à 0 graus no sentido horário. O teste visual é suficiente para a garantia de qualidade, também é possível calcular a diferença de número de CT.

Contraste	Comprimento	Diâmetro
Cilindros de contraste <i>Supra-slice</i>		
0.3%	40 mm	2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 15 mm
0.5%	40 mm	2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 15 mm
1.0%	40 mm	2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 15 mm
Contraste	Comprimento	Diâmetro
Cilindros de contraste <i>Sub-slice</i>		
1.0%	7 mm	3, 5, 7, 9 mm
1.0%	5 mm	3, 5, 7, 9 mm
1.0%	3 mm	3, 5, 7, 9 mm

Tabela 3.8: Contraste, comprimento e diâmetro para a série de cilindros *Supra-slice* e *Sub-slice* no módulo de baixo contraste [5].

3.3.1.2 Resolução de Alto Contraste

A resolução de alto contraste foi quantificada utilizando o módulo CTP 528 do *Catphan*®. Na Figura 3.11 é possível visualizar um anel com 21 conjuntos peças de alumínio que variam a distância entre eles e conseqüentemente o poder de resolução. A resolução de alto contraste é geralmente quantificada em pares de linhas por milímetro ou centímetro e esse valor pode ser convertido em distância entre as linhas de acordo com a Tabela 3.9. O conjunto deve ser analisado no sentido anti-horário e pode-se escolher o melhor contraste para análise. O teste visual é suficiente

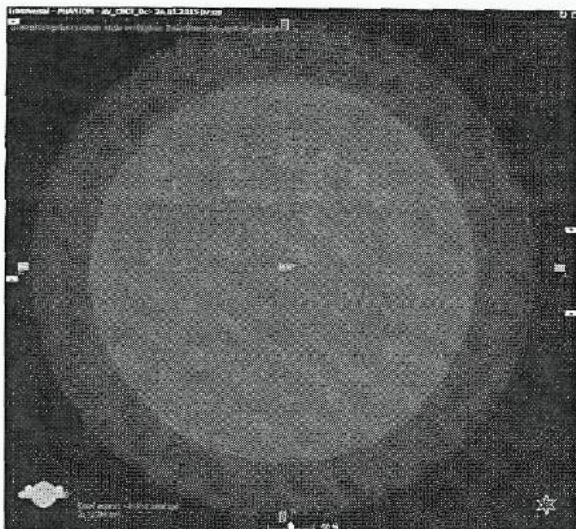


Figura 3.10: Imagem do teste de resolução de baixo contraste do modo de Pelve com 1080 mAs. É possível contar 6 cilindros que indicam então uma resolução de 4 mm.

para a garantia de qualidade, também é possível calcular a diferença de número de CT.

Pl/cm	Dist. linhas (cm)	Pl/cm	Dist. linhas (cm)
1	0.500	12	0.042
2	0.250	13	0.038
3	0.167	14	0.036
4	0.125	15	0.033
5	0.100	16	0.031
6	0.083	17	0.029
7	0.071	18	0.028
8	0.063	19	0.026
9	0.056	20	0.025
10	0.050	21	0.024
11	0.045		

Tabela 3.9: No módulo de alto contraste os conjuntos de alumínio representam o número de pares de linhas/cm ("Pl/cm") que pode ser convertido ainda em distância entre as linhas em centímetros ("Dist. linhas") de acordo com a tabela.

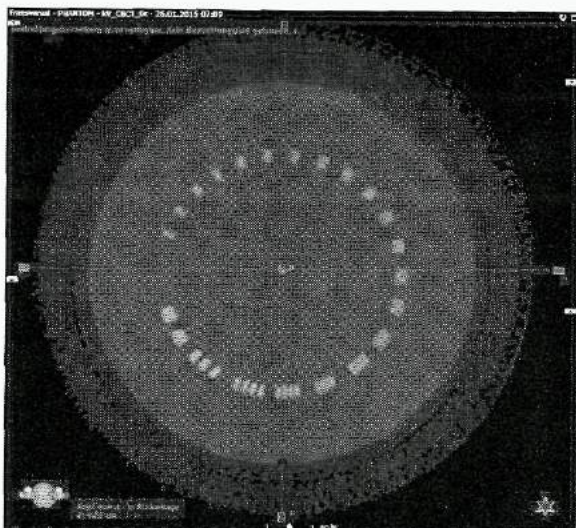


Figura 3.11: Imagem do teste de resolução de alto contraste do modo de Pelve com 1080 mAs. Na imagem é possível visualizar completamente o quarto conjunto, que indica uma resolução de 0.125 cm.

3.3.1.3 Exatidão espacial

A exatidão espacial foi quantificada com o módulo CTP 401 do *Catphan*® determinando a distância entre três pontos predefinidos, de A a B e de A a C, havendo então duas linhas perpendiculares entre si. O resultado deve ser 5 cm com desvio padrão de 1% (Figura 3.12).

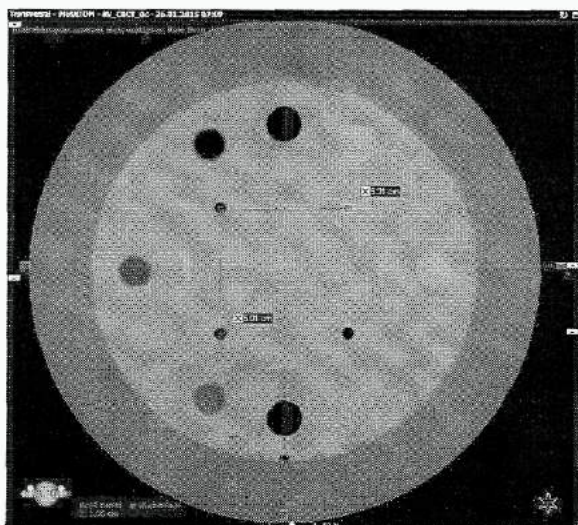
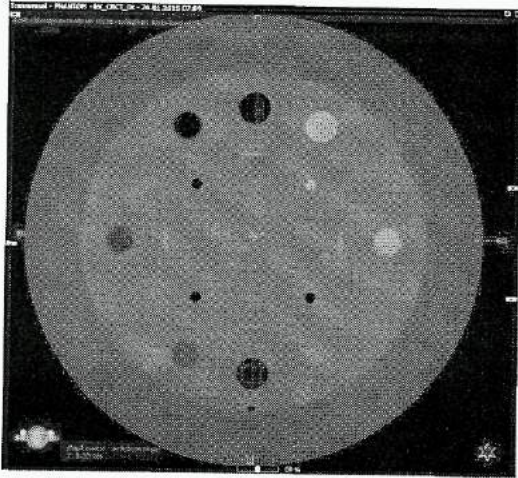


Figura 3.12: Imagem do teste de exatidão espacial do modo de Pelve com 1080 mAs. Para avaliar as duas linhas devem ser desenhadas a partir do ponto superior esquerdo para o direito e do superior esquerdo para o inferior esquerdo, assim os dois eixos são cobertos.

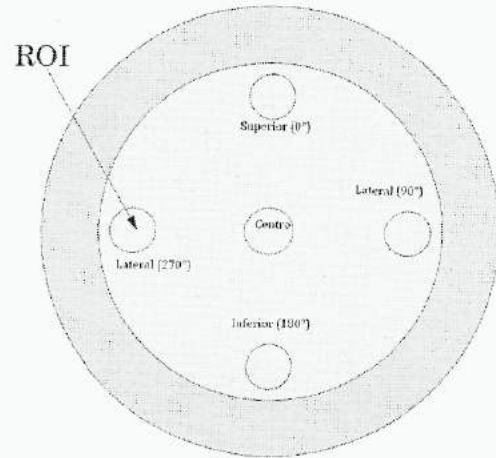
3.3.1.4 Uniformidade & linearidade de HU

A uniformidade é quantificada usando os módulos CTP 401 e 486. Com o primeiro, pode-se medir o HU de diferentes materiais usando uma ROI (*Region of Interest* de 10x10 pixels, sendo escolhidos: LDPE, ar e acrílico (Figura 3.13a). No

segundo módulo 5 ROIs de 20x20 pixels devem ser calculadas (Figura 3.13b) e a diferença entre valores das ROIs externas e a central deve ser menor do que 30 HU.



(a) Linearidade de HU para Ar, Acrílico e LDPE.



(b) Módulo de uniformidade.

Figura 3.13: (a) Medida de HU em LDPE (ROI esquerda), ar (ROI central) e Acrílico (ROI direita) em um espaço de 10x10 pixels com modo de Pelve e 1080 mAs. (b) 5 ROIs de 20x20 pixels localizadas em 0, 90, 180 e 270 graus e na posição central com modo de Pelve e 1080 mAs.

3.3.1.5 Espessura de corte

A espessura de corte é quantificada utilizando o corte frontal do CTP 401 (Figura 3.14). Depende da espessura selecionada para aquisição.

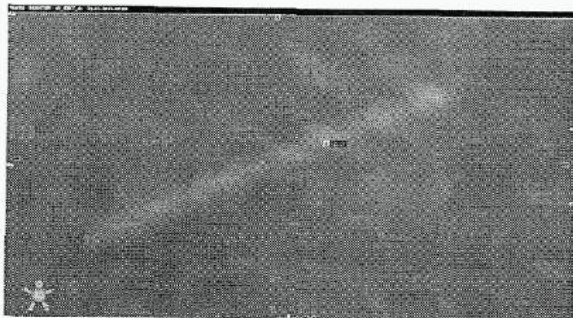


Figura 3.14: Espessura de corte medida em uma imagem do modo de Pelve com 1080 mAs e espessura de aquisição de 0.2 cm.

3.3.2 Dosimetria

Com a leitura dos conjuntos eletrômetro-câmara de ionização corrigidas para a temperatura e pressão 3.5 e com a câmara estabilizada, a reprodutibilidade resposta foi testada primeiro repetindo a medida com a câmara na posição central três vezes para ambos os fantomas CTDI e para todos os modos testados sem utilizar as peças de vedação ou gel. O próximo passo foi testar a diferença entre as câmaras *Farmer* e *Semiflex*, entre trajetória completa e meia trajetória com o fantoma CTDI e com as mudanças de corrente. Depois como a geometria do fantoma Vivantes PMMA afetaria as medições de dose.

Uma medida no centro, topo e na posição esquerda foram realizadas em cada medida de dose já que a geometria dos fantomas era propícia para repetir o valor das posições laterais, com exceção de quando era usada meia trajetória. Com esses valores, o CTDI_w e a taxa de dose por unidade do produto corrente-tempo (mGy/mAs) foram calculados e foi calculada uma relação entre o fantoma tradicional CTDI e o *Vivantes PMMA* determinando se é possível substituir o tradicional pelo feito no hospital.

Capítulo 4

Resultados e Discussão

Os primeiros resultados a serem apresentados serão comparando primeiro a CT convencional com a TCFC pelas imagens do modo de Cabeça, seguidos pelas imagens e valores utilizados no protocolo de garantia de qualidade para clínica, resultados dos fantasmas CTDI e *Vivantes PMMA* da dosimetria e comparação entre diferentes correntes nas imagens com o *Catphan*®, *Electron Density* e *Rando*.

4.1 Comparando imagens de CT convencional com TCFC

Um ponto de interesse deste trabalho foi comparar a qualidade de imagem de uma aquisição regular do modo de cabeça na TCFC e no CT convencional.

Todos os parâmetros da CT convencional estão descritas na Tabela 4.1 com os valores da TCFC para referência ao lado. A CT convencional oferece um contraste de alta resolução de 7 lp/cm enquanto o do TCFC é 6 lp/cm. Além disso, a resolução de baixo contraste e a espessura do corte tem os mesmos valores para ambas aquisições, respectivamente 0 mm e 0,20 cm. A uniformidade (Figura 4.1) mostra diferenças entre as ROIs externas e a central menores do que 11 UH para a CT, enquanto para a TCFC as diferenças são menores do que 14 UH.

Para comparação visual três cortes foram selecionados, um corte para avaliação do baixo contraste, um para o alto contraste e um com as peças para avaliação da

Parâmetros	CT	TCFC
Low contrast (mm)	0	0
High contrast (lp/cm)	7	6
Spatial accuracy (cm)	5,00	5,01
Slice distance (cm)	0,20	0,20
Air (UH)	-999,24	-998,53
S.D. Air (UH)	1,50	6,43
Acrylic (UH)	156,60	147,83
S.D. Acrylic (UH)	28,25	27,00
LDPE (UH)	-95,14	-95,67
S.D. LDPE (UH)	31,17	28,04
Diff Left-Center	2,17	5,40
Diff Top-Center	-2,94	13,38
Diff Right-Center	-10,12	12,74
Diff Bottom-Center	-2,61	8,16

Tabela 4.1: Valores dos parâmetros de qualidade de imagem para a CT, e, os valores médios das aquisições nas Tabelas A.1, A.2 e Tabela A.3 para a TCFC. Nessa tabela, "Hig contr" significa resolução de alto contraste; "Low contr", resolução de baixo contraste; "Spatial acc", exatidão espacial; "Slice Thick", espessura do corte, "Diff", diferença e as letras, L, T, R, B and C, respectivamente, Esquerda, Superior, Direita, Inferior e Centro representando essas ROIs.

linearidade e com os pontos para exatidão espacial como mostra a Figura 4.2.

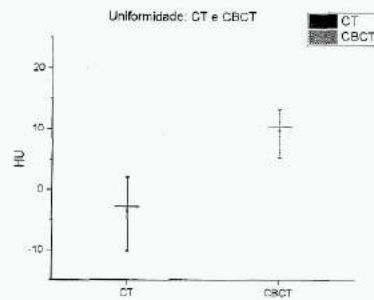
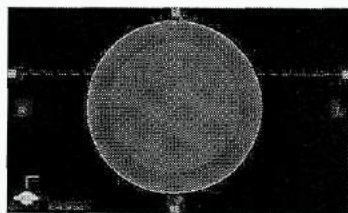
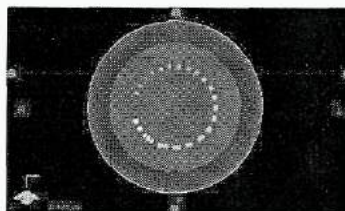


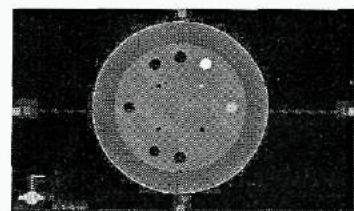
Figura 4.1: Gráfico dos resultados da uniformidade (diferença entre a ROI externa e a central) comparando a CT convencional (esquerda) e a TCFC (direita). O traço horizontal indica a média, e o as extremidades superior e inferior do traço vertical, respectivamente 25 e 75 por cento dos dados. A TCFC apresenta menor dispersão, apesar da maior média.



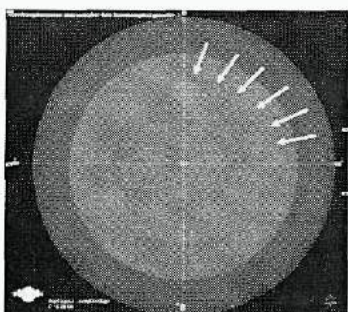
(a) TC - baixo contraste.



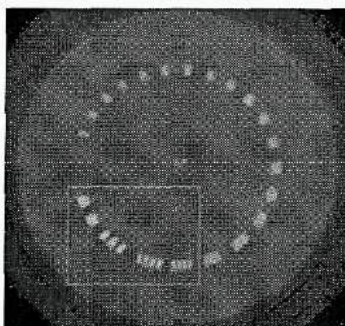
(b) TC - alto contraste.



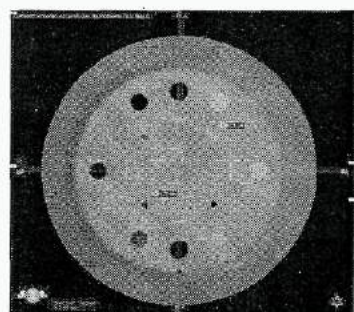
(c) TC - exatidão espacial.



(d) TCFC - baixo contraste.



(e) TCFC - alto contraste.



(f) TCFC - exatidão espacial.

Figura 4.2: Cortes da TC convencional: (a) Resolução de baixo contraste igual a 0 mm, (b) Resolução de alto contraste de 7 lp/mm, (c) Exatidão espacial de 5,00 cm; cortes da TCFC: (d) Resolução de baixo contraste igual a 0 mm, (e) Resolução de alto contraste de 6 lp/mm e (f) Exatidão espacial de 5,01 cm.

4.2 Qualidade de imagem - Protocolo de QA

O protocolo de controle de qualidade de imagem para TCFC (Apêndice A) foi desenvolvido baseado na literatura [20][29][4] e nos resultados apresentados a seguir, criando assim um documento que abrangesse as principais características de qualidade de imagem digital e que fosse de fácil execução e reprodução. Ser reproduzível é muito importante para possibilitar que diferentes pessoas possam executá-lo mantendo a confiabilidade no teste. O tempo necessário para a realização do teste deve ser o menor possível (aproximadamente 30 minutos), o que corrobora usar apenas um fantoma com diferentes módulos, e, permitir a análise das imagens com o software offline.

Para a qualidade de imagem foram testados dois modos principais de aquisição no TCFC (Cabeça e Pelve), já que elas tem propostas diferentes: nos exames de cabeça deve-se ter mais precisão em estruturas finas, enquanto para pelve é necessário um maior contraste para tecidos moles. Em ambos os modos foram realizadas cinco aquisições para avaliar a estabilidade na estimativa. Os resultados completos estão mostrados no Apêndice A.

Parâmetros da descrição estatística são apresentados na Tabela 4.2 e Tabela 4.3. As especificações para o protocolo de garantia de qualidade foram selecionadas a partir desses resultados. Com cinco aquisições foi alcançado um desvio padrão aceitável, como descrito no manual do fabricante [28], e foi possível visualizar as oscilações dos resultados de maneira global.

O modo de cabeça teve uma média na resolução de alto contraste de 6 lp/cm e no baixo contraste de 0 mm. A exatidão espacial média e a espessura do corte foram iguais à 5,01 cm e 0,20 cm respectivamente, com 0,00 cm de desvio padrão para os dois. A linearidade indica médias de -998,53 UH para o ar, 147,83 para Acrílico e -95,67 UH para o LDPE, enquanto a uniformidade medida teve os desvios padrões inferiores a 30 UH como esperado [4]. A maior diferença entre os modos de pelve e cabeça é em relação a resolução de alto e baixo contraste, nas quais a primeira é igual a 4 lp/cm, e na de baixo contraste, 4,40 mm.

Modo de cabeça N=5				
Parâmetros	Média	Desvio padrão	Min	Max
High contr (lp/cm)	6,00	0,00	6,00	6,00
Low contr (mm)	0,00	0,00	0,00	0,00
Spatial acc (cm)	5,01	0,00	5,00	5,01
Slice Thick (cm)	0,20	0,00	0,20	0,20
Air (UH)	-998,53	0,46	-999,17	-997,84
S.D. Air (UH)	6,43	6,13	1,55	18,16
Acrylic (UH)	147,83	1,32	145,88	149,56
S.D. Acrylic (UH)	27,00	0,73	26,07	28,19
LDPE (UH)	-95,67	2,70	-97,98	-90,49
S.D. LDPE (UH)	28,04	1,65	26,35	31,12
Diff L-C (UH)	5,40	0,90	4,42	6,81
Diff T-C (UH)	13,38	5,09	8,97	23,15
Diff R-C (UH)	12,74	1,50	10,26	14,60
Diff B-C (UH)	-12,63	9,64	-23,04	-0,32

Tabela 4.2: Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo e número de elementos do conjunto. Nessa tabela, "High contr" significa resolução de alto contraste; "Low contr", resolução de baixo contraste; "Spatial acc", exatidão espacial; "Slice Thick", espessura do corte, "Diff", diferença e as letras, L, T, R, B and C, respectivamente, Esquerda, Superior, Direita, Inferior e Centro representando essas ROIs.

A resolução de baixo contraste na cabeça é inferior à da pelve como apresentado na seção 4.2. Essa diferença é uma consequência direta dos objetivos de cada exame e dos riscos associados à exposição dos órgãos envolvidos à radiação. Para exames de crânio a dose deve ser reduzida para a distribuição de dose no cérebro ser pequena, e é importante ter uma boa resolução de estruturas finas. No caso da pelve, maior dose pode ser entregue pois o volume alvo é maior, e o objetivo é a boa resolução de diferentes tecidos de densidades próximas.

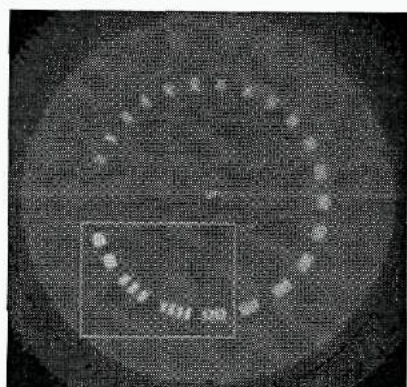
As imagens representativas dos parâmetros descritos nas Tabelas 4.2 e 4.3 foram

Modo de pelve N=5				
Parâmetros	Média	Desvio padrão	Min	Max
High contr (lp/cm)	4,00	0,00	4,00	4,00
Low contr (mm)	4,40	0,49	4,00	5,00
Spatial acc (cm)	5,01	0,00	5,00	5,01
Slice Thick (cm)	0,20	0,00	0,20	0,20
Air (UH)	-993,46	2,98	-997,25	-989,06
S.D. Air (UH)	18,91	13,28	4,67	42,13
Acrylic (UH)	98,12	3,62	92,00	102,61
S.D. Acrylic (UH)	6,25	1,05	4,98	7,91
LDPE (UH)	-113,54	0,85	-114,17	-112,41
S.D. LDPE (UH)	6,70	0,86	5,80	8,14
Diff L-C (UH)	3,01	1,70	0,69	5,81
Diff T-C (UH)	-9,27	9,68	-21,87	2,45
Diff R-C (UH)	1,2	3,04	-3,20	5,99
Diff B-C (UH)	-12,63	9,64	-23,04	-0,32

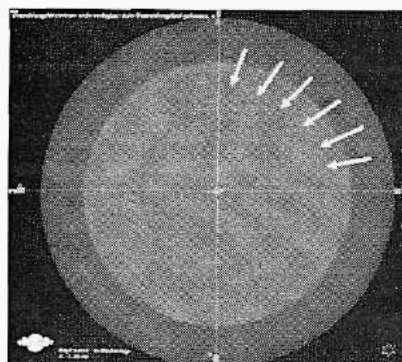
Tabela 4.3: Média, desvio padrão, valor mínimo e máximo e número de elementos do conjunto. Nessa tabela, "Hig contr" significa resolução de alto contraste; "Low contr", resolução de baixo contraste; "Spatial acc", exatidão espacial; "Slice Thick", espessura do corte, "Diff", diferença e as letras, L, T, R, B and C, respectivamente, Esquerda, Superior, Direita, Inferior e Centro representando essas ROIs.

separadas em 3 grupos: A) Parâmetros visuais (resolução de alto contraste, resolução de baixo contraste, exatidão espacial e espessura do corte) (Figura 4.3 para cabeça e Figura 4.4 para pelve), B) linearidade do número de CT, com histograma a distribuição do valor de UH para a ROI selecionada (UH do ar, acrílico e LDPE com desvio padrão) (Figura 4.5 para cabeça e Figura 4.6 para pelve) e C) Uniformidade (Figura 4.7 para cabeça e Figura 4.8 para pelve).

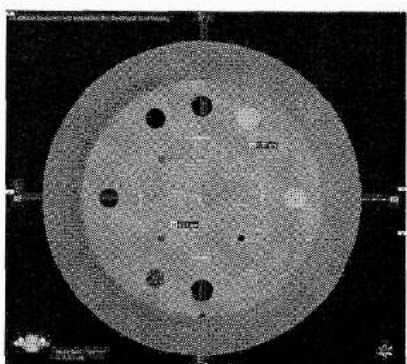
A partir dos resultados, vê-se que os valores escolhidos para o protocolo são representativos de uma imagem com qualidade inferior à apresentada em algumas



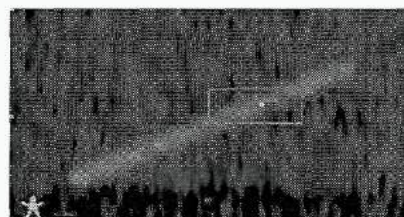
(a) Resolução de Alto Contraste.



(b) Resolução de Baixo Contraste.



(c) Exatidão Espacial.

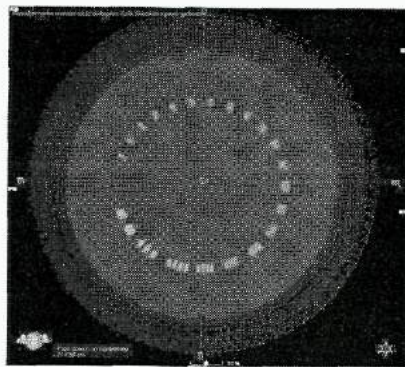


(d) Espessura do Corte.

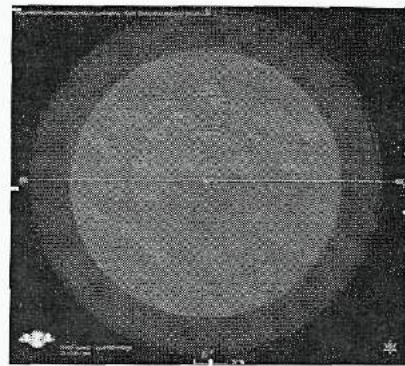
Figura 4.3: Imagens do protocolo de garantia de qualidade para o modo de cabeça. (a) Resolução de alto contraste com 4 conjuntos resolvidos. (b) Resolução de baixo contraste onde 6 cilindros são visíveis. (c) Exatidão espacial com linhas medindo 5,01 cm e 5,01 cm. (d) Espessura do corte com 0,20 cm.

aquisições. Para garantir a reprodutibilidade, os valores definidos para o protocolo indicam qualidade de imagem menor do que a inferida nos testes, já que alguns são qualitativos e dependem do operador.

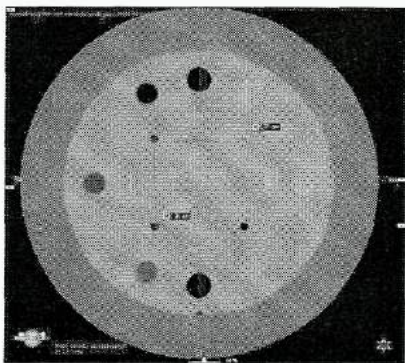
No teste de resolução de baixo contraste, pode-se ver mais ou menos cilindros de acordo com sua escolha da janela. O janelamento altera o contraste (em seu intervalo de exibição, e amplitude das frequências), conseqüentemente alterando a visualização dos objetos. Outras características também podem ser afetadas, como a delimitação das estruturas no fantoma Rando. Assim, o serviço obtém relatórios de garantia de qualidade cada vez mais consistentes com o aumento do número de medições.



(a) Resolução de Alto Contraste.



(b) Resolução de Baixo Contraste.



(c) Exatidão Espacial..



(d) Espessura do Corte.

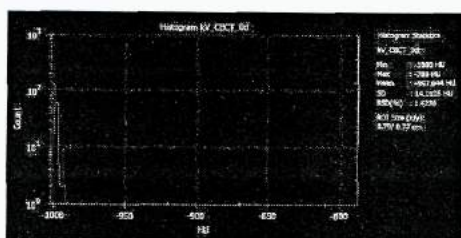
Figura 4.4: Imagens do protocolo de garantia de qualidade para o modo de pelve. (a) Resolução de alto contraste com 6 conjuntos resolvidos. (b) Resolução de baixo contraste onde nenhum cilindro é visível. (c) Exatidão espacial com linhas medindo 5,01 cm e 5,01 cm. (d) Espessura do corte com 0,20 cm.

4.3 Dosimetria TCFC

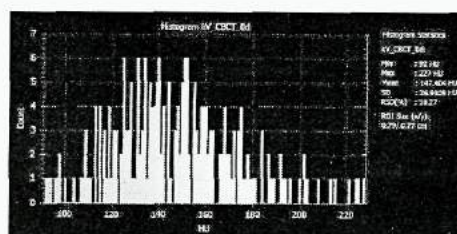
Três parâmetros são passíveis de mudança para alterar a dose recebida pelo paciente: modo, trajetória e corrente.

Alterar o modo significa principalmente mudanças na tensão do feixe. Para a criação do protocolo os modos utilizados foram cabeça (*Head Mode*) e pelve (*Pelvis Mode*). Para o estudo de minimização de dose o modo de pelve foi utilizado.

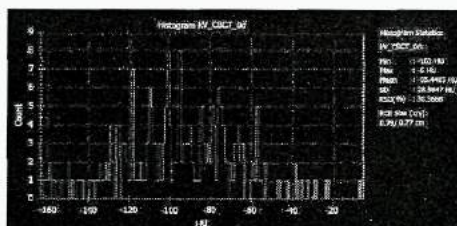
A trajetória pode ser escolhida entre meia e inteira, e para o trabalho foi escolhida sempre inteira pois a fonte percorre os 360 graus, que significa ser independente da posição de início do exame. Quando o arco percorrido em meia trajetória era menos



(a) Histograma para o ar.

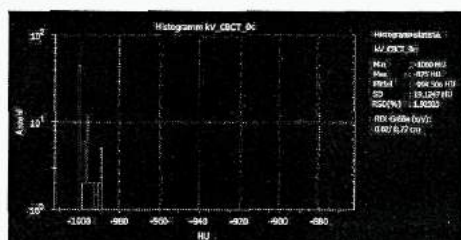


(b) Histograma para o Acrílico.

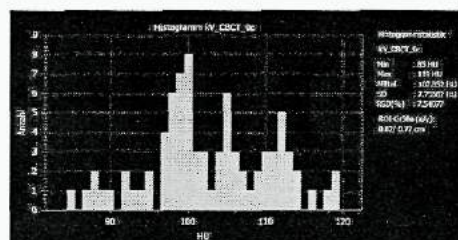


(c) Histograma para o LDPE.

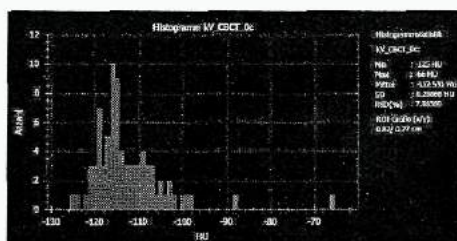
Figura 4.5: Valores do protocolo de garantia de qualidade para o modo de cabeça. Histogramas para (a) Ar, (b) Acrílico e (c) LDPE com valores máximo e mínimo, média e desvio padrão em UH. Tamanho da ROI em cm e todas com 10x10 pixels.



(a) Histograma para o ar.

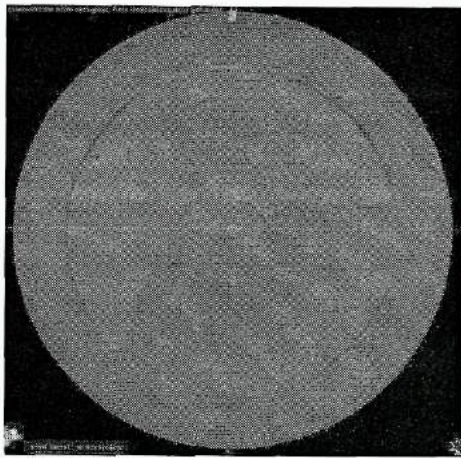


(b) Histograma para o Acrílico.

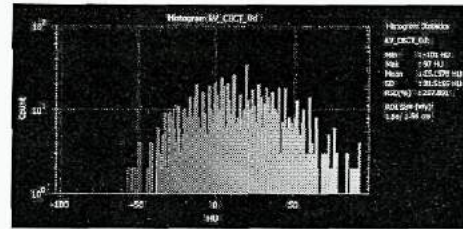


(c) Histograma para o LDPE.

Figura 4.6: Valores do protocolo de garantia de qualidade para o modo de pele. Histogramas para (a) Ar, (b) Acrílico e (c) LDPE com valores máximo e mínimo, média e desvio padrão em UH. Tamanho da ROI em cm e todas com 10x10 pixels.

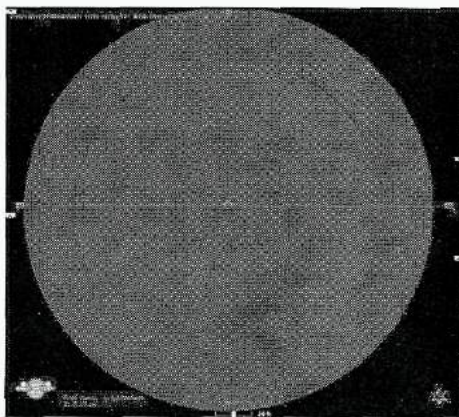


(a) Imagem da ROI central.

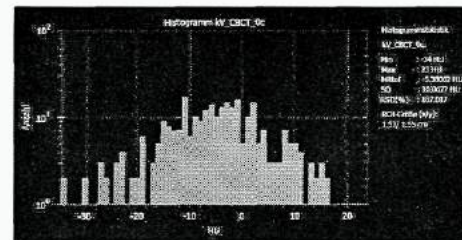


(b) Histograma da ROI central.

Figura 4.7: Valor e imagem do protocolo de garantia de qualidade para o modo de cabeça. Imagem e histograma para a ROI central no módulo de uniformidade.



(a) Imagem da ROI central.



(b) Histograma da ROI central.

Figura 4.8: Valor e imagem do protocolo de garantia de qualidade para o modo de pele. Imagem e histograma para a ROI central no módulo de uniformidade.

distante da câmara de ionização, a dose era menor do que quando estava mais distante, seguindo a regra de intensidade de campo que diminui proporcionalmente com o quadrado da distância.

O produto corrente-tempo utilizado para determinar a dose limite de cada modo foi a proposta pelo fabricante. No estudo da otimização do modo de pele, o produto corrente-tempo variou em intervalos quase regulares 3.3. Assim, 12 protocolos, de 90 a 3600 mAs (valor mínimo e máximo permitidos pelo sistema) foram testados.

Antes de realizar as medidas da dose, algumas comparações foram realizadas para estipular o melhor método de trabalho. Foram comparadas as câmaras, as opções trajetória completa e meia trajetória, a estabilidade da câmara foi verificada além de outros testes. Com a metodologia definida, a dose dos fantasmas de CTDI e do *Vivantes PMMA* foram medidas comparando o CTDI_w entre eles. Desses resultados, os produtos corrente-tempo 630, 810 e 1080 mAs foram selecionados para analisar a possibilidade de reduzir a dose à qual os pacientes são expostos em aquisições no modo de pelve reduzindo a corrente. Para confirmar o resultado, testes foram feitos com outros três fantasmas para comparar parâmetros de qualidade de imagem, resolução em uma estrutura semelhante ao corpo humano e em materiais de diferentes densidades. A tabela com os resultados completos está disponível no Apêndice B.

4.3.1 Resultados pré-aquisição

4.3.1.1 Comparação entre câmaras de ionização *Farmer* e *Semiflex*

Duas câmaras abertas estavam disponíveis para testes, diferindo principalmente em seu volume, espectro de energia sensível e calibração. A comparação da performance das câmaras foi realizada com aquisições na posição central do fantoma CTDI de pelve em três modos diferentes. Os resultados estão apresentados na Tabela 4.4.

Modo	<i>Semiflex</i> (mGy)	<i>Farmer</i> (mGy)	Diferença
Pelve	17,29	16,98	0,02
Tórax	4,32	4,23	0,02
Pelve Obesa	38,73	37,47	0,03

Tabela 4.4: Dose em mGy medida por cada câmara e a diferença entre elas. Para diferenças menores do que 0,05 não existe diferença estatística entre as câmaras.

Como apresentado na Tabela 4.4, a *Farmer* apresenta valores menores do que a *Semiflex*, como por exemplo para o modo de Pelve onde utilizando a *Semiflex* a dose medida foi de 17,29 mGy, enquanto no caso da *Farmer* obteve-se 16,98 mGy.

Essa diferença possivelmente se dá devido aos diferentes intervalos de energia na qual cada uma é sensível, e ao fato da *Semiflex* cobrir uma maior parte do espectro. Contudo o valor-p é inferior à 0,05 indicando que não existe diferença estatística entre elas. A câmara de ionização *Semiflex* foi escolhida para o trabalho devido às indicações de uso do fabricante.

4.3.1.2 Estabilidade da câmara *Semiflex*

Depois de definida que câmara era mais adequada para o trabalho, foi necessário validar a sua estabilidade. Os resultados das 3 aquisições realizadas na TCFC para cada modo estão na Tabela 4.5.

Modo	Média	Desvio padrão
Cabeça	7,1	0,0
Pelve	17,5	0,1
Pelve Obesa	38,9	0,1
Tórax	4,5	0,0

Tabela 4.5: Dose média medida em mGy em cada modo e seu desvio padrão. O desvio padrão em todos os casos é menor do que 1% com N=3.

Como o desvio padrão foi inferior à 1% em todos os modos, foi aceito que a câmara é estável e pode ser usada nesse trabalho.

4.3.1.3 Trajetória completa e meia trajetória

Com meia trajetória a fonte faz uma rotação de 210 graus enquanto com a trajetória completa, o arco de rotação é de 360 graus. A desvantagem em se utilizar meia trajetória é que o começo do arco pode ser diferente a cada nova aquisição, dependendo somente da posição em que acabou a anterior. Isso torna a radiação captada pela câmara dependente da posição da fonte, devido a geometria. A Tabela 4.6 mostra como a dose medida com meia trajetória não é relacionada de maneira lógica com a totalidade de graus percorridos, e como os valores para trajetória completa são maiores do que na outra condição.

Posição	Meia trajetória	Trajétoria completa
Dose Center (mGy)	3,96	7,10
Dose top (mGy)	5,82	6,89
Dose right (mGy)	3,36	6,56
Dose bottom (mGy)	5,10	6,26
Dose left (mGy)	4,44	6,92

Tabela 4.6: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI no modo de cabeça. "Top"significa a posição superior (0 graus), "right"direita (90 graus), "bottom"inferior (180 graus) e "left"a esquerda (270 graus).

4.3.1.4 Medindo a dose com e sem ar nas cavidades

Quando as peças vedadoras e o gel de ultrassom não são inseridos no fantoma, a dose medida é maior do que quando o ar dentro do fantoma é minimizado. Essa diferença é devida à diferença entre coeficientes de atenuação das peças vedadoras, do gel com base água e do ar. Os valores que indicam essa alteração estão na Tabela 4.7 para uma aquisição em cada posição do fantoma CTDI no modo de pelve.

Posição	Dose (ar)	Dose (peças+gel)
Dose center	17,40	17,29
Dose top	24,50	25,42
Dose sides	26,40	25,19
Dose bottom	22,50	23,12

Tabela 4.7: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI com ar na cavidade e com os aparatos de vedação. "Top"significa a posição superior (0 graus), "sides"as laterais (90 e 270 graus) e "bottom"a inferior (180 graus).

4.3.1.5 Altas correntes eliminadas do trabalho

Para decidir que correntes eram próprias para uso no modo de pelve, foi testado da corrente mais baixa possível à mais alta com intervalos aproximadamente equi-

distantes entre os valores selecionados (Tabela 3.3). Como resultado das medidas, as correntes entre 2025 e 2600 mAs foram excluídas dos testes por: 1) aumentando o valor do produto corrente-tempo ter-se-ia um aumento da dose por aquisição, o que vai contra o objetivo de reduzir a dose, como apresentado na Tabela 3.3 com os valores de CTDI_w; 2) a máquina apresentava uma temperatura muito elevada ao fim da sessão e frequentemente a temperatura excedia o limite permitido e não era possível completar a aquisição. Para as outras correntes, a dosimetria foi realizada em toda as posições dos fantomas CTDI.

4.3.2 Fantomas CTDI

Os resultados foram divididos por modos. Tensão, corrente, trajetória, abertura do cone, CTDI_w proposto pela Varian e o CTDI_w calculado (utilizando a Equação 2.3) estão apresentados neste trabalho. Os valores para cabeça estão na Tabela B.2, para pelve Tabela B.3 e sua continuação nas Tabelas B.4 e B.5, pelve de obesos Tabela B.6 e tórax na Tabela B.7, todas presentes no Apêndice B.

4.3.3 Fantoma *Vivantes PMMA*

Para o fantoma de PMMA foram medidas as doses com as correntes selecionadas no modo de pelve, e com o modo de cabeça. Os resultados para o modo de pelve estão na Tabela B.8 e Tabela B.9 no Apêndice B.

Os resultados para cabeça estão na Tabela 4.8.

4.3.3.1 *Como relacionar as medidas de dose do fantoma CTDI com as do Vivantes PMMA?*

Um dos pontos do trabalho é estabelecer uma relação entre o fantoma regular de CTDI e o fantoma projetado pelo hospital. Com diferentes geometrias, a fórmula do CTDI_w utilizada no fantoma CTDI não pode ser aplicada no fantoma de PMMA. Lembrando que pela Equação 2.3 temos duas médias ponderadas que contrabalançam as diferenças entre as doses centrais e as externas, sendo a primeira

Modo de cabeça	
Parâmetros	Ensaio 1
Trajectoria	Full
Cone	Full
kV	100
mAs	270
CTDI _w (cGy) (Varian)	0,53
Dose center (mGy)	2,73

Tabela 4.8: Dose em mGy medida na posição central ("Center" na tabela) do fantoma de PMMA.

explícita com fatores de $\frac{1}{3}$ (dose central) e $\frac{2}{3}$ (dose nos pontos externos, indicada por $CTDI_{center}$), e a segunda indicada pelo $CTDI_{edge}$, que mostra a contribuição dos pontos externos, Equação 4.1.

$$CTDI_{edge} = \frac{d * D_0 + d * D_{90} + d * D_{180} + d * D_{270}}{d + d + d + d}$$

então

$$CTDI_{edge,CTDI} = \frac{D_0 + D_{90} + D_{180} + D_{270}}{4} \quad (4.1)$$

onde, as doses nos pontos externos são chamadas de D_0 , D_{90} , D_{180} e D_{270} para ponto superior, direito, inferior e esquerdo respectivamente, $CTDI_{edge,CTDI}$ para o fator dos pontos externos e d para a distância entre os pontos externos e o central no fantoma CTDI.

A variável representativa da dose nos pontos externos, $CTDI_{edge}$, do fantoma CTDI tem os mesmos fatores de ponderação para os 4 pontos externos de medida de dose devido a sua geometria circular em que todos os pontos estão a mesma distância do ponto central. Como no fantoma de PMMA a distância d para os pontos a 90 e 270 graus e o ponto central é diferente da distância d' do ponto a 0 grau e o ponto central, os fatores de ponderação não podem ser iguais no cálculo da

variável $CTDI_{edge,PMMA}$. É importante lembrar que como os pontos laterais estão igualmente afastados do central, as medidas foram realizadas apenas com a câmara na posição do lado direito e os resultados foram repetidos para o lado esquerdo, e, que o fantoma PMMA não possui a cavidade inferior. Seguindo a mesma lógica temos a Equação 4.2 para o PMMA:

$$CTDI_{edge,PMMA} = \frac{\frac{D_0}{a} + \frac{D_{90}}{b} + \frac{D_{270}}{b}}{\frac{1}{a} + \frac{1}{b} + \frac{1}{b}}$$

Como $\frac{D_{90}}{b} = \frac{D_{270}}{b}$

$$CTDI_{edge,PMMA} = \frac{\frac{D_0}{a} + \frac{2 * D_{90}}{b}}{\frac{1}{a} + \frac{2}{b}}$$

então

$$CTDI_{edge,PMMA} = \frac{b * D_0 + 2a * D_{90}}{b + 2 * a} \quad (4.2)$$

Onde $CTDI_{edge,PMMA}$ é para o fator de ponderação dos pontos externos no fantoma de PMMA, a é a distância entre os pontos esquerdo e direito ao central e b para a distância entre o ponto superior e o central. Com $a = 15,0cm$ e $b = 10,5cm$ temos a Equação 4.3:

$$CTDI_{edge,PMMA} = \frac{10,5 * D_0 + 30,0 * D_{90}}{40,5} \quad (4.3)$$

Com os valores dos $CTDI_w$ para os dois fantasmas, usando as suas respectivas equações (Equação 4.1 e Equação 4.3) temos o gráfico da Figura 4.9. Para achar uma relação entre os dois e assumindo que essa relação seja linear, os valores obtidos nas medições com o fantoma de PMMA foram divididos pelos valores obtidos nas medições com o fantoma CTDI e o resultado está apresentado na mesma figura.

A equação gerada pela relação linear é: $y = 5 * 10^{-7}x + 1,0792$ com $R^2 = 0,0004$, então linear estatisticamente pelo R pequeno. Essa equação significa que para uma dada corrente x , uma variável y dá a relação $CTDI_{edge,PMMA} = y * CTDI_{edge,CTDI}$

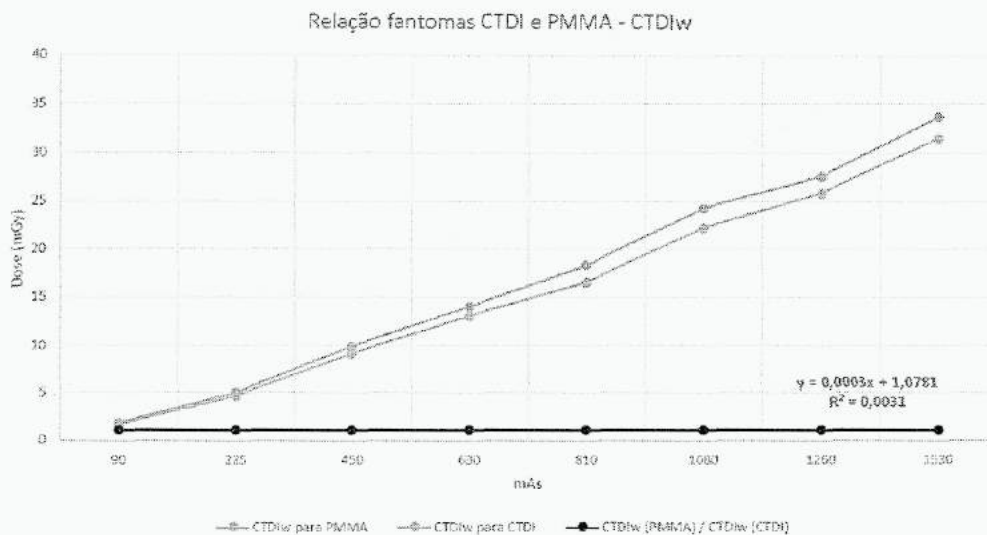


Figura 4.9: Gráfico de dispersão comparando os resultados para os dois fantasmas e suas respectivas equações em diferentes correntes no modo de pele. Os pontos laranjas representam os valores do fantoma de CTDI, e os pontos azuis, os valores do fantoma de PMMA. Os pontos pretos representam o resultado da divisão dos valores do fantoma de PMMA pela do CTDI. A linha preta mostra a relação linear entre os dois métodos de cálculo.

entre os dois fantasmas. Essa variável é aproximadamente a mesma para o intervalo de correntes apresentado na Figura 4.9, e igual à 1,0792. Com o aumento da corrente, a relação perde a sua linearidade.

4.4 Qualidade de imagem para correntes diferentes

4.4.1 *Catphan*

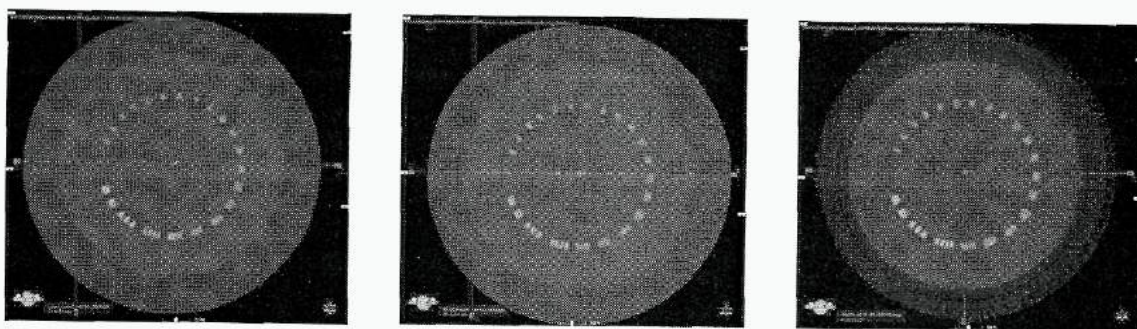
As aquisições realizadas com o fantoma CTDI foram repetidas com o *Catphan*®. A Tabela B.10 e sua continuação, a Tabela B.11, (ambas no Apêndice B.1.1) têm os resultados do parâmetros de qualidade de imagem avaliados no *Catphan*®.

Comparando os valores das Tabelas B.10 e B.11 (Apêndice B.1.1) com os do protocolo de garantia de qualidade (Tabelas A.4, A.5 e A.6, Apêndice A) verifica-se que os níveis de qualidade de imagem são próximos da qualidade de imagem encontrada com 1080 mAs, produto corrente-tempo proposto pelo fabricante, com 630 e 810 mAs. A Figura 4.10, Figura 4.11 e a Figura 4.12 mostram um corte do fantoma para cada uma desses três produtos corrente-tempo.



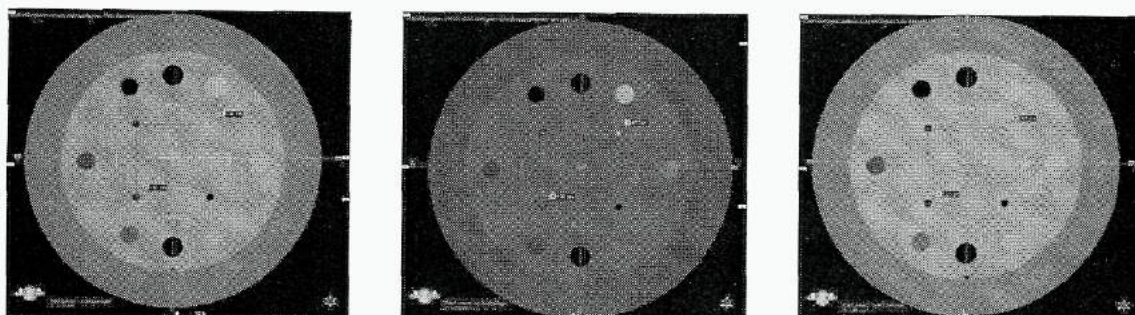
Figura 4.10: Resolução de baixo contraste no *Catphan*® para as três correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.

Para confirmar a hipótese de que a qualidade de imagem não é prejudicada com a diminuição da corrente, imagens foram adquiridas com os fantasmas *Rando* e *Electron Density*, no primeiro verificando delimitações de estruturas que simulam estruturas anatômicas e no outro obtendo as Unidades de Hounsfield em seus elementos.



(a) Resolução de alto contraste com 630 mAs. (b) Resolução de alto contraste com 810 mAs. (c) Resolução de alto contraste com 1080 mAs.

Figura 4.11: Resolução de alto contraste no *Catphan*® para as três correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.



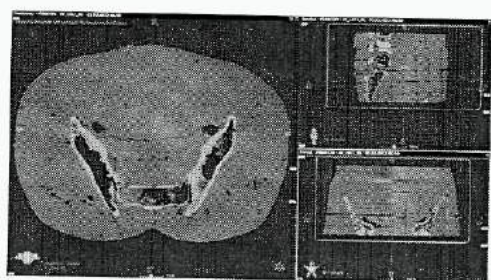
(a) Exatidão espacial e linearidade com 630 mAs. (b) Exatidão espacial e linearidade com 810 mAs. (c) Exatidão espacial e linearidade com 1080 mAs.

Figura 4.12: Exatidão espacial e linearidade no *Catphan*® para as três correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.

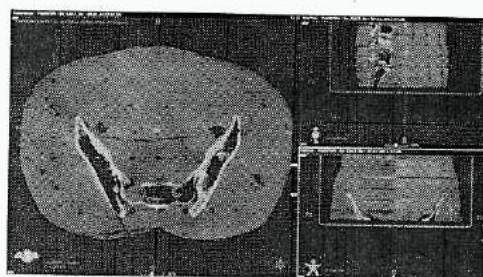
4.4.2 Fantoma *Rando*

O fantoma *Rando* por ter estrutura similar à do corpo humano foi utilizado e imagens foram adquiridas com as correntes selecionadas na região abdominal. Essas imagens permitiriam assim uma análise qualitativa da resolução de alto contraste. Três cortes foram selecionados para comparar a resolução em diferentes estruturas, focando na delimitação de estruturas anatômicas.

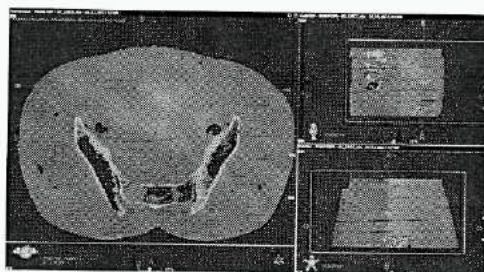
As Figuras 4.13, 4.14 e 4.15 quando visualizadas em telas de alta resolução mostram que houve alterações na qualidade da imagem, apesar de que com 810 mAs os limites das estruturas são preservados. Com 630 mAs a imagem é mais degradada.



(a) Corte 1 no Rando com 630 mAs.

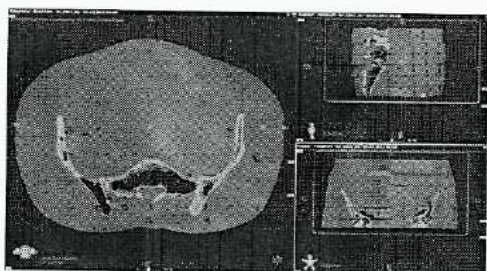


(b) Corte 1 no Rando com 810 mAs.

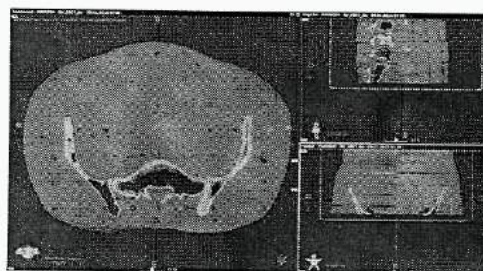


(c) Corte 1 no Rando com 1080 mAs.

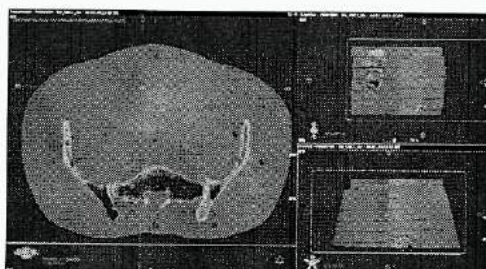
Figura 4.13: Corte 1 no fantoma Rando com as correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.



(a) Corte 2 no Rando com 630 mAs.

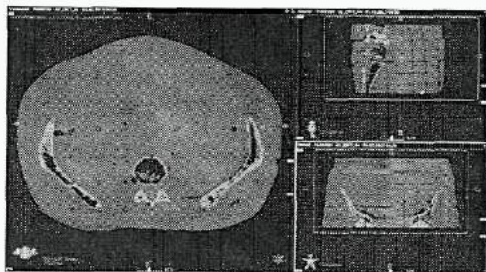


(b) Corte 2 no Rando com 810 mAs.

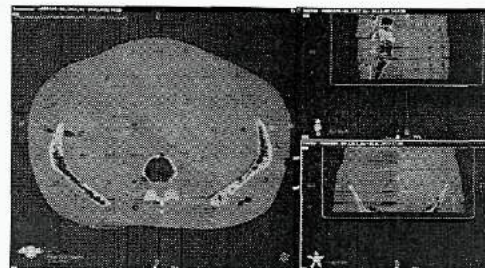


(c) Corte 2 no Rando com 1080 mAs.

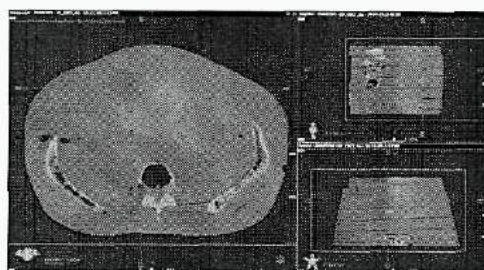
Figura 4.14: Corte 2 no fantoma Rando com as correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.



(a) Corte 3 no Rando com 630 mAs.



(b) Corte 3 no Rando com 810 mAs.



(c) Corte 3 no Rando com 1080 mAs.

Figura 4.15: Corte 3 no fantoma Rando com as correntes selecionadas: (a) 630 mAs, (b) 810 mAs e (c) 1080 mAs.

em relação à delimitação das bordas e não válida a redução na dose.

4.4.3 Fantoma Electron density

A comparação realizada com o fantoma *Electron density* foi em relação a medida de UH para cada cilindro de densidade de um determinado material para cada uma das correntes e seu respectivo desvio padrão (Tabela B.12 e Tabela B.13 no Apêndice B.1.2).

Para estimar se existe alguma diferença entre as correntes, um gráfico (Figura 4.16) e um teste-t bicaudal, com amostras pareadas e nível de confiança de 0,95 (Tabela 4.9) foram realizados, para avaliar se a média dos dois grupos eram iguais.

Os resultados do *Electron Density* (Tabela B.12, Tabela B.13, Figura 4.16 e Tabela 4.9) mostram que para todos os grupos não existe diferença significativa para um limiar de 0,95. Quando comparando 810 mAs com 1080 mAs, obtém-se $p = 0,07$. Esse resultado reforça a ideia⁴³ de que é possível alterar a dose

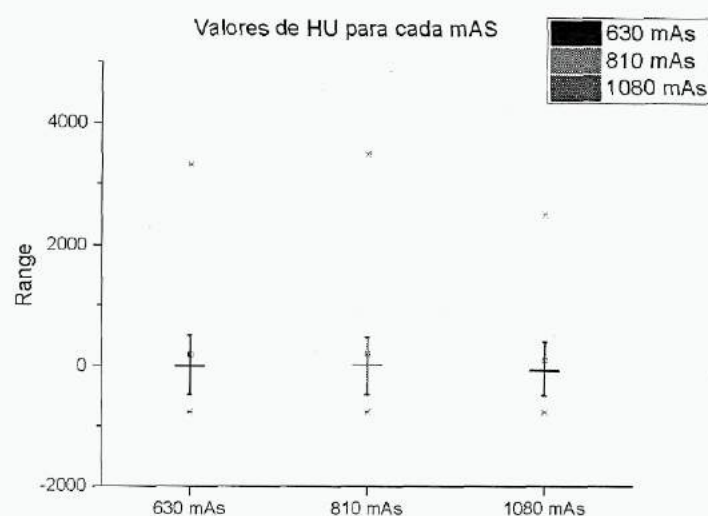


Figura 4.16: Gráfico com os valores de UH para cada corrente. HU.810 para valores com 810 mAs, HU.630 para valores com 630 mAs e HU.1080 para valores com 1080 mAs. O traço horizontal indica a média, e o as extremidades superior e inferior do traço vertical, respectivamente 25 e 75 por cento dos dados.

Variáveis	630 vs 810 mAs	810 vs 1080 mAs	630 vs 1080 mAs
Média estimada (UH)	-12,17	107,20	95,025
Graus de liberdade	16	16	16
t	-0,90	1,92	2,09
p	0,38	0,07	0,05
Int. conf. %	95	95	95
Int. conf. de dif.	-40,76 ; 16,42	-11,18 ; 225,57	-1,44 ; 191,48

Tabela 4.9: Resultado do teste-t bicaudal, com amostras pareadas e intervalo de confiança de 0,95. "Int. conf. %" é o intervalo de confiança em percentual e "Int. conf. de dif." o da diferença

administrada ao paciente, sem perder considerável qualidade de imagem.

Capítulo 5

Conclusão

Nos testes realizados todos os modos testados estavam dentro das especificações definidas pelas normas e valores de referência do fabricante, sendo então esses os valores mínimos de qualidade de imagem, visto que não existem valores de referência ótimos quando se fala de qualidade de imagens médicas. Esses parâmetros foram então utilizados para definir um protocolo de garantia de qualidade breve e reprodutível.

A dose foi medida com câmaras abertas e fantomas CTDI para cada modo, primeiro estabelecendo o método de medida, e em seguida a dose e o valor do CTDI_w. A câmara estava estável e as medidas foram consistentes durante os ensaios. Para certificar o uso do fantoma *Vivantes PMMA*, foi estabelecida a relação entre o cálculo do CTDI_w no fantoma CTDI tradicional. Com mais testes e verificações para os outros modos, o novo fantoma tem potencial para ser utilizado na rotina de controle de qualidade.

Para melhorar o modo da pelve, os fantomas *Electron Density* e *Rando* foram utilizados para fundamentar o resultado de que a dose pode ser minimizada em torno de 5,0 mGy (aproximadamente 24,0%) e o CTDI_w (calculado pela Varian) em 3,6 mGy (aproximadamente 7,0%). Os resultados confirmam que até certos limites, baixos produtos corrente-tempo não alteram significativamente a qualidade da imagem.

Como continuação desse trabalho, propõe-se que o fantoma *Vivantes PMMA* seja testado em outros modos, e que a sua relação matemática para o cálculo alternativo do $CTDI_w$ confirmada antes da sua utilização na rotina. Além disso, as imagens obtidas nos testes de melhoria do modo da pelve devem ser avaliadas por radiologistas experientes e especialistas para garantir o não comprometimento da qualidade de imagem, e proceder testes em pacientes e estudos em outros modos.

Referências

- [1] PTW UNIDOS [Internet]. 2012. Disponível em: <http://www.ptw.de/>, 2012.
- [2] PTW Freiburg GmbH. PTW Semiflex [Internet]. 2014. Disponível em: <http://www.ptw.de/>, 2014.
- [3] PTW Freiburg GmbH. PTW UNIDOS [Internet]. 2012. Disponível em: <http://www.ptw.de/>, 2014.
- [4] Systems VM. TrueBeam / TrueBeam STx Installation Product Acceptance. 2014;(June)., 2014.
- [5] The Phantom Laboratory. Catphan® 500/600 [Internet]. The Phantom Laboratory. 2014. Disponível em: <https://www.phantom.com>, 2014.
- [6] PTW Freiburg GmbH. PTW CTDI Phantoms [Internet]. 2015. Disponível em: <http://www.drct.com/images/PTW>, 2015.
- [7] TESEC [Internet]. Disponível em: <http://www.tesec-int.org/>, 2015.
- [8] Tomotrade. Siemens Somatom [Internet]. Disponível em: <http://rusmrt.ru/catalog/kt/siemens-somatom-sensation-open.html>, 2015.
- [9] ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VHC Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004.
- [10] BISSONNETTE, J.-P. Quality assurance of image-guidance technologies. *Seminars in Radiation Oncology* 17, 4 (outubro de 2007), 278–86.

- [11] BISSONNETTE, J.-P., BALTER, P. A., DONG, L., LANGEN, K. M., LOVELOCK, D. M., MIFTEN, M., MOSELEY, D. J., POULIOT, J., SONKE, J.-J., E YOO, S. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-179. *Medical Physics* 39, 2012 (2012), 1946.
- [12] BISSONNETTE, J.-P., MOSELEY, D. J., E JAFFRAY, D. A. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Medical Physics* 35, 5 (2008), 1807–15.
- [13] BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M., E BOONE, J. M. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health, 2011.
- [14] CHEN, G. T. Y., SHARP, G. C., E MORI, S. A review of image-guided radiotherapy. *Radiological physics and technology* 2, 1 (janeiro de 2009), 1–12.
- [15] CHENG, H. C. Y., WU, V. W. C., LIU, E. S. F., E KWONG, D. L. W. Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system. *International journal of radiation oncology, biology, physics* 80, 1 (maio de 2011), 291–300.
- [16] CIRS. Electron Density Phantom, <http://www.cirsinc.com/products/all/24/electron-density-phantom/>, 2015.
- [17] CIRS. Manual Electron Density, 2016.
- [18] GRAY, J. E., BARNES, G. T., BRONSKILL, M. J., FOX, M. F., FREY, G. D., HAUS, A. G., MADSEN, M. T., PAVLICEK, W., REED, S. A., E WENSTRUP, R. S. The Role of the Clinical Medical Physicist in Diagnostic Radiology. Relatório Técnico 42, AAPM, Woodbury, NY, 1994.
- [19] HOLLOWAY, A. F. A localising device for a rotating cobalt therapy unit. *The British journal of radiology* 31, 364 (1958), 227.
- [20] LEHMANN, J., E SKUBIC, S. Quality Assurance (QA) for Kilovoltage Cone Beam Computed Tomography (CBCT). In *Modern Practices in Radiation Therapy*, D. G. Natanasabapathi, Ed., vol. 104. InTech Published, 2009, p. 370.

- [21] LEONG, J. Use of digital fluoroscopy as an online verification device in radiation therapy. *Physics in medicine and biology* 31, 9 (1986), 985.
- [22] MARKS, J. E., E HAUS, A. G. The effect of immobilisation on localisation error in the radiotherapy of head and neck cancer. *Clinical radiology* 27, 2 (1976), 175–177.
- [23] MCCOLLOUGH, C., CODY, D., EDYVEAN, S., E GEISE, R. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Relatório técnico, American Association of Physicists in Medicine, College Park, MD, 2008.
- [24] NADAES, M. R. *Can Hounsfield units be applied to cone beam computed tomography images?* PhD thesis, Universidade Federal de Juiz de Fora, 2015.
- [25] NADAES, M. R., GONÇALVES, O. D., E DEVITO, K. L. Can Hounsfield units be applied to cone beam (submitted to publication) computed tomography images?
- [26] OELFKE, U., TÜCKING, T., NILL, S., SEEBER, A., HESSE, B., HUBER, P., E THILMANN, C. Linac-integrated kV-cone beam CT: Technical features and first applications. *Medical Dosimetry* 31, 1 (2006), 62–70.
- [27] RABINOWITZ, I., BROOMBERG, J., GOITEIN, M., MCCARTHY, K., E LEONG, J. Accuracy of radiation field alignment in clinical practice. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics* 11, 10 (1985), 1857–1867.
- [28] RADIATION-TRUEBEAM. Varian TrueBeam.
- [29] SAW, C. B., YANG, Y., LI, F., YUE, N. J., DING, C., KOMANDURI, K., HUQ, S., E HERON, D. E. Performance Characteristics and Quality Assurance Aspects of Kilovoltage Cone-Beam CT on Medical Linear Accelerator. *Medical Dosimetry* 32, 2 (janeiro de 2007), 80–85.
- [30] SPRAWLS, P. *Physical Principles of Medical Imaging*. Aspen Publishers, 1993.
- [31] TURNER, J. E. *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. McGraw-Hill, 1991.

- [32] VERELLEN, D., DE RIDDER, M., LINTHOUT, N., TOURNEL, K., SOETE, G., E STORME, G. Innovations in image-guided radiotherapy. *Nature reviews. Cancer* 7, 12 (dezembro de 2007), 949–60.

Apêndice A

Qualidade de imagem

Nesta seção os resultados de cada teste das avaliações Protocolo de Garantia de Qualidade são mostrados em detalhes sobre os modos de cabeça e Pelvis

Teste	High contr	Low contr	Spatial Acc	Slice thickness
1	6	0	5.00	0,20
2	6	0	5,01	0,20
3	6	0	5,01	0,20
4	6	0	5,01	0,20
5	6	0	5,00	0,20

Tabela A.1: Resultado das aquisições do Modo de cabeça utilizando os paâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo A. Nesta tabela "High contr"significa resolução de alto contraste em lp/cm, "Low contr" a resolução de baixo contraste em mm, "Spatial Acc" a exatidão espacial em cm e "Slice Thickness" a espessura de corte em cm.

Teste	Ar	S.D. Ar	Acrílico	S.D. Acrílico	LDPE	S.D: LDPE
1	-997,84	1,82	146,85	28,19	-95,65	27,00
2	-999,17	1,63	149,56	26,70	-97,27	26,35
3	-998,75	1,55	148,81	26,07	-90,49	27,64
4	-998,23	4,59	148,05	27,38	-96,97	28,10
5	-998,68	6,25	145,88	26,65	-97,98	31,12

Tabela A.2: S.D. significa desvio padrão. Resultado das aquisições do Modo de cabeça utilizando os paâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo B em HU.

Teste	D Left-Center	D Top-Center	D Right-Center	D Bottom-Center
1	6,81	13,23	14,60	6,80
2	4,61	8,97	12,75	5,14
3	4,42	10,01	12,21	5,65
4	6,03	23,15	10,26	16,68
5	5,13	11,53	13,87	6,53

Tabela A.3: Onde "D"significa diferença, "Left"posição à esquerda, "Top"em cima, "Right"à direita, "Bottom"abaixo e "Center"a posição central. Resultado das aquisições do modo de cabeça utilizando os paâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo C em HU.

Teste	High contr	Low contr	Spatial Acc	Slice thick
1	4	4	5,00	0,20
2	4	5	5,01	0,20
3	4	4	5,01	0,20
4	4	5	5,00	0,20
5	4	4	5,01	0,20

Tabela A.4: Resultado das aquisições do modo de pelve utilizando os paâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo A. Nesta tabela "High contr" significa resolução de alto contraste em lp/cm, "Low contr" a resolução de baixo contraste em mm, "Spatial Acc" a exatidão espacial em cm e "Slice Thickness" a espessura de corte em cm.

Teste	Ar	S.D. Ar	Acrílico	S.D. Acrílico	LDPE	S.D: LDPE
1	-991,40	24,59	96,79	5,64	-114,71	5,94
2	-993,58	11,72	100,58	5,75	-114,30	5,80
3	-996,03	4,67	98,63	6,98	-113,31	6,50
4	-989,06	42,13	102,61	7,91	-112,41	8,14
5	-997,25	11,42	92,00	4,98	-112,96	7,12

Tabela A.5: S.D. significa desvio padrão. Resultado das aquisições do modo de pelve utilizando os paâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo B em HU.

Teste	Diff Left-Cen	Diff Top-Cen	Diff Right-Cen	Diff Bottom-Cen
1	1,98	2,45	-0,30	-1,66
2	5,81	-21,87	5,99	-23,04
3	3,44	-16,41	1,23	-18,12
4	0,69	1,44	2,48	-0,32
5	3,10	-11,96	-3,28	-19,99

Tabela A.6: Onde "D" significa diferença, "Left" posição a esquerda, "Top" em cima, "Right" à direita, "Bottom" abaixo e "Center" a posição central. Resultado das aquisições do modo de pelve utilizando os parâmetros citados na Tabela 3.1 para o Grupo C em HU.

Apêndice B

Dosimetria

Modo	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Média	S.D.
Cabeça	7,1	7,1	7,2	7,1	0,0
Pelve	17,4	17,5	17,6	17,5	0,1
Pelve Obesa	38,7	38,9	39	38,9	0,1
Tórax	4,5	4,5	4,5	4,5	0,0

Tabela B.1: S.D. significa desvio padrão. Dose em mGy medida em cada teste para cada modo.

Modo de cabeça					
Parâmetros	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4	Teste 5
Trajectoria	Full	Full	Full	Full	Full
Cone	Full	Full	Full	Full	Full
kV	100	100	100	100	100
mAs	270	270	270	270	270
CTDI _w (mGy) (Varian)	5,3	5,3	5,3	5,3	5,3
Dose center (mGy)	7,10	7,10	7,20	7,27	7,29
Dose top (mGy)	6,89	6,82	X	X	X
Dose right (mGy)	6,56	6,90	X	X	X
Dose bottom (mGy)	6,26	6,29	X	X	X
Dose left (mGy)	6,92	6,90	X	X	X
CTDI _w (Calculado) (mGy)	6,81	6,85	X	X	X

Tabela B.2: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de cabeça. "Top" significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus), "left" a esquerda (270 graus) e "bottom" a inferior (180 graus).

Modo de pelve				
Parâmetros	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	90	225	450	630
CTDIw (mGy) (Varian)	1,2	3,0	5,9	8,4
Dose center (mGy)	1,33	3,62	7,18	10,26
Dose top (mGy)	1,93	5,23	10,23	14,58
Dose sides (mGy)	1,96	5,34	10,40	14,90
Dose bottom (mGy)	1,80	4,88	9,56	13,64
CTDIw (calculated) (mGy)	1,71	4,64	9,10	13,00

Tabela B.3: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de pelve. "Top" significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus), "left" a esquerda (270 graus) e "bottom" a inferior (180 graus).

Modo de pelve				
Continuação da Tabela B.3				
Parâmetros	Teste 5	Teste 6	Teste 7	Teste 8
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	810	1080	1260	1530
CTDIw (mGy) (Varian)	10,7	14,3	16,6	20,1
Dose center (mGy)	12,98	17,29	20,38	25,04
Dose top (mGy)	18,59	25,42	29,01	35,01
Dose sides (mGy)	18,87	25,19	29,32	35,68
Dose bottom (mGy)	17,30	23,12	26,77	32,65
CTDIw (calculado) (mGy)	16,50	22,15	25,70	31,31

Tabela B.4: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de pelve. "Top" significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus), "left" a esquerda (270 graus) e "bottom" a inferior (180 graus). Continuação da Tabela B.3

Modo de pelve				
Continuação da Tabela B.4				
Parâmetros	Teste 9	Teste 10	Teste 11	Teste 12
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	2025	2565	3060	3600
CTDIw (mGy) (Varian)	26,7	34,0	40,5	47,5
Dose center (mGy)	32,85	43,55	50,56	59,6
Dose top (mGy)	X	X	X	X
Dose sides (mGy)	X	X	X	X
Dose bottom (mGy)	X	X	X	X
CTDIw (calculado) (mGy)	X	X	X	X

Tabela B.5: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de pelve. "Top"significa a posição superior (0 graus), "right"a direita (90 graus), "left"a esquerda (270 graus) e "bottom"a inferior (180 graus). Continuação da Tabela B.4.

Modo de pelve obesa	
Parâmetros	Teste 1
Trajctória	Full
Cone	Half
kV	140
mAs	1687,5
CTDIw (mGy) (Varian)	27,8
Dose center (mGy)	38,73
Dose top (mGy)	52,8
Dose right (mGy)	54,37
Dose bottom (mGy)	51,04
CTDIw (calculado) (mGy)	52,74

Tabela B.6: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de pelve para o modo de pelve obesa. "Top"significa a posição superior (0 graus), "right"a direita (90 graus), "left"a esquerda (270 graus) e "bottom"a inferior (180 graus).

Modo de tórax	
Parâmetros	Teste 1
Trajectoria	Full
Cone	Half
kV	125
mAs	270
CTDI _w (mGy) (Varian)	3,6
Dose center (mGy)	4,32
Dose top (mGy)	6,16
Dose right (mGy)	6,31
Dose bottom (mGy)	5,81
CTDI _w (calculado) (mGy)	6,09

Tabela B.7: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma CTDI de pelve para o modo de tórax. "Top" significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus), "left" a esquerda (270 graus) e "bottom" a inferior (180 graus).

Modo de pelve				
Parâmetros	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	90	225	450	630
CTDI _w (mGy) (Varian)	1,2	3,0	5,9	8,4
Dose center (mGy)	1,56	4,35	8,57	12,20
Dose top (mGy)	2,33	6,34	12,47	17,64
Dose 90 right (mGy)	1,85	5,04	9,89	14,01

Tabela B.8: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma PMMA. "Top" significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus) e "center" a central.

Continuação da Tabela B.8				
Modo de pelve				
Parâmetros	Teste 5	Teste 6	Teste 7	Teste 8
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	810	1080	1260	1530
CTDI _w (mGy) (Varian)	10,7	14,3	16,6	20,1
Dose center (mGy)	16,14	21,25	23,94	29,31
Dose top (mGy)	23,25	30,88	34,66	42,35
Dose 90 right (mGy)	18,18	24,14	27,54	33,70

Tabela B.9: Dose em mGy medida em cada posição do fantoma PMMA. "Top"significa a posição superior (0 graus), "right" a direita (90 graus) e "center" a central. Continuação da Tabela B.8.

B.1 Otimização do Modo de Pelve

B.1.1 Fantoma *Catphan*

Parâmetros	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	90	225	450	630
CTDIw (mGy) (Varian)	1,2	3,0	5,9	8,4
Low contr (mm)	0	6	6	6
High contr (lp/cm)	4	4	4	4
Spatial acc (cm)	4,99	5	4,99	5,00
Slice thick (cm)	0,20	0,20	0,20	0,20
Air (HU)	-997,344	-994,75	-995,48	-997,31
S.D. Air (HU)	3,30	18,43	9,16	3,99
Acrylic (HU)	179,77	83,38	133,96	134,16
S.D. Acrylic (HU)	21,20	6,80	10,68	8,22
LDPE (HU)	-73,17	-127,12	-91,49	-91,84
S.D. LDPE (HU)	22,67	5,26	9,57	8,12
Diff L-C	-8,20	-6,94	-13,30	-13,10
Diff T-C	-6,38	4,66	-13,10	-10,60
Diff R-C	-2,70	-10,80	-10,70	-6,92
Diff B-C	-7,07	-11,50	-10,30	-9,17

Tabela B.10: Resultado das aquisições de modo de pelve para qualidade de imagem com diferentes correntes. Nessa tabela, "Hig contr" significa resolução de alto contraste; "Low contr", resolução de baixo contraste; "Spatial acc", exatidão espacial; "Slice thick", espessura do corte, "Diff", diferença e as letras, L, T, R, B and C, respectivamente, Esquerda, Superior, Direita, Inferior e Centro representando essas ROIs.

Continuação da Tabela B.10				
Parâmetros	Teste 5	Teste 6	Teste 7	Teste 8
Trajectoria	Full	Full	Full	Full
Cone	Half	Half	Half	Half
kV	125	125	125	125
mAs	810	1080	1260	1530
CTDIw (mGy) (Varian)	10,7	14,3	16,6	20,1
Low contr (mm)	5	4	4	2
High contr (lp/cm)	4	4	4	3
Spatial acc (cm)	4,99	5,01	5,01	4,99
Slice Thick (cm)	0,20	0,20	0,20	0,20
Air (HU)	-995,48	-994,51	-994,42	-994,44
S.D. Air (HU)	19,53	19,12	19,37	14,28
Acrylic (HU)	128,73	102,85	84,54	71,81
S.D. Acrylic (HU)	8,55	7,76	6,92	5,08
LDPE (HU)	-90,78	-112,53	-126,56	-140,47
S.D. LDPE (HU)	15,09	8,29	5,42	5,44
Diff L-C	-6,31	-6,84	-6,45	-37,80
Diff T-C	-5,75	-4,21	-2,71	-42,00
Diff R-C	-6,47	-6,26	-7,09	41,30
Diff B-C	-7,39	-10,20	-11,30	-40,70

Tabela B.11: Resultado das aquisições de modo de pelve para qualidade de imagem com diferentes correntes. Nessa tabela, "Hig contr" significa resolução de alto contraste; "Low contr", resolução de baixo contraste; "Spatial acc", exatidão espacial; "Slice thick", espessura do corte, "Diff", diferença e as letras, L, T, R, B and C, respectivamente, Esquerda, Superior, Direita, Inferior e Centro representando essas ROIs. Continuação da Tabela B.10

B.1.2 Fantoma *Electron Density*

mAs	Módulo Abdominal					
	630		810		1080	
	HU	S.D.	HU	S.D.	HU	S.D.
0,99 Mama 50/50	-46,31	17,24	-50,60	13,91	-69,96	14,25
1,16 Osso Trabecular	167,69	23,42	155,17	14,89	135,61	15,25
1,06 Músculo	6,78	19,16	-5,53	17,39	-61,31	14,80
1,00 H_2O	-65,24	22,71	-56,50	16,32	-109,10	14,51
0,99 Mama 50/50	-61,42	19,97	47,54	18,26	-105,75	17,47
0,20 Pulmão (Inalar)	-758,15	23,61	-753,01	16,57	-761,40	15,64
1,53 Osso Denso	515,24	84,40	486,90	110,24	409,99	99,82
2,00 Osso Denso	1262,97	89,88	1223,69	6,35	1081,79	207,30

Tabela B.12: Valores de HU para o fantoma *Electron Density*, módulo abdominal, para cada corrente.

mAs	Módulo de cabeça					
	630		810		1080	
	HU	S.D.	HU	S.D.	HU	S.D.
1,16 Osso Trabecular	112,25	19,71	111,15	23,25	80,79	14,56
1,06 Músculo	54,53	18,22	44,77	17,85	-7,21	17,81
1,07 Fígado	28,67	28,86	23,99	21,98	-24,93	14,24
4,51 Titânio	3318,10	2332,79	3503,56	2153,39	2517,37	2179,61
0,50 Pulmão (Exalar)	-465,74	22,33	464,28	22,53	480,14	31,02
1,53 Osso Denso	444,60	82,33	407,28	109,05	331,99	80,30
0,96 Gordura	-186,38	22,46	-187,77	18,05	-215,56	15,21
0,20 Pulmão (Inalar)	-708,38	29,95	-695,99	28,50	-714,37	18,50
1,01 H_2O	-146,21	79,90	-110,42	80,01	-150,23	77,42

Tabela B.13: Valores de HU para o fantoma *Electron Density*, módulo de cabeça, para cada corrente.

Apêndice C

Protocolo de QA

Nas próximas páginas será apresentado uma cópia do Protocolo de garantia de qualidade (Protocolo de QA) criado e entregue ao hospital.

CBCT imaging/dose quality		Vivantes MVZ Neukölln Medizinische Physik	Page 1
- Halbjahrescheck Linac -			
DIN 6868	Teil 4	Constancy testing of medical X-Ray equipment for fluoroscopy	
	Teil 13	RÖV constancy test of projection radiography systems with digital image receptors	
DIN EN 61223	Teil 2-6	Constancy tests - Imaging performance of computed tomography X-Ray equipment	
DIN in progress		There is a DIN Norm in progress to establish a constancy test for Cone-beam Computed tomography	

Messanordnung

Catphan phantom im Accessory-Mount
 Vivantes dosimetry phantom im Accessory-Mount
 Unidos, Messkammer beliebig
 PTW 31002-619 Semiflex 0.125cm³

Messung im 'Treatment' Modus - QA

Open Patient ↘ Wasserbox, ↘ Add Imaging ↘ CBCT

Patient: Wasserbox, Id: xxx0231 muss im TimePlanner gebucht sein!

Auswertung:

The Catphan should be in the isocenter in the axis x and y, but in z, the laser should be between the 3rd and 4rd module (black line)(Fig. 1). When doing the dose measurement for the Head Mode use Full trajectory.

Spezifikation:	Head	Pelvis
Low contrast (Fig. 2)	none	15mm diameter
High contrast (Fig. 3)	6 lp/cm	4 lp/cm
Spatial accuracy (Fig. 4)	50mm ± 1%	50mm ± 1%
Uniformity (Fig. 5)	±30 HU	±30 HU
Slice distance (Fig. 6a and 6b)	2.0mm	2.0mm
Air (Fig. 7)	"-1000 ± 50 HU"	"-1000 ± 50 HU"
Acrylic (Fig. 7)	"120 ± 50 HU"	"120 ± 50 HU"
LDPE (Fig. 7)	"-100 ± 50 HU"	"-100 ± 50 HU"
Dosis center position (mGy)	< 3.0	< 22.0

Characteristics	Head			Pelvis		
	ROI ext	ROI cent	Dif	ROI ext	ROI cent	Dif
Low contrast						
High contrast						
Spatial accuracy						
Slice distance						
Air						
Acrylic						
LDPE						
Uniformity left ROI						
Uniformity top ROI						
Uniformity right ROI						
Uniformity bottom ROI						
Dosis center position						

Datum: _____
 Signum: _____

Figura C.1: Primeira página do Protocolo de QA.

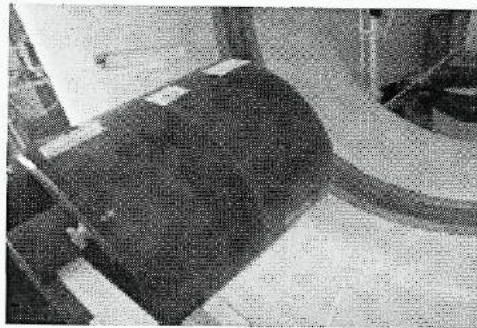


Fig. 1 Phantom position.

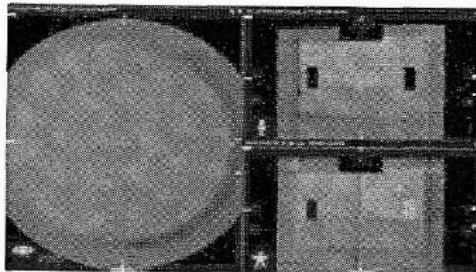


Fig. 2 Low contrast module.

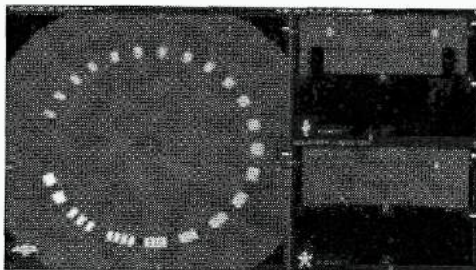


Fig.3 High contrast module.

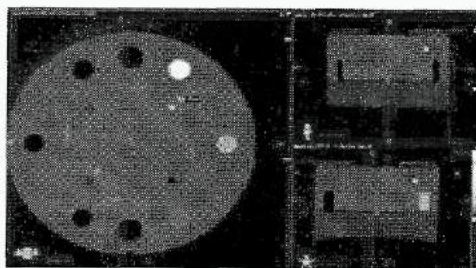


Fig. 4 Spatial accuracy.

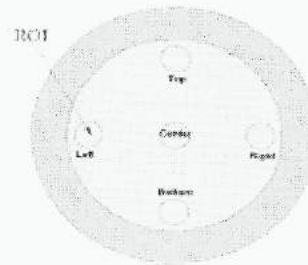


Fig. 5 ROI (20x20 pixels) for uniformity measurement. Calculate the difference between external ROIs and central ROI.

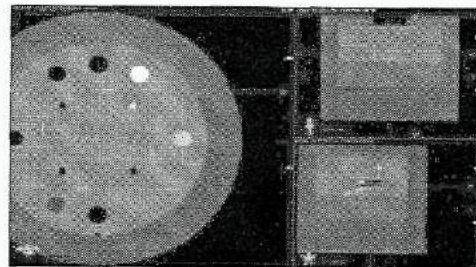


Fig. 6a How to locate the slice distance module.

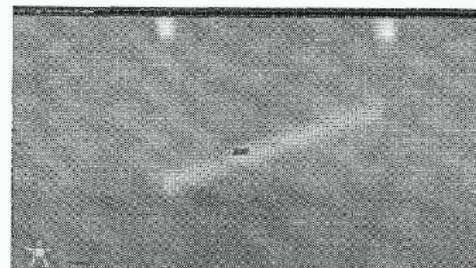


Fig. 6b Slice distance measure.

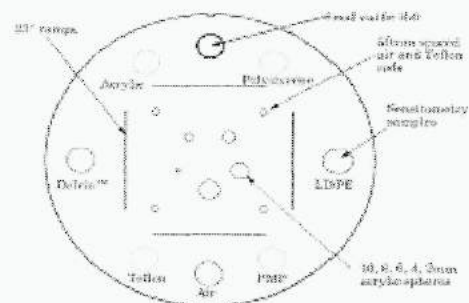


Fig. 7 Using a 10x10 pixels ROI, measure the HU for each component (the CBCT image is upside down and mirrored).

<http://www.phantomlab.com/library/pdf/catphan500-600manual.pdf>

Figura C.2: Segunda página do Protocolo de QA.


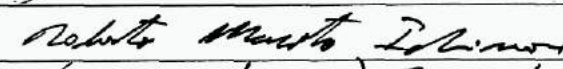


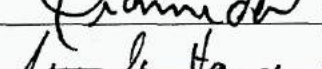
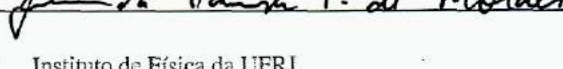


Ata nº 85 de defesa de Trabalho de Fim de Curso para concessão de conceito final nesta disciplina, realizada em 13 de abril de 2016.

Aos 13 dias do mês de abril de dois mil e dezesseis, na sala 312 do Instituto de Física da Universidade Federal do Rio de Janeiro, a aluna **Fernanda Hansen Pacheco de Moraes** compareceu perante os membros da banca examinadora, para a defesa de seu trabalho intitulado "Desenvolvimento de sistema de controle de qualidade em tomógrafo de feixe cônico acoplado a acelerador linear em radioterapia", realizado sob orientação da Profa. Prof. Uta Wonneberger e co-orientação do Prof. Odair Dias Gonçalves para a obtenção do conceito final na disciplina Trabalho de Fim de Curso da Graduação em Física Médica do IF-UFRJ. A banca examinadora compunha-se dos professores Dr. Odair Dias Gonçalves –IF-UFRJ (Presidente), Prof. Tiago Arruda Sanchez Ph.D. (HUCFF-UFRJ), Prof. Roberto Macoto Ichinose (Coppe-UFRJ), D. Sc., Prof. Leonardo Peres da Silva (IRD-CNEN), D. Sc. e Prof. S O presidente da banca deu início aos trabalhos às 14:00h, dando-se a palavra ao candidato, tendo o mesmo quarenta minutos para a exposição do trabalho. Após a apresentação, o candidato foi arguido pela banca examinadora. Terminada essa etapa, a banca examinadora reuniu-se e, depois do julgamento, o candidato foi:

- aprovado, com média 9,5 (nove e meio)
- sem exigências;
- com a exigência de fazer pequenas correções no trabalho;
- com a exigência de fazer grandes modificações no trabalho;
- tendo o aluno o prazo de 45 dias para efetuar as correções e apresentá-las ao presidente da banca.
- reprovado, com média _____ (_____).

E, para constar, foi lavrada a presente Ata que vai assinada pelos membros da banca examinadora e pelo candidato.

- 1-  _____ (presidente, orientador)
- 2-  _____
- 3-  _____
- 4-  _____
- 5-  _____
- 6-  _____ (aluno)