

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS NATURAIS E EXATAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA**

**CONJUNTO DE TESTES DE GARANTIA DE
QUALIDADE DE UM SOFTWARE PARA
PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Giovana Tamiozzo Schmidt

Santa Maria, RS, Brasil

2014

CONJUNTO DE TESTES DE GARANTIA DE QUALIDADE DE UM SOFTWARE PARA PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO

Giovana Tamiozzo Schmidt

Dissertação Apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de
Pós-Graduação em Física, Área concentração em Física da Matéria Condensada,
da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS)
como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Física

Orientador: Prof. Dr. Paulo Cesar Piquini
Coorientador: Eder Maiquel Simão

Santa Maria, RS, Brasil

2014

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Central da UFSM, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Schmidt, Giovana Tamiozzo
Conjunto de testes de garantia de qualidade de um software para planejamento radioterápico. / Giovana Tamiozzo Schmidt.-2014.
55 p.; 30cm

Orientador: Paulo Cesar Piquini
Coorientador: Eder Maiquel Simão
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Maria, Centro de Ciências Naturais e Exatas, Programa de Pós-Graduação em Física, RS, 2014

1. Radioterapia 2. Software de Planejamento Radioterápico 3. Testes I. Piquini, Paulo Cesar II. Simão, Eder Maiquel III. Título.

© 2014

Todos os direitos autorais reservados a Giovana Tamiozzo Schmidt. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.

E-mail: giovana.tamiozzo@gmail.com

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências Naturais e Exatas
Programa de Pós-Graduação em Física**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada,
Aprova a Dissertação de Mestrado

**CONJUNTO DE TESTES DE GARANTIA DE QUALIDADE DE UM
SOFTWARE PARA PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO**

elaborada por
Giovana Tamiozzo Schmidt

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Física

COMISSÃO EXAMINADORA:



Paulo Cesar Piquini, Dr.
(Presidente/Orientador)



Gilberto Orengo de Oliveira, Dr. (UNIFRA)



Lucio Strazzabosco Dorneles, Dr. (UFSM)

Santa Maria, 29 de Maio de 2014

*Dedico este trabalho a minha família,
minha tia e meu namorado. Aos que
amo.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, por ter me guiado espiritualmente nesta caminhada de crescimento pessoal e profissional.

À minha família, especialmente meus pais, irmãs e tia, pelo apoio e incentivo desde o início da graduação.

Ao meu namorado, pela paciência e pelo apoio.

Aos meus amigos pelo incentivo e colaboração durante a realização deste trabalho.

Aos físicos do HUSM Guilherme, Thiago e Tadeu pela paciência e colaboração para a realização deste trabalho.

À Compton consultoria em radiologia, pelo incentivo.

Ao meu Orientador, Paulo Cesar Piquini e ao meu Coorientador Eder Maiquel Simão, pelo incentivo, pelo apoio, pela colaboração e paciência desde o projeto até a finalização deste trabalho, bem como aos membros da Banca Examinadora pela predisposição em analisar esta Dissertação e pelas sugestões recebidas.

A CAPES pelo apoio financeiro concedido.

Finalmente, agradeço a todos que estiveram em contato comigo ao longo destes anos e que direta ou indiretamente marcaram minha vida e me fizeram crescer como pessoa.

*“A única maneira de fazer um excelente
trabalho é amar o que você faz”*

Steve Jobs

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós Graduação em Física
Universidade Federal de Santa Maria

CONJUNTO DE TESTES DE GARANTIA DE QUALIDADE DE UM SOFTWARE PARA PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO

AUTOR: Giovana Tamiozzo Schmidt
ORIENTADOR: Paulo Cesar Piquini
COORIENTADOR: Eder Maiquel Simão

Local e data da Defesa: Santa Maria, 29 de maio de 2014.

A radioterapia pode ser destacada como uma possibilidade de tratamento de câncer. Partindo deste propósito, o sistema de planejamento para o tratamento radioterápico é muito importante. Com a finalidade de averiguar o software de planejamento computadorizado do equipamento de Cobalto-60, definiu-se um conjunto de testes retirados dos protocolos TEC DOC 1151 “*Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia, Protocolo de Controle de Qualidade*” (TEC DOC 1151, 2000), o *Technical Reports Series Number 430* (TRS 430) (IAEA, 2004), o TRS 398 “*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*” (TRS 398, 2004). Avaliamos a dose na profundidade de interesse dos simuladores de acrílico utilizados para controle de qualidade em tomografia computadorizada, realizamos testes de software e hardware bem como a entrada e saída de dados, testes de contorno, percentual de dose profunda e perfil de campo. Verificou-se que os resultados foram satisfatórios, apenas o teste de perfil de campo não satisfaz as expectativas devido a limitações no sistema.

Palavras-chave: Radioterapia. Software de Planejamento Radioterápico. Testes.

ABSTRACT

Master Dissertation
Graduation of Program in Physics
Federal University of Santa Maria

SETS TESTING QUALITY ASSURANCE OF A SOFTWARE FOR PLANNING RADIOTHERAPY

AUTHOR: Giovana Tamiozzo Schmidt
ADVISOR: Paulo Cesar Piquini
CO ADVISOR: Eder Maiquel Simão
Place and Date: Santa Maria, May 29th, 2014.

Radiotherapy can be highlighted as one possible treatment of cancer. From this point of view, the planning system for radiotherapeutic treatment is crucial. In order to check the software for the computerized planning of the Cobalt-60 equipment, a series of tests was defined following the standards given by the: TEC DOC 1151 protocol " *Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia, Protocolo de Controle de Qualidade*" (TEC DOC 1151, 2000), o *Technical Reports Series Number 430 (TRS 430)* (IAEA, 2004), o TRS 398 " *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*" (TRS 398, 2004). The depth dose of interest of the acrylic simulators used to control the quality of computerized tomography were evaluated, tests of the software and hardware as well as the input and output of data were analyzed, tests of the boundary conditions, of the perceptual dose and of the field profile were also performed. An analysis of the results show that the performance of the software results was satisfactory. The only deviations appeared in the field profile tests that do not fulfilled the expectations due to the limitations of the system.

Keywords: Radiotherapy. radiotherapy Software Planning. Testing.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação gráfica dos volumes de interesse (PODGORSAK, 2005).	20
Figura 2: Simulador de crânio posicionado no equipamento Co-60.	21
Figura 3: Simulador de abdômen posicionado no equipamento de Co-60.....	22
Figura 4: Simulador de crânio posicionado no equipamento de tomografia.	27
Figura 5: Imagem da tomografia do simulador de crânio	27
Figura 6: Imagem da tomografia do simulador de abdômen.....	28
Figura 7: Esquema de Percentual de dose profunda (PDP), (SCAFF, 1997).....	30
Figura 8: Ilustração das curvas de isodose obtida na água para feixe de energia de 6 MEV, em um campo 10x10 cm ² (SCAFF,1997).	31
Figura 9: Procedimentos para perfis de campo. (SIMÃO, et al, 2009).....	32
Figura 10: Ilustração do perfil de campo, com campo de radiação de 10x10 cm ² a 10 cm de profundidade em relação à superfície do objeto simulador, em que A é a região de Platô de dose, B são as laterais do campo e C a região de penumbra (adaptação de SCAFF, 1997).....	33
Figura 11: Simulador virtual 30x30x30 cm ³	34
Figura 12: Simulador de com as respectivas curvas de isodose e com o ISO TTO para um campo 10x10 cm ²	37
Figura 13: Simulador de abdômen com as respectivas curvas de isodose e com o ISSO TTO para um campo 10x10 cm ²	37
Figura 14: Imagem da TC de crânio com o diâmetro de 16 cm	42
Figura 15: Imagem da TC de crânio com o diâmetro de 32 cm	42
Figura 16: Curvas de isodose no simulador virtual 30x30x30 cm ³ para os campos de 5x5cm ² 10x10cm ² e 15x15 cm ² respectivamente.	44
Figura 17: Curvas de isodose no simulador virtual 30x30x30 cm ³ para os campos de 5x5cm ² 10x10cm ² e 15x15 cm ² respectivamente, com o traço da linha de PDP.	45
Figura 18: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 5x5 cm ²	46
Figura 19: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 10x10 cm ²	47
Figura 20: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 15x15cm ²	48
Figura 21: Gráficos gerados pelo sistema de planejamento, com as respectivas medidas para tamanho de campo.	49
Figura 22: Perfil de campo para os campos 5x5 cm ² , 10x10cm ² , 15x15cm ² , traçou-se uma reta na profundidade de 5 cm para comparar com os valores da tabela na dosimetria.	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Modelo de tabela para avaliação do software, do hardware e da entrada e saída de dados.....	25
Tabela 2: Especificações dos simuladores de acrílico.....	28
Tabela 3: Dados para a realização do teste.....	31
Tabela 4: Médias dos valores da leitura da câmara de ionização para as respectivas voltagens de - 300, + 300 e -100.....	38
Tabela 5: Temperatura e pressão no momento da calibração da câmara e durante a realização das leituras na sala, respectivamente.	38
Tabela 6: Médias dos valores da leitura da câmara de ionização para as respectivas voltagens de - 300, + 300 e -100.....	39
Tabela 7: Temperatura e pressão no momento da calibração da câmara e durante a realização das leituras na sala, respectivamente.	39
Tabela 8: Tabela para análise dos testes de software, hardware e entrada e saída de dados....	40
Tabela 9: Percentual de Dose Profunda para o campo 5x5 cm ²	46
Tabela 10: Percentual de Dose Profunda para o campo 10x10 cm ²	47
Tabela 11: Percentual de Dose Profunda para o campo 15x15 cm ²	48

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 Motivação	16
2 METODOLOGIA.....	17
2.1 Teste para dose absorvida em simuladores de acrílico polymethylmethacrylate (PMMA).....	18
2.2 Determinações do desempenho do Hardware, Software e da transferência de dados	23
2.3 Testes de aquisição de dados gerados pela tomografia computadorizada (TC) e contornos	26
2.4 Teste de avaliação de dose	30
2.4.1 Aquisição das curvas de PDP e perfil de campo gerados nos sistemas de planejamento computadorizado para o equipamento de Co-60 do HUSM.....	31
2.4.2 Aquisição das curvas de percentual de dose profunda e perfil de campo gerados no equipamento de cobalto-60 durante a dosimetria.	35
3 RESULTADOS E DISCUSSÕES	36
3.1 Teste para dose absorvida em simuladores de acrílico PMMA	36
3.2 Determinações do desempenho do Hardware, Software e da transferência de dados	40
3.3 Testes de aquisição de dados gerados pela tomografia computadorizada (TC) e contornos	41
3.4 Teste de avaliação de dose	43
3.4.1 Aquisição das curvas de PDP e perfil de campo Gerados nos sistemas de planejamento computadorizado para o equipamento Co-60 do HUSM	43
4 CONCLUSÃO.....	51
5 PERSPECTIVAS FUTURAS	53
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	54

1 INTRODUÇÃO

Em 1895, Wilhelm Conrad Roentgen, descobriu os raios X. A princípio a utilização dos raios X ficou baseada no diagnóstico, mas logo se percebeu a capacidade que estes raios tinham de curar alguns tipos de tumores malignos. Análises provaram que as células tumorais respondiam à exposição dos raios X de maneira diferente, pois enquanto umas eram destruídas mais rapidamente com doses baixas, outras precisavam de doses muito altas para reagir. Percebeu-se com estas observações que a radiação tinha o poder de danificar o material genético da célula maligna. (SALVAJOLI et al.,1999).

Uma célula normal que sofre uma alteração genética (DNA) pode resultar em uma patologia, ou seja, um câncer. Ocorre um desequilíbrio entre o crescimento e a morte em células cancerígenas, diferentemente do que é observado por células de tecidos normais. É, portanto, um distúrbio genético, provocado por mutações ou deleção em alguns genes (oncogênese) que codificam proteínas, capazes de estimular o crescimento celular (OKUNO et al, 1992).

Os proto-oncogenes, são genes normais responsáveis pela codificação de proteínas importantes na regulação do crescimento e divisão celular. As oncogêneses supressoras são estruturas com a função de prevenir a multiplicação desordenada das células, ou seja, são as responsáveis pela morte celular. Estas estruturas são indispensáveis na regulação do ciclo celular. O câncer se apresenta por um descontrole entre estas estruturas, e normalmente é provocado por fatores ambientais, tais como, o tabagismo, o álcool, entre outros, ou fatores endógenos, como alterações hormonais, obesidade, entre outros, ou ainda fatores genéticos (CAVALCANTE, et al., 2004).

Os tumores se diferenciam entre malignos e benignos, podendo ocorrer também a metástase, sendo esta caracterizada pela invasão de células tumorais na corrente sanguínea, podendo se alojar em outros órgãos. (JOHNS & CUNNINGHAN, 1983)

A radiação ao interagir com o organismo humano pode danificar as células. As radiações podem ser classificadas como radiações não ionizantes e radiações ionizantes. A radiação classificada como não ionizante, não provoca a ionização dos átomos, assim como a luz na faixa do visível, não danifica o ácido desoxiribonucleico (DNA). Já as radiações ionizantes, produzidas por radiações eletromagnéticas ou corpusculares com frequências na faixa do ultravioleta longínquo ou maiores, ao interagirem com os tecidos, dão origem a elétrons rápidos que ionizam o meio e criam efeitos químicos como a hidrólise da água e a ruptura das cadeias de DNA. Devido a vários mecanismos, a morte celular pode ocorrer,

desde sua incapacidade de reprodução até a inativação de sistemas vitais para a célula. (SCAFF, 1997). Quando comparadas a outro tipo de radiações, as radiações ionizantes são mais penetrantes no tecido. As radiações ionizantes são radiações com energia suficiente para produzir íons, radicais e elétrons livres na matéria com a qual interagiu (TAUHATA et al., 2003).

A radioterapia consiste de um método capaz de destruir células tumorais, empregando feixes de radiações ionizantes. Buscando erradicar todas as células tumorais com menor dano possível às células normais circunvizinhas, uma dose pré-calculada de radiação é aplicada, em um determinado tempo, a um volume de tecido que engloba o tumor. As células normais circunvizinhas são as responsáveis pela regeneração da área irradiada (BIRAL, 2002).

Conforme o caso, a radioterapia pode ser indicada de forma exclusiva ou associada a outros métodos tais como quimioterapia, cirurgia, entre outros. Pode ser curativa ou radical, quando o objetivo é a cura do tumor; profilática, para tratamento de células neoplásicas dispersas; remissiva quando se pretende apenas reduzir o tamanho ou extensão do tumor; paliativa, quando se pretende apenas diminuir a dor, sangramento ou compressão de órgãos; e ablativa para casos onde se pretende omitir a função de um determinado órgão, a fim de evitar a sua retirada (KHAN, 2003).

Diversos fatores influenciam na resposta dos tecidos às radiações, tais como a sensibilidade do tumor à radiação, sua localização e oxigenação, qualidade e quantidade de radiação e o tempo total de exposição. A dose total de radiação administrada é habitualmente fracionada em doses diárias iguais, durante o tratamento radioterápico, na tentativa de que o efeito biológico abranja o maior número de células tumorais, preservando os tecidos normais adjacentes (KHAN, 2007).

Expor as células tumorais a raios de alta energia, para destruir ou para parar a produção das mesmas, é o objetivo geral da radioterapia. Sendo assim, as células saudáveis se recuperam rapidamente, o que é previsto no fracionamento das doses e nos intervalos das aplicações (KHAN, 2007).

A Radioterapia segue linhas de tratamento como a radioterapia externa (Teleterapia) e radioterapia interna (Braquiterapia). Na radioterapia externa, a fonte é externa ao paciente, produzida por um acelerador linear, ou unidades de cobalto-60. A quantidade de radiação liberada para destruir o tumor é limitada frequentemente pelos riscos de danos aos tecidos sadios circunvizinhos. Na radioterapia interna, são introduzidos, dentro ou ao redor do tumor, materiais radioativos a fim de elevar a dose. (KHAN, 2007).

As fontes de Cobalto-60, liberam fótons sob forma de raios gama com energias de 1,17 MeV e 1,33 MeV. Essa emissão é contínua, e só quando a máquina estiver sem uso ela é então armazenada na blindagem adequada que irá bloquear a saída dos raios gama. A meia vida do Cobalto-60 é de 5,27 anos, ou seja, a exposição do paciente no final da meia vida do cobalto-60 deve durar mais tempo em relação ao tempo no início do período para que o paciente seja exposto a mesma dose de tratamento. Com este tempo de exposição mais longo, o paciente tem uma chance maior de se movimentar durante o tratamento, fazendo com que o tumor fique fora da região de irradiação, e as partes sadias entrem no campo de tratamento e sejam lesadas (KHAN, 2007).

Os aceleradores lineares (LINAC) surgiram depois do Cobalto-60 (Co-60). Estes aparelhos usam micro-ondas para acelerar elétrons a grandes velocidades em um tubo a vácuo. Os elétrons em alta velocidade chocam-se com um alvo metálico produzindo fótons com energia na ordem de megavolts, inferiores as do elétron, mas com alto poder de penetração. (GREENE & WILLIAMS, 1997). As energias dos fótons liberados pelos aceleradores lineares são maiores que as do Cobalto-60, logo, menos dose é liberada na pele do paciente e nos tecidos sadios. Pode-se optar por retirar o alvo da frente do feixe, logo, os elétrons atingem diretamente o paciente. Os elétrons não penetram profundamente no tecido, desta forma, liberam sua dose da pele até uma profundidade em torno de 5 cm. O tratamento com elétrons são indicados quando o órgão alvo é superficial.

O tratamento de um tumor mediante a radiação ionizante é um processo contínuo com etapas bem diferenciadas. O diagnóstico e a localização do tumor, a decisão sobre a estratégia de tratamento, cálculo da dose absorvida e a avaliação de resultados a curto e longo prazo, são incluídos nestas etapas. O tratamento baseado em informações anatômicas 3-D é conhecido como radioterapia conformacional tridimensional. Esta usa uma distribuição de dose que se aproxima o mais próximo possível de um mínimo de dose no tecido normal com uma dose adequada ao volume-alvo do tratamento (JANEMA et al, 2007).

Segundo SALVAJOLI et al., 1999, é preciso um método de simulação que permita projetar os campos de tratamento para se ter a maior dose no alvo e a minimização da irradiação de estruturas críticas em torno desse alvo, além disso, para que o sucesso do tratamento seja alcançado, é necessário uma visualização aprimorada do tumor e das áreas adjacentes. A simulação do tratamento é uma etapa muito importante no processo do planejamento para pacientes de radioterapia. Nela são incluídos a determinação da posição de tratamento do paciente, identificação do volume alvo, aquisição de dados do paciente para o

planejamento computadorizado, e a determinação da geometria de campo de tratamento (ERKONEN & SMITH, 2006).

Com a Tomografia Computadorizada (TC), tornou-se possível visualizar, localizar e delinear o volume alvo em cortes de TC. Desta forma, com estas ferramentas o planejamento computadorizado se tornou mais preciso, ou seja, foi possível ter-se um planejamento computadorizado que calcule precisamente a dose de radiação, além de gerar a distribuição de dose através do volume irradiado. Pode-se fazer a diferenciação entre os tecidos moles, sendo assim a simulação de pacientes pode ser feita a partir de dados obtidos pelo exame, onde os cortes são digitalmente reconstruídos e utilizados para definir os campos de tratamento. Isto resulta em um aumento de dose no tumor e uma redução da dose nos órgãos críticos (BAKER, 2006).

O sistema de planejamento tridimensional em radioterapia é baseado na reconstrução tridimensional das imagens obtidas em exames de tomografia computadorizada e integração destas imagens com o plano de tratamento, conseguindo assim, prever de maneira mais exata as doses de radiação que envolve o tumor e os tecidos adjacentes (BEDFORD, et al, 2003).

Para garantir uma qualidade nos tratamentos radioterápicos, o TEC DOC 1151 (2000) “*Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia, Protocolo de Controle de Qualidade*” do ano de 2000, da Agência Internacional de Energia Atômica (TEC DOC 1151, 2000) recomenda testes de controle de qualidade dos equipamentos usados em radioterapia, que visam uma padronização dos parâmetros básicos dos tratamentos radioterápicos, tanto para teleterapia quanto para braquiterapia. Em 2004, a Agência Internacional de Energia Atômica publicou um documento, o *Technical Reports Series Number 430* (TRS 430) que visa a garantia do controle da qualidade dos sistemas de planejamento computadorizado e a formalização dos parâmetros (IAEA, 2004). O TRS 398 “*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*” de 2004 é uma metodologia para determinar a dose absorvida na água (TRS 398, 2004).

O objetivo deste trabalho foi testar o software de planejamento do equipamento do Co-60 utilizado no setor de radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria, situado na cidade de Santa Maria, Rio Grande do Sul. O software de planejamento utilizado é o CAT 3D WIN32 ver. 7.08. Elencou-se um conjunto de testes para avaliar o mesmo, utilizando os documentos acima citados.

1.1 Motivação

Os avanços recentes em radioterapia incluem novos métodos de tratamento para reduzir os efeitos colaterais e aumentar o sucesso do tratamento. Dentre estes métodos destaca-se a radioterapia conformacional tridimensional que utiliza exames de tomografia computadorizada para realização do planejamento do tratamento, tendo em vista que a radioterapia ideal é aquela que consegue concentrar dose efetiva ao volume tumoral com proteção adequada das estruturas vizinhas.

Nos últimos anos pode-se observar a necessidade de empregar ações sistemáticas para garantir a qualidade dos tratamentos de radioterapia. Esta garantia proporciona aos pacientes um melhor tratamento. Este trabalho teve como motivação inicial o teste de um software que está em desenvolvimento no grupo de pesquisa ligado ao Laboratório de Estrutura Eletrônica dos Materiais do Programa de Pós Graduação em Física da UFSM, tanto no tocante à sua adequação às normas vigentes quanto à sua comparação com softwares já utilizados atualmente. Entretanto, não foi possível a sua conclusão até o fechamento do período deste mestrado. Assim sendo, este trabalho restringiu-se aos testes somente do software de planejamento do equipamento de cobalto-60, do serviço de radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria. A fonte de Co-60 uma fonte estável o que garante uma maior confiabilidade dos resultados no conjunto de testes relevantes retirados do TECDOC 1151, TRS 430 e TRS 398. Ao testar o desempenho do software de planejamento em uso, será possível aferir futuramente a execução do planejamento radioterápico, assim como comparar o desempenho do software ora em uso com o que está sendo desenvolvido na UFSM.

2 METODOLOGIA

Uma forma utilizada para o tratamento de diversos tipos de câncer sólido é a radioterapia. Antes do tratamento propriamente dito, é necessário que seja realizado o planejamento da terapia a ser aplicada ao paciente (ICRU-42, 1987). Dependendo da clínica ou hospital, o planejamento poderá ser em três dimensões (3D) ou em duas dimensões (2D). O médico desenha as estruturas que precisam ser protegidas e as que vão ser tratadas de fato. Após esta etapa necessita o trabalho de um físico, que vai planejar os campos de radiação que irão incidir no paciente. Para a garantia de um tratamento seguro, os resultados das simulações realizadas utilizando-se o software de planejamento deve ser os mais precisos possíveis.

Neste trabalho, escolheu-se o Hospital Universitário de Santa Maria (HUSM), situado em Santa Maria-RS, para realizar o teste de garantia de qualidade e os controles de qualidades para a confiabilidade do planejamento pois o mesmo possui um equipamento de Cobalto-60 (Co-60) da marca THERATRON 780 C.

O TRS 398 *“Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water”* de 2004 é uma metodologia para determinar a dose absorvida na água. Utilizou-se esta metodologia aplicando-a em simuladores de acrílico usados para fazer o controle de qualidade em tomografia computadorizada. Isto foi feito para determinar a dose no orifício central destes simuladores, como uma garantia de qualidade do sistema de planejamento.

Complementou-se o trabalho com testes relevantes referentes ao sistema de planejamento para o Co-60 que estão preconizados nos documentos TEC DOC 1151 *“Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia, Protocolo de Controle de Qualidade”* do ano de 2000, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - TEC DOC 1151, 2000) e com o da Agência Internacional de Energia Atômica publicado em 2004, o *Technical Reports Series Number 430 (TRS 430)*, que visa a garantia do controle da qualidade dos sistemas de planejamento computadorizado e a formalização dos parâmetros (IAEA, 2004). Encontram-se nestes documentos citados critérios de aceitação para os cálculos de dose para feixes de elétrons e fótons, além de fatores que alteram o cálculo de unidade monitoras e testes de entrada e saída de dados. Verificou-se possíveis erros de incerteza na especificação do produto e pode-se comparar com as especificações de tolerância

apresentados. Buscou-se nos testes escolhidos encontrar possíveis problemas na aquisição de dados e no cálculo de distribuição de dose.

Com este procedimento almejou-se criar um conjunto de testes para averiguar o software de planejamento de radioterapia que está sendo desenvolvido na UFSM, de modo a realizar aferições mediante requisitos mínimos que deveriam ser encontrados no programa de planejamento. Esta etapa será norteadada pelos mesmos testes realizados utilizando os sistemas de planejamento que estão em uso no HUSM. Este software está sendo desenvolvido para o cobalto-60, mas com futura aplicação no acelerador linear.

Abaixo estão elencados os testes escolhidos conforme os documentos acima citados, que nortearam a pesquisa.

2.1 Teste para dose absorvida em simuladores de acrílico polymethylmethacrylate (PMMA)

Caracterizada pela transferência de energia à matéria, temos a dose absorvida, representada pela equação:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

Sendo que dE é a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria de massa dm , no ponto de interesse. Gray (Gy) é a unidade de dose absorvida e corresponde a $J.kg^{-1}$. (TAUHATA et al. 2003).

Hohlfield determinou de forma detalhada o formalismo para determinar a dose absorvida na água para feixes de Co-60 usando a câmara de ionização, complementado posteriormente por Andreo e Rogers (TRS 398, 2004). Sabe-se que a dose absorvida na água D_{w,Q_0} na profundidade de referência (Z_{ref}), com um feixe de referência de qualidade Q_0 é

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (2)$$

em que M_{Q_0} é a leitura nas condições de referência e N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração obtido em laboratórios padrões (TRS 398, 2004). Geralmente as condições de referência usadas nos laboratórios de calibração, não correspondem com as situações clínicas, fazendo-se necessário diferenciar estas condições.

Os fatores que interferem nas medidas podem ser de diferentes naturezas, quais sejam: pressão, temperatura, tensão de polarização e os relacionados com o campo de radiação (taxa de dose, tamanho de campo, qualidade do feixe, profundidade do simulador). Durante a calibração da câmara de ionização muitos fatores são mantidos sob controle, porém fatores como pressão, umidade, taxa de dose do equipamento Co-60 não podem ser controlados (TRS 398, 2004).

A dosimetria deve ser feita em um simulador de água homogênea, e este deve se estender pelo menos 5 cm a mais que o tamanho do campo utilizado para medir a dose absorvida, porém para medidas de garantia de qualidade pode-se utilizar simuladores de acrílico PMMA para realizar as medidas (TRS 398, 2004).

Neste estudo optou-se por simuladores de acrílico de crânio e de abdômen, utilizados no controle de qualidade em tomografia computadorizada para testar a garantia da qualidade no equipamento de Co-60. Esses simuladores possuem cinco orifícios sendo quatro nas extremidades e um no centro. Escolheu-se o central para verificar a dose de tratamento. Os orifícios das extremidades foram tapados com material de acrílico do próprio simulador, já o orifício central foi preenchido com gel, pois nele inseriu-se a câmara de ionização para a verificação da dose de tratamento.

Para ambos os simuladores fez-se uma tomografia computadorizada para fins de planejamento. Para adquirir a imagem do simulador de crânio utilizou-se 120 kV e 120 mAs e para o simulador de abdômen utilizou-se 120 kV e 300 mAs, com cortes de 3mm. Estas condições simulam um caso real de radioterapia. Nas medidas com o tomógrafo também foi colocado a tábua sobre a mesa onde se encontra o paciente. A fim de simular corretamente a posição dos simuladores na mesa de tratamento para diminuir as possibilidades de erros no posicionamento, alinhou-se ambos os simuladores com os lasers do tomógrafo e marcou-se com chumbo o isocentro da tomografia computadorizada. As imagens foram transferidas pelo *Picture Archiving and Communication System* (PACS) para o sistema de planejamento.

Na etapa do planejamento têm-se quatro volumes classificados como volumes principais relacionados ao TPS em 3D: (i) o volume total do tumor (GTV), (ii) o volume clínico do alvo (CTV), (iii) o volume interno do alvo (ITV) e (iiii) o volume alvo do planejamento (PTV). Estes são definidos a partir das imagens de TC do paciente, conforme a localização do tumor (PODGORSAK, 2005).

A extensão bruta é o GTV, onde se localiza a neoplasia. O tratamento deve incluir o CTV, onde está o tumor. Este é envolvido pelo GTV, que é uma margem da área do objetivo

de cura. O ITV é a margem externa ao CTV, que tem como propósito possibilitar uma margem de projeção para o cálculo da dose, devido a variação de tamanho do CTV com a movimentação interna dos órgãos. O PTV engloba todos os demais volumes, e tem a finalidade de garantir que o CTV receba a dose total prescrita conforme demonstrado na figura 1 (PODGORSAK, 2005).

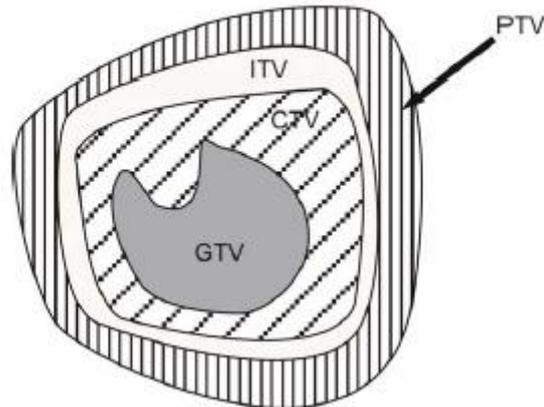


Figura 1: Representação gráfica dos volumes de interesse (PODGORSAK, 2005).

Os órgãos vizinhos ao PTV devem ser contornados, pois deve-se garantir a integridade dos mesmos, pois cada órgão tem um limiar de dose. Para o presente estudo não considerou-se os contornos acima citados pelo fato de que a estrutura apresenta uma única densidade em todas as regiões.

O sistema de planejamento usado pelo equipamento de Co-60 é o CAT 3D. Primeiro nas imagens, encontrou-se o isocentro da tomografia computadorizada e identificou-se o mesmo com a sigla ISO TC para ambos os simuladores. Em seguida escolheu-se o isocentro de tratamento e indicou-se com a sigla ISO TTO, sendo este o local onde posteriormente posicionou-se a câmara de ionização para medir a dose prescrita. Escolheu-se 200 cGy como dose em uma única fração, com um único campo anterior de tamanho $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a uma distância fonte-pele (SSD) de 80 cm. Solicitou-se que o software calculasse o tempo de tratamento. Para o simulador de crânio o tempo foi de 2 minutos e 10 segundos. Para o simulador de abdômen foi de 3 minutos e 64 segundos. Gerou-se ainda as curvas de isodose para ambos os simuladores.

A mesa sobre a qual se coloca o paciente, ver figura 2, permite o ajuste do posicionamento tanto na direção vertical quanto na horizontal. O simulador de crânio foi colocado na mesa do equipamento de Co-60 na origem (posição zero). Alinhou-se conforme o planejamento citado anteriormente. A mesa foi deslocada 4 milímetros para a esquerda, 6

milímetros para frente do paciente, e 24 milímetros na direção dos pés. Com este deslocamento foi possível alinhar-se o simulador com os lasers da sala onde fica o equipamento de Co-60 e marcar o isocentro de tratamento que planejou-se. Ajustou-se a distância SSD de 80 cm. Colocou-se a câmara de ionização conforme o isocentro de tratamento. Selecionou-se no equipamento o tempo de 2 minutos e 10 segundos e observou-se a dose no eletrômetro, como pode ser observado na figura 2. Anotou-se a temperatura e pressão da sala, bem com os fatores de calibração da câmara de ionização para efetuar as correções na dose.



Figura 2: Simulador de crânio posicionado no equipamento Co-60.

Posicionou-se o simulador de abdômen na mesa do equipamento de Co-60 na posição zero. Alinhou-se conforme o planejamento, sendo que a mesa foi deslocada 2,6 milímetros para a esquerda, 0 milímetros para frente do paciente, e 15 milímetros na direção dos pés. Com este deslocamento foi possível alinhar-se o simulador com os lasers da sala onde fica o equipamento de Co-60 e marcar o isocentro de tratamento que planejou-se. Ajustou-se a distancia SSD de 80 cm. Colocou-se a câmara de ionização conforme o isocentro de tratamento. Selecionou-se no equipamento o tempo de 3 minutos e 64 segundos e observou-se a dose no eletrômetro (figura 3). Anotou-se a temperatura e pressão da sala, bem com os fatores de calibração da câmara de ionização para efetuar as correções na dose.

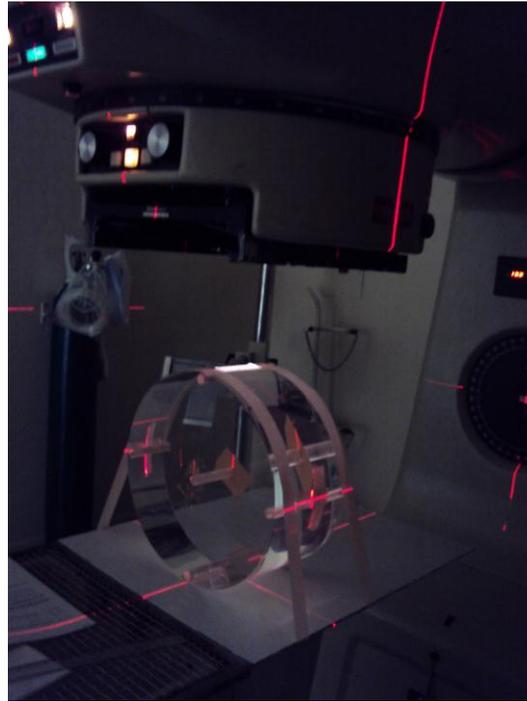


Figura 3: Simulador de abdômen posicionado no equipamento de Co-60.

Discutimos a seguir os fatores de correção utilizados para minimizar as incertezas na dose.

Utiliza-se como fator de correção para temperatura e pressão a seguinte equação

$$K_{TP} = \frac{(273,2+T)P_0}{(273,2+T_0)P} \quad (3)$$

em que T e P referem-se, respectivamente, à temperatura e pressão no momento da leitura, e T_0 e P_0 são referentes à temperatura e pressão no momento da calibração da câmara de ionização nos laboratórios padrão.

Deve-se levar em conta também o fator de calibração da câmara K_{elc} , dado em unidades de Gy/nC e para o eletrômetro de $nC/leitura$.

Já para o efeito de polaridade existe o seguinte fator de correção;

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (4)$$

em que M_+ e M_- são as leituras do eletrômetro com polaridade + e - respectivamente. M é a leitura do eletrômetro com a polaridade usada rotineiramente. Os índices + e - se referem a polaridade da câmara de ionização, a qual é definida na sua calibração.

Devido à recombinação de íons, haverá uma detecção incompleta da carga na cavidade da câmara de ionização, fazendo-se necessário utilizar um fator de correção K_s . Para o Co-60 temos que

$$K_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (5)$$

em que V são as voltagens de operação e M as leituras do eletrômetro.

Lembrando que partimos da equação para a dose absorvida

$$D = MN_{D,N} \quad (6)$$

em que $N_{D,N}$ é a leitura do eletrômetro no ponto de referência da câmara posicionada no Z_{ref} e M o fator de correção das grandezas de temperatura e pressão, calibração do eletrômetro, efeito de polaridade e recombinação de íons. Um erro nessas medidas influencia significativamente em M .

Após realizar as leituras na câmara de ionização fez-se o ajuste utilizando-se os fatores de correção acima citados e encontrou-se a dose na profundidade de interesse dos simuladores de acrílico.

2.2 Determinações do desempenho do Hardware, Software e da transferência de dados

O sistema de planejamento computadorizado inclui um dispositivo de entrada e saída de dados, um software e um hardware. Estes têm como função possibilitar a entrada de informações do paciente que será tratado. Estas informações são as imagens tomográficas do paciente, o que posteriormente facilitará o reconhecimento do volume alvo, e a seleção do feixe de radiação apropriado para o tratamento. De posse destas informações pode-se produzir uma representação de distribuição de dose que será liberada no volume alvo desejado de tratamento. (IAEA, 2004).

A entrada de dados ou aquisições de imagens em TPS é realizada pela tomografia computadorizada. As imagens geradas são transferidas do TPS pela rede de imagens digitais e comunicação no formato médico DICOM. Em seguida estas imagens são convertidas ao formato de dados do sistema de planejamento (TPS) (PODGORSKA, 2005).

Pode-se obter a saída dos dados num formato de imagem. Estas imagens podem ainda conter detalhes como o tipo de contorno, a escala, podendo ainda ser impressa ou armazenada em meio digital. De acordo com o fabricante os softwares de TPS variam em sua complexidade, ou seja, na aquisição do equipamento o usuário escolhe diversos pacotes de acessórios que deseja no software. No software existem algoritmos que realizam as correções do contorno e da distribuição de dose em todas as direções, quando o TPS executa o cálculo de contorno em três dimensões do paciente. As curvas de isodose, o cálculo das doses em planos arbitrários, entre outros dados, são fornecidos pelos softwares. (SALVAJOLI et al, 1999).

O hardware possui sistema de arquivo de dados ou armazenamento para transferir as imagens de dados gerados pela tomografia computadorizada ao sistema de planejamento, e utiliza um sistema de redes interligados que conecta os equipamentos de aquisição e planejamento de imagens (YANG & LIU 2004).

Este teste teve como objetivo avaliar os softwares de sistema de planejamento computadorizado, bem como equipamentos de entrada e saída de dados, e o funcionamento do microcomputador da marca lenovo com capacidade de armazenamento de 3,5 Gb, intel Core 2 Quad, Windows xp, monitores (dois) da marca Samsung.

Procurou-se durante as etapas de desempenho verificar a incidência de erros e de mau funcionamento apresentados pelos softwares do equipamento do HUSM. Verificou-se então a transferência de dados do equipamento para os softwares de planejamento. Testou-se também o tomógrafo Toshiba. Finalizando o teste, averiguou-se a saída de dados dos sistema de planejamento pela impressora pertencente ao HUSM.

Para analisar cada etapa do teste, desenvolveu-se uma tabela, a qual foi preenchida conforme a avaliação de cada conjunto de software e hardware.

Tabela 1: Modelo de tabela para avaliação do software, do hardware e da entrada e saída de dados.

Equipamentos avaliados		Testes	Cobalto-60
Software	Inicialização do sistema	Teste 1	
	Sistema operacional	Teste 2	
	Cópia de segurança de dados	Teste 3	
Hardware	Memória	Teste 4	
	Discos	Teste 5	
Entrada de dados	Tomografia computadorizada	Teste 6	
Saída de dados	Impressão de dados	Teste 7	

Para o conjunto de testes do software conforme tabela 1, avaliou-se primeiramente no teste 1 se o sistema operacional apresentava avisos de mau funcionamento ou mensagens de erro. Reinicializou-se os computadores para procurar falhas na inicialização do sistema. Na sequência para o teste 2, analisou-se as mensagens de erro ou de perda de sinal na realização dos testes 2.3 aquisição de dados e 2.4 avaliação da dose. No teste 3, a cópia de segurança foi analisada com a utilização de pendrive (dispositivo de armazenamento de dados temporários), onde os dados gerados nos testes acima citados foram armazenados temporariamente, a fim de avaliar a perda de arquivos gerados nos testes.

Para o hardware, os testes 4 e 5, avaliou-se a memória do sistema de planejamento observando-se sua agilidade de processamento durante a realização dos cálculos de distribuição de dose e na transferência de dados da tomografia computadorizada. Mediu-se o tempo com um cronômetro com incerteza de $\pm 0,01$ segundos e estimou-se um tempo de 3 minutos no máximo (conforme fabricante) para o processamento dos testes. Para a capacidade de armazenamento de disco rígido, observou-se o tamanho do grupo de fatias adquiridos durante a realização do teste 2.1.

Na entrada de dados, analisou-se a aquisição de dados da tomografia computadorizada referente as imagens adquiridas no teste 2.3. Este teste teve como objetivo verificar se as

fatias produzidas na estação de trabalho eram as mesmas que na reconstrução do sistema de planejamento, ou seja, contou-se visualmente as mesmas em ambos para esta verificação.

Para a saída de dados observou-se as impressões dos arquivos de dados gerados pelo sistema de planejamento, ou seja, observou-se visualmente, além de falhas na impressão, a qualidade da resolução da mesma.

Os testes 1, 2 e 3 foram classificados como eficientes e não eficientes conforme aparecia mensagem de erro. Aparecendo as mensagens de erro o software foi considerado não eficiente, caso contrário, eficiente. Para o teste 4, caso o processamento de 10% do item 2.4 ultrapassasse o critério estabelecido, o sistema de planejamento será definido como não eficiente, caso contrário será definido como eficiente. Conforme estabelecido nos documentos TEC DOC 1151 (2000) e TRS 430 (2004), para o teste 5, estipulou-se que o conjunto de dados não deveria ultrapassar 5% da capacidade de armazenamento estipulada pelo fabricante. Dependendo então da capacidade de armazenamento, o sistema foi classificado como eficiente ou não eficiente. No teste 6 se o sistema de planejamento não reconstruísse adequadamente todas as imagens, estas seriam reprovadas, caso contrário, aprovadas. E por fim no teste 7, observando-se as impressões, estas seriam indicadas como aprovadas ou reprovadas, conforme falhas apresentadas.

2.3 Testes de aquisição de dados gerados pela tomografia computadorizada (TC) e contornos

A aquisição de imagens de TC se dá a partir da emissão de um feixe de raio X, que posteriormente passa pela área de interesse do corpo do paciente onde sofre atenuação. Posteriormente o feixe atinge um conjunto de detectores. A imagem é produzida com diferentes tons de cinza e brilhos (YANG & LIU 2004). No detector a leitura do sinal é registrada conforme a intensidade do feixe incidente. Logo este sinal é uma medida de atenuação durante o percurso do feixe pela área de interesse no paciente (KALENDAR, 2005), assim temos:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (7)$$

em que I_0 é a intensidade da radiação, x é a espessura do objetivo em cm e μ é o coeficiente de atenuação. A intensidade I depende da densidade, do número atômico Z , e da energia do feixe (KAK & SLANEY 1999).

Verificou-se neste teste a exatidão na transferência e na reprodução de dados anatômicos gerados pela tomografia computadorizada e a definição dos contornos para o sistema de planejamento. Utilizou-se para esse teste um simulador de crânio e um simulador de abdômen. Ambos simuladores são utilizados para realizar controle de qualidade nos tomógrafos. Estes simuladores foram posicionados conforme demonstrado na figura 4. As imagens das aquisições estão ilustradas nas figuras 5 e 6.



Figura 4: Simulador de crânio posicionado no equipamento de tomografia.

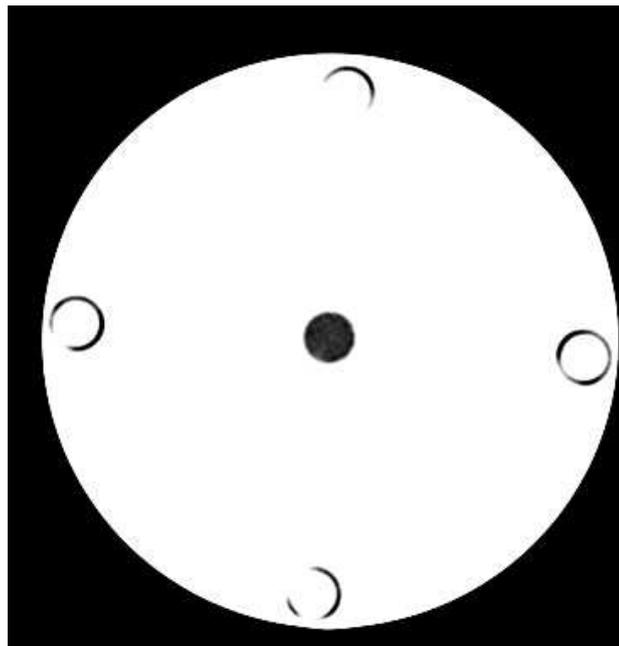


Figura 5: Imagem da tomografia do simulador de crânio.

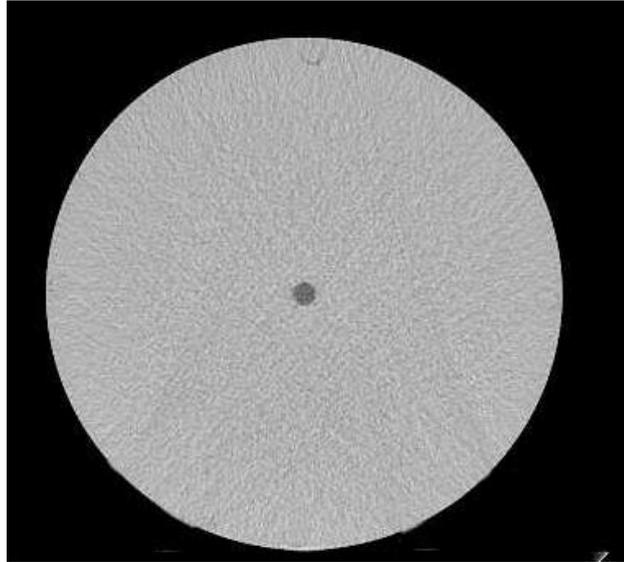


Figura 6: Imagem da tomografia do simulador de abdômen.

As especificações da densidade, altura e diâmetro dos simuladores estão discriminadas na tabela 2.

Tabela 2: Especificações dos simuladores de acrílico.

Simulador	Forma	Diâmetro (cm)	Altura (cm)	Densidade (g/cm ³)
Crânio	Cilindro	16	15	1,19
Abdômen	Cilindro	32	15	1,19

O diâmetro e a largura foram medidos com o auxílio de uma trena e a densidade foi retirada do documento TRS 398 (TRS 398, 2004). Utilizou-se a seguinte equação para obter-se o número de TC (N) dos objetos simuladores,

$$N = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} K \quad (8)$$

observa-se nesta equação que μ_w é o coeficiente de atenuação da água e K é uma constante ou um fator de contraste. O conjunto de imagens tomográficas gera uma matriz de dados, onde cada elemento de matriz corresponde a um voxel da imagem representada por esta matriz. Os

elementos de matriz recebem o nome de valor numérico de CT na tomografia. Cada pixel se relaciona diretamente com o coeficiente médio de atenuação μ_t do voxel que ele representa.

Baseados em uma referência relativa, os números de TC são estabelecidos. No caso da água o número de TC é convencionalmente zero. O valor de TC varia de acordo com a densidade do tecido. Para valores de tecidos mais densos que a água, os valores dos números de TC são positivos, já para tecidos menos densos que a água os valores dos números de TC são negativos. A composição química, a densidade do material, e a energia do fóton incidente, determinam o número de TC (KALENDAR,2005).

De acordo com a escala de Hounsfield (YANG, 2004), a constante K vale 1000 para o tomógrafo. Desta forma encontrou-se para os objetos simuladores um número de TC de:

$$N_c = 121,3 \text{ HU (Unidades de Hounsfield)}$$

$$N_a = 121,3 \text{ HU (Unidades de Hounsfield)}$$

Considerou-se como N_c o número de TC para o simulador de crânio e N_a o número de TC para o simulador de abdômen.

No tomógrafo foi colocado sobre a mesa uma tábua, a fim de simular corretamente a posição dos simuladores na mesa de tratamento para diminuir as possibilidades de erros no posicionamento, segundo o mesmo procedimento realizado com o paciente a ser tratado. Alinhou-se ambos os simuladores com os lasers do tomógrafo. Para o simulador de crânio e de abdômen fez-se uma TC e utilizou-se uma tensão de 120 kV e corrente de 120 mAs e 120 kV e corrente de 300 mAs, respectivamente, produzindo 50 fatias com cortes de 3 mm bem como se fosse realizar imagens para um caso real de radioterapia. As imagens foram transferidas pelo sistema de PACS do HUSM, e reconstruída no sistema de planejamento.

Realizou-se o procedimento de contorno dos simuladores para estabelecer erros manuais e mecânicos que poderiam influenciar na transferência e nas medidas de contorno. Pode-se comparar os diâmetros reais com os diâmetros reproduzidos nas reconstruções no sistema de planejamento dos simuladores de crânio e de abdômen. Mediu-se cada fatia que foi contornada. Escolheram-se três fatias dos simuladores e realizou-se quatro medidas nas mesmas. Conforme preconiza o TRS 430, (TRS 430, 2004), a variação deve ser inferior a 0,2 cm entre os diâmetros das imagens reconstruídas e os valores reais dos simuladores.

2.4 Teste de avaliação de dose

A relação da dose percentual em uma determinada profundidade em relação a profundidade de dose máxima, (profundidade de equilíbrio eletrônico), dentro do meio espalhador é conhecida como PDP e é representada pela equação:

$$PDP = \frac{Dd}{Dm} \times 100 \quad (9)$$

Tem-se que Dd é a dose na profundidade d no eixo central do feixe, já Dm será a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico (SCAFF,1997), conforme figura 7.

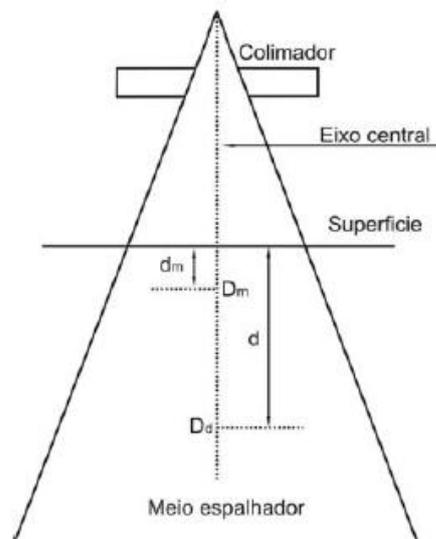


Figura 7: Esquema de Percentual de dose profunda (PDP), (SCAFF, 1997)

Neste teste, comparou-se as curvas de PDP e perfil de campo obtidos da dosimetria realizada no equipamento de cobalto-60 com as curvas de dose para feixe de fótons construídas pelo sistema de planejamento. O objetivo deste teste foi avaliar a dose liberada no PTV, após o cálculo realizado pelo sistema de planejamento. Dividiu-se o mesmo em duas etapas. Na primeira realizou-se a aquisição das curvas de PDP e perfil de campo pelo sistema de planejamento, e na segunda realizou-se a dosimetria no equipamento de tratamento. A tabela 3 apresenta os parâmetros para a realização deste teste, ou seja, os critérios de aceitação, sendo esses os erros relativos máximos aceitáveis em cada avaliação, conforme preconiza o TEC DOC 1151 (2000).

Tabela 3: Dados para a realização do teste.

Parâmetros		Critérios de aceitação
Campos regulares (quadrados)	No eixo central das curvas de PDP (exceto em região de build-up)	2%
	1.Região de platô de dose	3%
	2. Regiões laterais do campo (elevado gradiente de dose, > 30%/cm)	4mm
	3. Região de penumbra, baixo gradiente e baixa dose (<7% da dose de normalização)	3%

2.4.1 Aquisição das curvas de PDP e perfil de campo gerados nos sistemas de planejamento computadorizado para o equipamento de Co-60 do HUSM.

Dentro do campo de radiação define-se as medidas com o mesmo valor de dose, a partir da dose que é depositada no eixo central a uma dada profundidade, como sendo as curvas de isodose, conforme figura 8.

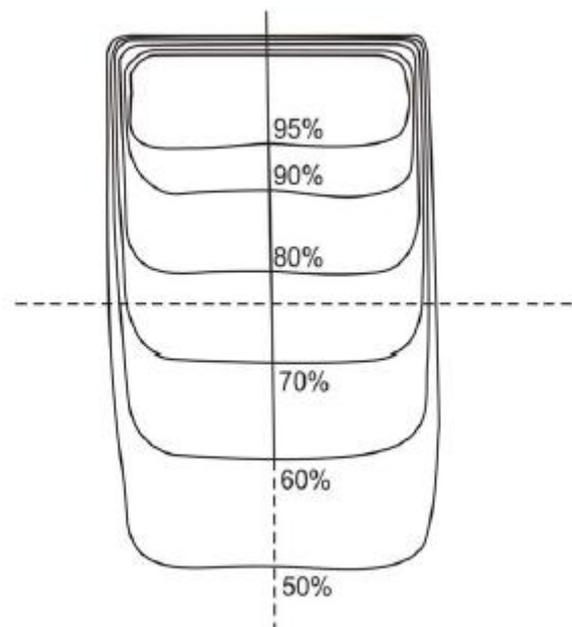


Figura 8: Ilustração das curvas de isodose obtida na água para feixe de energia de 6 MEV, em um campo 10x10 cm² (SCAFF,1997).

A partir de planos perpendiculares do campo de entrada do feixe pode-se obter as medidas de isodose. Essas medidas fornecem dados do comportamento do feixe que são

conhecidos como perfil de campo (JOHNS, & CUNNINGHAN, 1983). O perfil de campo em profundidade é obtido com os valores de percentual de dose profunda obtidos em diferentes pontos em um plano. Figura 9.

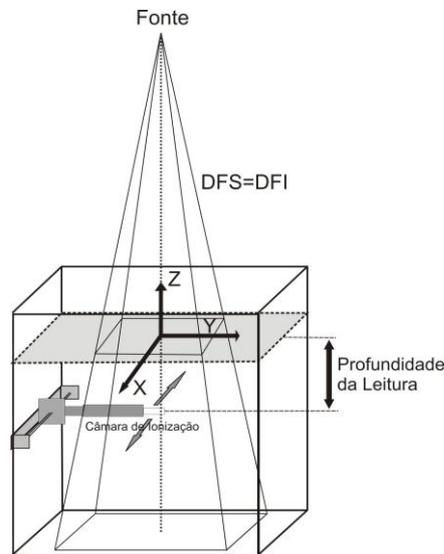


Figura 9: Procedimentos para perfis de campo. (SIMÃO, et al, 2009)

Existem três regiões de interesse no estudo da dose em profundidade. A primeira, a região de platô de dose (ou região de máxima dose), deve estar contida dentro dos limites do campo no qual a dose é máxima. A segunda é formada pelas regiões laterais do campo de radiação ou de alto gradiente de dose ao longo do eixo central. A medida da inclinação das distribuições de dose é definida pela equação:

$$GRAD = \frac{Da - Db}{da - db} \quad (10)$$

sendo Da , a dose obtida em um ponto de interesse na intersecção de da . Db é a dose obtida em um ponto de interesse na intersecção do ponto db (RODRIGUES, 2002).

A região de penumbra, a terceira, encontra-se após a alta queda da PDP, fora do campo de radiação, sendo esta definida pela radiação espalhada (SCAFF, 1997). A figura 10 representa as regiões descritas na tabela 3.

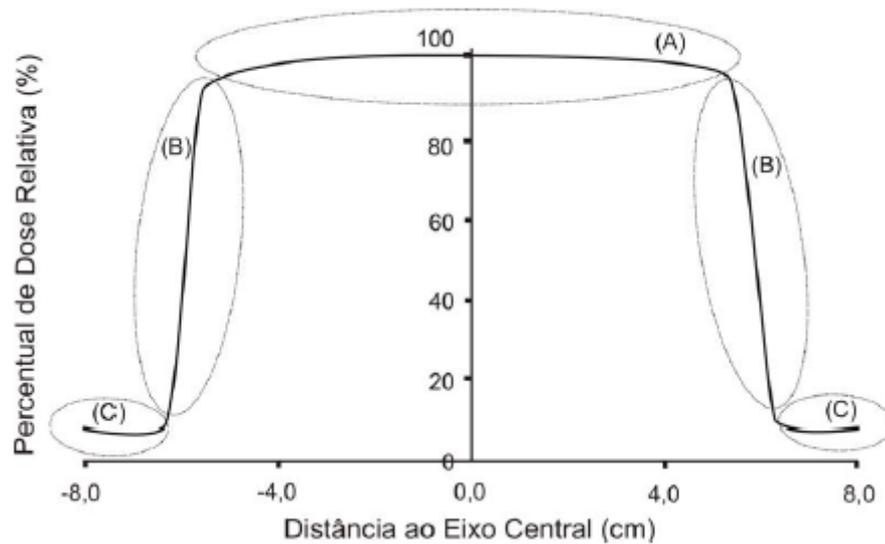


Figura 10: Ilustração do perfil de campo, com campo de radiação de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 10 cm de profundidade em relação à superfície do objeto simulador, em que A é a região de Platô de dose, B são as laterais do campo e C a região de penumbra (adaptação de SCAFF, 1997).

Elaborou-se nos softwares do sistema de planejamento do cobalto-60 um simulador virtual com as medidas, $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Estas dimensões não são as mesmas dos simuladores de acrílico preenchidos com água destilada, com volume $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$, pertencente ao HUSM. Devido ao fato de que avaliou-se apenas os campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, e $15 \times 15 \text{ cm}^2$, as dimensões do simulador não interferiram nas medidas.

Para realizar a dosimetria em radioterapia, o serviço dispõe de um simulador de acrílico com dimensões $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$, sendo o mesmo preenchido com água durante a dosimetria. Com este propósito foi criado o simulador virtual, a fim de representar o volume, densidade e a forma do simulador de acrílico. Para simular as imagens produzidas pela tomografia computadorizada o simulador virtual foi seccionado em 40 cortes transversais.

Usou-se o simulador virtual para adquirir as curvas de dose relativa e dos perfis de campo em diferentes condições, conforme mostra a figura 11. A fim de estabelecer uma influência do meio espalhador (água) nas curvas de dose relativa e perfis de campo aplicou-se os feixes de radiação sobre a superfície superior atravessando a região central.

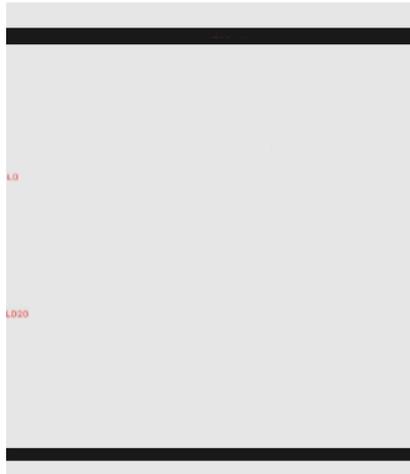


Figura 11: Simulador virtual 30x30x30 cm³.

No sistema de planejamento para o equipamento do cobalto-60 gerou-se as curvas de PDP e perfis de campo para os campos 5x5 cm², 10x10 cm² e 15x15 cm² e estes foram introduzidos no objeto simulador virtual para a análise das mesmas. Gerou-se no sistema de planejamento uma figura com as respectivas curvas de isodose e os gráficos de perfil de campo que reproduziram a atenuação da radiação no meio espalhador para cada campo acima citado. Escolheu-se para as medidas de perfil de campo a profundidade de $D_{m\acute{a}x}$ igual a 5 cm obtidas no plano x, o qual corresponde ao plano perpendicular à direção do feixe.

Cada figura gerada pelo sistema de planejamento do simulador virtual para cada campo escolhido foi impressa em folha A3. Para analisar o percentual de dose profunda, traçou-se uma reta na vertical e para o perfil de campo traçou-se uma reta na horizontal e mediu-se as distâncias com o auxílio de uma régua com precisão de $\pm 0,5\text{mm}$. Estas medidas foram comparadas com os dados obtidos na dosimetria do cobalto-60. Os gráficos gerados pelo sistema de planejamento para perfil de campo foram impressos e verificou-se se na curva de 50% o tamanho de campo dos gráficos coincidia com o tamanho de campo escolhido para criar os perfis de campo. Analisou-se também as regiões de penumbra, platô de dose e as laterais do campo, para os três campos acima citados com o auxílio da régua de precisão de $\pm 0,5\text{mm}$.

Criou-se uma tabela e um gráfico para cada teste de dose relativa conforme as informações das figuras adquiridas no sistema de planejamento das curvas de PDP. Estes foram comparados com os gerados durante a dosimetria, averiguando assim a diferença das mesmas para as diferentes aplicações dos campos de radiação. Gerou-se a tabela para cada campo conforme os dados, indicado o erro e o percentual aceitável.

Os resultados referente aos testes de avaliação de dose dos sistemas de planejamento foram gerados através de arquivos de dados, separados conforme as características de cada teste e gerados com as resoluções normalmente empregadas nos serviços de radioterapia.

2.4.2 Aquisição das curvas de percentual de dose profunda e perfil de campo gerados no equipamento de cobalto-60 durante a dosimetria.

Outro procedimento foi a avaliação da dose do controle de qualidade. Realizou-se para este procedimento a aquisição de dados através dos procedimentos dosimétricos para o Co-60. Adquiriu-se os dados dosimétricos seguindo o protocolo de dosimetria para feixe de fótons, o TRS 398 (IAEA, 2000).

Para a realização da aquisição de dados, utilizou-se um simulador de acrílico preenchido com água e posicionado a uma distância foco superfície de 80 cm para o Co-60. Com a finalidade de elaborar uma tabela para esses resultados, fez-se três leituras em cada ponto de interesse e depois a média deles. Utilizou-se a câmara de ionização da marca PTW modelo TN31013 com volume da parede da câmara de 3mm³, intervalo de voltagem +300 a - 300 e o fator de calibração na água sendo de 9,418 cGy/nc.

A câmara de ionização foi conectada ao eletrômetro da marca PTW e modelo Unidos E280 e posicionada no interior do objeto simulador preenchido de água, no eixo central do feixe para o Co-60. Esta ficou por um tempo de 30 minutos no ambiente para estabilizar o sistema.

Os valores de temperatura pressão e umidade das salas, em que se encontra o Co-60 não foram considerados devido ao fato de que as análises feitas foram relativas.

Geraram-se os pontos de PDP com a equação (10) abaixo, e tomou-se a média de três leituras para cada ponto usado nas medidas de dose profunda.

$$PDP = \frac{Dd}{Dm} \times 100 \quad (11)$$

O próximo passo foi adquirir as medidas para perfil de campo. A mesma câmara de ionização foi posicionada no eixo central do Co-60 no plano X do perfil de campo, e deslocou-se a mesma no sentido positivo e negativo a partir do eixo central, determinando-se uma média de um conjunto de três leituras para cada ponto. O objetivo foi adquirir uma tabela com os dados destes pontos.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

No presente capítulo serão apresentados os resultados da metodologia descrita no capítulo anterior quando aplicada ao sistema de planejamento do equipamento do Co-60. Tal metodologia, e os resultados derivados de sua aplicação, seguem as recomendações contidas nos documentos TEC DOC 1151, TRS 430 e TRS 398.

3.1 Teste para dose absorvida em simuladores de acrílico PMMA

Os simuladores de acrílicos de crânio e de abdômen, utilizados para controle de qualidade em tomografia computadorizada, foram a principal ferramenta deste teste para averiguar a garantia da qualidade no equipamento de Co-60. Esses simuladores possuem cinco orifícios sendo quatro nas extremidades e um no centro. Escolheu-se o orifício central para verificar a dose de tratamento. Os orifícios das extremidades foram tapados com material de acrílico do próprio simulador, já o orifício central foi preenchido com gel, pois nele inseriu-se a câmara de ionização para a verificação da dose de tratamento. Em ambos os simuladores fez-se uma tomografia computadorizada para fins de planejamento. As imagens foram transferidas pelo PACS para o sistema de planejamento. O planejamento foi realizado conforme descrito no capítulo 2 (dois) deste trabalho, sendo visualizado de acordo com as figuras 12 e 13 respectivamente para crânio e abdômen. Ambos os simuladores foram colocados na mesa do equipamento de Co-60 e ajustados conforme as referências citadas na metodologia deste trabalho e então realizou-se a exposição dos mesmos para analisar a dose no ponto de tratamento.

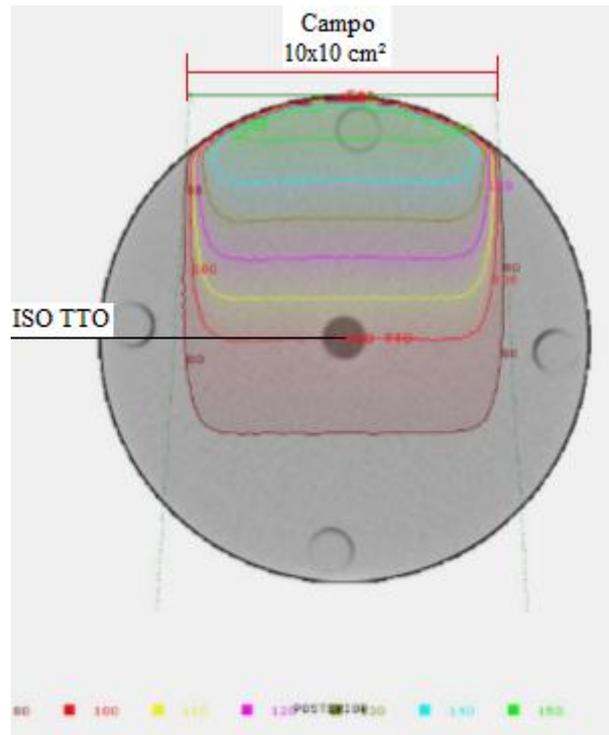


Figura 12: Simulador de crânio com as respectivas curvas de isodose e com o ISO TTO para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

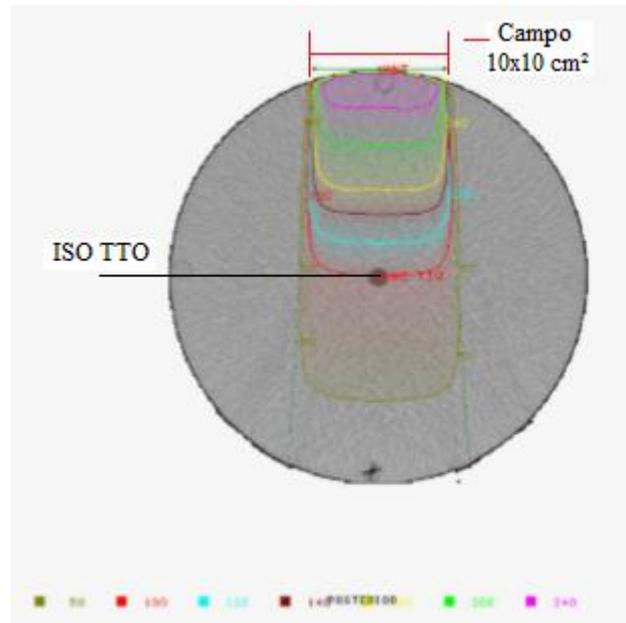


Figura 13: Simulador de abdômen com as respectivas curvas de isodose e com o ISSO TTO para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Para o simulador de crânio obteve-se as seguintes médias das leituras conforme tabela 4.

Tabela 4: Médias dos valores da leitura da câmara de ionização para as respectivas voltagens de - 300, + 300 e -100.

Voltagem	Média das Leituras
- 300	20,8
+ 300	20,65
- 100	20,7

Considerou-se a temperatura e a pressão da sala bem como a temperatura e pressão de calibração da câmara como seguem conforme tabela 5.

Tabela 5: Temperatura e pressão no momento da calibração da câmara e durante a realização das leituras na sala, respectivamente.

Temperatura referente a calibração da câmara de ionização (T_0)	20°C
Pressão referente a calibração da câmara de ionização (P_0)	1013,25 hPa
Temperatura da sala durante o teste (T)	23°C
Pressão da sala durante o teste (P)	1007 hPa

O fator de correção para temperatura e pressão foi calculado utilizando-se a equação (2) do capítulo 2, item 2.1 .Como resultado para o fator de correção de temperatura e pressão tem-se $K_{TP} = 1,065$

O fator de calibração câmara K_{elc} é de 1.

O fator de correção para o efeito da polaridade foi calculado utilizando a equação (3) do capítulo 2, item 2.1, sendo que M_+ a polaridade escolhida no momento da calibração, no caso $M_+ = -300$. Logo $K_{pol} = 0,996$

Para o fator de correção K_s utilizou-se a equação (4) do capítulo 2, item 2.1. Substituiu-se os valores das leituras encontrados para cada voltagem e polaridade e encontrou-se $K_s = 1,0006$

Sabe-se que $N_{D,N} = 9,418$ cGy/nC e com a multiplicação dos fatores de correção acima citados encontrou-se M . Determinou-se a dose no ponto de tratamento com a seguinte equação

$$D = MN_{D,N} \quad (12)$$

O objetivo era que no ponto de tratamento, escolhido no momento do planejamento, se atingisse uma dose de 200 cGy. Tolera-se para este tipo de teste um erro de 2% conforme o TRS 398. Deste modo, para o simulador de crânio, a dose encontrada foi de $D = 198,53$ cGy com um erro de 1,47 %. Este teste se mostrou eficaz podendo ser utilizado na verificação da garantia de qualidade dos software de planejamento.

Para o simulador de abdômen obteve-se as seguintes médias das leituras (tabela 6).

Tabela 6: Médias dos valores da leitura da câmara de ionização para as respectivas voltagens de - 300, + 300 e -100.

Voltagem	Média das Leituras
- 300	20,95
+ 300	20,8
- 100	20,9

Considerou-se a temperatura e a pressão da sala bem como a temperatura e pressão de calibração da câmara (tabela 7).

Tabela 7: Temperatura e pressão no momento da calibração da câmara e durante a realização das leituras na sala, respectivamente.

Temperatura referente a calibração da câmara de ionização (T_0)	20°C
Pressão referente a calibração da câmara de ionização (P_0)	1013,25 hPa
Temperatura da sala durante o teste (T)	23°C
Pressão da sala durante o teste (P)	1007 hPa

Seguindo-se os mesmo passos de cálculo descritos acima para o caso do crânio, e utilizando-se as tabelas 6 e 7, chegou-se aos seguintes valores para os fatores de correção: $K_{TP} = 1,065$, K_{elc} é de 1, $K_{pol} = 0,994$, $K_s = 1,0003$.

Para o simulador de abdômen a dose encontrada foi de $D = 199,9$ cGy com um erro de 0,1 %. Este teste se mostrou mais eficiente que para o simulador de crânio, pois o simulador era maior e o campo selecionado ficou de acordo com os limites que preconiza o TRS 398, logo pode ser utilizado verificação da garantia de qualidade dos software de planejamento.

Os erros encontrados se justificam pelo posicionamento da câmara de ionização durante a aquisição de ambos os simuladores.

3.2 Determinações do desempenho do Hardware, Software e da transferência de dados

No capítulo 2 deste trabalho, foi proposta uma tabela para analisar o desempenho do hardware, software e dados de entrada e saída, a fim de averiguar a integridade dos sistema de planejamento do equipamento de Co-60. Segue a tabela 8 com os resultados conforme descrito na metodologia.

Tabela 8: Tabela para análise dos testes de software, hardware e entrada e saída de dados

Equipamentos avaliados		Testes	Cobalto-60
Software	Inicialização do sistema	Teste 1	Eficiente
	Sistema operacional	Teste 2	Eficiente
	Cópia de segurança de dados	Teste 3	Eficiente
Hardware	Memória	Teste 4	Eficiente
	Discos	Teste 5	Eficiente
Entrada de dados	Tomografia computadorizada	Teste 6	Aprovado
Saída de dados	Impressão de dados	Teste 7	Aprovado

Avaliou-se o software primeiramente reinicializando o computador em que se encontra o sistema de planejamento do Co-60. Não apareceu nenhuma mensagem de mau funcionamento do mesmo ou aviso de erro, logo o teste 1 foi classificado como Eficiente. Continuando para realizar o teste 2 verificou-se durante o processamento para simular os contornos nos objetos simuladores selecionados no item 2.3 e no item 2.4 procurando por perda de sinal ou mensagens de erro, o qual não foi encontrado, logo classificado como Eficiente. No teste 3 armazenou-se, com o uso de um pendrive, os dados gerados no sistema de planejamento para os itens 2.3 e 2.4, o qual não teve perdas de informação, e pode ser classificado como Eficiente.

Para o hardware no teste 4 e 5, com o auxílio de um cronômetro, obtivemos um tempo de 1 minuto e 46 segundos durante a realização do cálculo de distribuição de dose do item 2.4, e observou-se o grupo de fatias adquiridos no item 2.3, sendo estes satisfatórios.

Para a entrada de dados, o teste 6, avaliou-se as imagens da TC adquiridas no procedimento do item 2.1. Contou-se visualmente as fatias produzidas na estação de trabalho e depois na reconstrução do sistema de planejamento não verificando perda de imagens, sendo classificado como Aprovado.

Para a saída de dados, foram impressos os planejamentos do item 2.1, onde não detectou-se nenhuma falha na impressão e obtendo-se uma resolução satisfatória, sendo assim classificado como aprovado. Todos resultados estão dispostos na tabela 8 acima.

3.3 Testes de aquisição de dados gerados pela tomografia computadorizada (TC) e contornos

Para o simulador de crânio e de abdômen fez-se uma TC e utilizou-se uma tensão de 120 kV e corrente de 120 mAs e 120 kV e corrente de 300mAs, respectivamente. Produziu-se 50 fatias com cortes de 3 mm, como num caso real de radioterapia. As imagens foram transferidas pelo sistema de PACS do HUSM, e reconstruídas no sistema de planejamento.

Realizou-se o procedimento de contorno dos simuladores no sistema de planejamento e posteriormente mediu-se cada fatia que foi contornada e escolheu-se três fatias dos simuladores. Realizou-se quatro medidas dos diâmetros reproduzidos nas reconstruções, obtendo-se de 16 cm para o simulador de crânio e 32 cm para o simulador de abdômen, conforme figura 14 e 15 respectivamente. Mediu-se os diâmetros reais dos simuladores de crânio e abdômen, obtendo-se os valores de 16 e 32 cm, respectivamente. Desse modo, não foram observadas variações entre as medidas reais e as reproduzidas nas reconstruções. Isto está em conformidade com o que preconiza o TRS 430, que estabelece que as variações obtidas entre as medidas das imagens reconstruídas e os valores reais dos simuladores devem ser inferiores a 0,2 cm. Logo, o teste é satisfatório.

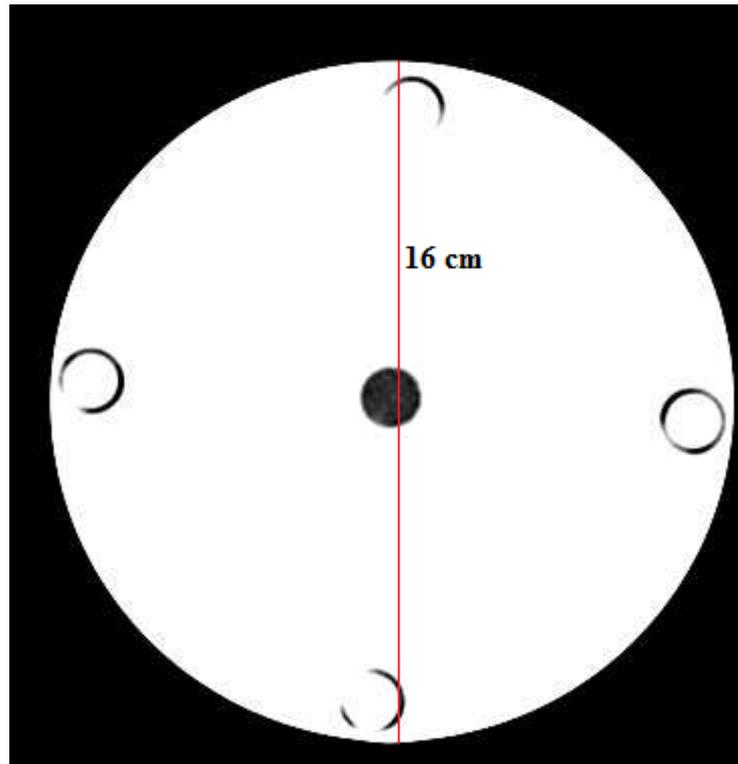


Figura 14: Imagem da TC de crânio com o diâmetro de 16 cm

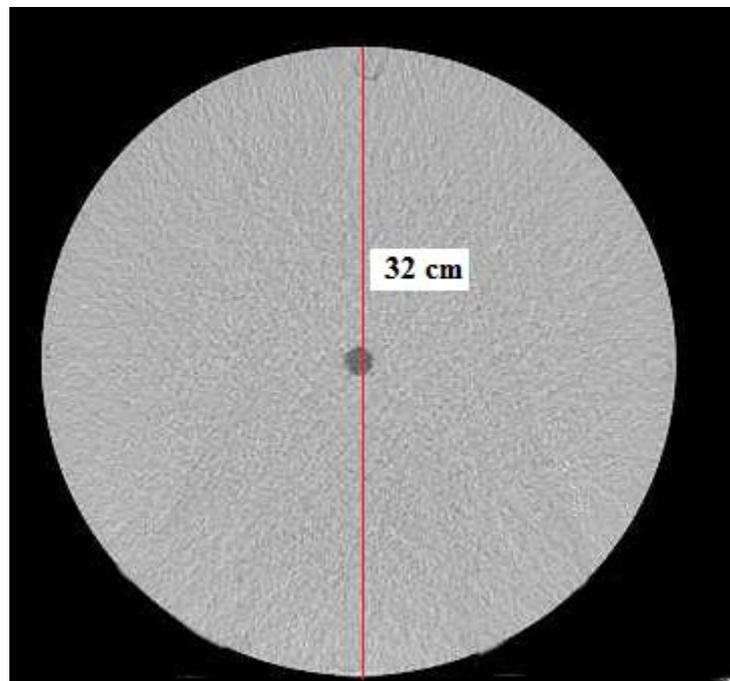


Figura 15: Imagem da TC de abdômen com o diâmetro de 32 cm

Mediu-se também a profundidade dos simuladores, obtendo-se o valor de 15 cm para ambos. Esta largura também foi aferida no sistema de planejamento em uma imagem planar,

sendo esta visualizada no sistema de planejamento e impressa para a aferição. Não foi observada variação entre os valores visualizados e impressos.

A última etapa deste teste foi a averiguação dos números de TC obtidos dos simuladores. Selecionou-se cinco pontos em ambos os simuladores. O valor de densidade encontrado para os cinco pontos selecionados nos simuladores foi de 121,6 HU, para ambos os simuladores. A diferença da densidade real em relação a medida foi de 0,3 HU.

Neste trabalho não foi considerado o volume, mas poder-se-ia fazer um estudo que envolvesse o volume tomando como parâmetro o erro máximo permitido em um planejamento em radioterapia, que é de 5%. O posicionamento do paciente, incertezas nas descrições médicas, na aquisição de imagens e nos cálculos de distribuição de dose levam a erros da dose efetiva aplicada ao tratamento em radioterapia para feixes externos (MALICKI, 1999).

3.4 Teste de avaliação de dose

3.4.1 Aquisição das curvas de PDP e perfil de campo Gerados nos sistemas de planejamento computadorizado para o equipamento Co-60 do HUSM

Selecionou-se os campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e as profundidades 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm e 30 cm, e estes foram introduzidos no objeto simulador virtual. Calculou-se com estes dados as curvas de isodose. Os resultados foram gerados através de imagens, conforme a figura 16.

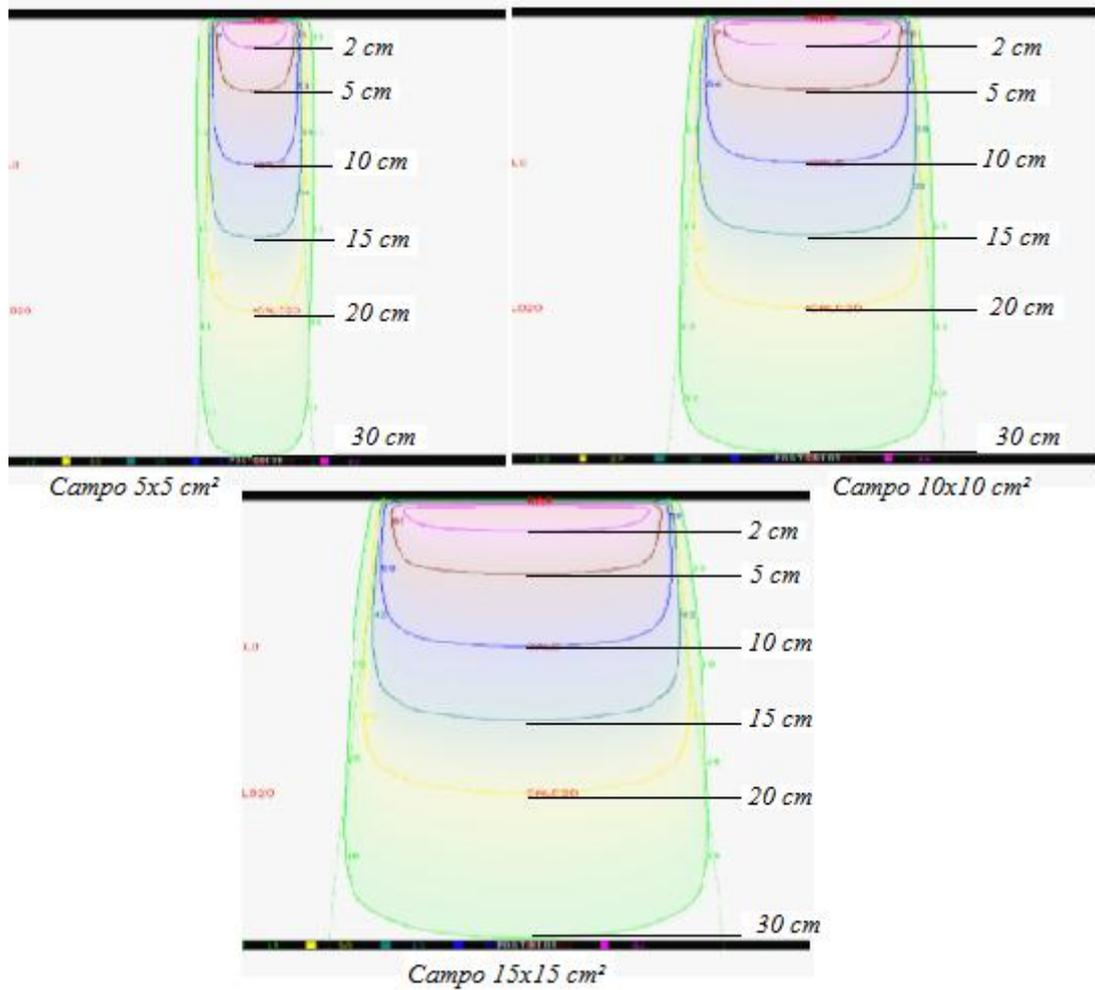


Figura 16: Curvas de isodose no simulador virtual 30x30x30 cm³ para os campos de 5x5 cm², 10x10 cm² e 15x15 cm² respectivamente.

Conforme descrito na metodologia estas imagens de curvas de isodose foram impressas em folha A3 e aferidas com o auxílio de uma régua com precisão de $\pm 0,5$ mm. A figura 17 mostra a reta traçada para o percentual de dose profunda (PDP).

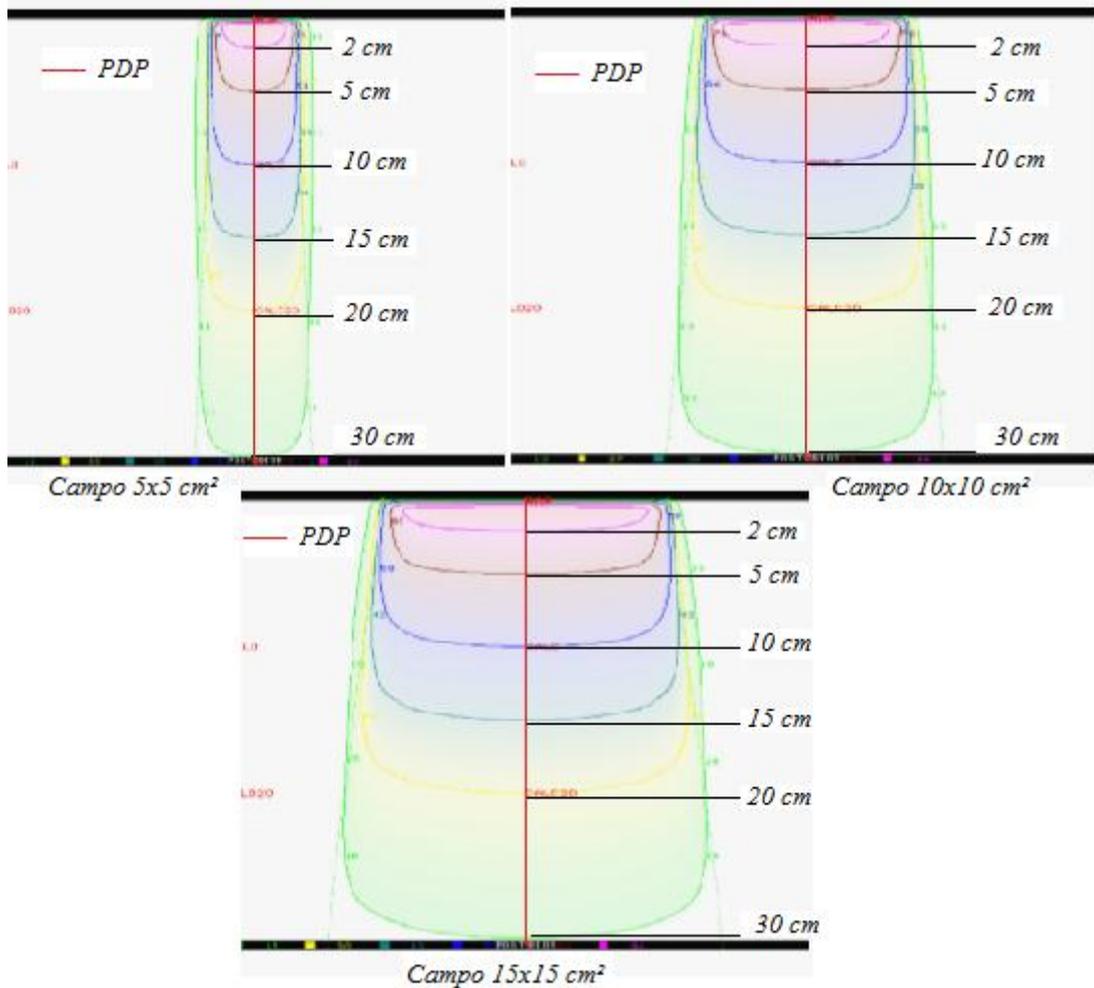
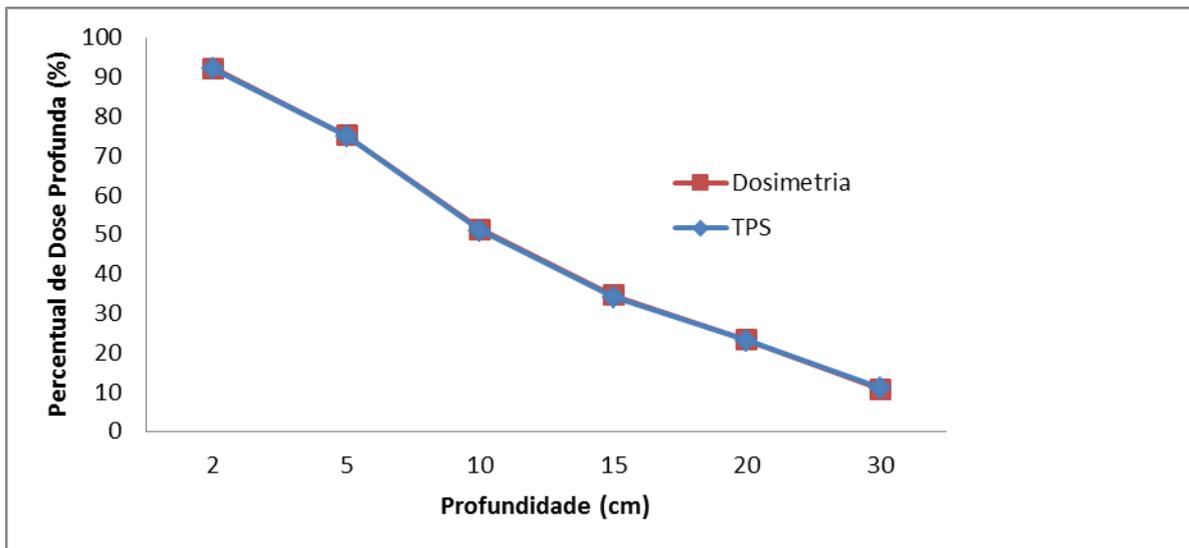


Figura 17: Curvas de isodose no simulador virtual $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ para os campos de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$ respectivamente, com o traço da linha de PDP.

Na tabela 9 abaixo encontram-se os dados dos percentuais de dose profunda relativos às medidas para o campo $5 \times 5 \text{ cm}^2$ conforme a figura 17 e os dados retirados da tabela de dosimetria referentes apenas às profundidades de 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, e 30 cm. A figura 18 representa ambas as curvas sobrepostas em forma de gráfico para confirmar que o sistema de planejamento (TPS) está de acordo com a dosimetria.

Tabela 9: Percentual de Dose Profunda para o campo 5x5 cm².

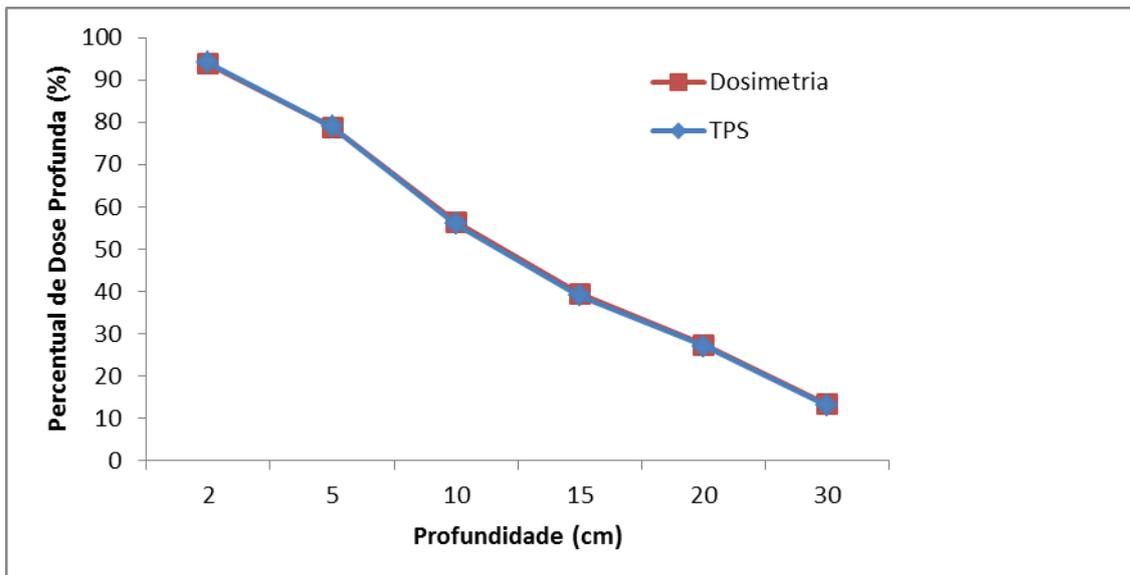
Medidas	TPS	Dosimetria	Erro (%)	Critério de Aceitação (2%)
0	-	-	-	-
2	92	92,1	0,1	CONFORME
5	75	75,2	0,2	CONFORME
10	51	51,2	0,2	CONFORME
15	34	34,5	0,5	CONFORME
20	23	23,2	0,2	CONFORME
30	11	10,7	0,3	CONFORME

Figura 18: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 5x5 cm².

Na tabela 10 encontram-se os dados dos percentuais de dose profunda relativos às medidas para o campo 10x10 cm² conforme a figura 17 e os dados da tabela de dosimetria referentes apenas as profundidade de 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, e 30 cm. A figura 19 representa ambas às curvas sobrepostas em forma de gráfico para confirmar que o sistema de planejamento (TPS) está de acordo com a dosimetria.

Tabela 10: Percentual de Dose Profunda para o campo 10x10 cm².

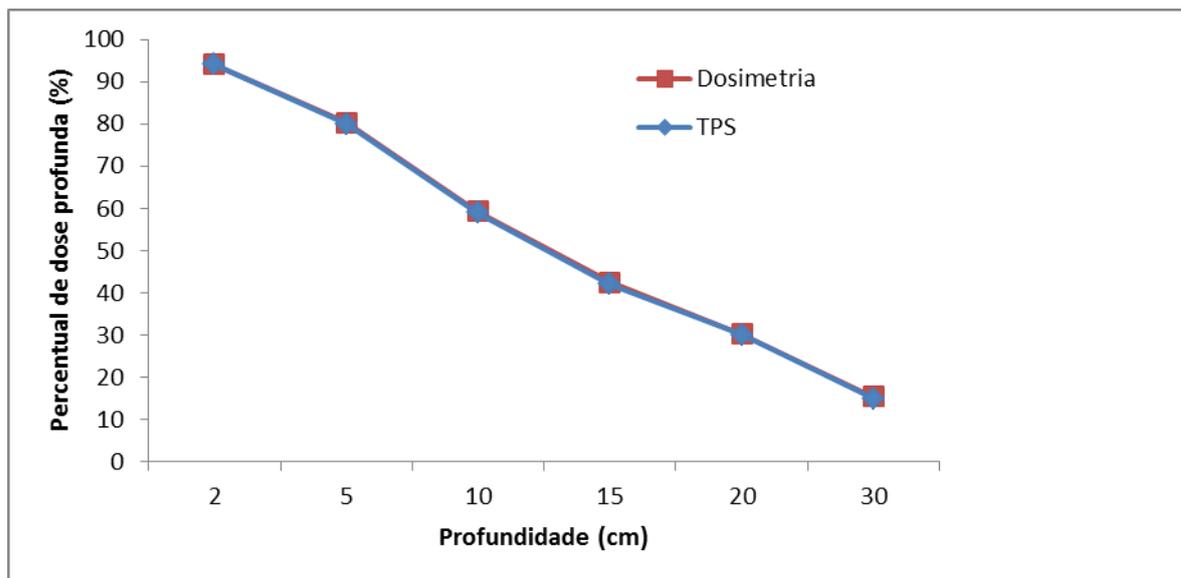
Medidas	TPS	Dosimetria	Erro (%)	Critério de Aceitação (2%)
0	-	-	-	-
2	94	93,7	0,3	CONFORME
5	79	78,8	0,2	CONFORME
10	56	56,4	0,4	CONFORME
15	39	39,4	0,4	CONFORME
20	27	27,4	0,4	CONFORME
30	13	13,3	0,3	CONFORME

Figura 19: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 10x10 cm².

Na tabela 11 encontram-se os dados dos percentuais de dose profunda relativos às medidas para o campo 15x15 cm² e as respectivas profundidades, conforme a figura 17. Estes dados foram comparados com a tabela de dosimetria. A figura 20 representa ambas as curvas sobrepostas em forma de gráfico para confirmar que o sistema de planejamento (TPS) está de acordo com a dosimetria.

Tabela 11: Percentual de Dose Profunda para o campo 15x15 cm².

Medidas	TPS	Dosimetria	Erro (%)	Critério de Aceitação (2%)
0	-	-	-	-
2	94	94,1	0,1	CONFORME
5	80	80,3	0,3	CONFORME
10	59	59,2	0,2	CONFORME
15	42	42,5	0,5	CONFORME
20	30	30,2	0,2	CONFORME
30	15	15,4	0,4	CONFORME

Figura 20: Curvas de Percentual de dose Profunda para o sistema de planejamento e para a dosimetria do equipamento de Co-60, campo 15x15cm².

Para a etapa do perfil de campo, o sistema de planejamento gerou os gráficos automaticamente para os campos 5x5 cm², 10x10 cm² e 15x15 cm², conforme pode ser observado na figura 21. Nesta figura, é possível verificar que no percentual de dose relativa a 50%, ao traçar uma reta foi possível verificar o tamanho de campo e compara-lo com o escolhido. Para o campo 5x5 cm² aferiu-se uma distância de 4,7 cm e um erro de 0,3 cm. Para o campo 10x10 cm² aferiu-se uma distância de 8,9 cm e um erro de 1,1cm. Para o campo 15x15 cm² aferiu-se uma distância de 13,4 cm e um erro de 1,6 cm. Observa-se que com o aumento do tamanho de campo, aumentou o erro das medidas. Pode-se estabelecer que a

diferença encontrada não influencia no tamanho de campo e pode ter sido originada devido a erros manuais no manuseio da régua com precisão de $\pm 0,05$ cm.

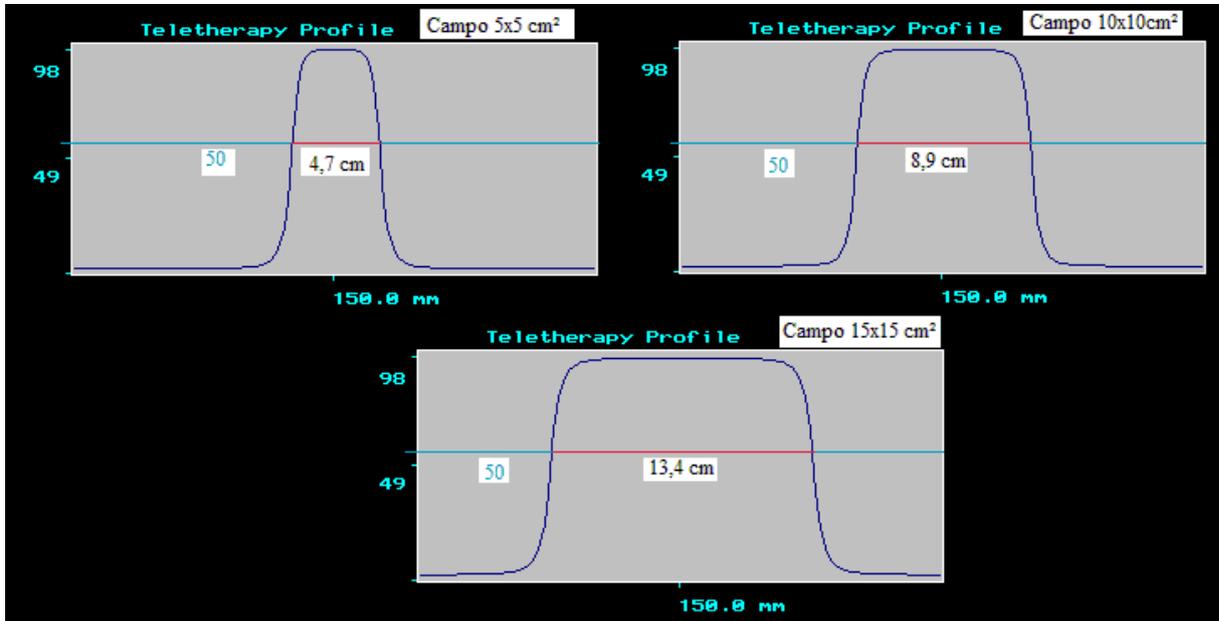


Figura 21: Gráficos gerados pelo sistema de planejamento, com as respectivas medidas para tamanho de campo.

Não foi possível adquirir mais dados para comparar com a tabela gerada na dosimetria de perfil de campo, pois o sistema de planejamento não gera uma tabela com esses dados devido a limitação do software. Desta forma a figura 22, que demonstra o traçado do perfil de campo, quando comparado os pontos gerados na dosimetria, revelou erros relativamente grandes que foram desconsiderados ao analisar as regiões de platô, laterais de campo e de penumbra. Esse teste não vai ser aplicado para verificar o software que está em desenvolvimento.

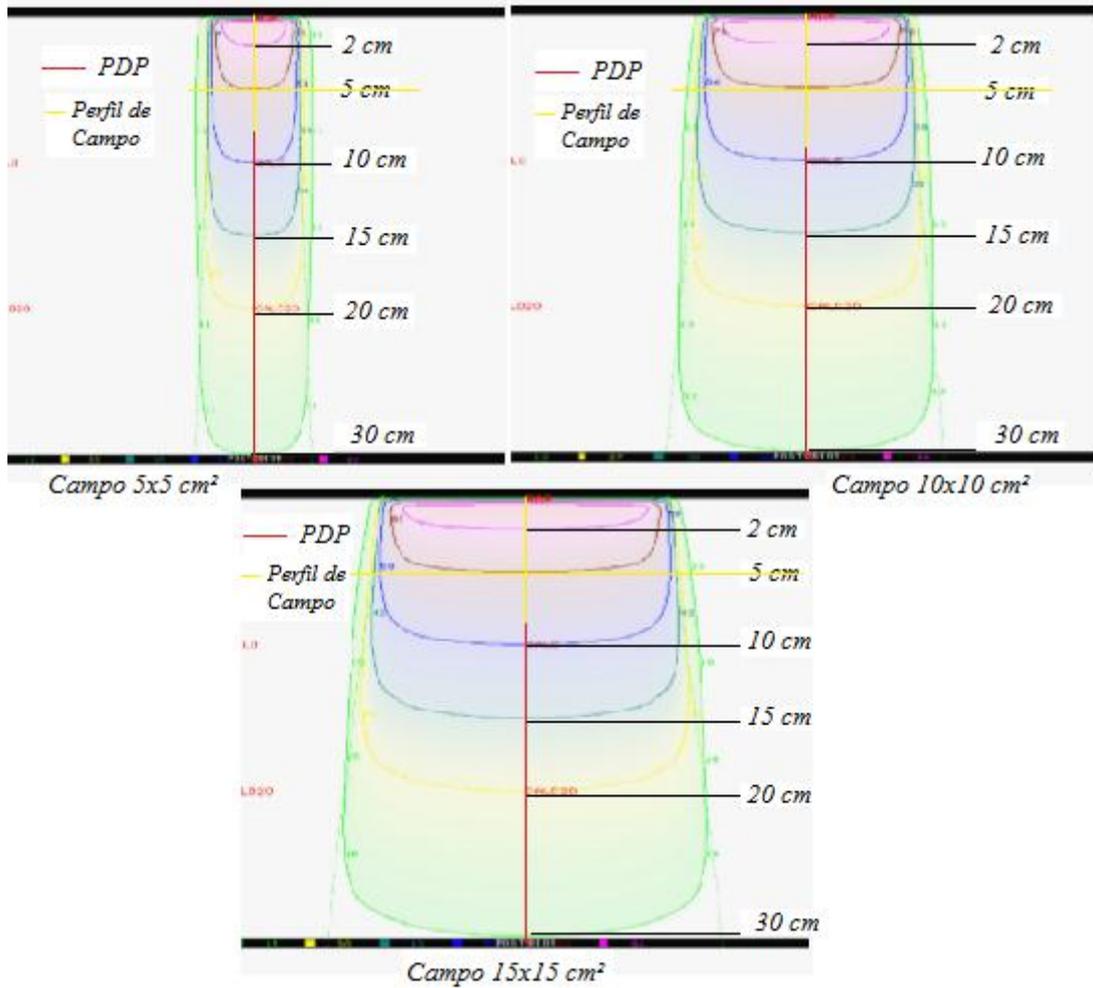


Figura 22: Perfil de campo para os campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, traçou-se uma reta na profundidade de 5 cm para comparar com os valores da tabela na dosimetria.

4 CONCLUSÃO

Objetivou-se com este trabalho testar o software de planejamento CAT 3D WIN32 ver. 7.08 do equipamento do Co-60 utilizado no setor de radioterapia do Hospital Universitário de Santa Maria. Além disso o procedimento de testes usados neste trabalho serão futuramente empregados para testar um software para a execução do planejamento radioterápico que está sendo desenvolvido pelo grupo de pesquisa ligado ao Laboratório de Estrutura Eletrônica dos Materiais do Programa de Pós Graduação em Física da UFSM, Santa Maria-RS.

Os testes realizados tiveram embasamento nos documentos TEC DOC 1151 (2000) “*Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia, Protocolo de Controle de Qualidade*” do ano de 2000, da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA - TEC DOC 1151, 2000), no *Technical Reports Series Number 430 (TRS 430)* Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2004) e no TRS 398 “*Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*” de 2004.

O teste para dose absorvida em simuladores de acrílico PMMA rendeu um resultado satisfatório, pois conforme preconiza o TRS 398, embora não possa ser usado para dosimetria ou como substituto do simulador de acrílico preenchido com água, pode ser usado para garantia de qualidade. Neste teste conseguiu-se obter uma dose para o simulador de crânio de 198,53 cGy com um erro de 1,47 %, o que é considerado aceitável. Para o simulador de abdômen a dose foi de 199,9 cGy, com um erro de 0,1%. Sendo assim, este teste pode ser aplicado para análises futuras e como garantia de qualidade em serviços de radioterapia.

O desempenho do hardware, do software e da entrada e saída de dados neste conjunto de testes foi classificado como satisfatório. Avaliou-se este teste no decorrer das aquisições de dados e contornos e na avaliação de dose. Foi observada uma concordância entre os resultados e o que se preconiza nos protocolos utilizados, citados ao longo do trabalho.

A aquisição de dados de contorno gerados pela TC foi realizada utilizando os mesmos simuladores de crânio e de abdômen, uma vez que a densidade deles é conhecida, e podem ser utilizados para verificação. Este teste teve um resultado aceitável uma vez que foram observadas variações entre as medidas reais e as reproduzidas nas reconstruções.

O resultado dos teste para a aquisição das curvas de PDP geradas nos sistema de planejamento, quando comparadas aos resultados de dosimetria levaram a erros para os

campos $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e $15 \times 15 \text{ cm}^2$. Estes resultados foram considerados adequados diante dos desvios permitidos nos protocolos. A imprecisão encontrada pode ser devido à imperfeição da medida, uma vez que a mesma foi manual. A dose na profundidade está de acordo com o indicado nos protocolos utilizados.

Entretanto, percebeu-se uma inconformidade perante os resultados para perfil de campo. Um dos indicativos deste conflito pode ser explicado pelas limitações do software de planejamento, já que o mesmo não exporta as tabelas geradas, mas apenas os gráficos, que não contém todas as informações necessárias. Outros fatores que podem ter influenciado nesses resultados foram as imperfeições nas medidas e a falta de pontos de interesse nas imagens, o que pode ser justificado pela limitação do software.

A proposta inicial deste trabalho foi alcançada. Os testes realizados serviram para determinarmos os procedimentos de verificação de hardware e software, assim como para verificar a confiabilidade dos resultados de planejamento radioterápico obtidos atualmente no HUSM. Além disso, serviu para estabelecermos os procedimentos de teste e um padrão de comparação para um software atualmente em desenvolvimento dentro do grupo de pesquisa ligado do Laboratório de Estrutura Eletrônica dos Materiais do Programa de Pós Graduação em Física da UFSM, Santa Maria-RS. O teste de perfil de campo não será considerado, devido a falta de dados e a dificuldade em gerar os dados para análise. Já a nova proposta para garantia de qualidade com os simuladores de acrílico testados foi adequada e será muito útil tanto para o objetivo do trabalho quanto para outros serviços de radioterapia.

5 PERSPECTIVAS FUTURAS

Um passo muito importante foi dado na execução deste trabalho. Doravante pretende-se implementar esta metodologia para o equipamento de acelerador linear pertencente ao Hospital Universitário de Santa Maria, uma vez que o software em desenvolvimento no grupo de pesquisa ligado ao Laboratório de Estrutura Eletrônica dos Materiais do Programa de Pós Graduação em Física da UFSM terá a possibilidade de ser usado em planejamento computadorizado para equipamentos de aceleradores lineares.

Planeja-se também desenvolver simuladores de acrílico de mesma densidade dos utilizados nos testes realizados neste trabalho, porém com profundidades diferentes, destes que limitaram à pesquisa de dose na profundidade de referência, os quais serão quadrados com furos na diagonal e furos no eixo central, para profundidades de 2 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm e 30cm.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BAKER, G.R. **Conventional and simulation**. Br. J. Radiol. v.79, p. 36-39, 2006.
- BEDFORD, J.L., CHILDS, P. J., NORDMARK, H. V., MOSLEHSHIZI, M., VERHAEGEN, F., WARRINGTON, A. P. **Commissioning and quality assurance of the pinnacle radiotherapy treatment planning system for external beam photons**. Br. J. Radiol. v.76, p.163–176, 2003.
- BIRAL, A. R. **Radiações ionizantes para físicos médicos e leigos**. Florianópolis, Ed. Insular, 2002.
- CAVALCANTE, P.B., OLIVEIRA, D., PEREIRA, C.O., FONTES, E.C. **O câncer e a questão da exclusão no âmbito da política de saúde**, In VIII Congresso Luso- Afro- Brasileiro de Ciências Sociais, Coimbra, 2004.
- ERKONEN, W. E. & SMITH, W. L. **Radiologia 101: Bases e fundamentos**. 2ª ed. Rio de Janeiro: Revinter Ltda., 2006
- GREENE, D., WILLIAMS, P.C. **Linear accelerators for radiation therapy, medical science series**. Second Edition, UK, IOP Publishing LTD, 1997, UK.
- IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer**. Vienna, Technical Report Series No. 430, 2004.
- ICRU 42 - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. **Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons**. Bethesda, Maryland, U.S.A.,1987.
- JAMEMA, S., UPRETI, R., SHARMA, S., SHARMA, D., KINHIKAR, R., PATKAR, S., SHARMA, P., DESHPANDE, D. **Commissioning and comprehensive quality assurance of commercial 3d treatment planning system using IAEA Technical Report Series - 430**, In American Association of Physicists in Medicine, 2007.
- JOHNS H. E., CUNNINGHAM J. R., **The Physics of Radiology**. 4ª edição. Springfield, IL, 1983.
- KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 1ª ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia USA, 2003.
- KHAN, F. M. **The Physics of Radiation Therapy**. 2ª ed. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia USA, 2007.
- KALENDAR, W.A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. Munich, 2005

KAK, A.C., SLANEY, M.; **Principles of computerized tomographic imaging**, New York, IEEE/ PRESS, 1999 .

MALICKI J. **The Accuracy of Dose Determination during total body irradiation.** Strahlenther Onkol, v.175 p.208 – 212, 1999.

OKUNO, E., CALDAS I.L., CHOW, C., **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas.** São Paulo, ed. Harbra, 1992

PODGORSK, E.B. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students.** International atomic energy agency, Vienna, 2005.

RODRIGUES, L.N. **Dosimetria de elétrons de alta energia – fundamentos básicos,** Curso PQRT – INCA, 2002.

SALVAJOLI, J. V., SOUHAMI, L. e FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia.** Rio de Janeiro: Editora Médica e Científica Ltda., 1999.

SCAFF, L.A.M., **Física da radioterapia,** São Paulo, Ed Sarvier, 1997

SIMÃO, E. M., MACEDO L. E. A., SOUZA D. N.. **Aplicação de um Controle da Qualidade para o SPC do Serviço de Radioterapia do Hospital Universitário de Alagoas,** vol1, Num. 7, Sientiaplana, 2005.

TAUHATA L., SALATI I., PRINZIO R.. PRINZIO A., **Radioproteção e Dosimetria – Fundamentos.** 5ª ed. Rio de Janeiro ,2003.

_____. **TEC DOC-1151** Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2000.

_____. **Technical Report Series No. 398,** Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENC, Vienna, , 2000.

YANG, Y., LIU, Q. **3D CT Simulation and treatment planning system for radiotherapy.** In: International Symposium on Software Metris, 2004.