



IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE DE QUALIDADE PARA SISTEMAS DE
PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA NAS AVALIAÇÕES
LOCAIS DO PQRT/INCA

Patrícia de Oliveira Barbosa

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Delson Braz

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2011

IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE DE QUALIDADE PARA SISTEMAS DE
PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA NAS AVALIAÇÕES
LOCAIS DO PQRT/INCA

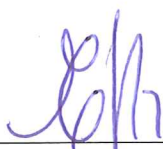
Patrícia de Oliveira Barbosa

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA
(COPPE) DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE
DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE
EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:



Prof. Ademir Xavier da Silva., D.Sc.



Dr. Edmilson Monteiro de Souza, D.Sc.



Prof. Marcello Gomes Gonçalves, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2011

Barbosa, Patrícia

Implementação do Controle de Qualidade para Sistemas de Planejamento do Tratamento em Radioterapia nas Avaliações Externas do PQRT/INCA/ Patrícia de Oliveira Barbosa. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2011.

XIV, 88 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Delson Braz

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2011.

Referências Bibliográficas: p. 72-75.

1. Controle de Qualidade. 2. Sistemas de Planejamento do Tratamento. 3. Radioterapia. I. Braz, Delson. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

AGRADECIMENTOS

À família e aos amigos, cujo apoio sempre esteve presente em todos momentos de minha vida e também nessa etapa da minha qualificação profissional.

A Roberto Salomon e Victor Gabriel, pela orientação do presente trabalho, a qual agregou conhecimentos e expandiu horizontes profissionais e pessoais.

Ao Instituto Nacional de Câncer, por ceder espaço e equipamentos para realização da parte experimental deste trabalho.

Aos professores e colegas do Programa de Engenharia Nuclear da COPPE – UFRJ, pelo incentivo à pesquisa e ao desenvolvimento profissional. Em especial ao orientador acadêmico Delson Braz, pela confiança e credibilidade em mim depositadas, fundamentais para o livre desenvolvimento do presente trabalho.

Ao Programa de Qualidade em Radioterapia PQRT/INCA, pela parceria do presente trabalho, uma grande oportunidade de aprendizado e de troca.

Ao Hospital Universitário Clementino Fraga Filho - UFRJ, pela oportunidade de estágio no setor de radioterapia, com aquisição de experiência profissional, fundamental para expansão do entendimento do tema de pesquisa.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro da atual pesquisa, através de bolsa de mestrado.

A todos aqueles que aqui não foram citados, mas contribuíram direta e indiretamente à minha especialização e ao desenvolvimento da presente dissertação.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

IMPLEMENTAÇÃO DO CONTROLE DE QUALIDADE PARA SISTEMAS DE
PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO EM RADIOTERAPIA NAS AVALIAÇÕES
LOCAIS DO PQRT/INCA

Patrícia de Oliveira Barbosa

Fevereiro/2011

Orientador: Delson Braz

Programa: Engenharia Nuclear

Atualmente, existe a necessidade da definição de um conjunto de testes de controle de qualidade, que perfaçam a rotina de auditorias independentes de sistemas de planejamento do tratamento (SPT) em radioterapia. O presente trabalho, através de uma metodologia de análise de modos de falhas e seus riscos, definiu um conjunto de teste e procedimentos de realização destes, que foram validados experimentalmente no Hospital do Câncer HCI – INCA. Foi sugerida a inclusão do conjunto, composto por 8 testes dosimétricos e 4 não dosimétricos, nas avaliações externas do PQRT/INCA. Também foi comprovada a necessidade de clínicas e hospitais implementarem seus próprios programas de garantia da qualidade de SPT. Essa prática, além de levar a redução de possíveis erros no processo do planejamento e execução do tratamento, também permite constante atualização dos profissionais.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

IMPLEMENTATION OF QUALITY CONTROL FOR RADIOTHERAPY
TREATMENT PLANNING SYSTEMS IN ON-SITE AUDITS OF PQRT/INCA

Patrícia de Oliveira Barbosa

February/2010

Advisor: Delson Braz

Department: Nuclear Engineering

Nowadays, there is a necessity to define a reduced package of quality control tests for radiotherapy for treatment planning systems (TPS), to be applied in an external audit. In present investigation a set of tests was defined through a methodology that analyzes failure modes and its risks. Procedures to conduct these tests were also defined. They were evaluated by experimental measurements in the Cancer Hospital HCI of INCA. The results lead us to suggest that the set of test, which consists of 8 dosimetric and 4 non dosimetric tests, should be included in the external audits routines of PQRT/INCA. It was also recommended that clinics and hospitals implement their own quality assurance program for TPS. This practice is not only able to reduce errors in planning and treatment delivery process, but also allows the staff to be continually updated.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE TABELAS	xi
LISTA DE SIGLAS	xii
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	7
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	8
3.1 Análise de Modo e Efeitos de Falha.....	8
3.2 Kerma.....	10
3.3 Dose Absorvida.....	11
3.4 Região de <i>Build-up</i>	11
3.5 Dosimetria de Feixe de Fótons de Alta Energia.....	13
3.6 Planejamento do Tratamento de Radioterapia.....	17
3.7 Sistema de Planejamento do Tratamento (STP).....	20
4. MATERIAIS E MÉTODOS	23
4.1 Conjunto de Testes.....	23
4.1.1 Critérios de Escolha dos Testes.....	24
4.2 Medições dos Casos Teste.....	27
4.2.1 Planejamento dos Casos Teste.....	27
4.2.2 Transferência de Dados para Máquina de Tratamento.....	29
4.3.3 Irradiação dos Casos Teste.....	30
4.3 Critérios de Aceitação.....	34
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	38
5.1 Conjunto de Testes.....	38
5.1.1 Definição do Processo.....	38
5.1.2 Definição dos Testes	41

5.1.3 Etapas do Processo e Medidas Preventivas.....	51
5.2 Medições dos Casos Teste.....	52
5.2.1 Planejamento dos Casos Teste.....	52
5.2.2 Transferência de Dados para Máquina de Tratamento.....	58
5.2.3 Irradiação dos Casos Teste.....	61
5.2.3.1 Resultados para Energia de 6MV.....	61
5.2.3.2 Resultados para Energia de 10MV.....	65
5.2.3.3 Resultados para Dose Absorvida e Desvios δ	67
6. CONCLUSÕES.....	71
7. REFRÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	72
ANEXO A: Documento SQRI/INCA-Cadastramento de Dados da Instituição.....	77
ANEXO B: Resultado da impressão caso teste nº 9.....	87

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Exemplo de planilha para aplicação do método FMEA.....	10
Figura 2. Interface do programa de planejamento Eclipse versão 8.1.....	28
Figura 3. Interface do sistema de registro e verificação (<i>Record and Verify System</i>) ARIA.....	29
Figura 4. Acelerador linear Trilogy n/s 3450 do Hospital do Câncer HCI/INCA.....	30
Figura 5. a) Arranjo experimental para dosimetria e medição dos casos teste.....	31
Figura 5 b) Arranjo experimental em detalhe: câmara de ionização e seu sistema de posicionamento.....	32
Figura 6. Planilha de cálculos para dosimetria de feixe de fótons de alta energia. Fonte PQRT/INCA.....	36
Figura 7. Fluxograma definindo as etapas do planejamento do tratamento. Adaptado do TRS 430.....	39
Figura 8. Fluxograma do sistema de planejamento do tratamento. Também estão incluídas as etapas de transferência de informação para máquina de tratamento.....	40
Figura 9. Fluxograma do processo e medidas de prevenção para cada etapa.....	51
Figura 10. Plano do caso teste nº 1, para energia de 10 MV.....	53
Figura 11. a) Plano do caso teste nº 5, para energia de 6 MV. b) Plano do caso teste nº 6.....	55

Figura 12. a) Plano do caso teste nº 4, para energia de 6 MV. b) Em detalhe, campo T invertido conformado com MLC.....	56
Figura 13. a) Plano do caso teste nº 7, para energia de 6 MV. b) Plano do caso teste nº 8, para energia de 6 MV.....	57
Figura 14. Sala de controle do acelerador Trilogy. No monitor central: programa ARIA, no monitor da esquerda: programa de controle operacional do acelerador.....	58
Figura 15. Caso teste nº 9, coincidência entre MCL planejado e o conformado pela máquina.....	60
Figura 16. Planilha de cálculo e resultados da dosimetria para feixe de 6 MV.....	61
Figura 17. Planilha de cálculo e resultados dos casos teste para feixe de 6 MV.....	62
Figura 18. Filtro físico de 60°. Acessório do acelerador Trilogy.....	64
Figura 19. Planilha de cálculo e resultados da dosimetria para feixe de 10 MV.....	65
Figura 20. Planilha de cálculo e resultados dos casos teste para feixe de 10 MV.....	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Incertezas estimadas para dose absorvida na água. O “usuário” se refere a clínicas e hospitais. Dados do protocolo TRS 398.....	35
Tabela 2: Tolerâncias δ para o desvio da dose em várias regiões do feixe de fótons de alta energia. Esses dados devem ser considerados recomendações para boas práticas clínicas e não como valores absolutos válidos sob todas circunstâncias. Dados do relatório nº 7 da ESTRO.....	37
Tabela 3. Adaptação da FMEA para a etapa: sistema de planejamento do tratamento. O índice de risco IR corresponde a: alto risco = 3, médio risco = 2, baixo risco = 1.....	43
Tabela 4: Adaptação da FMEA para a etapa: transferência da informação do tratamento. O índice de risco IR corresponde a: alto risco = 3, médio risco = 2, baixo risco = 1.....	45
Tabela 5: Testes dosimétricos. Campo SSD: isocentro na superfície. Campo SAD: isocentro na profundidade. MLC se refere ao colimador multi-lâminas.....	48
Tabela 6: Testes não dosimétricos.....	49

LISTA DE SIGLAS

AAA	<i>Analytical Anisotropic Algorithm</i> , tradução: Algoritmo Analítico Anisotrópico
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i> , tradução: Associação Americana de Físicos na Medicina
AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica, do inglês <i>International Atomic Energy Agency (IAEA)</i>
BEV	<i>Beam Eye View</i> , tradução: Ponto de Vista do Feixe
CC	<i>Collapsed Cone</i>
CD	<i>Compact Disc</i> , tradução: Disco Compacto
CPE	<i>Charged Particle Equilibrium</i> , tradução: Equilíbrio de Partículas Carregadas
CPU	<i>Central Processing Unit</i> , tradução: Unidade Central de Processamento
CQ	Controle de Qualidade
CT	<i>Computed Tomography</i> , tradução: Tomografia Computadorizada
CTV	<i>Clinical Target Volume</i> , tradução: Volume Alvo Clínico
DRR	<i>Digitally Reconstructed Radiograph</i> , tradução: Radiografia Digitalmente Reconstruída
DVD	<i>Digital Video Disc</i> ou <i>Digital Versatile Disc</i> , tradução: Disco Digital de Vídeo ou Disco Digital Versátil
DVH	<i>Dose-volume Histogram</i> , tradução: Histograma Dose-volume
ESTRO	<i>European Society for Therapeutic Radiology and Oncology</i> , tradução: Sociedade Européia de Radiologia Terapêutica e Oncologia
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i> , tradução: Transformada Rápida de Fourier
FMEA	<i>Failure Mode and Effects Analysis</i> , tradução: Análise de Modo e Efeitos de Falha
GQ	Garantia da Qualidade
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i> , tradução: Volume da Massa Tumoral
HCI	Hospital do Câncer I, do Instituto Nacional de Câncer.
IGRT	<i>Image Guided Radiation Therapy</i> , tradução: Radioterapia Guiada por Imagem

IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> , tradução: Radioterapia de Intensidade Modulada
INCA	Instituto Nacional de Câncer
IR	Índice de Risco
MBPL	<i>Modified Batho PowerLaw</i>
MGS	<i>Multigrid Superposition</i>
MLC	<i>Multi-leaf Collimator</i> , tradução: Colimador Multi-lâminas
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i> , tradução: Imagem por Ressonância Magnética
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i> , tradução livre: Agência Espacial Americana
NPR	Número de Prioridade de Risco
OMS	Organização Mundial de Saúde, do inglês <i>World Health Organization (WHO)</i>
PB/EPL	<i>Pencil Beam Convolution/Equivalent Path-length</i>
PB/ETAR	<i>Pencil Beam Convolution/Equivalent Tissue-Air Ratio</i>
PDD	<i>Percentage Depth Dose</i> , tradução: Percentual de Dose na Profundidade
PET	<i>Positron Emission Tomograph</i> , tradução: Tomografia por Emissão de Pósitrons
PQM	Programa de Qualidade em Mamografia
PQRT	Programa de Qualidade em Radioterapia
PTV	<i>Planning Target Volume</i> , tradução: Volume Alvo de Planejamento
SAD	<i>Source to Axis Distance</i> , tradução: Distância Fonte-eixo
SI	Sistema Internacional de Unidades
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i> , tradução: Tomografia Computadorizada por Emissão de Fóton Único
SPT	Sistema de Planejamento do Tratamento, do inglês <i>Treatment Planning System (TPS)</i>
SQRI	Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes
SSD	<i>Source to Surface Distance</i> , tradução: Distância Fonte-superfície (DFS)
TCPE	<i>Transient Charged Particle Equilibrium</i> , tradução: Equilíbrio de Partículas Carregadas Transiente
TMR	<i>Tissue Maximum Ratio</i> , tradução: Relação Tecido Máximo
TPR _{20,10}	<i>Tissue-phantom Ratio</i> , tradução: Razão Tecido-fantoma

UM	Unidade monitora
2D	Duas dimensões
3D	Três dimensões

1 INTRODUÇÃO

O tratamento de câncer consiste em um conjunto de tratamentos de diversas modalidades, dentre as quais podemos destacar a radioterapia, na qual se faz uso das radiações ionizantes.

A radioterapia é um processo complexo que envolve o entendimento de física médica, radiobiologia, dosimetria, proteção radiológica, planejamento computadorizado, simulações e interação da radiação com as outras formas de tratamento, como quimioterapia e cirurgia (WHO, 2008).

A radioterapia é indicada em 52% dos casos, segundo orientações de melhores práticas presentes na literatura (DELANEY *et al.*, 2005 *apud* WHO, 2008). É sugerido que pacientes recebam a terapia com radiações ionizantes pelo menos uma vez durante todo seu tratamento oncológico.

Além do efeito curativo, esse tipo de tratamento também é uma opção eficaz para palição e controle dos sintomas em cânceres recidivantes, diminuindo sofrimentos e proporcionando maior qualidade de vida para os pacientes.

Nos últimos anos, observou-se grande avanço tecnológico envolvido nessa modalidade de tratamento de câncer. Esse desenvolvimento foi devido não apenas às contribuições da engenharia, relativas à construção de aceleradores lineares clínicos mais modernos, mas também se deve aos avanços da tecnologia computacional. Esses permitiram uma melhora na captação de imagens diagnósticas e no planejamento do tratamento, que atualmente é realizado através de sistemas de planejamento de tratamento computadorizados (SPT).

O primeiro computador utilizado para radioterapia era uma máquina analógica construída para realizar cálculos de distribuição de doses em 2D, melhorando sua

exatidão em relação aos cálculos manuais (VAN DYK *et al.*, Chap. 8). Em 1951, B. M. Wheatley, membro do Departamento de Física do *Royal Cancer Hospital* na Inglaterra, apresentou a primeira máquina capaz de realizar cálculos de dose para campos de irradiação irregulares (WORTHLEY *et al.*, 1953). Porém, foi em 1954 que o primeiro computador automatizado foi utilizado para calcular doses, no *Memorial Hospital*, em Nova Iorque (TSIEN, 1955).

Desde então, novas tecnologias vêm sendo aprimoradas. Computadores mais modernos possibilitaram o desenvolvimento de programas para o planejamento do tratamento cada vez mais sofisticados.

Esse avanço tecnológico permite o planejamento de casos mais complexos, a melhoria na exatidão entre dose prescrita e dose depositada no paciente, maior eficiência do tratamento e a redução de erros devido à automatização dos sistemas. Fraass *et al.* (1998a) mostrou o impacto dessas novas tecnologias sobre a diminuição de erros na execução de um tratamento radioterápico.

Entretanto, à medida que o processo de radioterapia se torna mais complexo, surge a necessidade de um controle de qualidade que contemple os diversos estágios do tratamento.

O tratamento de radioterapia é composto pelas seguintes etapas: avaliação do paciente com diagnóstico da doença, decisão da técnica para tratar, aquisição de imagens, simulação, planejamento, transferência da informação, posicionamento e imobilização do paciente, execução do tratamento via irradiação. Essa cadeia de procedimentos se repete durante o acompanhamento da evolução do tratamento.

A qualidade de um tratamento de radioterapia depende de fatores clínicos, dosimétricos ou físicos, e de fatores relacionados à aplicação prática do tratamento,

como manuseio do paciente e transferência de informações (IAEA-TECDOC 1151, 2000).

Programa de Garantia da Qualidade

Um programa de garantia da qualidade (GQ) consiste em um conjunto de ações, *i.e.*, procedimentos de controle de qualidade (CQ), que asseguram ao paciente o melhor tratamento possível para alcançar a cura, o controle a longo prazo, ou palição da doença, além de garantir a proteção radiológica e a segurança do paciente (INTERNATIONAL SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY, 1986 *apud* IAEA-TECDOC 1151, 2000).

A Organização Mundial de Saúde, em recente trabalho, constatou que centros de radioterapia em diversas partes do mundo, que aderiram a um programa de GQ seguindo protocolos internacionais, obtiveram significativa redução de erros e das suas consequências no tratamento (WHO, 2008).

Uma parte do programa de GQ de uma clínica ou hospital, é a sua avaliação externa por um órgão auditor independente. Tais auditorias externas têm por objetivo promover uma avaliação independente da atual situação da clínica, buscando a melhoria da qualidade do tratamento, através da checagem do programa de GQ local (QUATRO, 2007).

Algumas instituições no mundo oferecem esse serviço, por exemplo: a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) e a ESTRO (*European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*). No Brasil, as avaliações independentes são oferecidas pelo Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT) do Instituto Nacional de Câncer (INCA).

O PQRT foi criado em 1999, e desde então implementa ações e realiza medidas de controle de qualidade em instituições do Brasil e América Latina. Suas atuações visam auxiliar as instituições, para que essas proporcionem a seus pacientes tratamentos com qualidade e eficiência, de acordo com recursos tecnológicos disponíveis¹. Em janeiro de 2008, o PQRT e o Programa de Qualidade em Mamografia (PQM) passaram a compor o Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes (SQRI) do INCA.

Contudo, o controle de qualidade de sistemas de planejamento ainda não está implementado na rotina de avaliações externas do PQRT. Tal situação motivou a presente parceria de trabalho entre o Programa de Engenharia Nuclear da COPPE/UFRJ e o PQRT.

O Contexto Atual

Dados do PQRT de fevereiro de 2011 indicam que há em torno de 111 unidades de sistemas de planejamento do tratamento, instalados em clínicas e hospitais no Brasil. Esse número contempla 13 diferentes tipos de programas de planejamento.

A legislação brasileira que regulamenta a gestão da qualidade das exposições médicas em radioterapia, inclui sistemas de planejamento de tratamento, *i.e.*, sistema computadorizado para cálculo da distribuição de dose em pelo menos duas dimensões (ANVISA RDC-20, 2006).

A garantia de qualidade de SPT em radioterapia inclui: testes de aceitação, que são procedimentos para verificar se o sistema equivale às especificações fornecidas pelo fabricante e se atende às normas de segurança nacionais e internacionais; testes de comissionamento, que envolvem grande quantidade de procedimentos para testar

¹ <http://www.inca.gov.br/pqrt/>. Acesso em: 09/02/2011.

funções e capacitações do sistema, verificar a habilidade e limitações do algoritmo de cálculo de dose, e inserir no programa dados dosimétricos específicos da máquina de tratamento; testes periódicos de controle de qualidade, conjunto de procedimentos que assegurem o bom funcionamento do sistema, a qualidade, confiabilidade e segurança do tratamento; e testes de GQ específicos do paciente, procedimentos individuais para cada paciente, que garantem a execução do tratamento em conformidade com o que foi planejado (IAEA-TRS 430, 2004).

Esses testes são descritos em protocolos internacionais e apresentados em número tão grande de casos teste, que suas implementações tornam-se impraticáveis em uma rotina clínica. Tanto por excesso de tempo consumido, quanto por demandas de recursos financeiros e humanos. Para exemplificar, o relatório TG 53 da AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*) (FRAASS *et al.*, 1998b) apresenta mais de 170 testes para verificação do SPT (RATH, 2008).

Portanto, atualmente, o grande desafio de clínicas e hospitais é selecionar um conjunto de testes para inserir nos seus programas GQ, os procedimentos de CQ específicos para SPT.

Camargo *et al.* (2007) sugere 5 testes, que foram escolhidos durante aceitação e comissionamento do SPT do Hospital das Clínicas em São Paulo. Porém, aponta necessidade de mais estudos.

Able (2005) enfatiza que a complexidade dos atuais SPT requer um programa de GQ e apresenta um conjunto de 7 testes. Afirma que essa sugestão de CQ deve ser adaptada às necessidades e recursos da instituição ao implementar seu programa de GQ.

Van Dyk, J. (2008) realizou uma revisão dos documentos existentes sobre o assunto. Aponta para questões de GQ de SPT que ainda não são abordadas. Enfatiza a necessidade de criação de protocolos e procedimentos atualizados e otimizados.

Ishikura (2008) chama atenção para avanços tecnológicos por exemplo, as técnicas de IMRT e IGRT, que ainda não são bem contemplados nos conjunto de testes atuais para SPT. Informa que um novo paradigma sobre a gestão da qualidade está sendo criado. Cita o TG 100 da AAPM, um novo relatório ainda em desenvolvimento, que traz para o contexto da radioterapia uma metodologia amplamente utilizada na indústria para GQ, que é a FMEA (Análise de Modo e Efeitos de Falha).

Nesse mesmo contexto, encontram-se as instituições que oferecem auditorias independentes em clínicas e hospitais. Ainda não há na literatura procedimentos para auditorias que apresentem um conjunto mínimo de testes, que sejam representativos; viáveis em relação a tempo, custo e adequados a tecnologias atuais; e sem perda de qualidade e segurança do tratamento.

A AIEA tem realizado estudos pilotos com testes dosimétricos para auditorias externas de SPT (GERSHKEVITSH *et al.*, 2009, 2010).

O relatório da AIEA mais atual sobre auditorias apresenta um conjunto mais reduzido de testes dosimétricos para SPT, porém ainda são necessários mais estudos para otimizar os procedimentos de avaliações independentes (QUATRO, 2007).

2 OBJETIVOS

O objetivo do presente trabalho é selecionar, dentre a literatura disponível sobre o assunto, os testes de controle de qualidade mais relevantes para a verificação da resposta do sistema de planejamento do tratamento em radioterapia. O foco da pesquisa foi contemplar os sistemas de planejamento de teleterapia 2D e 3D conformacional, visto que esses tipos de planejamento são utilizados na grande maioria das clínicas e hospitais.

Visou também criar procedimentos para a execução desses testes, para implementação nas avaliações locais do Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer.

3 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Análise de Modo e Efeitos de Falha

A Análise de Modo e Efeitos de Falha, ou do inglês, *Failure Mode and Effects Analysis* (FMEA) é uma ferramenta cujo desenvolvimento é datado em 1949. Já na década de 1960, foi utilizada pela NASA (*National Aeronautics and Space Administration*) para verificar e melhorar a confiabilidade dos computadores (*hardwares*) do programa espacial.

Desde então, essa ferramenta vem sendo aplicada na indústria e nos últimos anos na área médica (SAWANT, 2010; RATH, 2008; FORD *et al.*, 2009), como um método sistemático que permite identificar vulnerabilidades de um processo, antes que essas resultem em erros.

A FMEA é uma metodologia para se analisar e descobrir os potenciais modos de falha de um sistema, os efeitos que essas falhas têm sobre o sistema, além de propor ações preventivas que reduzam ou eliminem o risco de ocorrência das falhas.

A FMEA é uma entre diversas metodologias desenvolvidas na área de garantia da qualidade, e consiste em:

- 1) formar um grupo de profissionais especializados na área que será avaliada;
- 2) definir o processo sob análise. Isso é feito pelo mapeamento das etapas do processo através de diagrama de blocos;
- 3) identificar possíveis falhas em cada etapa do processo;
- 4) identificar possíveis causas das falhas em cada etapa do processo;
- 5) identificar uma maneira de detectar as falhas;

- 6) classificar os efeitos das falhas, no que se refere à severidade (S), isto é, um índice numérico que avalia a gravidade do efeito se a falha ocorrer. A equipe de profissionais é responsável por definir um efeito para cada falha, e indicar um grau de severidade (em uma escala de 1 a 10) para cada efeito;
- 7) estimar a probabilidade da causa da falha acontecer e gerar a falha em questão. Também é um índice numérico, em uma escala de 1 a 10, e nomeado por ocorrência (O). A estimativa se baseia na experiência da equipe de profissionais e em relatórios de falhas ocorridas anteriormente, por exemplo presentes na literatura;
- 8) estimar a probabilidade de uma falha ocorrida ser detetada. Esse é o índice numérico detecção (D), também numa escala de 1 a 10. Tal índice avalia os já existentes mecanismos de verificação do processo. Por exemplo, verifica se os testes de controle de qualidade, já presentes numa rotina, são capazes de detetar a ocorrência de falhas;
- 9) criar um número de prioridade de risco (NPR) para cada modo de falha. O NPR é definido pelo produto entre os três índices: severidade, ocorrência e detecção ($NPR = S \cdot O \cdot D$). O NPR , índice de risco, é uma maneira de hierarquizar as falhas. Isso possibilita definir quais ações preventivas são prioritárias;
- 10) registrar a metodologia. Organizar cada modo de falha, suas causa e efeitos, e os índices O , S , D , NPR em uma tabela, visando gerenciar o processo e as ações preventivas que serão implementadas (conforme fig. 1);
- 11) fazer o acompanhamento das ações preventivas implementadas.

TIPO DE FALHA E ANÁLISE DO EFEITO - FMEA

PROCESSO PROJETO SISTEMA EQUIPAMENTO

Nº: _____
 EMISSÃO: _____
 REVISÃO: _____

EQUIPAMENTO Nº/NOME : _____ RESP. PELO PROCESSO (ÁREA) : _____
 MODELO : _____ DATA LIMITE : _____ PREPARADO POR : _____
 EQUIPE PRINCIPAL : _____

FUNÇÃO DO PROCESSO	MODO DE FALHA EM POTENCIAL	EFEITOS POTENCIAIS DA FALHA	SEVER.	CAUSA POTENCIAL DA FALHA	OCORR.	FORMA DE CONTROLE ATUAL	DETEC.	RPN	AÇÕES RECOMENDADAS	NOME / ÁREA RESPONS./ DATA OBJ.	RESULTADOS DAS AÇÕES								
											AÇÕES TOMADAS	SEVER.	OCORR.	RPN	RPN				

Figura 1. Exemplo de planilha para aplicação do método FMEA.

3.2 Kerma²

Kerma (*kinetic energy released per unit of mass*) é definido como a razão entre a energia cinética inicial (dE_{tr}) das partículas carregadas geradas pela interação de fótons ou nêutrons com a matéria, num volume de massa (dm).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1)$$

O modo como as partículas carregadas dissipam essa energia cinética inicial define dois tipos de kerma:

Kerma radiativo – energia da partícula carregada dissipada por perda radiativa (fótons de *Bremsstrahlung* e aniquilação de pares).

² Parte textual de BARBOSA, 2009.

Kerma colisional – energia da partícula carregada dissipada por interações locais: ionizações e excitações.

A unidade no sistema internacional (SI) para kerma é J/kg .

3.3 Dose Absorvida³

É definida como a energia depositada no material por uma unidade de massa. Representa a energia absorvida (dE) num volume de massa (dm) do material.

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2)$$

Na condição de equilíbrio de partículas carregadas (CPE), pode-se garantir que toda energia por unidade de massa inicialmente transferida às partículas carregadas, excluída perda radiativa, deposita-se no elemento de massa do material. Nesse caso, a dose absorvida é igual ao kerma colisional.

O equilíbrio de partículas carregadas existe, para um volume de massa dm , se cada partícula carregada que escapa do volume é substituída por outra idêntica e de mesma energia

entrando no volume, onde essa energia é depositada (ATTIX, 1986).

A unidade no SI para dose absorvida é $J/kg \equiv Gray (Gy)$.

3.4 Região de *Build-up*³

³ Parte textual de BARBOSA, 2009.

Um feixe de radiação indiretamente ionizante incidente sobre a superfície de um material interage transferindo energia para partículas carregadas do meio. No gráfico 1, observa-se que para pequenas distâncias próximas à superfície a transferência de energia é alta, o que resulta em alto kerma. Porém, as partículas não depositam sua energia cinética na profundidade em que são geradas. Assim, na região imediatamente após a superfície não existe a condição de equilíbrio de partículas carregadas (CPE) e a dose absorvida é muito menor que o kerma.

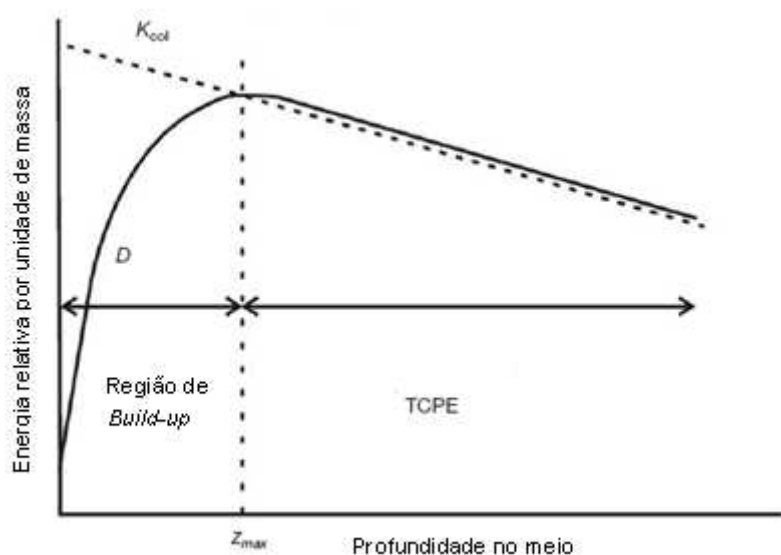


Gráfico 1. Kerma colisional (K_{col} , linha tracejada) e dose absorvida (D , linha cheia) em função da profundidade no meio ⁴.

À medida que a profundidade aumenta, os elétrons gerados vão aumentando a deposição de dose até se atingir a condição de CPE. Isso ocorre na profundidade onde a dose atinge seu valor máximo, igualando-se ao kerma colisional. Esta região de crescimento da dose é conhecida como região de *build-up*. A profundidade de máximo do *build-up* é da ordem do alcance dos elétrons gerados pela radiação incidente.

⁴ Gráfico de PODGORSK, 2005.

A partir da profundidade de máximo, kerma colisional e dose decrescem. Porém, o valor da dose é relativamente maior que o kerma devido à atenuação pelo material do feixe de radiação indiretamente ionizante. Por isso, nessa região é estabelecida uma condição de equilíbrio eletrônico transiente (TCPE).

O alcance dos elétrons é função de suas energias cinéticas e das propriedades do material. Assim, a profundidade de máximo do *build-up* cresce com o aumento da energia do feixe de radiação indiretamente ionizante incidente.

3.5 Dosimetria de Feixe de Fótons de Alta Energia

Câmaras de ionização são os aparelhos de medição utilizados em hospitais para se obter dose absorvida na água. O que é medido diretamente por uma câmara de ionização é a corrente de íons gerada no interior de seu volume sensível, composto de ar. Essa medida é obtida por um eletrômetro, que fornece um valor de carga em nC (10^{-9} *Coulomb*). Para se relacionar esse valor medido e a dose depositada em água, o conjunto dosimétrico, *i.e.*, a câmara de ionização e o eletrômetro, são calibrados em um laboratório de dosimetria padrão secundário. O fator de calibração da câmara ($N_{D,w}$) fornecido é referente à dose absorvida na água para um feixe de fótons de ^{60}Co .

O fator de calibração da câmara de ionização é obtido em condições experimentais que nem sempre são as mesmas presentes em clínicas e hospitais. Por exemplo, a temperatura e pressão costumam ser diferentes. Portanto, outros fatores de correção são aplicados à medida, obtida pelo eletrômetro, para se chegar ao valor da dose absorvida ($D_{w,Q}$).

O valor da dose absorvida na água é dado por (IAEA-TRS 398, 2000):

$$D_{W,Q} = M \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot \prod k_i \quad (3)$$

onde: M se refere à leitura da câmara de ionização, sem as correções dadas pelos fatores k_i . Os índices W e Q significam respectivamente água e a qualidade do feixe de radiação. Por exemplo, Q_0 se refere à qualidade do feixe de radiação de calibração ^{60}Co .

Os fatores de correção são explicado a seguir.

I. Correção de pressão e temperatura

Câmaras de ionização compostas de uma cavidade aberta de ar sofrem variação em seu volume sensível de acordo com a temperatura e pressão do ambiente. O fator k_{TP} deve ser aplicado para converter a massa de ar da cavidade para as condições de referência de calibração.

$$k_{TP} = \frac{(273.2+T)}{(273.2+T_0)} \frac{P_0}{P} \quad (4)$$

onde: T_0 e P_0 são condições de referência, geralmente 20°C e $103,1 \text{ kPa}$.

II. Calibração do eletrômetro

O eletrômetro pode ser calibrado separadamente da câmara de ionização, tendo assim seu próprio fator de calibração k_{ele} . No presente trabalho foram utilizados conjuntos dosimétricos calibrados juntamente, portanto, $k_{ele} = 1$.

III. Correção para efeitos de polaridade

Potenciais são aplicados na câmara de ionização para polarizá-la e possibilitar a coleta dos íons, gerando as medições. A resposta da câmara deve ser corrigida por causa

dos efeitos de mudança na polaridade, relativos à tensão de polarização aplicada na câmara.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (5)$$

onde: M_+ e M_- são as leituras do eletrômetro em obtidas em polaridade positiva e negativa, respectivamente. M é a leitura na polaridade utilizada rotineiramente nas medidas na clínica. Essa polaridade deve ser a mesma que a câmara foi calibrada, por exemplo, - 300 V.

IV. Correção devido à recombinação de íons

Íons formados no interior da cavidade da câmara podem se recombinar antes de serem coletados pelos eletrodos. Esse fato leva a uma coleta incompleta da carga gerada pela interação da radiação com o ar no volume sensível da câmara. Para corrigir esse efeito, o seguinte fator é utilizado:

$$k_S = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (6)$$

onde: a_i são valores constantes tabelados em função do tipo de feixe de radiação (por exemplo, pulsado) e das tensões aplicadas na câmara (vide tabela 4.VII do protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica TRS - 398).

V. Correção devido à qualidade do feixe de radiação

A câmara de ionização é calibrada em um feixe de radiação de ^{60}Co . Porém, se na clínica ou hospital é utilizado um feixe de outra qualidade, deve-se usar um fator de correção. k_{Q,Q_0} é um fator específico para cada tipo de câmara, que corrige as diferenças entre a qualidade do feixe de calibração e a qualidade do feixe da clínica.

A qualidade de um feixe de fótons de alta energia de um acelerador linear é especificada pela razão tecido-fantoma, do inglês *tissue-phantom ratio* ($TPR_{20,10}$). Essa corresponde à razão da dose absorvida obtida nas profundidades de 20 cm e 10 cm, em um fantoma de água, mantendo uma distância fonte-câmara de 100 cm, em um campo de 10 cm x 10 cm. O $TPR_{20,10}$ é fornecido pela seguinte fórmula empírica:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \cdot PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (7)$$

onde: $PDD_{20,10}$ é a razão entre o percentual de dose na profundidade de 20 cm e o percentual de dose na profundidade de 10 cm.

O $TPR_{20,10}$ caracteriza o fator de correção k_{Q,Q_0} , cujos valores são tabelados em função do tipo de câmara de ionização e da qualidade do feixe, expressa pelo valor do $TPR_{20,10}$. (vide tabela 6.III do protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica TRS - 398).

Dessa forma, tem-se a dose absorvida em água:

$$D_{W,Q} = M \cdot k_{TP} \cdot k_{pol} \cdot k_S \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (8)$$

Na rotina clínica, o valor de interesse é o fator de calibração do feixe. Esse fornece a relação entre a dose e a unidade monitora (UM), a qual é o dado de entrada no acelerador linear, que regula o tempo de exposição do feixe.

O fator de calibração (F_c) é definido por:

$$F_c = \frac{D_{W,Q}}{UM} \quad (9)$$

A calibração de um feixe de radiação de alta energia é feita utilizando-se um fantoma de água, posicionando-se a câmara de ionização a uma profundidade de 10 cm (z_{ref}), mantendo-se uma distância fonte superfície de 100 cm, e abrindo-se um campo de irradiação de 10 cm x 10 cm.

Porém, o fator de calibração de interesse para rotina clínica, se refere a uma correção da dose para a profundidade do máximo do *build-up* (z_{max}). Essa correção é obtida dividindo-se a eq. 9 pelo PDD_{10} , que é a razão entre a dose na profundidade de 10 cm e a dose na profundidade de máximo. Logo, o fator de calibração é dado por:

$$F_c = \frac{M_Q \cdot k_{TP} \cdot k_{pol} \cdot k_S \cdot N_{D,W,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}}{UM \cdot PDD_{10}} \quad (10)$$

3.6 Planejamento do Tratamento de Radioterapia

Após a avaliação do paciente e a decisão de tratar, se inicia o processo de planejamento do tratamento de radioterapia.

A primeira etapa do planejamento é a aquisição de imagens do paciente. Essas podem ser obtidas através de radiografias e contornos do paciente (planejamento em 2D), ou por imagens tomográficas do tipo: tomografia computadorizada (CT), tomografia por emissão de pósitrons, (PET), tomografia computadorizada por emissão de fóton único, (SPECT), imagem por ressonância magnética nuclear (MRI), fusões de

dois desses tipos de imagens (por exemplo, PET-CT) e imagens de ultrassom. A utilização dessas imagens configuram o planejamento 3D.

Após essa etapa, é realizada a definição do volume alvo de tratamento. Os relatórios ICRU 50 e 62 descrevem as estruturas alvos e as críticas (por exemplo tecido ou órgão sadio próximo ao volume alvo), que devem ser poupadas. As definições a seguir se aplicam ao planejamento em 3D.

- *GTV (Gross Tumor Volume)*: é o volume de tecido doente, palpável ou visível que demonstra a extensão e localização do tumor maligno.
- *CTV (Clinical Target Volume)*: volume alvo clínico é o volume de tecido que contém o GTV e mais doenças microscópicas malignas sub-clínicas, que têm de ser eliminadas. Este volume, portanto, tem de ser tratado de forma adequada para atingir o objetivo da terapia, cura ou palição.
- *PTV (Planning Target Volume)*: este volume é um conceito geométrico definido para permitir a seleção apropriada de uma combinação de feixes de radiação, levando em consideração o efeito líquido de todas as possíveis variações geométricas, a fim de garantir que a dose prescrita é realmente absorvida dentro do CTV.

A próxima etapa do planejamento é a escolha de um arranjo de feixes de determinada energia, para se conformar o volume alvo com uma distribuição de dose o mais homogênea possível e se poupando as estruturas sadias ao redor.

A teleterapia pode ser realizada em duas configurações: *SSD (Source to Surface Distance)*, onde a distância entre a fonte de radiação e a superfície do paciente é mantida constante (isocentro da máquina posicionado na superfície); ou *SAD (Source to Axis Distance)*, onde o centro do volume alvo é posicionado no isocentro da máquina. (PODGORSAK, 2005).

Após definida a geometria do tratamento, a conformação do volume alvo, e a dose prescrita, é realizado o cálculo da unidade monitora (UM), que faz a correlação entre a dose prescrita e o “tempo” de irradiação na máquina. Para a configuração de dosimetria (conforme descrito nas seções 3.5 e 4.2.3), geralmente a maioria das máquinas são calibradas de forma a 1 UM equivaler a 1 cGy. Porém, as configurações de tratamento não correspondem ao arranjo experimental de dosimetria, onde modificadores desse feixe são inseridos. Por exemplo, são utilizados acessórios, as distâncias fonte-superfície variam, os tamanhos de campo são outros, o ponto de prescrição da dose pode estar fora do eixo central (*off-axis*), etc.

Dessa forma, para o cálculo da UM, todas essas condições e outras são levadas em consideração (DUTREIX, 1997; MÜLLER, 2005). Uma maneira simplificada de se checar a UM, fornecida pelo programa de planejamento, é a correção da dose prescrita por fatores que caracterizam o feixe de tratamento. Este é um cálculo aproximado de UM, muito utilizado na rotina clínica como forma de detectar possíveis erros de planejamento. A UM é dada por :

$$UM = \frac{DOSE}{\prod F_i} \quad (11)$$

onde os fatores de correção (F_i) são: fatores filtro, bandeja, bloco, off-axis; PDD (percentual de dose na profundidade, definido pela razão entre a dose absorvida em uma determinada profundidade z e a dose absorvida na profundidade de máximo do *build-up*, isso para um campo quadrado em um arranjo SSD); a relação tecido máximo TMR (equivalente ao PDD para um arranjo SAD); além de outros fatores, que junto com estes, são valores tabelados obtidos durante o comissionamento da máquina. Há também o fator distância (corrige a distância fonte-superfície DFS_t e a profundidade z_t do

tratamento em relação à distância fonte-superfície DFS_{cal} e profundidade z_{cal} de calibração), que é dado por:

$$Fator\ dist. = \left(\frac{DFS_{cal} + z_{cal}}{DFS_t + z_t} \right)^2 \quad (12)$$

Atualmente, não só o cálculo completo da UM e das distribuições de dose no volume alvo (isodoses), mas também todo o processo de planejamento do tratamento é realizado por sistemas computadorizados.

3.7 Sistema de Planejamento do Tratamento (STP)

Na maioria dos serviços de radioterapia, o planejamento do tratamento antes da década de 1970 era realizado por cálculos manuais através da manipulação de gráficos de isodoses, em imagens de contorno do paciente. A partir dessa década, devido ao desenvolvimento da tomografia computadorizada e melhor acesso aos computadores, o planejamento passou a ser realizado pela distribuição de dose diretamente superposta em imagens anatômicas axiais do paciente (PODGORSAK, 2005).

Atualmente, faz-se o uso de sistemas de planejamento do tratamento (STP), que são formados por um conjunto de *hardwares* e *softwares*. O STP se define por periféricos de entrada (mesas digitalizadoras, escâneres de filme radiográfico, *mouse*, teclados, vias de transferência de dados – rede, CD, DVD, *pendrive*); uma unidade central de processamento (CPU) com o programa de planejamento instalado e *drivers* para transferência de dados; e periféricos de saída (impressora, *plotter*, monitores, vias de transferência de dados – rede, CD, DVD, *pendrive*) (conforme ilustrado na fig. 8).

O avanço dos algoritmos de cálculo de dose permitiu a evolução de simples modelagens 2D para modelagens 3D, e para modelagens 3D utilizando códigos como Monte Carlo.

O objetivo de um algoritmo de cálculo da dose é de prever, com a máxima precisão possível, a dose depositada em qualquer ponto dentro do paciente. Devido à complexidade da interação da radiação com tecidos humanos, tais algoritmos apresentam limitações devido à modelagem física aplicada ao código de cálculos. Por essa razão, esses algoritmos fornecem um valor de dose razoavelmente preciso sobre um espectro limitado de situações, e pode apresentar incertezas substanciais em outras condições. Normalmente, os algoritmos mais complexos apresentam menos incertezas em relação aos mais simples (VAN DYK *et al.*, Chap. 8). Alguns exemplos de algoritmos comerciais são: *Clarkson*, *FFT Convolution (Fast Fourier Transform)*, *Multigrid Superposition (MGS)*, *Pencil Beam Convolution –EPL (PB/EPL)*, *Pencil Beam Convolution - ETAR (PB/ETAR)*, *Pencil Beam Convolution - Modified Batho power law (MBPL)*, *Collapsed Cone (CC)*, *Analytical Anisotropic Algorithm (AAA)*.

Além de avanços no cálculo da dose, o SPT também possibilitou melhorias na análise do resultado final do planejamento. Pois, o programa de planejamento possui ferramentas de visualização como: BEV (*beam eye view*), que permite a visualização do campo conformado para diferentes cortes tomográficos do paciente (por exemplo, corte transversal, um frontal, e um sagital); histogramas dose-volume, do inglês *dose-volume histogram (DVH)*, importante ferramenta de análise da dose depositada no volume alvo e em estruturas críticas; DRR (*digitally reconstructed radiograph*), radiografia digital do paciente, onde podem ser inseridas informações do campo conformado, um instrumento importante de checagem do posicionamento do paciente para início do tratamento.

Os algoritmos de cálculo, bem como os SPT estão sob constante estudo e pesquisa, e novas tecnologias estão sempre em desenvolvimento.

4 MATERIAS E MÉTODOS

A metodologia do presente trabalho se dividiu em duas etapas. A primeira se referiu à escolha de um conjunto de testes, dentre os sugeridos nos principais protocolos internacionais de controle de qualidade. A segunda contemplou as medições do pacote de testes definido, que possibilitaram verificar a viabilidade da inclusão desse conjunto de testes nas avaliações locais do Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer.

4.1 Conjunto de Testes

Foi realizado um levantamento bibliográfico dos testes de controle de qualidade de sistemas de planejamento do tratamento nos seguintes protocolos: IAEA TRS 430 - *Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer*; IAEA TECDOC 1151 – Aspectos Físicos da Garantia de Qualidade em Radioterapia; IAEA TECDOC 1540 - *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*; TECDOC 1583 - *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*; AAPM TG 53 - *Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning*; AAPM TG 40 – *Comprehensive QA for Radiation Oncology*; AAPM TG 142 - *Quality Assurance of Medical Accelerators*; IAEA QUATRO (*Quality Assurance Team for Radiation Oncology*) - *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: a Tool for Quality Improvement*.

A partir desse levantamento foram definidos critérios de escolha para selecionar os testes que fossem: os mais representativos dentro desse universo de testes, os mais

significativos em relação à garantia da qualidade do tratamento e segurança do paciente, os mais exequíveis e adequados à realidade dos hospitais e clínicas.

4.1.1 Critérios de Escolha dos Testes

A eleição do conjunto de testes seguiu critérios de escolha que contemplaram: testes dosimétricos e não dosimétricos; redundância de procedimentos; testes presentes na rotina clínica, *i.e.*, realizados pelo físico do local; geometrias complexas; limitações de operação e princípios de segurança do paciente e qualidade do tratamento.

Com intuito de avaliar as necessidades reais de um serviço de radioterapia, a presente autora participou da rotina clínica do setor de Radioterapia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – UFRJ, durante sete meses na qualidade de estagiária. Foi possível identificar demandas para controle de qualidade clínico e tecnológico, bem como ampliar a compreensão do próprio sistema de planejamento do tratamento (programa: CadPlan, fabricante: Varian Medical Systems).

Com a finalidade de se abranger as etapas do tratamento, nas quais existe risco potencial de falhas e que conseqüentemente merecem maior atenção no controle de qualidade, alguns conceitos de Análise de Modo e Efeitos de Falha (FMEA) foram utilizados.

Atualmente está sendo desenvolvido pela AAPM (HUQ, 2008) o TG100 - *Method for Evaluating Quality Assurance Needs in Radiation Therapy*, que propõe uma nova abordagem na garantia da qualidade (GQ), embasada em ferramentas de controle de qualidade como ISO e FMEA (RATH, 2008).

No presente trabalho, a ferramenta FMEA (seção 3.1) foi utilizada de forma adaptada aos recursos humanos e tempo disponíveis. Sendo assim, ao invés de ser

composta uma equipe de profissionais dentro da radioterapia, que forneceria uma análise dos riscos de falhas em cada etapa do tratamento radioterápico, foi realizado um estudo sobre os principais erros em radioterapia nos últimos 30 anos, que levaram a incidentes moderados e graves. Esse levantamento é apresentado no documento da Organização Mundial de Saúde - *Radiotherapy Risk Profile: Technical Manual, WHO*. Esse documento também apresenta os riscos presentes em cada etapa do tratamento de radioterapia.

Dessa forma, o primeiro estágio na escolha dos testes foi definir em qual etapa do tratamento radioterápico havia maior incidência de erros, e conseqüentemente maior risco de falha no processo.

O gráfico 2 mostra que o planejamento é a etapa do tratamento de maior incidência de eventos severos, *i.e.*, aqueles que resultam em dano ao paciente.

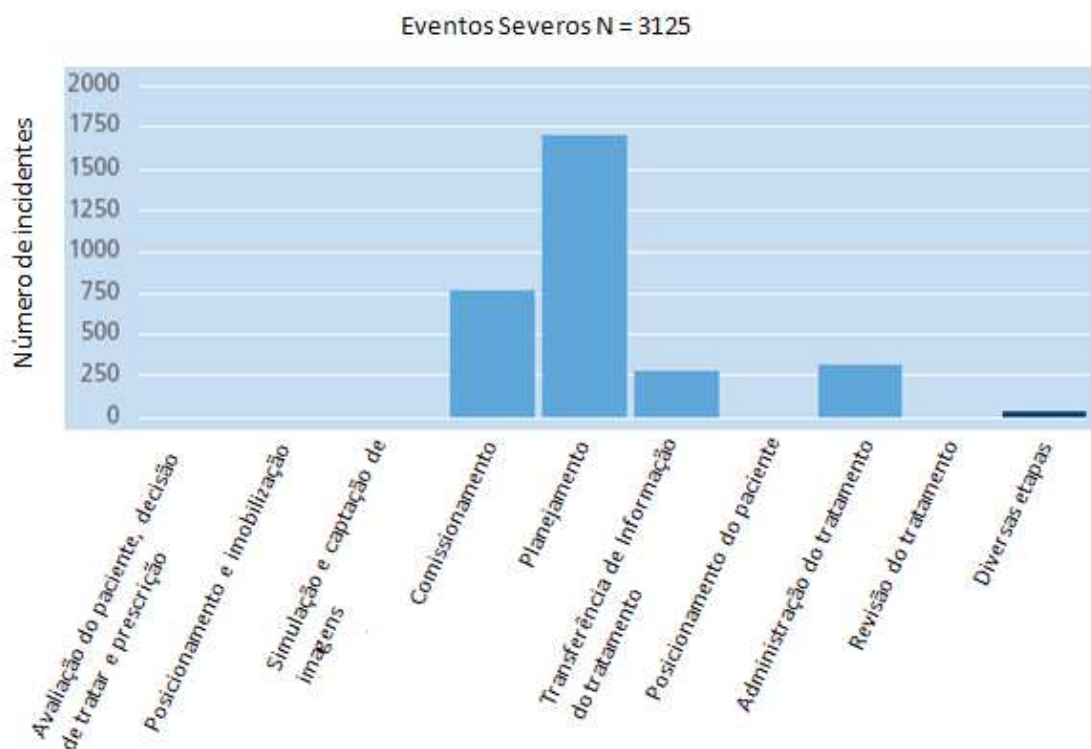


Gráfico 2. Incidentes em radioterapia (1976 - 2007) em relação à etapa do processo de tratamento. Eventos severos são incidentes que resultam em danos ao paciente. Dados de WHO, 2008.

O gráfico 3 mostra que a transferência de informações do tratamento é a etapa maior incidência de eventos leves, *i.e.*, aqueles que não chegam a causar danos observáveis ao paciente.

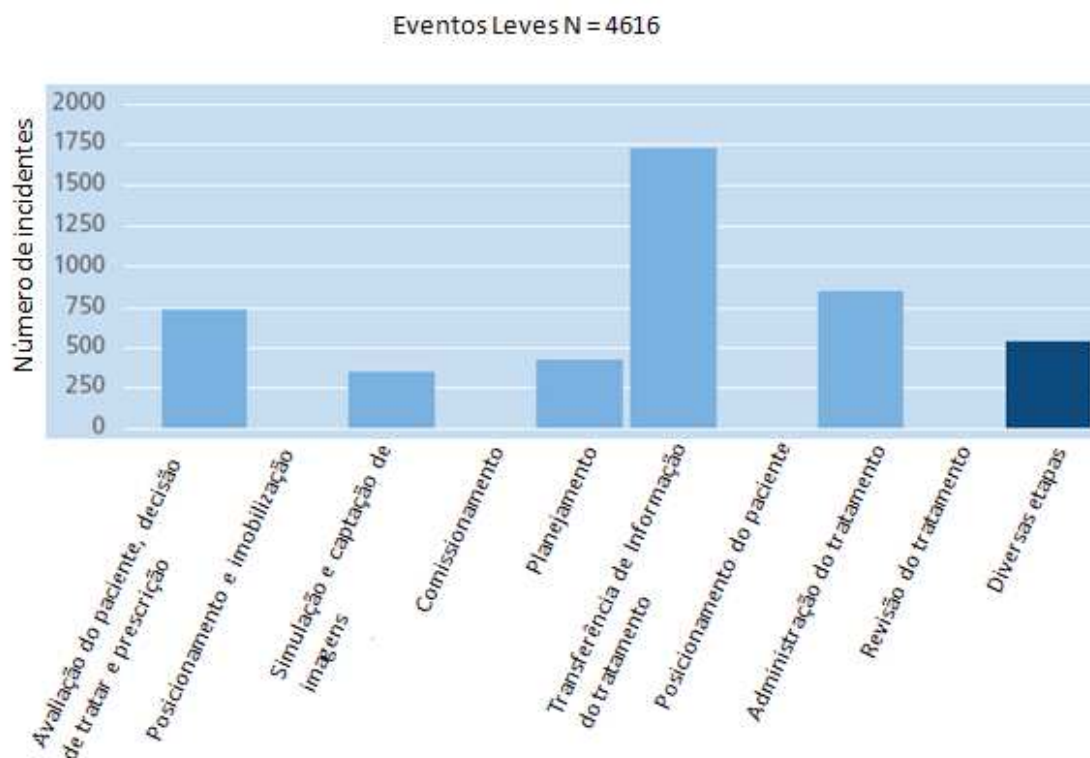


Gráfico 3. Incidentes em radioterapia (1976 - 2007) em relação à etapa do processo de tratamento. Eventos leves são incidentes que não chegam a causar danos observáveis ao paciente. Dados de WHO, 2008.

A partir dos dados dos gráficos 2 e 3, foram definidas as etapas do tratamento que seriam foco dos testes.

Foram gerados fluxogramas para mapear e definir as etapas de interesse de atuação do presente trabalho. Uma vez que, o objetivo foi implementar testes de controle qualidade de sistemas de planejamento do tratamento, num contexto de auditorias externas.

Foi criada uma tabela de gerenciamento de modos de falhas, seus efeitos, riscos, e medidas de prevenção (testes).

Por fim, dessa primeira seleção de testes, foram extraídos aqueles que se mostraram executáveis, ou seja, os testes viáveis em relação ao tempo de execução e limites tecnológicos impostos pela realidade das clínicas e hospitais e pelo contexto de auditoria externa.

Juntamente com o desenvolvimento dos critérios de escolha, os procedimentos para realização dos testes foram definidos, sempre se considerando o contexto das avaliações locais do PQRT.

4.2 Medições dos Casos Teste

Após a eleição do conjunto de testes e dos seus procedimentos, foram realizadas medições no Hospital do Câncer do INCA.

A metodologia experimental se dividiu em três etapas. A primeira foi planejar os casos teste dosimétricos com programa de planejamento Eclipse. A segunda foi transferir os dados dos planejamentos para a máquina de tratamento, através do sistema ARIA. A terceira foi irradiar os campos planejados, em um arranjo experimental típico de dosimetria, utilizado para as avaliações locais do PQRT/INCA.

4.2.1 Planejamento dos Casos Teste

O programa de planejamento utilizado foi o Eclipse (versão 8.1, fabricante: *Varian Medical Systems*, algoritmo de cálculo AAA) (fig. 2).

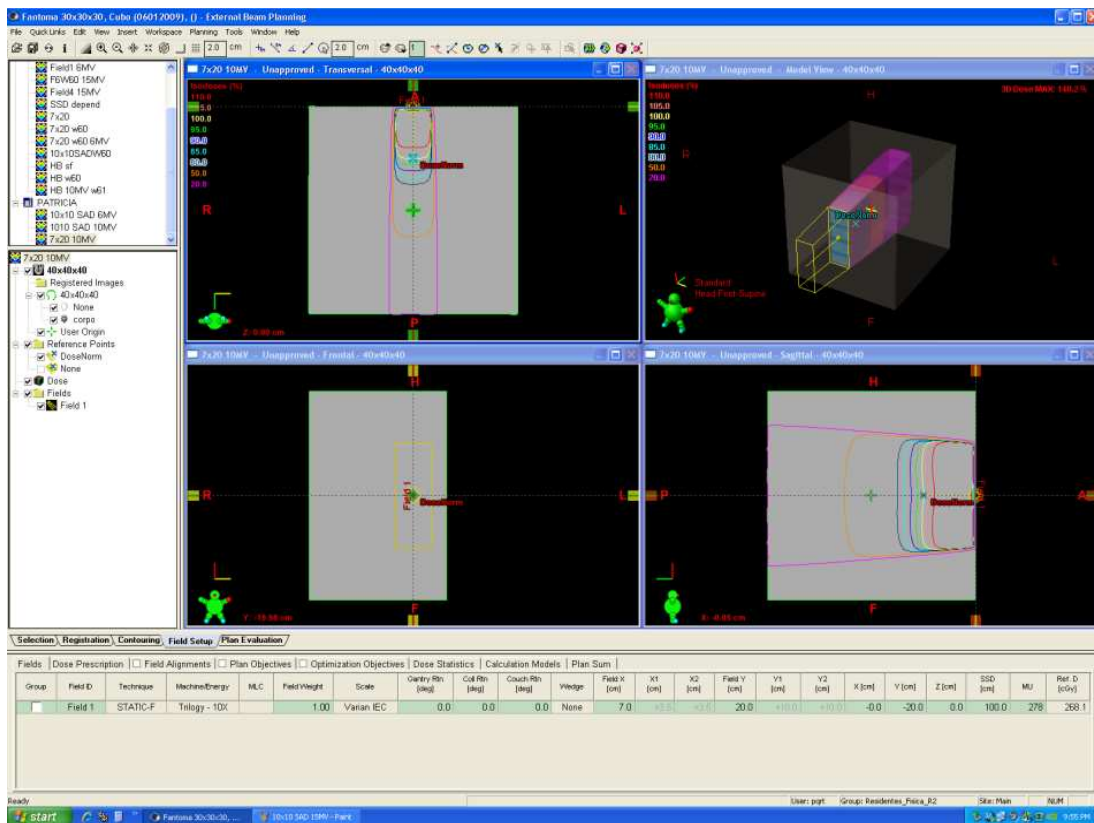


Figura 2. Interface do programa de planejamento Eclipse versão 8.1.

O planejamento consistiu em criar um corpo tridimensional, na geometria do fantoma usado para as medidas. No caso, foi criado um contorno cúbico de 40 cm x 40 cm x 40 cm. Tal contorno corresponde a um corpo constituído de água, uma vez que não foram inseridas heterogeneidades, visto que o fantoma utilizado foi uma caixa de acrílico preenchida de água. Essa geometria foi usada em todos casos teste.

Em seguida foram inseridas as informações do plano de tratamento, como escolha da máquina onde o tratamento será executado, tamanho de campo, posição do colimador e do gantry, energia de irradiação, ponto de prescrição na profundidade escolhida, acessórios, o valor da dose prescrita e número de frações (= 1). A dose foi calculada no volume e normalizada para o ponto de prescrição, obtendo-se assim o valor da UM, que é o equivalente em tempo de irradiação da máquina da dose prescrita. Esses

procedimentos foram repetidos para cada caso teste. E todos os testes foram realizados para cada uma das energias de fótons disponíveis no acelerador, no caso 6 MV e 10 MV.

4.2.2 Transferência de Dados para Máquina de Tratamento

A transferência de dados foi realizada de duas maneiras. A primeira foi através do sistema de registro e verificação (*Record and Verify System*), onde foi utilizado o programa *ARIA Oncology Information System* (fabricante: *Varian Medical Systems*), (fig. 3). Dessa forma, o sistema de controle da máquina opera no modo clínico, que é o modo usual durante os tratamentos de pacientes. Nesse modo, os parâmetros do plano são transferidos automaticamente para o controle da máquina e o usuário não tem a possibilidade de alterar quaisquer parâmetros planejados, sem prévia autorização do sistema mediante senha do administrador.

Essa forma de transferência assegura que o que foi planejado será executado.

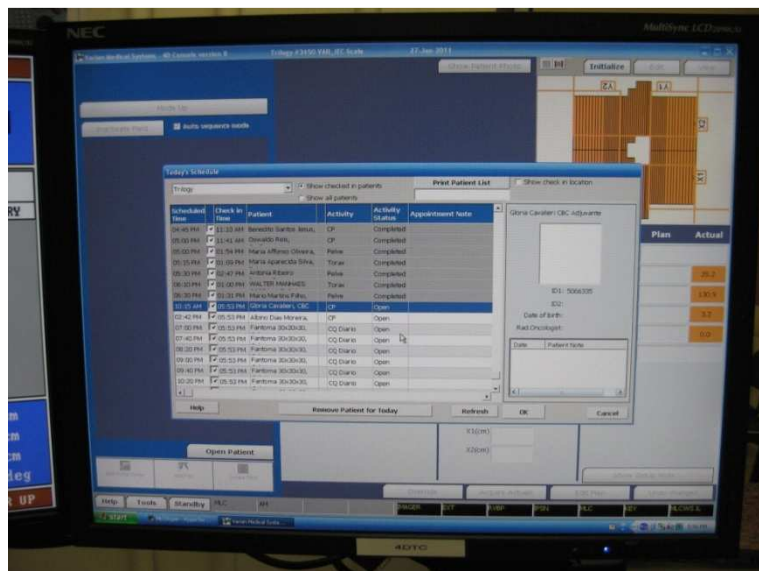


Figura 3. Interface do programa de transferência de informação e registro (*Record and Verify System*) ARIA.

A outra forma de transferência dos dados foi a inserção direta dos parâmetros do plano no sistema de controle da máquina. Essa maneira permite ao sistema operar em modo serviço, que é o modo utilizado pelos físicos para realização dos testes de CQ de rotina. Dessa forma, há necessidade de entrada manual dos tamanhos de campo, posição do colimador e *gantry*, dos acessórios e do valor da UM.

4.2.3 Irradiação dos Casos Teste

A fim de verificar se a dose planejada é de fato a dose depositada, foram realizadas medidas no acelerador linear Trilogy (n/s 3450, fabricante: *Varian Medical Systems*).



Figura 4. Acelerador linear Trilogy n/s 3450 do Hospital do Câncer HCI/INCA.

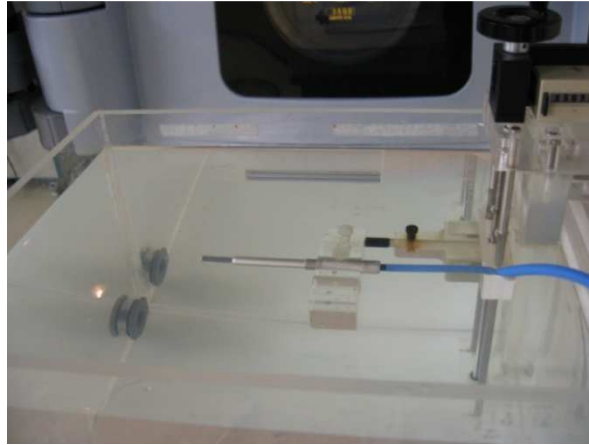
A primeira etapa das medições foi realizar a dosimetria dos feixes de fótons do acelerador linear. Esse procedimento faz parte das avaliações locais do PQRT, com o

qual é determinado o fator de calibração daquela máquina. (conforme descrito na seção 3.5).

Foram utilizados os seguintes materiais: fantoma de acrílico CNMC 38 cm x 30 cm x 38 cm (do próprio departamento de radioterapia do hospital) preenchido com água; conjunto dosimétrico composto por câmara de ionização tipo farmer (modelo: 30013, fabricante: PTW, n/s 491, fator de calibração $N_{D,w,Q0} = 5,328 \text{ cGy/nC}$) e eletrômetro (fabricante e modelo: PTW UNIDOS, n/s 280); termômetro (fabricante: French Cooking); barômetro (fabricante: Oregon Scientific, modelo: DB-898).



Figura 5. a) Arranjo experimental para dosimetria e medição dos casos teste.



b)

Figura 5. b) Arranjo experimental em detalhe: câmara de ionização e seu sistema de posicionamento.

O arranjo experimental de dosimetria consistiu em abrir um campo de irradiação de $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, manter uma distância fonte-superfície de 100 cm , posicionar a câmara no centro do campo a 10 cm (z_{ref}) de profundidade e irradiar com 100 UM . Essa profundidade é recomendada pelo protocolo TRS 398, pois nessa região não há mais contaminação por elétrons de radiação secundária. Porém, o resultado final da dosimetria é dado em relação ao z_{max} , conforme descrito na seção 3.5.

O passo a passo do cálculo de dosimetria está explicitado na seção 3.5. Sendo assim, os procedimentos experimentais aqui descritos foram realizados de forma a determinar todos os fatores de correção (k_i) necessários para se chegar ao resultado final, o fator de calibração. Além disso, os procedimentos realizados são os descritos no protocolo de dosimetria TRS 398 da AIEA.

Portanto, foram realizadas medidas em cada uma das três tensões aplicadas a câmara ($+300\text{ V}$, -300 V e -150 V). Foram realizadas medidas, numa tensão fixa de -300 V , na profundidade de 20 cm e de 10 cm , com o intuito de determinar o $TPR_{20,10}$ (vide seção 3.5). Além de medições de temperatura e pressão.

Os cálculos foram realizados através de uma planilha do programa EXCEL, desenvolvida pelo PQRT nos moldes da sugerida pela AIEA no TRS 398. Tal planilha é disponibilizada a hospitais e clínicas e a quem se interessar⁵.

Determinação do Fator de Calibração - TRS-398

Instituição: INCA HC-I **DATA:** 27/01/11

Unidade de Tratamento: Trilogy n/s: 3450

Energia Nominal: 6MV

Câmara de Ionização: PTW30013 ns 491

Eletrômetro: PTW UNIDOS E NS 280

Fantoma: CNMC 38 x 30 x 38 cm³

Prof. (cm)	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	nC
10	12,690	12,680	12,690	12,700	12,690	12,690	0,02	nC
20	7,303	7,307	7,312	7,316	7,313	7,310	0,03	nC

D₂₀/D₁₀ 0,576 **TPR_{20/10}** 0,670 **Ref.: TPR_{20/10}** 0,669

MEDIDAS NA PROFUNDIDADE DE REFERÊNCIA (10 cm)

DFS: 100 cm **CAMPO:** 10 x 10 cm²

Tensão	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	nC
-300 V	12,690	12,680	12,690	12,700	12,690	12,690	0,02	nC
300 V	12,620	12,650	12,650	12,660	12,670	12,650	0,07	nC
-150 V	12,670	12,670	12,680	12,660	12,680	12,672	0,03	nC

	L1	L2	Média
P(mbar)	1015,0	1016,0	1015,5
T(°C)	24,8	24,6	24,7

M₊ = (M_h) = 12,690 nC **k_{P,T} =** 1,014

M_t = 12,650 nC **k_{pol} =** 0,998

V₁ = -300 V **k_s =** 1,001

V₂ = -150 V

a₀ = 2,337

a₁ = -3,636

a₂ = 2,299

k_{ele} = 1,000

N_{D,w,Q0} = 5,328 cGy/nC

k_{Q,Q0} = 0,9914 Tabela 14 TRS-398 em função do modelo de câmara

M_Q = 12,862 nC

%Z_{ref} = 67,7

D_{w,Q(Z_{ref}) =} 67,938

D_{w,Q(Z_{max}) =} 1,004

Figura 6. Planilha de cálculos para dosimetria de feixes de fótons de alta energia. Fonte PQRT/INCA.

⁵ <http://www.inca.gov.br/pqrt/publicacoes/planilhas.asp>. Acesso em 07/02/2011.

A dosimetria foi realizada para as duas energias de feixes de fótons do acelerador linear Trilogy, 6 MV e 10 MV.

A partir dos fatores de calibração determinados foi iniciada a segunda etapa das medições, que foi irradiar os testes planejados.

Em cada teste, o arranjo experimental foi adequado aos parâmetros (tamanho de campo, profundidade de prescrição, acessório, etc.) do planejamento em questão. A câmara de ionização foi irradiada com o valor de UM do teste em curso.

O valor da dose foi calculado, conforme eq. 8, a partir da leitura do eletrômetro e da determinação dos fatores k_i . Tal valor foi corrigido, sendo dividido pelo fator de calibração previamente determinado (para a mesma energia do teste em questão).

O cálculo da dose também foi realizado através de uma planilha do programa EXCEL, criada especialmente para os testes dosimétricos de CQ do SPT. Tal planilha poderá integrar o conjunto atual das planilhas de testes, que o PQRT utiliza em suas avaliações externas.

O importante para uma avaliação de controle de qualidade não é o valor da dose obtido experimentalmente em si, mas sim o quanto este valor desvia do valor da dose prescrita.

Logo, foram definidos limites de tolerância para o desvio na dose. Esses valores compõem os critérios de aceitação utilizados em cada caso teste.

4.3 Critérios de Aceitação

De acordo com o protocolo TRS 398, sob as condições de referência de dosimetria, a incerteza total estimada para dose absorvida na água é de 1,5%.

Tal incerteza é obtida em duas etapas, considerando-se as grandezas físicas envolvidas e os procedimentos para determinação da dose absorvida. Sendo assim, a primeira etapa (Etapa 1 da tabela 1) se refere às incertezas no processo de calibração da câmara de ionização no laboratório de dosimetria padrão. A segunda etapa (Etapa 2 da tabela 1) considera as incertezas associadas às medições no feixe clínico (do usuário), além das incertezas dos fatores de correção k_i , utilizados no cálculo da dose absorvida (seção 3.5).

Tabela 1: Incertezas estimadas para dose absorvida na água. O “usuário” se refere a clínicas e hospitais. Dados do protocolo TRS 398.

Grandezas físicas ou procedimentos	Incerteza padrão relativa (%)
<i>Etapa 1: laboratório de dosimetria padrão</i>	
$N_{D,w}$ calibração de padrão secundário no PSLD	0,5
Estabilidade de longo prazo do padrão secundário de calibração	0,1
$N_{D,w}$ calibração do dosímetro do usuário em laboratório de dosimetria padrão	0,4
Incertezas combinadas na etapa 1	0,6
<i>Etapa 2: feixe de fótons de alta energia do usuário</i>	
Estabilidade de longo prazo do dosímetro do usuário	0,3
Estabelecimento das condições de referência	0,4
Leitura do dosímetro M_Q em relação ao feixe de monitoramento	0,6
Correções para as grandezas de influência k_i	0,4
Correção para qualidade do feixe k_{Q,Q_0} (valores calculados)	1,0
Incertezas combinadas na etapa 2	1,4
Incerteza padrão combinada de $D_{w,Q}$ (Etapas 1 + 2)	1,5

O objetivo do presente trabalho foi avaliar o quanto os valores de dose calculados pelo SPT desviam dos valores de dose obtidos experimentalmente.

Dessa forma, a tolerância para esse desvio já considera a incerteza estimada para dose absorvida.

A dose prescrita no programa de planejamento foi de 200 cGy, para todos casos teste. A diferença entre esse valor e a dose obtida experimentalmente foi dada por:

$$\delta = 100\% \cdot \frac{(D_{presc} - D_{med})}{D_{med}} \quad (13)$$

onde: D_{presc} é a dose prescrita (SPT) e D_{med} a dose obtida experimentalmente.

A normalização do desvio δ em relação à dose local (D_{med}) e não em relação à dose no ponto de máximo (z_{max}) é preferida, pois a dose local representa melhor a dose depositada no tumor alvo, sendo clinicamente mais relevante (VENSELAAR *et al.*, 2001).

Estudos mostraram (BRAHME *et al.*, 1988; MIJNHEER *et al.*, 1987 *apud* MIJNHEER *et al.*, 2004) que o desvio da dose depositada no ponto de prescrição (ponto ICRU de referência, ICRU 62) deve ser de 3-5%. Venselaar *et al.* (2001) apresentou um consistente conjunto de critérios para tolerância dos valores de dose calculados por SPT, para feixes de fótons de alta energia. Esses estudos e outras pesquisas presentes na literatura foram compilados e embasaram as recomendações de exatidão dosimétrica e geométrica de SPT, apresentadas no relatório nº 7 da ESTRO (MIJNHEER *et al.* 2004).

Essas recomendações foram seguidas no presente trabalho, e definiram os limites de tolerância para o desvio na dose, em cada caso teste.

A tabela 2 apresenta as recomendações internacionais. Estes valores de tolerância já consideram as incertezas inevitáveis presentes na obtenção experimental da dose.

Tais valores também abrangem os erros esperados devido às limitações dos modelos computacionais de cálculo de dose, e do algoritmo instalado no programa de planejamento do SPT.

Tabela 2: Tolerâncias δ para o desvio da dose em várias regiões do feixe de fótons de alta energia. Esses dados devem ser considerados recomendações para boas práticas clínicas e não como valores absolutos válidos sob todas circunstâncias. Dados do relatório nº 7 da ESTRO.

	Região	Meio homogêneo e geometrias simples	Geometrias complexas (filtros, inhomogeneidades, assimetria, blocos e MLC)	Geometrias mais complexas
δ_1	Pontos no eixo central do feixe – altas doses, baixo gradiente de dose	2%	3%	4%
δ_2	Região de <i>build-up</i> no eixo central do feixe, região de penumbra do perfil do feixe – altas doses, alto gradiente de dose	2 mm ou 10%	3 mm ou 15%	3 mm ou 15%
δ_3	Região fora do eixo central do feixe – altas doses, baixo gradiente de dose	3%	3%	4%
δ_4	Região fora dos limites do feixe – baixas doses, baixo gradiente de dose	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW_{50}	Amplitude radiobiológica – altas dose, alto gradiente de dose	2 mm ou 1%	2 mm ou 1%	2 mm ou 1%
δ_{50-90}	Margem do feixe – altas doses, alto gradiente de dose	2 mm	3 mm	3 mm

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 Conjunto de Testes

5.1.1 Definição do Processo

Conforme discutido anteriormente na seção 4.1.1, o gráfico 2 indica que o planejamento do tratamento é a etapa que apresenta maior incidência de erros resultantes em eventos graves. O gráfico 3 mostra que a transferência de informações é a etapa com o maior número de erros resultantes em eventos leves.

Diante dessas informações foram traçados fluxogramas para descrever o processo. O fluxograma da fig. 7 corresponde à definição de planejamento de tratamento presente no protocolo TRS 430. Entretanto, o foco do atual trabalho se restringe ao SPT e não ao processo de planejamento do tratamento em sua totalidade. Isso procede pois, há testes de CQ que já contemplam as outras etapas do planejamento do tratamento. Por exemplo, na etapa de aquisição de imagens, é de responsabilidade do setor de radiologia executar procedimentos próprios de CQ. Outro caso, é a etapa de delimitação de estruturas anatômicas, que corresponde a testes de CQ que também abrangem a avaliação do profissional médico responsável. Tal situação foge do contexto das avaliações externas realizadas pelo PQRT, cabendo ao setor de radioterapia do local manter um programa de garantia da qualidade.

Portanto, o processo envolveu somente etapas de um SPT. Também de acordo com protocolo TRS 430, o sistema de planejamento do tratamento (SPT) foi definido como sendo composto por periféricos de entrada (por exemplo, mesas digitalizadoras, escâneres de filme radiográfico, teclados, *etc.*), a CPU (computador) onde o *programa*

para o planejamento está instalado, e os periféricos de saída (por exemplo, impressoras, *plotters*, monitores, etc.)

Fluxograma do Planejamento do Tratamento

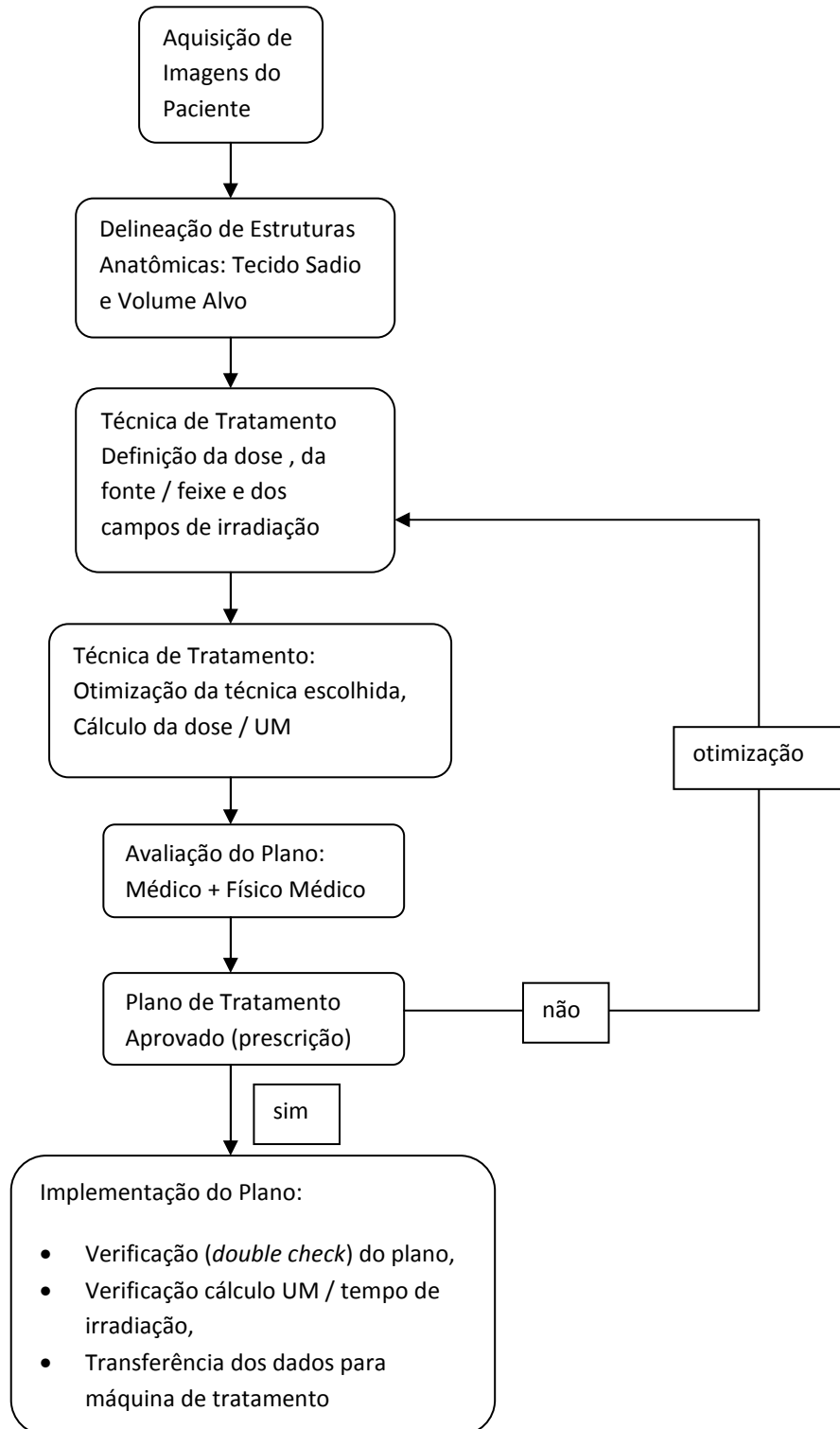


Figura 7. Fluxograma definindo as etapas do planejamento do tratamento. Adaptado do TRS 430.

Fluxograma de Ilustrações do Sistema de Planejamento do Tratamento

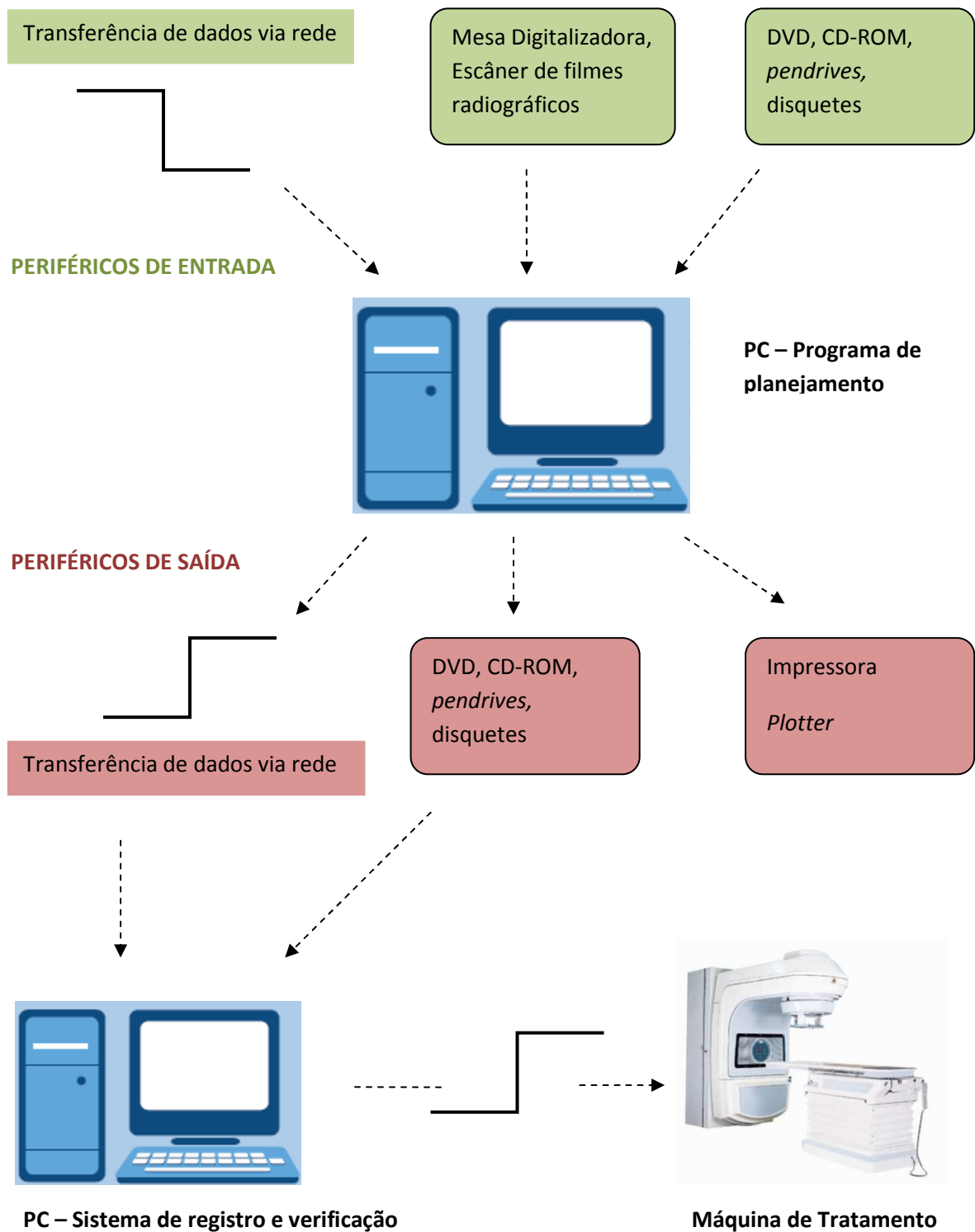


Figura 8. Fluxograma do sistema de planejamento do tratamento. Também estão incluídas as etapas de transferência de informação para máquina de tratamento.

Da fig. 8, observa-se que a etapa de transferência de informações também foi incluída no processo. A intenção dessa abordagem foi cobrir as etapas de maior incidência de erros.

Definido processo, foram aplicados outros conceitos de FMEA para elencar testes de CQ, visando minimizar os riscos de ocorrência de falhas.

5.1.2 Definição dos Testes

Foram mapeadas as possíveis falhas em cada etapa do processo: sistema de planejamento do tratamento e transferência de informações para execução do tratamento (vide tabelas 3 e 4).

Nas tabelas 3 e 4, os modos de falhas, suas causas e efeitos foram construídos a partir da análise do documento *Radiotherapy Risk Profile: Technical Manual – WHO* e também se pautaram na experiência dos profissionais do PQRT/INCA, que há mais de 10 anos realizam avaliações externas de clínicas e hospitais no Brasil e América Latina.

Além disso, observa-se nessas tabelas o índice de risco NPR. Tal índice também foi obtido pelo documento *Radiotherapy Risk Profile: Technical Manual – WHO*, que apresenta uma detalhada e confiável definição de risco para cada etapa do tratamento de radioterapia. Esses dados foram derivados de uma pesquisa de 30 anos de análise de erros.

Nas tabelas, o índice de risco (IR) segue a seguinte graduação: alto risco = 3, médio risco = 2, baixo risco = 1

Ainda nas tabelas 3 e 4, é interessante notar que há uma coluna “medidas de segurança recomendadas”. Essas recomendações abordam, muitas vezes, condutas que

cabem ao departamento de radioterapia do local executar e não se enquadram aos testes de CQ de uma auditoria externa, nos moldes que são realizadas as avaliações do PQRT.

Tabela 3: Adaptação da FMEA para a etapa: sistema de planejamento do tratamento. O índice de risco IR corresponde a: alto risco = 3, médio risco = 2, baixo risco = 1.

Etapa do Processo	Modos de Falhas Potenciais	Causas e/ou Fatores Contribuintes das Falhas	Resultado/Impacto da Falha	I R	Medidas de Segurança Recomendadas	Teste para auditoria externa sugeridos
Sistema de Planejamento do Tratamento	Calibração incorreta	Erros de interpretação de protocolos Erros de procedimentos experimentais Erros de cálculo durante dosimetria	Fator de calibração incorreto, gerando doses incorretas	3	CQ Periódico Auditoria externa	Dosimetria
	Erro de comissionamento	Dados incorretos no <i>software</i>	Distribuição de doses incorreta	3	Recomissionamento, conforme protocolos CQ	Caso teste dosimétrico: planejamento de situações clínicas
	Erro no cálculo de dose	Introdução de nova técnica de planejamento Erros aleatórios de utilização do programa de planejamento	Sobredosagem – toxicidade do paciente ou subdosagem – sem cura e possível recorrência da doença	3	Treinamento da equipe de profissionais Auditoria externa	Testes dosimétricos
	Fator filtro errado	Erro na entrada de dados durante atualização do <i>programa</i> de planejamento	Sobredosagem – toxicidade do paciente ou subdosagem – sem cura e possível recorrência da doença	3	Recomissionamento Implementar programa de CQ local Auditoria externa	Caso teste dosimétrico: planejar um campo de irradiação com filtro
	Distribuição de dose inhomogênea	Erro na delimitação do volume alvo de irradiação	Estruturas sadias em possível, porém não identificável risco	2	Discussão do caso com outros profissionais da equipe Treinamento de médicos	-----
	Erros na utilização do SPT	Falta registro de procedimentos e manuais de operação	Não há como rastrear danos ao paciente	2	Treinamento dos profissionais Manutenção de registros Programa de CQ	Checar os registros do SPT (manual) Checar registros dos procedimentos de CQ

Tabela 3: (continuação)

Sistema de Planejamento do Tratamento	Erro no planejamento e construção de blocos	Erro na utilização das ferramentas do SPT Erro de procedimentos na oficina	Estruturas sadias não preservadas	3	Treinamento de físicos médicos e técnicos Dosimetria <i>in vivo</i> Auditoria externa	Caso teste dosimétrico: planejar campo de irradiação conformado com bloco
	Distribuição de dose em profundidades erradas	Gráficos e dados de percentual de dose na profundidade utilizados para máquina errada.	Subdosagem ou sobredosagem do volume alvo	3	Manter <i>checklist</i> do procedimento do planejamento de tratamento Segunda assinatura do planejamento por outro profissional Recomissionamentos anuais	Testes dosimétricos

Tabela 4: Adaptação da FMEA para a etapa: transferência da informação do tratamento. O índice de risco IR corresponde a: alto risco = 3, médio risco = 2, baixo risco = 1.

Etapa do Processo	Modos de Falhas Potenciais	Causas e/ou Fatores Contribuintes das Falhas	Resultado/Impacto da Falha	I R	Medidas de Segurança Recomendadas	Teste para auditoria externa sugeridos
Transferência da Informação do Tratamento	Número incorreto de UM Acessórios incorretos	Erro ao não informar mudanças num plano de tratamento Erros de alimentação dos dados do tratamento no sistema de registro e verificação	O tratamento planejado não é o executado	3	Checagem do sistema de registro e verificação Documentados assinados para liberação de um plano de tratamento	Testes de transferência de dados: exportar plano do <i>programa</i> de planejamento e verificar parâmetros no sistema de registro e verificação Testes dosimétricos
	Entrada de dados incorretos de forma manual na máquina de tratamento	Desatenção do técnico responsável Erro de entendimento ao ler ficha do paciente	Paciente receber 1 fração do tratamento diferente da prescrição	2	Automatização da transferência de dados, pela implantação de sistema de registro e verificação	-----
	Erro na identificação do paciente	Erro ao entrar dados no sistema de registro e verificação Erro de preenchimento da ficha do paciente Desatenção dos profissionais responsáveis ao chamar paciente para execução do tratamento	Erro no tratamento da doença. Dose e volumes alvos incorretos	3	Ter protocolos locais de registro dos pacientes, da transferência de informações entre programas, e do atendimento aos pacientes	Checar documentação da clínica ou hospital
	Iniciar tratamento de um plano não aprovado	Erro de comunicação entre profissionais do departamento Falta de procedimentos registrados para início do tratamento	Plano de tratamento pode não estar otimizado	2	Treinamento de todos profissionais do departamento Protocolos de procedimentos para liberação do tratamento Documentados assinados para liberação do tratamento	Checar documentação da clínica ou hospital

Tabela 4: (continuação)

Transferência da Informação do Tratamento	Erro no número de frações do tratamento	Erro no cálculo da dose total e do número de frações Erro na entrada de dados no sistema de registro e verificação	Efeito radiobiológico inesperado Subdosagem ou sobredosagem do volume alvo	3	Procedimento de checagem do plano (segunda assinatura, <i>double check</i>) Procedimento locais de CQ	Checar existência de programa de CQ local Checar documentação da clínica ou hospital
---	---	---	---	---	---	---

A partir da análise das tabelas anteriores, foi possível inferir que muitos dos modos de falhas poderiam ser detectados por testes dosimétricos. De fato, uma publicação recente da AIEA sobre auditoria de SPT 3D para terapia conformacional (GERSHKEVITSH *et al.*, 2010), concentrou seus esforços em testes dosimétricos.

Os procedimentos para os testes dosimétricos foram embasados pelo princípio conhecido como checagem condensada (KARLSSON *et al.*, 2010). Ele se refere a verificações dosimétricas, onde o que é medido é o produto final das várias etapas do cálculo da dose.

A checagem condensada é uma forma de verificação indicada para auditorias externas, pois ele envolve, de uma só vez, a maioria das etapas de um tratamento.

A verificação individual de cada passo do planejamento e execução do tratamento é conhecida como checagem diversificada. Esse tipo é mais indicado para compor um programa de garantia da qualidade, que deve ser executado pelo departamento de radioterapia do local.

Logo, o procedimento “início-fim”, do inglês *end-to-end* (KUTCHER *et al.*, 2009) foi adotado. Esse consistiu na criação de um plano de tratamento (caso teste), seu planejamento, a transferência dos dados via sistema de registro e verificação, e a execução do caso planejado na máquina de tratamento. A verificação foi realizada através da obtenção experimental da dose.

A partir da definição do procedimento de realização dos testes, foi possível voltar aos dados das tabelas 3 e 4, e selecionar os testes nos protocolos internacionais.

A criação dos casos teste dosimétricos foi limitada pelo arranjo experimental usado nas avaliações externas do PQRT. Ele é composto por um fantoma de acrílico, preenchido por água. Sendo assim, foi possível criar campos de irradiações somente na direção ântero-posterior. Isso se deve aos algoritmos de cálculo dos programas de

planejamento modelarem o corpo humano como sendo composto por água. Dessa forma, uma incidência de campo lateral irradiaria o acrílico + água, e geraria um erro na dose obtida experimentalmente. Tal situação foi evitada.

A tabela 5 apresenta o conjunto de testes dosimétricos.

Tabela 5: Testes dosimétricos. Campo SSD: isocentro na superfície. Campo SAD: isocentro na profundidade. MLC se refere ao colimador multi-lâminas.

Nº do Teste	Geometria do Teste	Tamanho de Campo (cm ²)	Profundidade (cm)	Distância Fonte-superfície (cm)	Acessórios	Off-axis (cm)	Critério de Aceitação (%)
1	Campo quadrado SSD	10 x10	10	100 / 80	---	---	2
2	Campo retangular	7 x 20	10	100 / 80		---	2
3	Campo retangular	7 x 20	10	100 / 80	Filtro de 60°	---	3
4	Campo T invertido assimétrico	X = 14.0 (X1 = X2 = 7.0) Y = 11.0 (Y1 = 7.0 Y2 = 4.0)	10	100 / 80	Bloco ou MLC	---	3
5	Campo quadrado SAD	10 x10	10	90 / 70		---	2
6	Campo quadrado SAD	10 x10	10	90 / 70	Filtro de 60°	---	3
7	Campo hemi-bloqueado	X = 10.0 (X1 = 0.0 X2 = 10.0) Y = 10.0 (Y1 = Y2 = 5.0)	5	95 / 75	Filtro de 45°	2	3
8	Campo hemi-bloqueado	X = 10.0 (X1 = 0.0 X2 = 10.0) Y = 10.0 (Y1 = Y2 = 5.0)	5	95 / 75	---	2	3

Nas tabelas 5 e 6, o critério de aceitação seguiu as recomendações para exatidão dosimétrica e geométrica apresentada no relatório nº 7 da ESTRO (MIJNHEER *et al.*, 2004), conforme discutido na seção 4.3.

O conjunto de testes dosimétricos definido se mostrou relevante por ser capaz de rastrear a maior parte dos possíveis erros, que podem ocorrer com SPT (tabelas 3 e 4).

Outro fato importante é que os testes criados incluem diferentes rotinas de cálculo de dose, utilizadas pelo algoritmo do programa de planejamento. Por exemplo, o campo quadrado em SSD e o em SAD resultam em uma mesma situação clínica, mas são calculados por rotinas diferentes.

Com o propósito de abranger os modos de falha da etapa de transferência da informação, testes não dosimétricos foram criados, conforme tabela 6.

Tabela 6: Testes não dosimétricos.

Nº do Teste	Descrição do Teste	Objetivo do Teste	Critério de Aceitação (mm)
9	Impressão do caso teste nº 3. Pelo SPT definir distância fonte-imagem e imprimir o campo conformado, em impressora local. Exportar campo via sistema de registro e verificação e verificar coincidência com campo luminoso na máquina de tratamento.	Verificar bom funcionamento de periférico de saída (impressora ou <i>plotter</i>) Verificar correta utilização do SPT Verificar se SPT e o sistema de registro e verificação convertem o MLC planejado em coordenadas mecânicas das lâminas na máquina de tratamento	2
10	Questionário sobre equipamentos do serviço local	Verificar se os recursos tecnológicos disponíveis garantem a qualidade do tratamento	-----
11	Questionário sobre gerenciamento de informações do tratamento	Verificar se procedimentos registrados eliminam erros de transferência de informação Sugerir procedimentos ainda não adotados	-----
12	Questionário sobre o programa de controle de qualidade local	Verificar se os testes do programa de qualidade local formam barreiras de identificação de falhas Verificar se os testes locais garantem a qualidade do tratamento Sugerir testes ainda não adotados	-----

Pode-se observar na tabela 6, que alguns testes verificam recursos de CQ já existentes na clínica ou hospital. Isso possibilita a esses locais otimizar seus próprios programas de garantia da qualidade, além de implementar testes de CQ para o SPT.

Nas tabelas 3 e 4, a coluna “medidas de segurança recomendadas” é um bom indicador de procedimentos que devem fazer parte de um programa local de garantia da qualidade. Tal programa englobaria por exemplo, o treinamento periódico dos profissionais, o qual deve ser registrado. A uma avaliação externa caberia a checagem desses registros da execução do programa de GQ, do hospital ou clínica que está sendo avaliado.

Por isso, e também para se verificar condutas clínicas, foi realizado um questionário que abrange informações técnicas sobre o SPT, registros de procedimentos de CQ, e outras informações consideradas relevantes para garantir o bom funcionamento de um departamento de radioterapia (conforme indicado na tabela 6).

A elaboração desse questionário foi motivada pelos modos de falhas observados na tabela 4, que se refere à transferência de informações. Além de que uma auditoria externa deve contemplar o levantamento de informações técnicas, de protocolos de condutas, de registros de CQ, entre outras informações.

O questionário foi elaborado a partir dos *checklists* sugeridos pelo documento da AIEA para práticas de auditorias (QUATRO, 2007). Também foi inspirado pelo documento já utilizado pelo PQRT em suas avaliações externas, o qual não inclui o SPT, e cujo incremento faz parte dos objetivos do presente trabalho.

O questionário abrangendo o SPT é apresentado no anexo A, já nos moldes do documento do SQRI/INCA.

5.1.3 Etapas do Processo e Medidas Preventivas

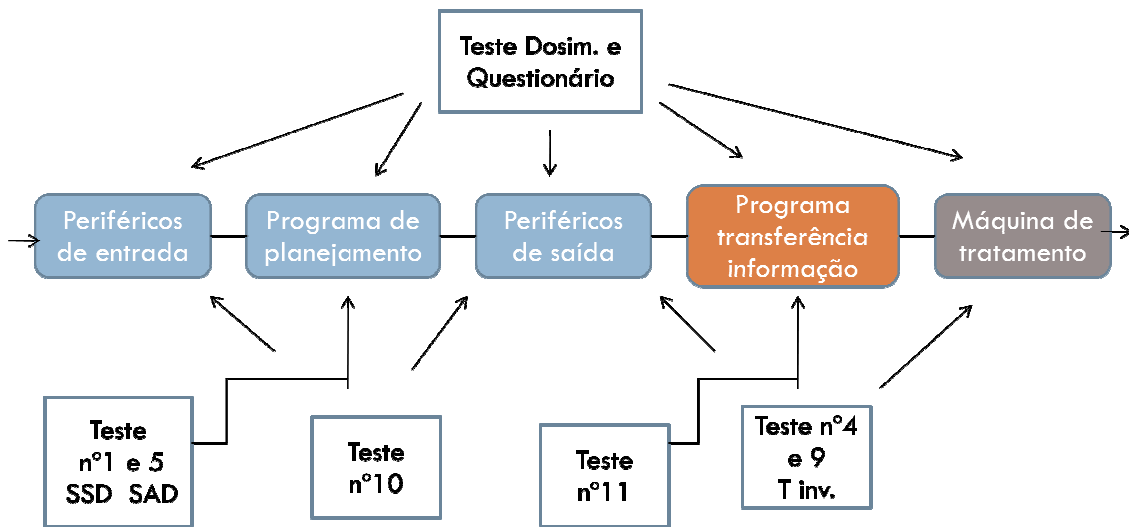


Figura 9. Fluxograma do processo e medidas de prevenção para cada etapa.

Na fig. 9, é explicitada a atuação dos testes como barreiras dos modos de falha para cada etapa do processo.

O conjunto total dos testes abrange todas as etapas do SPT e transferência de informações para máquina de tratamento. Isso ocorre porque os testes foram escolhidos de forma a realizar uma checagem condensada do processo, segundo o procedimento *end-to-end*.

Entretanto, alguns casos teste se destacam por verificarem de forma mais específica algumas etapas. Por exemplo, na fig. 9, os teste nº 4 e 9 permitem de uma só vez a checagem de um periférico de saída (impressora), através da impressão o plano T invertido (anexo B), a checagem do sistema de registro e verificação, ao exportar o plano de forma automatizada, e a checagem do MLC da máquina de tratamento, ao se fazer a coincidência entre o campo luminoso da máquina e o plano impresso.

Um outro exemplo, são os testes nº 1 e 5, campos abertos de geometrias simples, mas que permitem a verificação do algoritmo de cálculo, ao se planejar os feixes de tratamento em configurações diferentes (SSD e SAD).

5.2 Medições dos Casos Teste

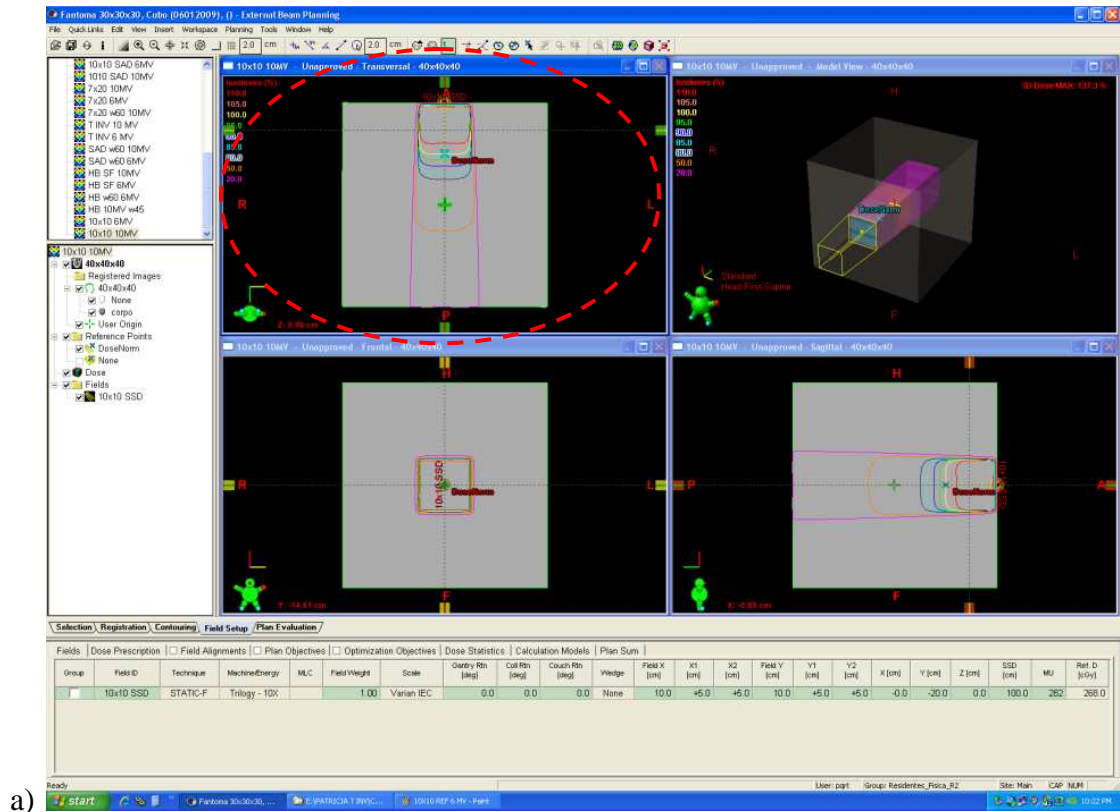
5.2.1 Planejamento dos Casos Teste

O procedimento experimental sugerido para auditorias externas do SPT, consiste em apresentar o conjunto de teste dosimétricos (tabela 5) previamente ao físico médico responsável do local, e solicitar que este planeje os casos teste no programa de planejamento de sua clínica ou hospital.

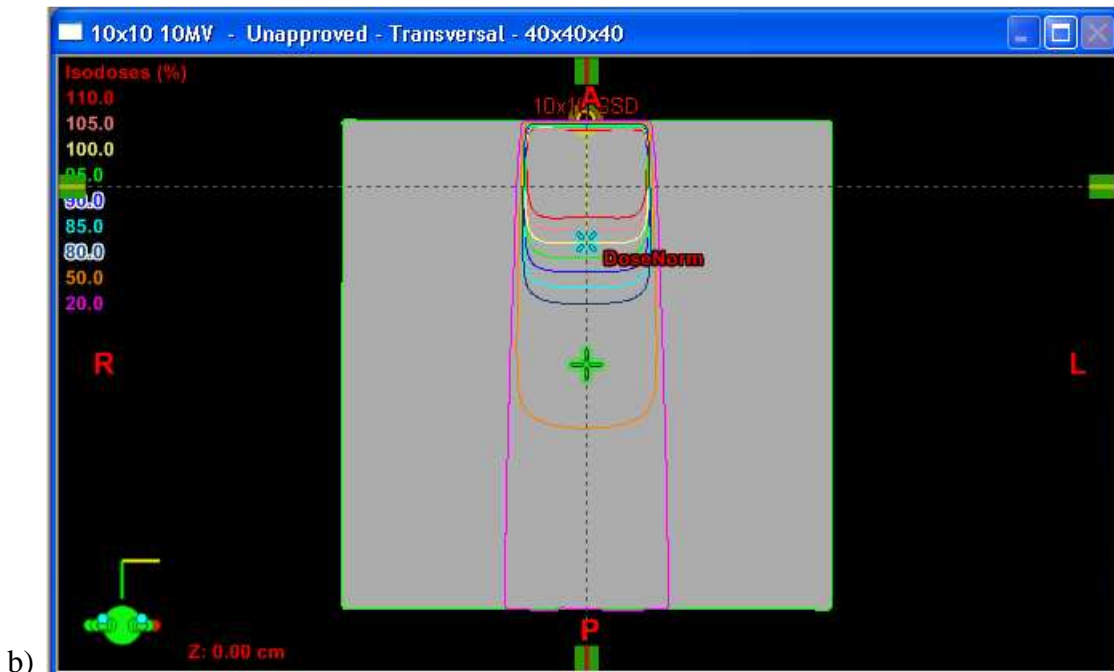
Essa conduta se mostra interessante pois, além de poupar tempo de execução dos testes de CQ, também possibilita avaliar a utilização correta do SPT por parte do profissional local.

No presente trabalho, o planejamento (conforme descrito na seção 4.2.1) foi realizado por um dos colaboradores do PQRT/INCA.

Detalhes importantes, que devem ser considerados durante o planejamento dos casos teste, estão explicitados na figura 10.



a)

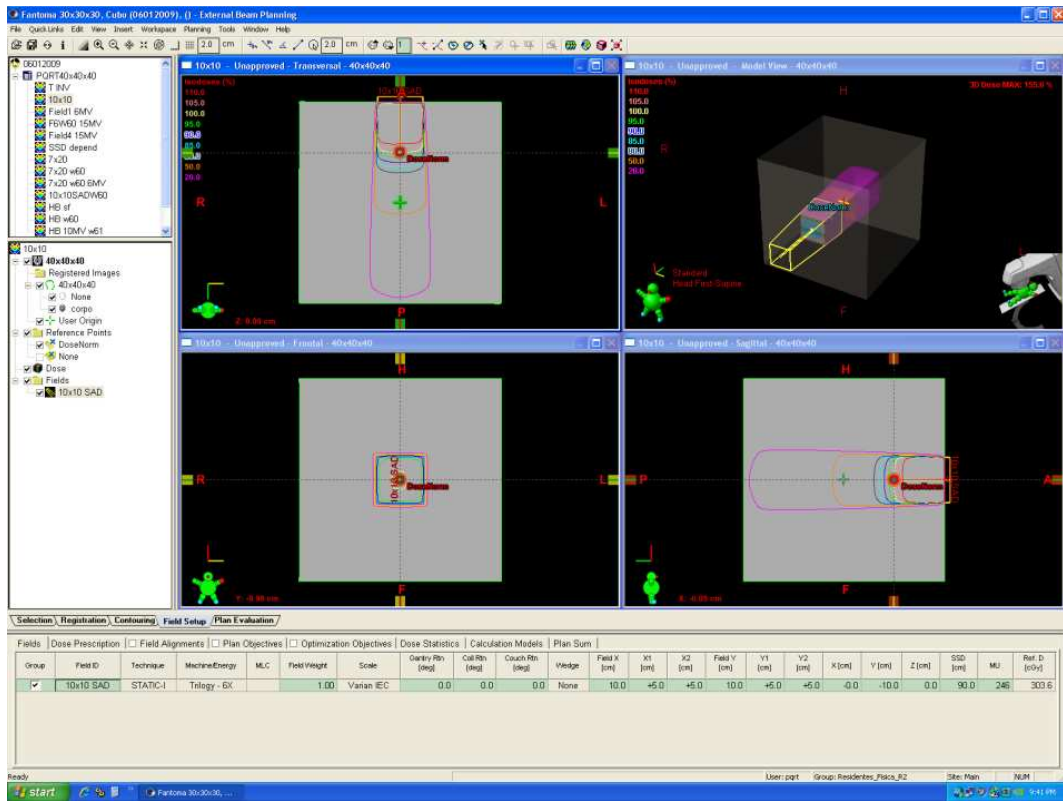


b)

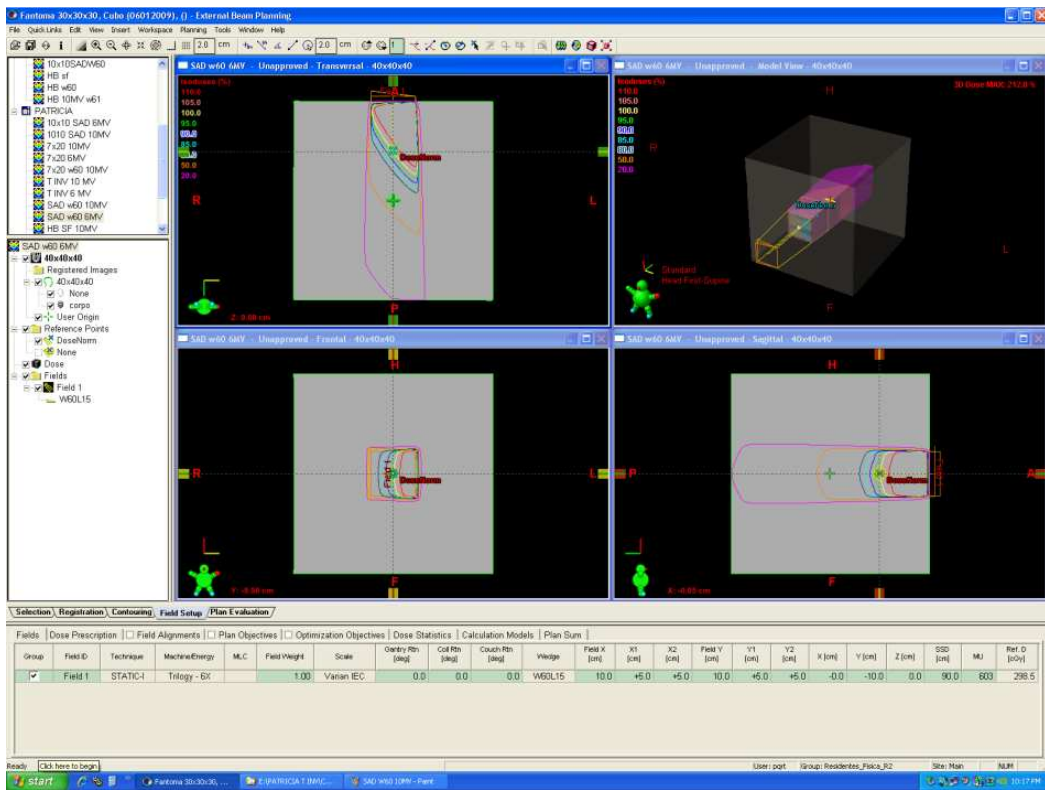
Figura 10. a) Plano do caso teste nº 1, para energia de 10 MV. Linha tracejada em vermelho destacando o corte transversal. b) Corte transversal ampliado.

Na fig. 10a, nota-se que a interface do programa permite visualizar um corte transversal (destacado por linha tracejada vermelha), um frontal e um sagital, além de visualização tridimensional da distribuição da dose (através das curvas de isodose). Na fig. 10b, mostra-se o corte transversal ampliado, onde é possível notar o ponto de prescrição (DoseNorm) e a curva de isodose de 100% (amarela) passando por esse ponto. Isso significa que 100% da dose prescrita será depositada nesse ponto. Por isso, durante o planejamento do teste, foi importante normalizar o cálculo da dose para o ponto de prescrição, que foi o ponto de posicionamento da câmara de ionização para as medições.

Os resultados do planejamento no Eclipse estão explicitados por alguns dos casos teste, mostrados nas figuras a seguir:

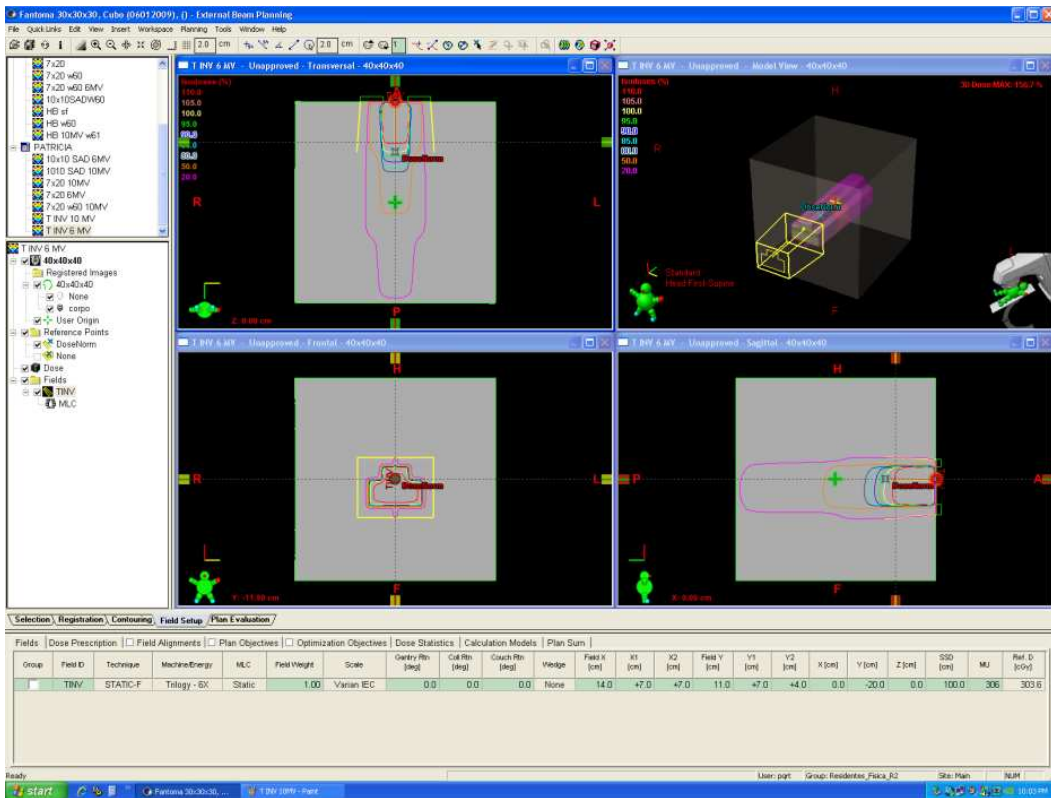


a)

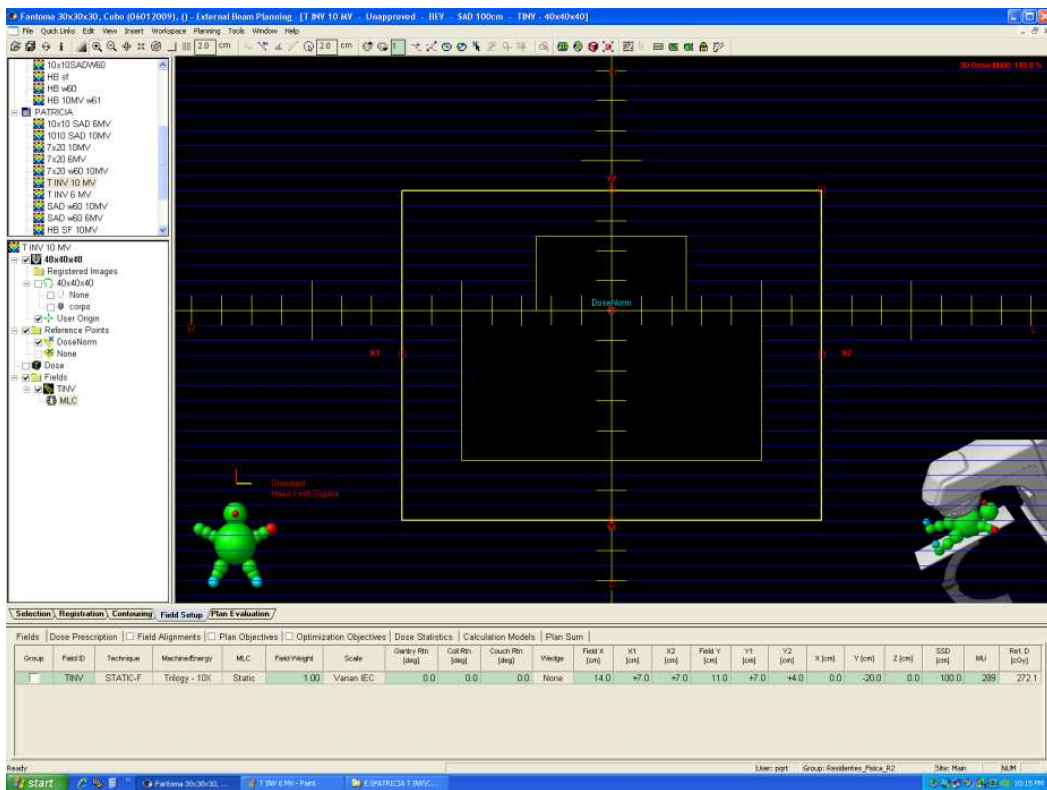


b)

Figura 11. a) Plano do caso teste n° 5, para energia de 6 MV. b) Plano do caso teste n° 6.

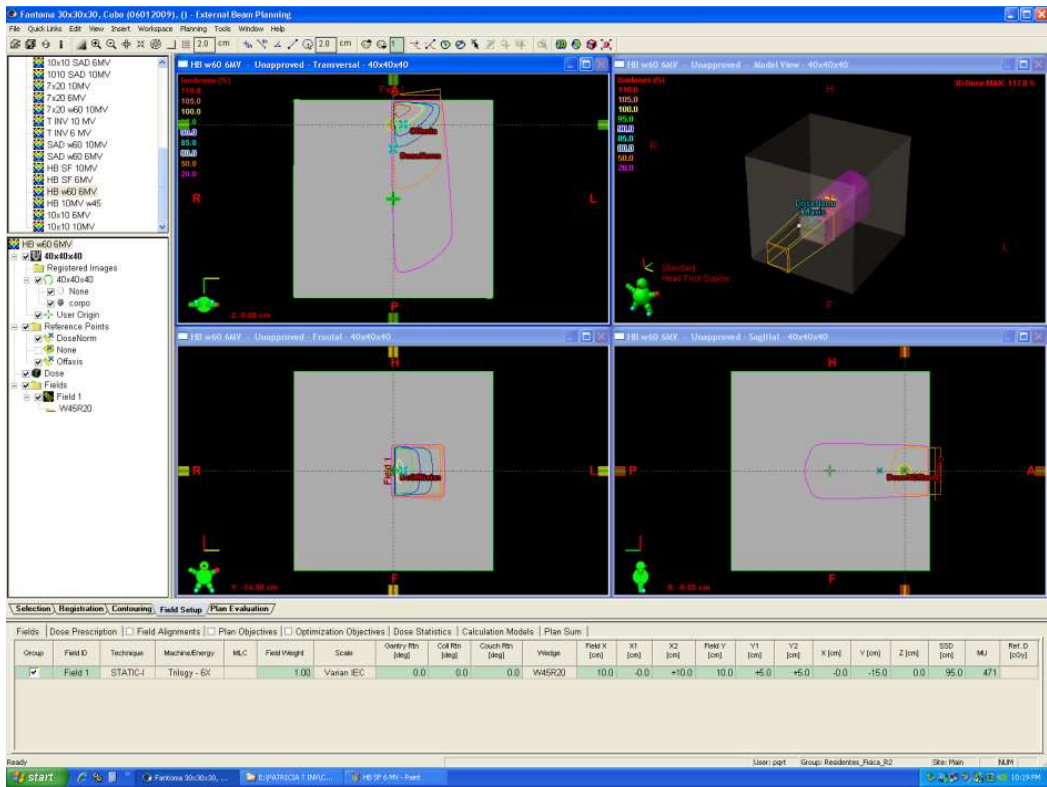


a)

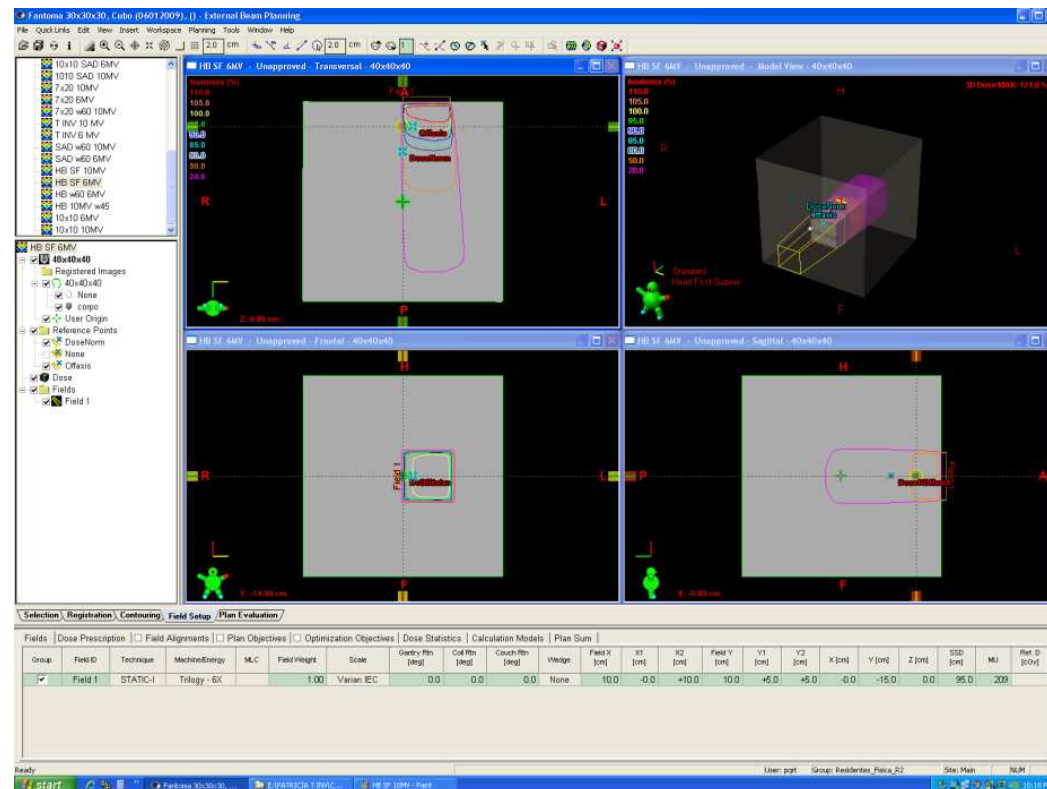


b)

Figura 12. a) Plano do caso teste nº 4, para energia de 6 MV.
b) Em detalhe, campo T invertido conformado com MLC.



a)



b)

Figura 13. a) Plano do caso teste nº 7, para energia de 6 MV.
b) Plano do caso teste nº 8, para energia de 6 MV.

Todos os 8 casos teste foram planejados para todas energias de feixes de fótons disponíveis no acelerador linear Trilogy, 6 MV e 10 MV.

Após planejados, as informações dos planos foram transferidas para a máquina de tratamento.

5.2.2 Transferência de Dados para Máquina de Tratamento

A transferência de dados foi realizada de duas maneiras. A primeira, foi a entrada das informações do plano diretamente no console de controle do acelerador linear, na própria sala de controle (fig.14).



Figura 14. Sala de controle do acelerador Trilogy. No monitor central: programa ARIA, no monitor da esquerda: programa de controle operacional do acelerador.

Essa forma de transferência se mostrou pouco eficiente na contenção de modos de falhas, pois qualquer distração do profissional que opera a máquina pode levar a erros de irradiação do paciente. A ocorrência de falhas por essa conduta foi comprovada

durante a execução do caso teste nº 2, onde um valor errado da UM foi inserido manualmente (conforme discutido na próxima seção).

Portanto, esse modo de transferência direta da informação do tratamento não deve ser parte das condutas clínicas, pois a probabilidade de ocorrência de falha é alta.

Essa prática é por vezes constatada em clínicas e hospitais, onde durante a rotina diária são executados tratamentos no modo manual. As causas dessa conduta são várias, mas algumas delas se baseiam em dados inseridos de forma incorreta ou insuficiente no sistema de registro e verificação, o qual não libera a máquina para tratamento. Outra causa é falta de entendimento de mensagens de erro do sistema de registro e verificação, por parte dos profissionais operadores da máquina de tratamento.

Seja qual for a causa desse procedimento desaconselhado, uma solução para tal situação se encontra em treinamentos periódicos dos profissionais. Tais treinamentos são requisitos básicos em programa de garantia da qualidade. Além disso, também é sugerido que normas escritas de boas práticas estejam acessíveis a todos os profissionais do setor. Por exemplo, ter quadros de avisos com resumo de procedimentos a serem seguidos. Essas situações são contempladas pelo teste nº 11.

A outra maneira de transferir os dados, foi exportar um plano do programa de planejamento Eclipse para a máquina de tratamento, através do programa ARIA. Durante essa etapa foi possível avaliar o caso teste nº 9.

Após planejado, o teste nº 4 (T invertido, fig. 12b) precisou ser aprovado pelo físico médico responsável do local para poder ser transferido pelo sistema ARIA. Isso mostra uma barreira de falha, do próprio funcionamento do SPT. Porém, esse bloqueio só é observado em SPT mais novos, os mais antigos (por exemplo, CadPlan) não necessitam de aprovação do plano de tratamento para poder ser exportado via um sistema de registro e verificação (por exemplo, Varis).

Esse plano foi checado na sala de controle (interface ARIA, fig. 3). Uma outra etapa do processo SPT também foi checada. O plano teste nº 9 foi impresso para uma distância fonte-superfície de 100 cm, na impressora local (vide anexo B). A conformação do MLC foi verificada na máquina, através de coincidência com campo luminoso. Esse procedimento permitiu de uma só vez verificar o funcionamento de um periférico de saída do SPT (impressora ou *plotter*) e a conversão do MLC planejado em coordenadas mecânicas das lâminas na máquina de tratamento. A coincidência entre o campo impresso e o luminoso ficou em menos de 1 mm (fig. 15).

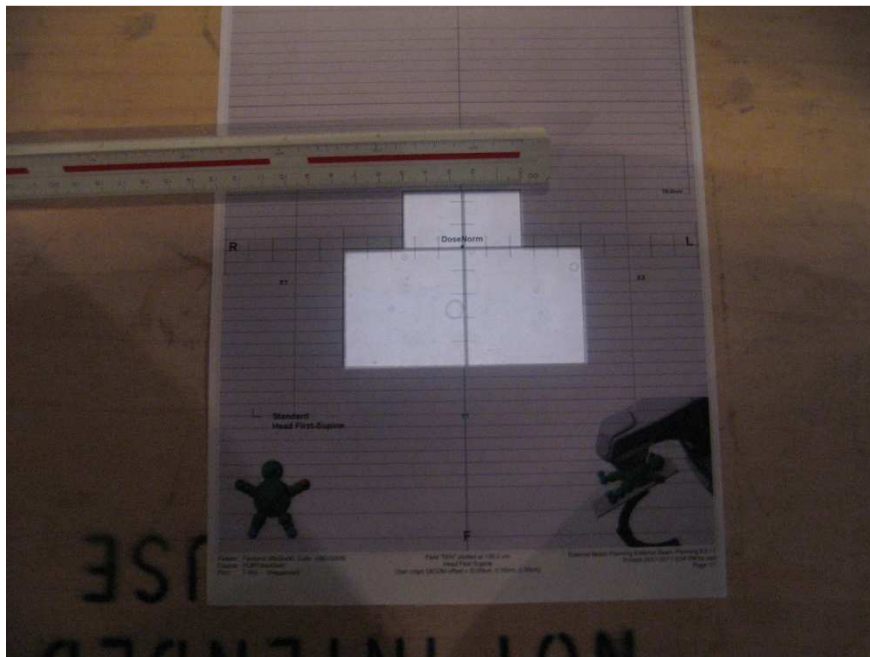


Figura 15. Caso teste nº 9, coincidência entre MCL planejado e o conformado pela máquina.

Em serviços de radioterapia que não possuem colimador multi-lâminas (MLC), os campos são conformados através de blocos. Para que esses sejam confeccionados, uma planta baixa é impressa pelo SPT, da mesma forma descrita anteriormente. Por isso, verificar se a geometria impressa corresponde à planejada, mostra-se um relevante teste de CQ.

5.2.3 Irradiação dos Casos Teste

5.2.3.1 Resultados para Energia de 6 MV

A figura a seguir mostra o resultado da dosimetria para o feixe de 6 MV.

Determinação do Fator de Calibração - TRS-398							
Instituição:	INCA HC-I			DATA:	27/01/11		
Unidade de Tratamento:	Trilogy n/s: 3450						
Energia Nominal:	6MV						
Câmara de Ionização:	PTW30013 ns 491						
Eletrômetro:	PTW UNIDOS E NS 280						
Fantoma:	CNMC 38 x 30 x 38 cm ³						
Prof. (cm)	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%
10	12,690	12,680	12,690	12,700	12,690	12,690	0,02
20	7,303	7,307	7,312	7,316	7,313	7,310	0,03
D ₂₀ /D ₁₀	0,576		TPR _{20/10}	0,670		Ref.: TPR _{20/10}	0,669
MEDIDAS NA PROFUNDIDADE DE REFERÊNCIA (10 cm)							
DFS:	100 cm		CAMPO:	10 x 10 cm ²			
Tensão	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%
-300 V	12,690	12,680	12,690	12,700	12,690	12,690	0,02
300 V	12,620	12,650	12,650	12,660	12,670	12,650	0,07
-150 V	12,670	12,670	12,680	12,660	12,680	12,672	0,03
	L1	L2	Média				
P(mbar)	1015,0	1016,0	1015,5				
T(°C)	24,8	24,6	24,7				
M ₋ = (M _i) =	12,690 nC		k _{P,T} =	1,014			
M ₊ =	12,650 nC		k _{pol} =	0,998			
V ₁ =	-300 V		k _s =	1,001			
V ₂ =	-150 V						
a ₀ =	2,337						
a ₁ =	-3,636						
a ₂ =	2,299						
k _{ele} =	1,000						
N _{D,w,Q0} =	5,328		cGy/nC				
k _{Q,Q0} =	0,9914		Tabela 14 TRS-398 em função do modelo de câmara				
M _Q =	12,862		nC				
%Z _{ref} =	67,7						
D _{w,Q(Z_{ref})} =	67,938						
D _{w,Q(Z_{max})} =	1,004						

Figura 16. Planilha de cálculo e resultados da dosimetria para feixe de 6 MV.

O fator de calibração, dado por essa planilha, utilizado para cálculo da dose dos casos teste foi 1,004.

TESTES DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO								
Instituição:	INCA-HCI			DATA:	27/01/11			
Unidade de Tratamento:	Trilogy n/s: 3450							
Energia Nominal:	6 MV							
Câmara de Ionização:	PTW TN 30013 - n/s: 0491							
Eletrômetro:	PTW Unidos E - n/s: 0280							
Fantoma:	CNMC 38 x 30 x 38 cm ³							
MEDIDAS DOS CASOS TESTES								
Caso Teste	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	UM
1. Campo 10x10	37,330	37,350	37,360	37,360		37,350	0,02	295
2. Campo 7x20	35,520	35,500	35,540			35,520	0,03	292
3. Campo 7x20 Filtro 60	18,700	18,700	18,670	18,700		37,385	0,02	721
4. Campo T invertido MLC	37,010	37,010	37,080			37,033	0,06	306
5. Campo 10x10 SAD	37,450	37,470	37,440			37,453	0,02	246
6. Campo 10x10 SAD Filtro 60	18,700	18,710	18,600	18,600		37,305	0,08	603
7. Campo HB 45 off axis 2 cm	18,830	18,830				37,660	0,00	471
8. Campo HB SF off axis 2 cm	37,390	37,420	37,410			37,407	0,02	209
		L1	L2	Média				
P(mbar)		1015,0		1015,0				
T(°C)		25,1		25,1				
				$k_{P,T}$	1,016			
				k_{pol}	0,998			
				k_s	1,001			
$N_{D,w,0}$	5,328	cGy/nC	Desvio					
$k_{Q,0}$	0,9914		δ (%)					
Dose 1	199,62	cGy	0,19					
Dose 2	189,84	cGy	5,35					
Dose 3	199,81	cGy	0,09					
Dose 4	197,93	cGy	1,04					
Dose 5	200,18	cGy	0,09					
Dose 6	199,38	cGy	0,31					
Dose 7	201,28	cGy	0,64					
Dose 8	199,93	cGy	0,04					

Figura 17. Planilha de cálculo e resultados dos casos teste para feixe de 6 MV.

Na fig. 17, são mostrados os valores da UM gerados pelo Eclipse para cada teste, além do cálculo da dose (conforme seção 4.2.2) e também os valores do desvio entre a dose obtida experimentalmente e a calculada pelo programa de planejamento (cálculo de acordo com seção 4.3).

Na planilha da fig. 17, observa-se que os campos com filtro apresentam medidas por volta da metade da leitura dos outros campos. Isso se deve ao procedimento experimental usual para medidas com filtros físicos (fig. 18). Para medidas no eixo central de campos com filtros, é necessário irradiar metade das UMs com o filtro na posição planejada (por exemplo na posição IN), depois girar o colimador de 180°, para irradiar a outra metade das UM com o filtro numa posição oposta à planejada (por exemplo na posição OUT). Isso é feito para se anular efeitos de gradiente no volume sensível da câmara de ionização.

Entretanto, esse procedimento não deve ser realizado com campos hemibloqueados, ou com pontos de medida fora do eixo central. Por uma distração experimental, tal procedimento também foi realizado para o caso teste nº 7. Mas, durante a análise dos dados foi possível detetar tal conduta errada e por isso, somente foram consideradas as medidas na posição do filtro que foi planejada. Essa abordagem também foi necessária para as medidas do caso teste nº 7, na energia de 10 *MV*.



Figura 18. Filtro físico de 60°. Acessório do acelerador Trilogy.

Dos resultados na fig. 17, observa-se um desvio de 5,35% para o caso teste nº 2. Tal discrepância ocorreu possivelmente devido a um descuido experimental na hora de alimentar o controle da máquina com o valor da UM. Tudo indica que foi inserido no programa do acelerador o valor de 278 UM, que é o resultado para o caso teste nº 2 na energia de 10 *MV*. Conforme se observa na tabela da fig. 17, o valor planejado para energia de 6 *MV* foi de 292 UM.

A capacidade de identificar as falhas experimentais ocorridas mostrou que a metodologia aplicada para realização dos testes é consistente.

5.2.3.2 Resultados para Energia de 10 MV

A figura a seguir mostra o resultado da dosimetria para o feixe de 10 MV.

Determinação do Fator de Calibração - TRS-398								
Instituição:	INCA HC-I				DATA:	27/01/11		
Unidade de Tratamento:	Trilogy n/s: 3450							
Energia Nominal:	10 MV							
Câmara de Ionização:	PTW 30013 ns 491							
Eletrômetro:	PTW UNIDOS E NS 280							
Fantoma:	CNMC 38 x 30 x 38 cm ³							
Prof. (cm)	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	
10	13,310	13,330	13,330	13,340	13,340	13,330	0,04	nC
20	8,430	8,426	8,428	8,429	8,428	8,428	0,01	nC
D ₂₀ /D ₁₀	0,632		TPR _{20/10}	0,741		Ref.: TPR _{20/10}	0,739	
MEDIDAS NA PROFUNDIDADE DE REFERÊNCIA (10 cm)								
DFS:	100		cm	CAMPO:	10 x 10		cm ²	
Tensão	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	
-300 V	13,310	13,330	13,330	13,340	13,340	13,330	0,04	nC
300 V	13,310	13,320	13,320	13,320	13,320	13,318	0,02	nC
-150 V	13,330	13,320	13,330	13,330	13,340	13,330	0,02	nC
	L1	L2	Média					
P(mbar)	1015,0	1016,0	1015,5					
T(°C)	24,8	24,6	24,7					
M ₋ = (M _l) =	13,330 nC		k _{P,T} =	1,014				
M ₊ =	13,318 nC							
V ₁ =	-300 V		k _{pol} =	1,000				
V ₂ =	-150 V							
a ₀ =	2,337		k _s =	1,000				
a ₁ =	-3,636							
a ₂ =	2,299							
k _{ele} =	1,000							
N _{D,w,∞} =	5,328		cGy/nC					
k _{Q,Q0} =	0,9798		Tabela 14 TRS-398 em função do modelo de câmara					
M _Q =	13,508		nC					
%Z _{ref} =	74,2							
D _{w,Q(Z_{ref})} =	70,517							
D _{w,Q(Z_{max})} =	0,950							
OBS: Feixe calibrado em SAD. O fator distância é 1,050625. Logo,								
D _{w,Q(Z_{max})} =	0,998							

Figura 19. Planilha de cálculo e resultados da dosimetria para feixe de 10 MV.

O fator de calibração, dado por essa planilha, utilizado para cálculo da dose dos casos teste foi 0,998. Nota-se o fator obtido inicialmente 0,950. Esse precisou ser ajustado para as condições de calibração da clínica, pois no INCA esta energia foi calibrada em um arranjo experimental em SAD. Entretanto, as medidas realizadas no atual trabalho foram em um arranjo em SSD. Logo, o valor inicial foi corrigido pelo fator distância (conforme eq. 12, na seção 3.6).

TESTES DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO																																									
Instituição:	INCA-HCI			DATA:	27/01/11																																				
Unidade de Tratamento:	Trilogy n/s: 3450																																								
Energia Nominal:	10 MV																																								
Câmara de Ionização:	PTW/TN 30013 - n/s: 0491																																								
Eletrômetro:	PTW Unidos E - n/s: 0280																																								
Fantoma:	CNMC 38 x 30 x 38 cm ³																																								
MEDIDAS DOS CASOS TESTES																																									
Caso Teste	L1	L2	L3	L4	L5	Média	SD%	UM																																	
1. Campo 10x10	37,600	37,590	37,610	37,560	37,610	37,594	0,02	282																																	
2. Campo 7x20	37,340	37,390	37,410			37,380	0,06	278																																	
3. Campo 7x20 Filtro 60	9,561	9,562	9,470	9,469		38,062	0,07	323																																	
4. Campo T invertido MLC	37,210	37,250	37,250			37,237	0,04	289																																	
5. Campo 10x10 SAD	37,590	37,620	37,610			37,607	0,02	234																																	
6. Campo 10x10 SAD Filtro 60	19,070	19,080	18,990	18,990		38,065	0,06	541																																	
7. Campo HB 45 off axis 2 cm	18,810	18,820				37,630	0,01	431																																	
8. Campo HB SF off axis 2 cm	37,210	37,230	37,250			37,230	0,03	206																																	
<table border="1" style="margin: auto;"> <thead> <tr> <th></th> <th>L1</th> <th>L2</th> <th>Média</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>P(mbar)</td> <td>1015,0</td> <td></td> <td>1015,0</td> </tr> <tr> <td>T(°C)</td> <td>25,1</td> <td></td> <td>25,1</td> </tr> </tbody> </table>										L1	L2	Média	P(mbar)	1015,0		1015,0	T(°C)	25,1		25,1																					
	L1	L2	Média																																						
P(mbar)	1015,0		1015,0																																						
T(°C)	25,1		25,1																																						
$k_{p,T} =$ <input type="text" value="1,016"/>																																									
$k_{pol} =$ <input type="text" value="1,000"/>																																									
$k_s =$ <input type="text" value="1,000"/>																																									
<table border="1" style="margin: auto;"> <thead> <tr> <th></th> <th></th> <th>Desvio</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>$N_{D,w,00} =$</td> <td>5,328 cGy/nC</td> <td></td> </tr> <tr> <td>$k_{Q,00} =$</td> <td>0,9798</td> <td>δ (%)</td> </tr> <tr> <td>Dose 1</td> <td>199,55 cGy</td> <td>0,23</td> </tr> <tr> <td>Dose 2</td> <td>198,41 cGy</td> <td>0,80</td> </tr> <tr> <td>Dose 3</td> <td>202,03 cGy</td> <td>1,00</td> </tr> <tr> <td>Dose 4</td> <td>197,65 cGy</td> <td>1,19</td> </tr> <tr> <td>Dose 5</td> <td>199,61 cGy</td> <td>0,19</td> </tr> <tr> <td>Dose 6</td> <td>202,05 cGy</td> <td>1,01</td> </tr> <tr> <td>Dose 7</td> <td>199,74 cGy</td> <td>0,13</td> </tr> <tr> <td>Dose 8</td> <td>197,61 cGy</td> <td>1,21</td> </tr> </tbody> </table>											Desvio	$N_{D,w,00} =$	5,328 cGy/nC		$k_{Q,00} =$	0,9798	δ (%)	Dose 1	199,55 cGy	0,23	Dose 2	198,41 cGy	0,80	Dose 3	202,03 cGy	1,00	Dose 4	197,65 cGy	1,19	Dose 5	199,61 cGy	0,19	Dose 6	202,05 cGy	1,01	Dose 7	199,74 cGy	0,13	Dose 8	197,61 cGy	1,21
		Desvio																																							
$N_{D,w,00} =$	5,328 cGy/nC																																								
$k_{Q,00} =$	0,9798	δ (%)																																							
Dose 1	199,55 cGy	0,23																																							
Dose 2	198,41 cGy	0,80																																							
Dose 3	202,03 cGy	1,00																																							
Dose 4	197,65 cGy	1,19																																							
Dose 5	199,61 cGy	0,19																																							
Dose 6	202,05 cGy	1,01																																							
Dose 7	199,74 cGy	0,13																																							
Dose 8	197,61 cGy	1,21																																							

Figura 20. Planilha de cálculo e resultados dos casos teste para feixe de 10 MV.

5.2.3.3 Resultados para Dose Absorvida e Desvios δ

Os valores da dose e do seu desvio obtidos pelas planinhas das figuras 17 e 20, são apresentados nos gráficos 4 e 5, para energias de 6 MV e 10 MV, respectivamente.

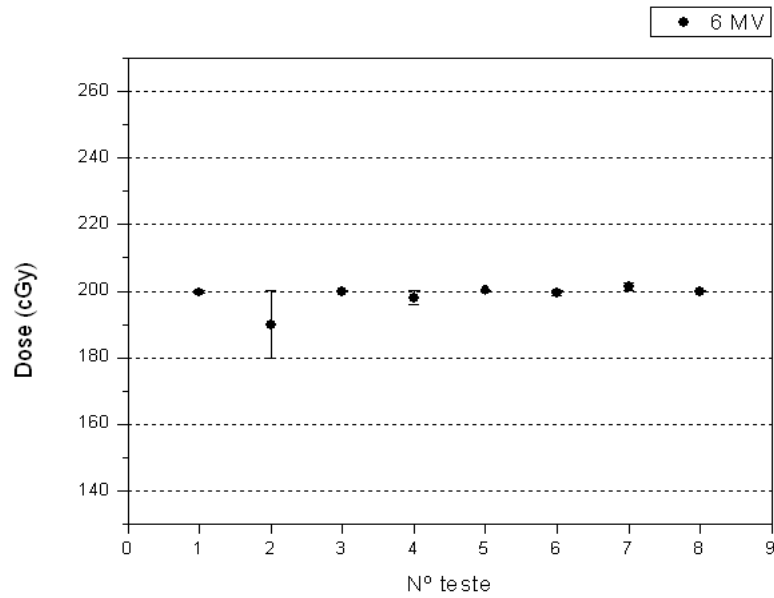


Gráfico 4. Dose *versus* casos teste. Resultados para energia de 6 MV. Barras de erros correspondem aos desvios δ .

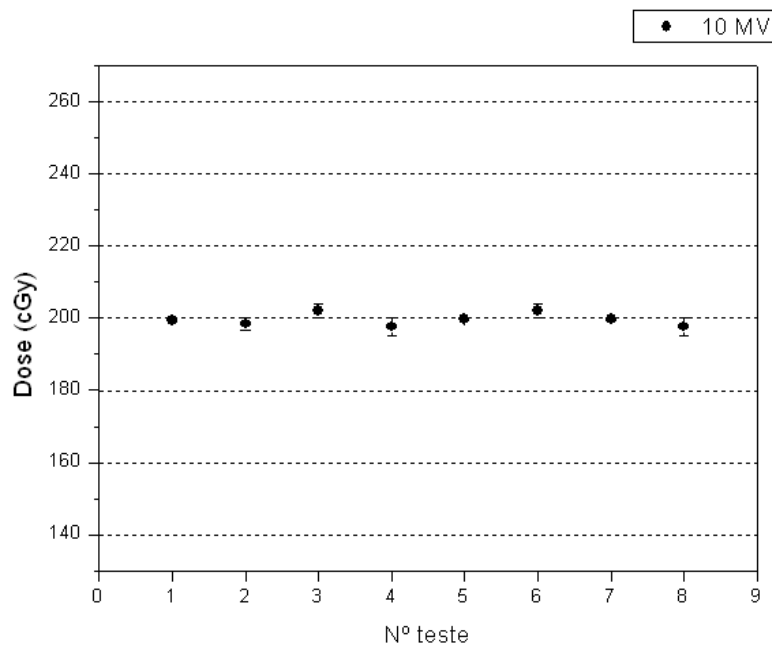


Gráfico 5. Dose *versus* casos teste. Resultados para energia de 10 MV. Barras de erros correspondem aos desvios δ .

No gráfico 4, o resultado da dose para o caso teste nº 2 evidencia o erro experimental cometido, *i.e.*, a provável troca dos valores de UM entre as energias de 6 MV e 10 MV para esse caso teste (conforme discutido na seção 5.2.3.1).

Os gráficos 6 e 7 apresentam os resultados do desvio da dose para cada caso teste, respectivamente nas energias de 6 MV e 10 MV.

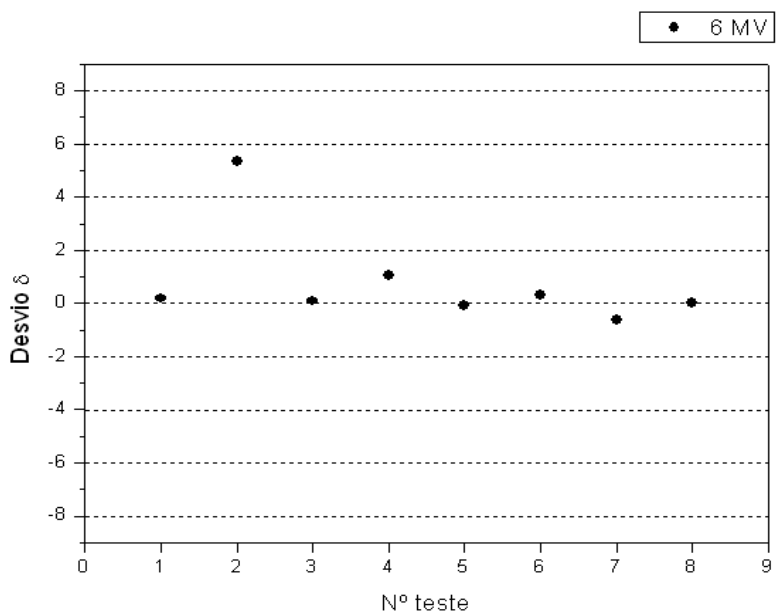


Gráfico 6. Desvio δ versus casos teste. Resultados para energia de 6 MV.

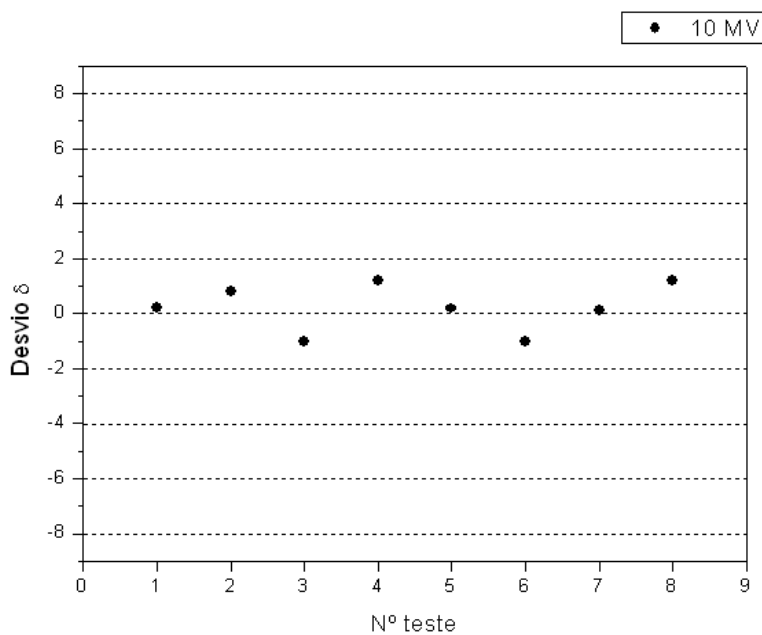


Gráfico 7. Desvio δ versus casos teste. Resultados para energia de 10 MV.

Observa-se dos gráficos 6 e 7, que os desvios para a energia de 10 MV apresentam maior flutuação (em torno de $\delta = 0$) do que os desvios para energia de 6 MV. Esse fato também pode ser constatado nas figuras 17 e 20, onde os valores dos desvios para 10 MV são sistematicamente maiores que os para energia de 6 MV (fig. 17), salvo o caso teste nº 2 devido à falha experimental cometida.

Dos resultados nas figs. 17 e 20 e gráficos 6 e 7, foi possível concluir que o sistema de planejamento Eclipse, seu algoritmo de cálculo AAA e o acelerador linear Trilogy são altamente confiáveis nas situações testadas por esse trabalho, visto que os desvios ficaram bem abaixo dos limites de tolerância, definidos como critérios de aceitação.

Um recente estudo piloto da AIEA sobre verificação dosimétrica para auditorias de SPT (GERSHKEVITSH *et al.*, 2009) mostrou que as maiores discrepâncias nos valores das doses eram devidas a algoritmos de cálculos antigos e feixes de mais altas energias.

Isso evidencia a coerência dos resultados obtidos no presente trabalho, visto que as maiores discrepâncias foram observadas para energia de 10 MV e o algoritmo de cálculo AAA é um dos mais sofisticados e recentes no mercado. Além de que, o programa Eclipse e o acelerador linear Trilogy também são equipamentos de ponta na atualidade.

Entretanto, tais avanços tecnológicos não estão presentes na maioria dos hospitais e clínicas brasileiras. Por isso, se o SPT falhar no cálculo da dose, apresentando desvios fora das tolerâncias aceitáveis (conforme tabela 2, seção 4.3), são recomendadas medidas investigativas e corretivas, tais como checar os dados de entrada do SPT; checar o arranjo experimental do teste em questão. Se o erro persistir, o responsável pelo serviço local deve restringir o uso clínico do SPT para as situações

aprovadas pelos testes, e providenciar a checagem dos dados comissionados no SPT e a implementação do algoritmo de cálculo no SPT; reportar os erros para o fabricante do SPT e solicitar assistência técnica.

Além de se submeter a avaliações externas, clínicas e hospitalares devem ter programas de garantia da qualidade locais, com procedimentos de controle de qualidade de rotina que contemplem o SPT.

6 CONCLUSÕES

A partir de aplicações da metodologia de análise de riscos foi possível avaliar e definir um conjunto de testes de CQ, compilados dos principais protocolos internacionais sobre o assunto, e voltado para âmbito de auditorias externas de SPT.

Os resultados experimentais dos casos teste dosimétricos mostraram que esses, juntamente com seus procedimentos de execução, são uma boa ferramenta para detectar modos de falhas do SPT e da transferência de informações para máquina do tratamento.

O conjunto de testes não dosimétricos contemplou a elaboração de um questionário que abrange informações técnicas sobre o SPT, registros de procedimentos de CQ, e outras informações consideradas relevantes para garantir o bom funcionamento de um departamento de radioterapia. Esse questionário permite não somente ao órgão auditor mapear os modos de falha da clínica ou hospital, mas também possibilita que essas instituições avaliem e otimizem seus próprios programas de GQ.

Conclui-se que o conjunto de testes apresentado é aplicável na rotina de avaliações externas do PQRT. É sugerido que os testes sejam aplicados de acordo com as necessidades de avaliação de cada instituição. Devem ser considerados os recursos tecnológicos, humanos e financeiros disponíveis em cada clínica e hospital.

Através da análise do processo do SPT também foi possível identificar modos de falhas do sistema, que podem ser evitadas e detectadas a partir de um programa local de controle de qualidade. Dessa forma, é também recomendado que clínicas e hospitais criem seus próprios programas de garantia da qualidade de SPT.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABLE C. M., THOMAS M. D., “Quality assurance: Fundamental reproducibility tests for 3D treatment-planning systems”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 6, n. 3, 2005.

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA, *Resolução RDC n.º 20*, Diário Oficial da União da República Federativa do Brasil, Brasília, fev 2006.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York, John Wiley & Sons Inc., 1986.

BARBOSA P., *Avaliação dos Efeitos de Superficialização de Dose por Imobilizadores Termoplásticos em Radioterapia*, Monografia (Bacharelado em Física Médica), Centro de Ciências Matemáticas e da Natureza, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2009.

CAMARGO P. R. T. L., RODRIGUES L. N., FURNARI L., *et al.*, “Implementation of a quality assurance program for computerized treatment planning systems”, *Medical Physics*, v. 34, n. 7, July 2007.

DUTREIX A., BJÄRNGARD B. E., BRIDIER A., *et al.*, *Monitor Units Calculation for High Energy Photon Beams*, ESTRO Booklet n.º 3, Brussels, ESTRO, 1997.

FORD E.C., GAUDETTE R., MYERS L., *et al.*, “Evaluation of Safety in a Radiation Oncology Setting Using Failure Mode and Effects Analysis”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 74, n. 3, pp. 852–858, 2009.

FRAASS B. A, LASH K: L, MATRONE G. M., *et al.*, “The Impact of Treatment Complexity and Computer-Control Delivery Technology on Treatment Delivery Errors”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*; v. 42, n. 3, pp. 651–659, 1998a.

FRAASS B., K. DOPPKE, M. HUNT, *et al.*, AAPM – “Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning”, *Med. Phys.*, v. 25, n. 10, pp. 1773–1829, 1998b.

GERSHKEVITSH E., PESZNYAK C., VATNITSKYH S., “Audit of 3D Conformal Radiotherapy Treatment Planning Systems”, In: SSLD Newsletter IAEA/WHO, n. 58, pp. 40-42, Jun 2010.

GERSHKEVITSH E., SCHMIDTB R., VELEZC G., *et al.*, “Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study”, *Radiotherapy and Oncology*, 89, pp. 338–346, 2009.

HUQ M. S., FRAASS B., DUNSCOMBE P. B., “A Method for Evaluating Quality Assurance Needs in Radiation Therapy”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 71, n. 1, pp. S170–S173, 2008.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA TECDOC 1540, *Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*, Vienna, IAEA, 2007.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA TECDOC 1583, *Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*, Vienna, IAEA, 2008.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, Technical Report Series – TRS -No. 398, Vienna, IAEA, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IAEA, *Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer*, Technical Report Series – TRS -No. 430, Vienna, IAEA, 2004.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA – TECDOC 1151 *Aspectos físicos da Garantia da Qualidade em radioterapia: Protocolo de Controle de Qualidade*, INCA (Tradução de: IAEA, *TECDOC 1151 Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*, IAEA, Austria, 2000).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS – ICRU - *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*, Report 50, Bethesda, ICRU, 1993.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS – ICRU - *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*, Report 62, Bethesda, ICRU, 1999.

ISHIKURA S., “Quality Assurance of Radiotherapy in Cancer Treatment: Toward Improvement of Patient Safety and Quality Care”, *Jpn J Clin Oncol*, v. 38, n.11, pp. 723-729, 2008.

KARLSSON M., AHNESJÖ A., GEORG D., *et al.*, *Independent Dose Calculations Concepts and Models*, ESTRO Booklet n°. 910, Brussels, ESTRO, 2010.

KLEIN E. E., HANLEY J., BAYOUTH J., *et al.*, AAPM – “Comprehensive QA for Radiation Oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40”, *Med. Phys.*, v. 21, n. 4, pp. 581–618, 1994.

KUTCHER G. J., COIA L., GILLIN M., *et al.*, AAPM – “Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators”, *Med. Phys.*, v. 36, n. 9, pp. 4197–4212, 2009.

MIJNHEER B., OLSZEWSKA A., FIORINO C., *et al.*, *Quality assurance of treatment planning systems: practical examples for non-IMRT photon beams*, ESTRO Booklet n°. 7, Brussels, ESTRO, 2004.

MÜLLER M., *Cálculo Independente das Unidades monitoradas e Tempo de Tratamento em Radioterapia*, Dissertação (Mestrado em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students*, Vienna, International Atomic Energy Agency, 2005.

QUATRO, *Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO)*, IAEA, Vienna, 2007.

RATH F., “Tools For Developing A Quality Management Program: Proactive Tools (Process Mapping, Value Stream Mapping, Fault Tree Analysis, And Failure Mode And Effects Analysis)”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v. 71, n. 1, pp. S187–S190, 2008.

SAWANT A., DIETERICH S., “Failure mode and effect analysis-based quality assurance for dynamic MLC tracking systems”, *Med. Phys.* v. 37 , n. 2, december 2010.

TSIEN K. C., “The Application of Automatic Computing Machines to Radiation Treatment Planning”, *British Journal of Radiology* , v. 28, pp. 432-439, 1955.

VAN DYK J., “Quality Assurance of Radiation Therapy Planning Systems: Current Status and Remaining Challenges”, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, v.71, n. 1, pp. S23–S27, 2008.

VAN DYK J., BARNETT R. B., BATTISTA J. J., *Computerized Radiation Treatment Planning Systems*, Chapter 8, pp. 231-286. Disponível em: <http://www.medicalphysics.org/apps/medicalphysicsedit/VANDYKCH08.pdf>. Acesso em: fev/2010.

VENSELAAR J., WELLEWEERD H., MIJNHEER B., “Tolerances for the Accuracy of Photon Beam Dose Calculations of Treatment Planning Systems”, *Radiation and Oncology*, 60, pp. 191–201, 2001.

WORLD HEALTH ORGANIZATION - WHO, *Radiotherapy Risk Profile: Technical Manual*, Geneva, WHO Press, 51 p., 2008.

WORTHLEY B., TOOZE J., FRY R., “Applications of Wheatley's Optical Integrator”, *British Journal of Radiology*, v. 26, pp. 109-110, 1953.

ANEXOS

Anexo A

Documento do SQRI/INCA referente ao levantamento de informações da clínica ou hospital sob avaliação externa. O questionário apresentado contém as atualizações sugeridas pela presente dissertação, que estão marcadas pela cor azul.



INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER
SERVIÇO DE QUALIDADE EM RADIAÇÕES IONIZANTES
PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

CADASTRAMENTO DE DADOS DA INSTITUIÇÃO

DADOS DA INSTITUIÇÃO

NOME DA INSTITUIÇÃO:

ENDEREÇO:

CEP:

TELEFONES:

FAX:

WEB PAGE:

E-MAIL:

DIRETOR DA INSTITUIÇÃO:

TELEFONE:

CELULAR:

E-MAIL:

TOTAL ESTIMADO DE PACIENTES POR MÁQUINA POR DIA: _____

ATENDE SUS? SIM NÃO

Nº DE REGISTRO NA CNEN: _____

DATA DE VALIDADE DA AUTORIZAÇÃO DE FUNCIONAMENTO: _____

Nº DE REGISTRO NA VIGILÂNCIA SANITÁRIA: _____

DATA DE VALIDADE DA AUTORIZAÇÃO DE FUNCIONAMENTO: _____

DADOS DOS EQUIPAMENTOS

COBALTO-60

FABRICANTE:

Nº DE SÉRIE:

MODELO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

ACELERADOR LINEAR

ENERGIAS:

FABRICANTE:

Nº DE SÉRIE:

MODELO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

MLC?

SIM NÃO

FILTRO DINÂMICO?

SIM NÃO

IMRT?

SIM NÃO

IGRT?

SIM NÃO

RADIOCIRURGIA?

SIM NÃO

ORTOVOLTAGEM

FABRICANTE:

Nº DE SÉRIE:

MODELO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

BRAQUITERAPIA HDR

FABRICANTE:

Nº DE SÉRIE:

MODELO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

BRAQUITERAPIA LDR

FABRICANTE:

MODELO:

Nº DE SÉRIE:

FONTE:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

SIMULADOR

FABRICANTE:

Nº DE SÉRIE:

MODELO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

ANO DE FABRICAÇÃO:

SISTEMA DE PLANEJAMENTO

FABRICANTE:

MODELO:

VERSÃO:

DATA DE INSTALAÇÃO:

DATA DA ÚLTIMA ATUALIZAÇÃO:

ALGORITMO DE CÁLCULO:

QUANTO AOS EQUIPAMENTOS DE DOSIMETRIA E CONTROLE DE QUALIDADE, A INSTITUIÇÃO POSSUI:

ACELERADOR

- FANTOMA ABERTO DE NO MÍNIMO 30 cm x 30 cm x 30 cm PARA IRRADIAÇÃO VERTICAL? SIM NÃO
- 2 CÂMARAS DE IONIZAÇÃO À PROVA D'ÁGUA DE 0,6 cm³ ? SIM NÃO
- 2 ELETRÔMETROS QUE VARIEM POLARIDADE E TENSÃO? SIM NÃO
- FONTE DE REFERÊNCIA DE Sr-90? SIM NÃO
- BARÔMETRO COM EXATIDÃO DE 0,1% OU MELHOR? SIM NÃO
- TERMÔMETRO COM ESCALA ENTRE 0°C E 30°C E EXATIDÃO DE 0,2°C OU MELHOR? SIM NÃO
- ALINHADOR DE LASER? SIM NÃO
- TRENA? SIM NÃO
- NÍVEL DE PRECISÃO? SIM NÃO
- PAQUÍMETRO? SIM NÃO
- MULTÍMETRO? SIM NÃO
- CRONÔMETRO? SIM NÃO
- DENSITÔMETRO ÓPTICO COM FAIXA DE TRABALHO ATÉ 4 OU SCANNER? SIM NÃO
- VERIFICADOR DE ESTABILIDADE E SIMETRIA DO FEIXE (MÍNIMO 5 DETETORES)? SIM NÃO

ELÉTRONS

- CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS À PROVA D'ÁGUA COM VOLUME SENSÍVEL ENTRE 0,05 A 0,5 cm³ ? SIM NÃO

COBALTO-60

- FANTOMA ABERTO DE NO MÍNIMO 30 cm x 30 cm x 30 cm PARA IRRADIAÇÃO VERTICAL? SIM NÃO
- CÂMARA DE IONIZAÇÃO À PROVA D'ÁGUA DE 0,6 cm³ ? SIM NÃO
- ELETRÔMETRO QUE VARIE POLARIDADE E TENSÃO? SIM NÃO
- BARÔMETRO COM EXATIDÃO DE 0,1% OU MELHOR? SIM NÃO

- TERMÔMETRO COM ESCALA ENTRE 0°C E 30°C E EXATIDÃO DE 0,2°C OU MELHOR? SIM NÃO
- CRONÔMETRO? SIM NÃO
- NÍVEL DE PRECISÃO? SIM NÃO
- ALINHADOR DE LASER? SIM NÃO
- TRENA? SIM NÃO
- DETETOR PORTÁTIL DE RADIAÇÃO SIM NÃO
- DETETOR DE RADIAÇÃO INDEPENDENTE DO EQUIPAMENTO COM REPETIDOR FORA DA SALA SIM NÃO

HDR

- CÂMARA DE IONIZAÇÃO TIPO POÇO SIM NÃO
- CRONÔMETRO SIM NÃO
- DETETOR PORTÁTIL DE RADIAÇÃO SIM NÃO
- DETETOR DE RADIAÇÃO INDEPENDENTE DO EQUIPAMENTO COM REPETIDOR FORA DA SALA SIM NÃO

IMRT

- CÂMARA DE IONIZAÇÃO À PROVA D'ÁGUA COM VOLUME SENSÍVEL $< 0,1 \text{ cm}^3$? SIM NÃO
- FANTOMA ANTROPOMÓRFICO? SIM NÃO
- DENSITÔMETRO ÓPTICO COM FAIXA DE TRABALHO ATÉ 4 OU SCANNER? SIM NÃO
- VERIFICADOR DE ESTABILIDADE E SIMETRIA DO FEIXE (MÍNIMO 5 DETETORES)? SIM NÃO
- SISTEMA AUTOMÁTICO DE DOSIMETRIA 3D? SIM NÃO

RADIOCIRURGIA

- CÂMARA DE IONIZAÇÃO À PROVA D'ÁGUA COM VOLUME SENSÍVEL $< 0,1 \text{ cm}^3$? SIM NÃO
- DENSITÔMETRO ÓPTICO COM FAIXA DE TRABALHO ATÉ 4 OU SCANNER? SIM NÃO

QUANTO AOS EQUIPAMENTOS DA SALA DE MOLDES E ACESSÓRIOS, A INSTITUIÇÃO POSSUI:

MÁSCARAS TERMOPLÁSTICAS?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
CUBA E AQUECEDOR PARA MOLDAGEM DAS MÁSCARAS?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
PLACAS DE ISOPOR PARA CONFEÇÃO DE MOLDES?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
CORTADOR DE ISOPOR?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
CADINHO E FORNO PARA <i>CERROBEND</i> ?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
LIGA DE <i>CERROBEND</i> PARA CONFEÇÃO DE BLOCOS INDIVIDUAIS?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
SUPORTES DE CABEÇA?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
ESTICADORES DE OMBROS E JOELHOS?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
IMOBILIZADORES PARA CORPO INTEIRO?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
BERÇO PARA NEURO-EIXO?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
BANDEJAS SOBRESSALENTES?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
“RAMPA” PARA TRATAMENTO DE MAMA?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
BLOQUEADOR DE MEIO-CAMPO?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO

QUANTO AOS EQUIPAMENTOS PARA O PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO, A INSTITUIÇÃO POSSUI:

PERIFÉRICOS DE ENTRADA:

MESA DIGITALIZADORA?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
DIGITALIZADOR OU SCANNER DE FILME RADIOGRÁFICO?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
REDE DE TRANFERÊNCIA DE DADOS (CT, MRI, DICOM, DADOS DO SIMULADOR)?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
<i>DRIVES</i> (CD, DVD, DISQUETE)?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO

PERIFÉRICOS DE SAÍDA:

IMPRESSORA?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
<i>PLOTTER</i> ?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO
<i>DRIVES</i> (CD, DVD, DISQUETE)?	<input type="checkbox"/> SIM <input type="checkbox"/> NÃO

UNIDADES DE ARQUIVAMENTO / *BACKUP* DO TRATAMENTO PLANEJADO? SIM NÃO

SISTEMA DE PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO (SPT):

COMPUTADOR, NO QUAL ESTÁ INSTALADO O SPT, É DE USO EXCLUSIVO PARA O PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO? SIM NÃO

SUORTE DO FABRICANTE? SIM NÃO

MANUAL DE OPERAÇÃO DO SPT? SIM NÃO

DOCUMENTAÇÃO DESCREVENDO OS ALGORITMOS DE CÁLCULO DO SPT? SIM NÃO

SISTEMA DE GERAÇÃO DE IMAGENS:

TOMÓGRAFO (PET/CT, MRI) DE USO EXCLUSIVO? SIM NÃO

CÂMARA ESCURA DE USO EXCLUSIVO? SIM NÃO

REGISTROS

QUANTO AO GERENCIAMENTO DE INFORMAÇÕES DO TRATAMENTO, A INSTITUIÇÃO EXECUTA:

IDENTIFICAÇÃO DO PACIENTE PARA INÍCIO DO TRATAMENTO:

ATRAVÉS DO NOME? SIM NÃO

ATRAVÉS DO Nº DE PRONTUÁRIO? SIM NÃO

ATRAVÉS DE FOTO? SIM NÃO

ATRAVÉS DA IDADE? SIM NÃO

ATRAVÉS DO GÊNERO? SIM NÃO

ATRAVÉS DO Nº DE TELEFONE OU ENDEREÇO? SIM NÃO

ATRAVÉS DE Nº DE REGISTRO NO PROGRAMA *RECORD AND VERIFY SYSTEM*? SIM NÃO

HÁ NA FICHA ESBOÇO ANATÔMICO IDENTIFICANDO LOCAL DE INCIDÊNCIA DOS CAMPOS DE RADIAÇÃO? SIM NÃO

PROCEDIMENTOS PARA LIBERAÇÃO DO TRATAMENTO:

APROVAÇÃO DO PLANO É ENDOSSADA POR: SIM NÃO

SEGUNDA ASSINATURA DE OUTRO FÍSICO?

ASSINATURA DO MÉDICO RESPONSÁVEL? SIM NÃO

LIBERAÇÃO EM REUNIÃO MULTIDISCIPLINAR? SIM NÃO

É PROCEDIMENTO PADRÃO DO TÉCNICO VERIFICAR SIM NÃO

ASSINATURAS DE APROVAÇÃO, ANTES DA EXECUÇÃO DO TRATAMENTO?

MONITORAMENTO DO TRATAMENTO:

CHECK-FILM DURANTE O TRATAMENTO? SIM NÃO

REUNIÕES MULTIDISCIPLINARES PARA DISCUSSÃO DE CASOS? SIM NÃO

HÁ REGISTRO (ATAS) DESSAS REUNIÕES? SIM NÃO

PROCEDIMENTOS DE BOAS PRÁTICAS:

HÁ PROCOLOS DE NORMAS E CONDUTAS LOCAIS PARA AS SITUAÇÕES CLÍNICAS MAIS COMUNS? SIM NÃO

SE SIM, ESSES PROCEDIMENTOS INCLUEM TODAS AS ETAPAS DO TRATAMENTO? SIM NÃO

HÁ PROCOLOS DE NORMAS E CONDUTAS LOCAIS PARA AS SITUAÇÕES CLÍNICAS EMERGENCIAIS? SIM NÃO

SE SIM, ESSES PROCEDIMENTOS INCLUEM TODAS AS ETAPAS DO TRATAMENTO? SIM NÃO

QUANTO AO PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE LOCAL, A INSTITUIÇÃO:

EXECUTA TESTES DE FUGA E CONSTÂNCIA DO FATOR DE CALIBRAÇÃO DO CONJUNTO DOSIMÉTRICO MENSALMENTE? SIM NÃO

SE SIM, REGISTRA OS TESTES? SIM NÃO

EXECUTA DETERMINAÇÃO DA DOSE ABSORVIDA MENSALMENTE? SIM NÃO

MENSALMENTE?

SE SIM, REGISTRA? SIM NÃO

EXECUTA TESTES DIÁRIOS, SEMANAIS, MENSAIS, SIM NÃO

SEMESTRAIS E ANUAIS RECOMENDADOS PELO
IAEA/TECDOC-1151?

SE SIM, REGISTRA OS TESTES? SIM NÃO

POSSUI PROGRAMA DE CONTROLE DE QUALIDADE
PERIÓDICO DO SPT? SIM NÃO

SE SIM, REGISTRA? SIM NÃO

EXECUTA TESTES SEMANAIS, MENSAIS E ANUAIS DO SPT
RECOMENDADOS POR PROTOCOLOS INTERNACIONAIS

(IAEA TRS-430, TECDOC-1583 E OUTROS)?

SE SIM, REGISTRA OS TESTES? SIM NÃO

POSSUI REGISTRO/DESCRIÇÃO DOS TESTES DE
ACEITAÇÃO E COMISSONAMENTO DO SPT? SIM NÃO

DADOS DA EQUIPE

CHEFE DO SERVIÇO:

TELEFONE:

CELULAR:

E-MAIL:

RADIOTERAPEUTA:

TELEFONE:

CELULAR:

E-MAIL:

FÍSICO RESPONSÁVEL:

TELEFONE:

CELULAR:

E-MAIL:

FÍSICO:

TELEFONE:

CELULAR:

E-MAIL:

QUANTIDADE DE RADIOTERAPEUTAS:

QUANTIDADE DE FÍSICOS:

QUANTIDADE DE TÉCNICOS:

Anexo B

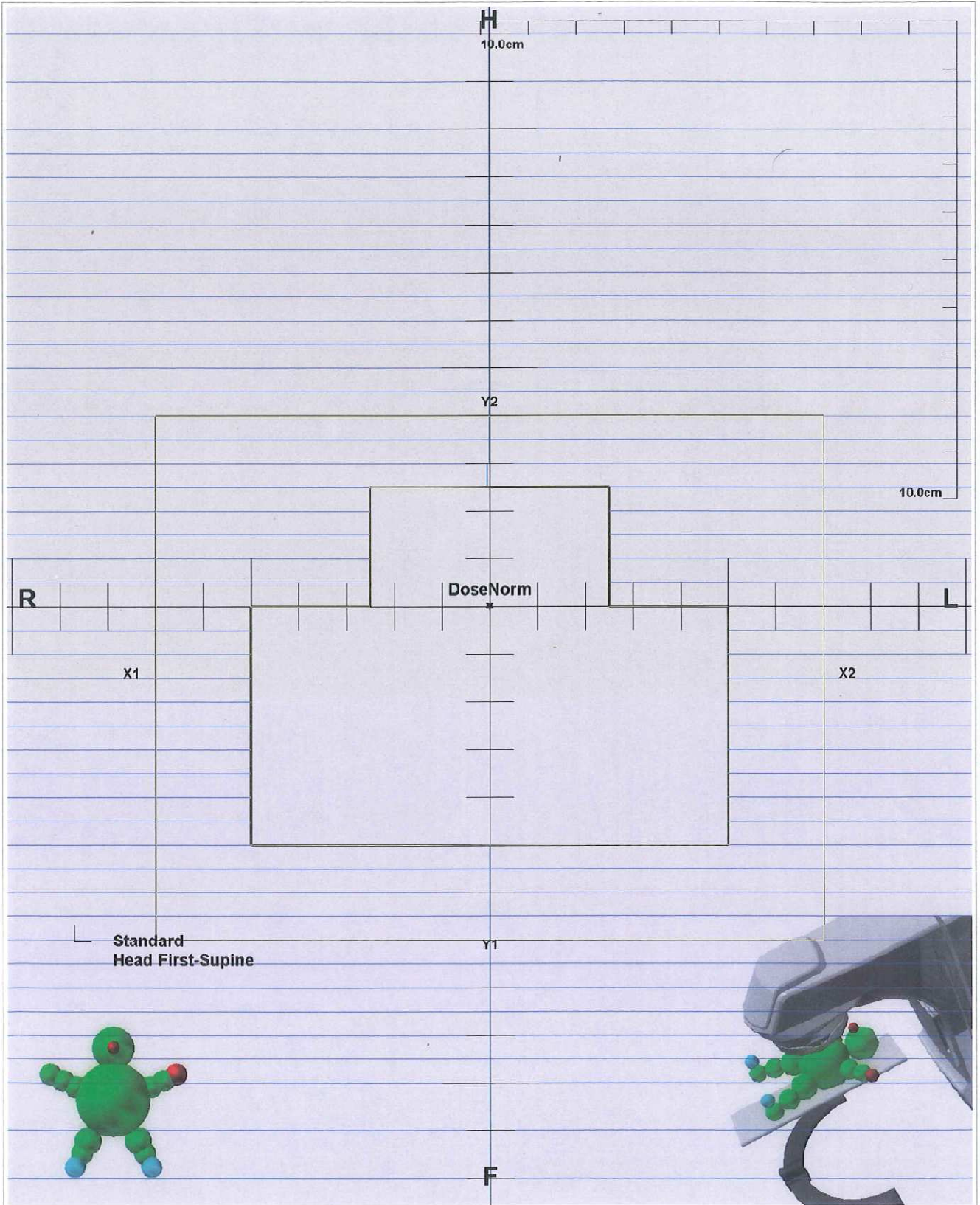
Na próxima página, o resultado da impressão do caso teste nº 9, para uma distância fonte-superfície de 100 *cm*, pela impressora local do Hospital do Câncer HCI – INCA.

Patient Name: Fantoma 30x30x30, Cubo (06012009)
 Hospital: INCA, Rio de Janeiro
 Plan last modified: 25/01/2011 8:42 PM by pqrt

Course: PQRT40x40x40
 Plan: T INV
 Image: 40x40x40, 40x40x40

Plan normalization value: 73.5 %
 Calculation grid: 2.5 mm
 Maximum dose: 140.8 %

Field ID	Technique	Machine	Energy	Scale	Wedge ID	Weight	X1[cm]	X2[cm]	Y1[cm]	Y2[cm]	Gantry Rtn[deg]	Coll Rtn[deg]	Couch Rtn[deg]	X[cm]	Y[cm]	Z[cm]	SSD[cm]	MU
TINV	STATIC-F	Trilogy	10X	VAR_JEC		1.000	+7.0	+7.0	+7.0	+4.0	0.0	0.0	0.0	0.0	-20.0	0.0	100.0	269



Patient: Fantoma 30x30x30, Cubo (06012009)
 Course: PQRT40x40x40
 Plan: T INV - Unapproved

Field "TINV" plotted at 100.0 cm
 Head First-Supine
 User origin DICOM offset = (0.00cm, 0.00cm, 0.00cm)

External Beam Planning External Beam Planning 8.6.17
 Printed 25/01/2011 8:54 PM by port
 Page 1/1