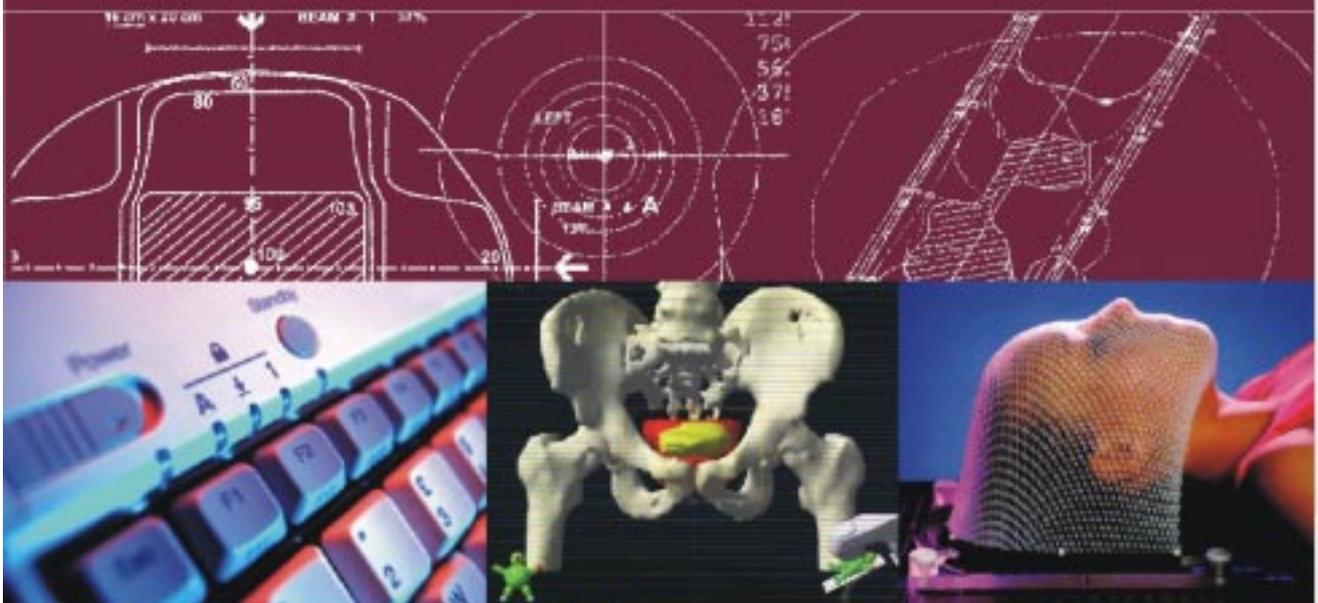


Ministério da Saúde
Instituto Nacional de Câncer

Programa de Qualidade em Radioterapia



TEC DOC - 1151

***Aspectos físicos da garantia
da qualidade em radioterapia***

Protocolo de controle da qualidade

MINISTÉRIO DA SAÚDE

José Serra

SECRETARIA DE ASSISTÊNCIA À SAÚDE

Renilson Rehem de Souza

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER

Jacob Kligerman

**ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE INSTITUIÇÕES
FILANTRÓPICAS DE COMBATE AO CÂNCER**

Marcos Moraes

PROGRAMA DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

Carlos Eduardo de Almeida

PROJETO GRÁFICO

Wilson Domingues de Souza

COORDENAÇÃO, EDITORAÇÃO, IMPRESSÃO E DISTRIBUIÇÃO

Instituto Nacional de Câncer - INCA

Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT

Rua do Rezende 128, 3º andar - Centro

CEP: 20231-092

Tel.: (0XX21) 3970-7800 R: 7829

Coordenação de Ensino e Divulgação Científica

Seção de Produção de Material Educativo

Rua do Rezende 128 - Centro

CEP: 20231-092

Tel.: (0XX21) 3970-7800 R.: 7819

Ficha Catalográfica

B823t Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer.
TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia.
Rio de Janeiro: INCA, 2000.

158p.. il. (Programa de Qualidade em Radioterapia)

Bibliografia

ISBN 85-7318-055-2

1.RADIOTERAPIA. 2.DOSIMETRIA. 3.CONTROLE DA QUALIDADE.
4. PROTOCOLOS CLÍNICOS. I.Título. II.Série.

CDD615.842

Este documento foi traduzido para o português a partir da versão No 9 em espanhol do IAEA - 1151 Aspectos Físicos de La Garantía de la Calidad en Radioterapia: Protocolo de Control de Calidad, adotado pelo Programa de Qualidade em Radioterapia- PQRT:

TIRAGEM

200 exemplares

©2001, Ministério da Saúde

É permitida a reprodução parcial ou total desta obra, desde que citada a fonte.

Programa de Qualidade em Radioterapia

TEC DOC - 1151

Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia

Protocolo de controle de qualidade

Apoio:

Colégio Brasileiro de Radiologia - CBR

European Society for Therapeutic Radiology and
Oncology - ESTRO

International Atomic Energy Agency - IAEA

Laboratório de Ciências Radiológicas - LCR/UERJ

Co-patrocínio:

 Associação Brasileira de Instituições
Filantrópicas de Combate ao Câncer

Programa de Qualidade em Radioterapia

COMISSÃO EXECUTIVA

Aristides Maltez Filho – Médico
Hospital Aristides Maltez - BA
Associação Brasileira de Instituições
Filantrópicas de Combate ao Câncer

Carlos Eduardo de Almeida – Físico - Coordenador
Instituto Nacional de Câncer
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Heloisa A. Carvalho – Médica
Hospital das Clínicas - USP
Colégio Brasileiro de Radiologia

Luiz Henrique J. Pinto – Médico
Instituto Nacional de Câncer

Miguel A. Gonçalves – Médico
Fundação Pio XII - SP
Colégio Brasileiro de Radiologia

Paulo Eduardo P. S. Novaes – Médico
Hospital A. C. Camargo - SP
Colégio Brasileiro de Radiologia

COMISSÃO CIENTÍFICA

Adelino José Pereira - Físico
Hospital A. C. Camargo - SP

Carlos Manoel M. de Araújo - Médico
Instituto Nacional de Câncer

Eugenio Del Vigna Filho - Físico
Santa Casa de Belo Horizonte - MG

Ivaldo Ferreira - Físico
Estro - European Society of Therapeutic Radiology and Oncology - França

João Luis Fernandes da Silva - Médico
Hospital Sírio Libanês - SP

José Carlos da Cruz - Físico
Hospital Albert Einstein - SP

Marcos Davi L. de Mello - Médico
Santa Casa de Maceió

Miguel A. Mizziara Filho - Médico
Instituto Arnaldo Viera de Carvalho - SP

Miguel F. Guizzardi - Médico
Instituto Nacional de Câncer

Sérgio Lannes Vieira - Médico
Hospital São Vicente de Paulo - RJ

APRESENTAÇÃO

O “TEC-DOC 1151 - Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia - Protocolo de controle de qualidade” é uma tradução para o português de um dos produtos do Projeto Arcal, da Agência Nacional de Energia Atômica (IAEA).

Trata-se de um protocolo para controle da qualidade dos equipamentos usados em radioterapia, visando uma padronização dos parâmetros básicos dos tratamentos radioterápicos, tanto para teleterapia quanto para braquiterapia.

Esta facilidade oferecida pela Agência Nacional de Energia Atômica (IAEA) foi gentilmente traduzida por profissionais brasileiros, que compreenderam sua importância no contexto nacional.

Dr. Marcos Moraes
Presidente, ABIFCC

Dr. Jacob Kligerman
Diretor, INCA

CONTEÚDO

Prefácio. -----	11
1.Introdução -----	13
1.1. Requisitos mínimos em radioterapia -----	14
1.2. Elementos de um Programa da Garantia da Qualidade-----	16
1.3. Erros e incertezas em radioterapia -----	17
1.4. Tolerâncias e níveis de ação -----	18
2.Garantia da Qualidade dos Equipamentos de Teleterapia -----	20
2.1. Generalidades-----	20
2.2. Freqüência dos testes-----	20
2.3. Unidades de ⁶⁰ Co15 -----	21
2.4. Aceleradores lineares-----	21
2.5. Técnicas especiais em teleterapia 15 -----	22
2.6. Simuladores de tratamento-----	22
2.7. Equipamentos de raios-X de baixa e média energia-----	22
3. Garantia da Qualidade no planejamento e Administração do Tratamento em Teleterapia -----	23
3.1. Sistemas computadorizados de planejamento -----	23
3.2. Processo de planejamento do tratamento -----	23
4. Garantia da Qualidade de Equipamentos e Fontes de Braquiterapia das fontes -----	25
4.1. Descrição das fontes-----	25
4.2. Calibração das fontes -----	25
4.3. Aplicadores de braquiterapia -----	25
4.4. Inventário das fontes -----	25
4.5. Equipamentos de carregamento remoto automático-----	26
5.Garantia da Qualidade no Planejamento e Administração do Tratamento em Braquiterapia -----	27
5.1. Sistemas computadorizados de planejamento -----	28
5.2. Localização das fontes -----	29
5.3. Administração do tratamento -----	29
6. Garantia da Qualidade dos Instrumentos de Medida -----	30
6.1. Equipamentos de medida para feixes de fótons e elétrons -----	30
6.2. Calibradores de fontes de braquiterapia -----	30
7. Auditorias da Qualidade -----	32
7.1. Tipos de auditorias da qualidade-----	32
Tabela I -----	35
Tabela II -----	37
Tabela III -----	39
Tabela IV-----	40
Tabela V -----	41
Tabela VI-----	42
Tabela VII -----	43

Tabela VIII -----	44
Tabela IX -----	44
Tabela X -----	45
Tabela XI -----	46
Tabela XII -----	47
Tabela XIII -----	48
Tabela XIV -----	49
Apêndice A: O pessoal em radioterapia -----	50
A.1. O radioterapeuta -----	50
A.2. O físico médico -----	50
A.3. O técnico em radioterapia -----	52
A.4. O dosimetrista -----	53
Apêndice B: Equipamento Mínimo necessário para a realização dos testes de GQ em radioterapia -----	54
B.1. Equipamento mínimo recomendado para a implementação de um programa de Controle da Qualidade em radioterapia com feixes externos -----	54
B.2. Equipamento mínimo recomendado para a implementação de um programa de Controle da Qualidade em braquiterapia -----	55
Apêndice C: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade das unidades de ^{60}Co -----	56
C.1. Testes dos sistemas de segurança -----	56
C.2. Testes mecânicos -----	57
C.3. Testes dosimétricos -----	63
C.4. Formulário para calcular a dose absorvida na água nas condições de referência usando feixes de fótons de ^{60}Co . (Adaptado de (35) e (36)) -----	67
C.5. Formulário para o controle DIÁRIO da unidade de ^{60}Co -----	69
C.6. Formulário para o controle MENSAL da unidade de ^{60}Co -----	70
C.7. Formulário para o controle ANUAL da unidade de ^{60}Co -----	72
Apêndice D: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade dos aceleradores lineares -----	74
D.1. Testes dos sistemas de segurança -----	74
D.2. Testes mecânicos -----	75
D.3. Testes dosimétricos -----	76
D.4. Formulário para o controle DIÁRIO do acelerador linear -----	79
D.5. Formulário para o controle MENSAL do acelerador linear -----	80
D.6. Formulário para o controle ANUAL do acelerador linear -----	83
Apêndice E: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade dos simuladores de tratamentos segurança -----	85
E.1. Testes dos sistemas de segurança -----	85
E.2. Testes mecânicos -----	85
E.3. Testes radiográficos -----	87
E.4. Formulário para o controle DIÁRIO do simulador -----	89
E.5. Formulário para o controle MENSAL do simulador -----	90
E.6. Formulário para o controle ANUAL do simulador -----	92

Apêndice F : Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade dos equipamentos de roentgenterapia	93
F.1. Inspeção física da instalação	93
F.2. Segurança elétrica	94
F.3. Segurança radiológica	95
F.4. Comprovação do campo de radiação	96
F.5. Exatidão do circuito controlador do tempo de exposição (temporizador)	98
F.6. Constância da qualidade do feixe	98
F.7. Constância da dose de referência	100
F.8. Formulário para o controle mensal da constância do índice de qualidade e a taxa de dose de referência para feixes de fótons de baixa energia (10-100kV)	104
F.9. Formulário para o controle DIÁRIO do equipamento de Rx-terapia	105
F.10. Formulário para o controle MENSAL do equipamento de Rx-terapia	106
F.11. Formulário para o controle ANUAL do equipamento de Rx-terapia	107

Apêndice G: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade do planejamento do tratamento em teleterapia (aspectos físicos)	109
G.1. Sistemas computadorizados de planejamento de tratamento	109
G.2. Processo de planejamento do tratamento	116

Apêndice H: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade em braquiterapia	122
H.1. Descrição das fontes	122
H.2. Calibração das fontes	123
H.3. Rastreabilidade da calibração	130
H.4. Recomendações	131
H.5. Inventário de fontes	132
H.6. Controle da estanqueidade das fontes. Monitoramento radiológico	133
H.7. Controle da qualidade dos aplicadores	133
H.8. Dosimetria clínica	134
H.9. Formulário para a verificação da intensidade de fontes de braquiterapia com câmara de ionização tipo poço	136
H.10. Formulário para o controle DIÁRIO do equipamento de carregamento remoto automático	137
H.11. Formulário para o controle TRIMESTRAL do equipamento de carregamento remoto automático	138
H.12. Formulário para o controle ANUAL do equipamento de carregamento remoto automático	139
H.13. Formulário para o controle da qualidade do tratamento de braquiterapia	140

Apêndice I: Procedimentos para a realização do Controle da Qualidade dos equipamentos de medida	142
I.1. Dosímetros de feixes de fótons e elétrons. Referência local e instrumento de campo	142
I.2. Calibradores de fontes de braquiterapia	145

Apêndice J: Esquema geral de uma visita de Auditoria -----	148
Os passos de uma auditoria -----	148
J.1. Preparação prévia à visita -----	148
J.2. Visita à instituição -----	149
J.3. Preparação do relatório final -----	150
J.4. A resposta da instituição -----	150
J.5. O arquivo dos dados -----	151
Apêndice K: Glossário -----	152
Referências -----	153
Colaboradores e redatores do documento original -----	159

PREFÁCIO

Durante os últimos anos tem sido evidente a necessidade de empregar ações sistemáticas para garantir a qualidade dos tratamentos de radioterapia, e esta necessidade tem como justificativa proporcionar aos pacientes o melhor tratamento possível.

A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu Garantia da Qualidade¹ em Radioterapia como “todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento” (1). A OMS justifica a necessidade de garantia da qualidade com base nos seguintes argumentos:

- A garantia da qualidade minimiza os erros no planejamento de tratamento e administração da dose ao paciente, e portanto melhora os resultados da radioterapia, aumentando a taxa de remissões e diminuindo a taxa de complicações e recidivas.
- A garantia da qualidade permite a intercomparação de resultados entre centros distintos de radioterapia, tanto em nível nacional como internacional, garantindo uma dosimetria e administração do tratamento mais uniforme e exata.
- As características avançadas dos equipamentos modernos de radioterapia não podem ser aproveitadas completamente a menos que se alcance um elevado nível de exatidão e consistência.

Dos argumentos da OMS há um aspecto cuja importância aumentou recentemente:

- Um programa de garantia da qualidade é o método mais sensível e eficaz de reduzir acidentes em radioterapia.

Existem numerosas publicações que com maior ou menor profundidade discutem diferentes aspectos da garantia da qualidade em radioterapia, e uma das pioneiras foi a publicação da OMS citada acima. A esta seguiram muitas outras recomendações publicadas por diferentes organizações e sociedades nacionais, entre as quais se destaca o chamado “Blue Book” da ISRO (2) na América do Norte. Mais recentemente a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) organizou um grupo composto por físicos médicos e radioterapeutas para desenvolver um “Programa Geral de Garantia da Qualidade em Radioterapia” que atualizará e agrupará as recomendações mais importantes das diversas publicações. Este programa geral foi publicado como o informe AAPM TG-40 (3) e constitui a contribuição mais importante na área de garantia da qualidade em radioterapia nos últimos anos. O TG-40 se ocupa principalmente dos aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia e apenas discute tópicos que são essencialmente médicos de maneira superficial (por exemplo, a decisão de tratamento, prescrição de dose, delineamento de volumes-alvo e órgãos críticos, etc.), mas dedica atenção especial aos temas que tratam conjuntamente aspectos físicos e médicos.

¹ A Organização Internacional de Padronização definiu Garantia da Qualidade como “Todas as ações planejadas e sistemáticas necessárias para garantir de forma inequívoca que uma estrutura, sistema ou componente se comporte satisfatoriamente” (ISO 6215-1980).

Todas as publicações mencionadas acima estão escritas em inglês e incluem recomendações que se baseiam na disponibilidade de equipamentos e pessoal mais freqüente nos países em que foram originadas. O propósito deste documento é a elaboração de um programa ou protocolo de garantia da qualidade em radioterapia para uso na América Latina, com ênfase nos aspectos físicos e técnicos mas sem ignorar temas nos quais intervém conjuntamente aspectos físicos e médicos. A tarefa surge como parte do projeto de cooperação técnica regional ARCAL XXX patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). O programa apresentado aqui se baseia nas recomendações dadas pelo AAPM TG-40, que em alguns casos foi atualizado seguindo publicações mais recentes tais como o AAPM TG-45 (10) e AAPM TG-56 (4).

Este documento apresenta recomendações para implantar um Programa de Garantia da Qualidade (GQ) incluindo detalhes sobre o tipo de testes e medidas necessárias para o Controle da Qualidade² (CQ). Em particular, há recomendações específicas para cada tipo de unidade de tratamento (acelerador linear, unidade de ⁶⁰Co, unidade de ortovoltagem, simulador, equipamento de braquiterapia, etc.), sobre os procedimentos de medida ou técnicas a seguir, especificação quanto à freqüência dos controles, aos níveis de tolerância e sugestões sobre as formas de documentar estas informações. Também propõe critérios para fazer do programa uma atividade dinâmica, alertando quando os resultados indicarem uma variação inaceitável, conduzindo à adoção de correções rápidas a fim de garantir que o tratamento de pacientes se realize de acordo com seu planejamento.

É preciso mencionar que os níveis de tolerância estão orientados para assegurar uma elevada qualidade nos tratamentos de radioterapia. Em alguns casos, sobretudo quando se trata de unidades de tratamento antigas, certos níveis podem não ser alcançáveis. Os responsáveis pelo programa de GQ da instituição devem então adequar esses níveis de tolerância às suas próprias condições; e no entanto, ações deste tipo não devem acontecer a menos que se tenha analisado de maneira exaustiva o possível impacto desta decisão na qualidade dos tratamentos. Em caso de desvios excessivos dos níveis sugeridos neste documento, recomenda-se restringir a utilização do equipamento àqueles tipos de tratamentos onde a influência destes desvios seja mínima.

² Controle da Qualidade (*quality control*) em radioterapia são as ações empregadas para recuperar, manter e/ou melhorar a qualidade dos tratamentos (1).

1. INTRODUÇÃO

O tratamento de um tumor mediante radiação ionizante é um processo contínuo com etapas bem diferenciadas. Estas incluem o diagnóstico e a localização do tumor, a decisão sobre a estratégia de tratamento, o planejamento e o cálculo de dose absorvida, a administração do tratamento, a verificação da dose absorvida e a avaliação de resultados a curto e a longo prazo. No tratamento dos pacientes o radioterapeuta prescreve um regime de tratamento para a cura ou palição da enfermidade, tentando minimizar as complicações originadas pela irradiação de tecidos normais.

A qualidade de um tratamento de radioterapia está intimamente ligada a fatores que podem ser classificados como clínicos, tais como o diagnóstico, a localização do tumor, a estratégia de tratamento escolhida e a contínua reavaliação do tratamento; dosimétricos ou físicos, tais como a incerteza no cálculo da dose, sua otimização e sua verificação, a idoneidade dos equipamentos para proporcionar um feixe de radiação consistente com o planejamento do tratamento; por fim, outros que estão relacionados à aplicação prática do tratamento de radioterapia e com o manuseio do paciente. É claro, portanto, que se se desejar analisar a qualidade da radioterapia, deve-se entender que os três aspectos, médico, físico ou dosimétrico e o de aplicação prática, devem ser levados em conta de maneira combinada. Isto significa que numerosas ações dos radioterapeutas, dos físicos médicos e dos técnicos em radioterapia³ devem realizar-se de forma conjunta e que o nível de conhecimento de cada um *afetará significativamente a qualidade do tratamento.*

O presente documento proporciona fundamentalmente recomendações para os aspectos físicos da Garantia da Qualidade (GQ) nos tratamentos de radioterapia, e estas serão normalmente aplicadas por profissionais em Física Médica. Estão incluídos alguns aspectos clínicos, mas são tratados aqui apenas de maneira superficial e com a intenção de esclarecer certas pautas e atuações. É importante ressaltar que existem questões muito importantes de GQ em radioterapia, não incluídas neste documento, que devem ser tratadas especificamente por radioterapeutas, e muitas outras que devem ser tratadas de forma conjunta por radioterapeutas, físicos médicos e técnicos em radioterapia. É recomendável que, como complemento a estas instruções, sejam preparados outros guias para tratar com detalhes os aspectos clínicos da GQ dos tratamentos.

Para falar de GQ em radioterapia é preciso descrever primeiro o que se entende por qualidade em radioterapia e qual é a qualidade que se deve esperar de um tratamento deste tipo em qualquer instituição, para que o mesmo seja considerado aceitável. Assim, é necessário detalhar como, uma vez estabelecido um nível de qualidade em uma instituição, este nível pode manter-se constante no tempo, ou melhor, como pode melhorar com base na experiência adquirida.

Na América do Norte, o Conselho Inter-Sociedades de Oncologia Radiológica escreveu que "Cada paciente de câncer tem direito a receber o melhor tratamento possível para alcançar a cura, o controle a longo prazo ou a palição: esta é a meta mais

³ Em alguns países se usa a denominação *tecnólogo, radiotécnico, técnico radiofísico, etc.*

importante da gestão do paciente com câncer” (5). A “qualidade” em radioterapia pode ser definida como o conjunto de “ações” distintas ou características do processo da radioterapia que repercutem em sua capacidade para satisfazer as necessidades declaradas ou implícitas do cuidado ao paciente.

O principal objetivo da proteção do paciente em radioterapia, tal como o define as Normas Básicas Internacionais de Segurança, (6), consiste em “velar para que a exposição do tecido normal durante as sessões de radioterapia se reduza ao menor valor que se possa razoavelmente alcançar e seja compatível com a administração da dose requerida pelo volume alvo de planejamento”, o qual é parte do objetivo do tratamento. As medidas tomadas para assegurar a qualidade de um tratamento de radioterapia proporcionam de forma implícita proteção para o paciente e reduzem a possibilidade de exposições acidentais. Portanto, *a proteção radiológica do paciente está integrada à garantia da qualidade do tratamento de radioterapia.* Neste sentido o papel dos órgãos reguladores consiste em zelar para que em cada instituição que possua estes serviços seja implementado um programa integral de garantia da qualidade, enquanto o papel da instituição será elaborar e executar o referido programa.

1.1. Requisitos Mínimos em Radioterapia

Existe um conjunto de requisitos mínimos que toda instituição oncológica deve satisfazer para alcançar um nível aceitável de qualidade. Cada instituição deve tomar suas próprias decisões em termos de pessoal, equipamento, procedimentos e política; no entanto há alguns requisitos básicos abaixo dos quais nenhuma instituição

deveria ser considerada aceitável. Estes requisitos mínimos devem considerar a disponibilidade de instalações e equipamentos adequados, incluindo unidades de tratamento e produção de imagens, de equipamentos medidores de radiação, de sistemas de planejamento de tratamento, e nível de qualificação profissional de suas equipes.

O desenho e a construção de um centro de radioterapia deve basear-se no cumprimento de regulamentos nacionais ou internacionais para as licenças de operação das instalações. Os detalhes de desenho e construção devem preferencialmente ser supervisionados por um físico médico qualificado, familiarizado com as técnicas de tratamento que se utiliza no centro.

Em linhas gerais segue o restante dos requisitos mínimos:

1.1.1. Pessoal

Toda instituição oncológica, independente de seu tamanho, deve contar com os serviços de profissionais nos campos de Radioterapia Oncológica, Física Médica e Técnicas de Radioterapia. As responsabilidades, qualificações e preparação acadêmica e clínica dos distintos profissionais estão detalhadas no Apêndice A. É necessário que exista um processo de atualização contínua para todos os profissionais.

O número de profissionais em cada especialidade e o número de horas de trabalho por semana deve estar relacionado com o número de pacientes tratados e as unidades de tratamento disponíveis, incluindo a unidade de simulação ou de produção de imagens, e o grau de sofisticação das condutas dos tratamentos. Em diversas publicações existem sugestões de critérios aproximados para estabelecer o

número de profissionais necessários em radioterapia, mas ultimamente o critério adotado é que toda a equipe possa cumprir suas obrigações sem afetar negativamente os resultados do tratamento do paciente.

É preciso ressaltar a grande importância da comunicação entre os diferentes profissionais. Todo a equipe deve ser treinado adequadamente ao iniciar uma nova técnica ou conduta de tratamento. Os profissionais também devem ser informados sobre variações significativas nas características dosimétricas dos equipamentos como resultado de reparações ou alterações, variações de protocolos de calibração ou correções resultantes da detecção de um erro em qualquer procedimento. As variações nas rotinas de procedimento devem ser realizadas apenas após a análise de todas as conseqüências desta variação, e todas as pessoas envolvidas terem sido informadas. As instruções e as comunicações de informações devem ser feitas por escrito, especificando-se as decisões tomadas, as pessoas responsáveis por implementar as ações relacionadas com a variação e os detalhes das ações a tomar.

1.1.2. Equipamento

Os equipamentos utilizados em radioterapia alcançaram, na atualidade, níveis de desenvolvimento bem sofisticados, mas nem todos os avanços estão ao alcance da maioria das instituições na América Latina. No entanto, há um conjunto de elementos que são necessários, absolutamente, em qualquer instituição:

a) Sistemas de localização e simulação⁴.

b) Sistema de planejamento de tratamento, com aceite e comissionamento.

c) Acessórios modificadores do feixe (filtros, blocos, etc.).

d) Sistemas de posicionamento, alinhamento, imobilização e proteção do paciente.

e) Equipamentos de dosimetria absoluta (por ex., câmaras de ionização e eletrômetro) e relativa (filmes radiográficos, densitômetro, etc.) para a realização de Controle da Qualidade.

As unidades de tratamento devem ser adequadas aos tipos de tratamento oferecidos pela instituição, e dispor de um programa eficiente de manutenção e reparo. Antes de entrar em uso, elas devem ter passado por testes de aceite e pelas medidas dosimétricas necessárias para sua utilização clínica, processo que denominamos aqui comissionamento.

É importante ressaltar que o conceito de "comissionamento" corresponde ao inglês *commissioning*, sendo um processo posterior ao de " aceite " de uma máquina de terapia. Na fase de aceitação são realizadas medidas para garantir que as características da máquina apresentadas pelo fabricante se confirmam de fato, sendo verificados somente alguns poucos parâmetros. O comissionamento é um processo exaustivo, onde se obtém os dados dosimétricos para todas as configurações possíveis de tratamento na instalação, sua introdução no sistema manual ou computadorizado de planejamento de tratamento, a preparação de procedimentos operacionais e o treinamento do pessoal na operação do novo equipamento e no uso dos dados.

⁴ Se não se dispõe de um simulador, deve-se ter pelo menos fácil acesso a um equipamento de radiodiagnóstico onde se possa produzir imagens radiológicas com marcadores opacos para a visualização de zonas anatômicas ou pontos de interesse.

Estas medidas de comissionamento constituem o conjunto de valores de referência com os quais serão comparados os controles periódicos da qualidade de cada equipamento de radioterapia.

1.1.3. Programa de Garantia da Qualidade

Cada instituição deve ter meios para garantir que a qualidade do serviço de radioterapia que oferece se mantém dentro dos limites admitidos internacionalmente, e que dispõe dos mecanismos necessários para corrigir desvios que possam ir em detrimento do paciente. Devem existir também mecanismos adequados de retroalimentação, para que a experiência adquirida possa ser utilizada tanto para corrigir deficiências como para melhorar diversos aspectos do processo. Estes procedimentos constituem a base de um programa de garantia da qualidade em radioterapia.

A responsabilidade do desenvolvimento de um Programa de Garantia da Qualidade em radioterapia é da própria instituição, e os administradores, chefes de serviços médicos e profissionais nas distintas áreas, compartilham as responsabilidades de sua execução.

1.2. Elementos de um Programa de Garantia da Qualidade

A instituição deve desenvolver um programa escrito de seu sistema de garantia da qualidade em radioterapia (manual de garantia da qualidade). Este deve detalhar os Controles da Qualidade, incluindo os testes, procedimentos, frequência de realização dos testes, critérios de ação, documentação requerida e a especificação detalhada das pessoas responsáveis por cada ação. O manual deve ser revisado periodicamente pelo grupo responsável

e apresentado às autoridades do centro.

1.2.1. Apoio Institucional

A direção da instituição oncológica deve prover os meios suficientes, tanto estruturais como materiais, para melhorar a qualidade do cuidado com o paciente. Os processos de garantia da qualidade devem ser implementados em colaboração entre as diferentes disciplinas e a administração do hospital. No serviço de radioterapia a coordenação entre administradores e radioterapeutas, físicos médicos, técnicos em radioterapia e engenheiros de manutenção é essencial. As autoridades competentes devem tomar ações explícitas tais como:

a) Declarar seu compromisso com os princípios da garantia da qualidade e designar um responsável por estabelecer as linhas gerais de um Programa de Garantia da Qualidade. É sugerida a criação de um Comitê de Garantia da Qualidade formado por profissionais das diversas categorias (veja mais adiante, apêndice A).

b) Prover os equipamentos mínimos necessários a todos os tipos de medida.

c) Prover os recursos humanos necessários e seu treinamento para a realização de todos os testes de Controle e Garantia da Qualidade.

d) Disponibilizar as unidades de tratamento para a realização desses testes.

1.2.2. Equipe de Garantia da Qualidade

Os componentes mais importantes do Programa de Garantia da Qualidade em radioterapia são o trabalho em equipe e o compromisso do chefe clínico da Radioterapia ao aceitar o programa. Deve ser estabelecida uma equipe de

garantia da qualidade, integrada por radioterapeutas, físicos médicos, técnicos em radioterapia, enfermeiros e pessoal administrativo. Para cada membro da equipe deve haver descrições por escrito das responsabilidades e ações ao encontrar um resultado fora dos limites de tolerância, assim como proporcionar treinamento adequado para executar as responsabilidades.

1.2.3. Auditoria do Programa

Uma auditoria da qualidade é uma análise e avaliação sistemáticas do Programa de Garantia da Qualidade para determinar se as atividades e resultados do mesmo satisfazem aos objetivos para os quais foram criados. É importante ressaltar que esta auditoria deve ser realizada por profissionais não pertencentes à instituição, mas com a colaboração do pessoal da mesma. A instituição deve ter uma atitude aberta ante a realização de auditorias, e os resultados destas devem ser conhecidos pela equipe da garantia da qualidade.

No caso de verificação de resultados dos processos de medida e Controle da Qualidade, deve-se utilizar instrumentos de medida e metodologia independentes daqueles que se usa na instituição. Detalhes de um programa de auditoria externa são apresentados no Capítulo 7.

1.2.4. Comitê de Garantia da Qualidade

Quando na instituição for constituído um Comitê de Garantia da Qualidade (CGC), este deve ter uma função deliberativa, com atribuição de responsabilidades, e possuir autoridade e apoio para realizar suas funções.

O CGC deve representar as diferentes disciplinas que participam do processo de radioterapia. Como

mínimo deve haver um membro de cada uma das áreas profissionais: oncologia radioterapêutica, física médica e técnicos em radioterapia. Os membros do Comitê devem ser designados por autoridade superior da instituição, que também pode ser membro do Comitê. É recomendado que este tenha um número razoável de membros para permitir fluidez no processo de deliberação e tomada de decisões.

O CGC deve designar os responsáveis por adaptar as recomendações deste documento e de outros semelhantes às condições próprias da instituição, controlar o Programa de Garantia da Qualidade para assegurar que todas os seus componentes estão sendo executados e que seus resultados são documentados adequadamente, elaborando-se uma política que assegure a qualidade do cuidado ao paciente.

1.3. Erros e Incertezas em Radioterapia

O conceito de erro é definido como o desvio entre o valor numérico de uma grandeza, tal como a dose em um ponto ou a posição desse ponto, e seu "valor verdadeiro". Os erros podem ser sistemáticos ou aleatórios, segundo sua procedência, e são sempre difíceis de determinar porque requerem o conhecimento do "valor verdadeiro". No entanto, quando a determinação de erros em torno do dado é possível, o valor numérico da grandeza deve ser corrigido algebricamente com os sinais correspondentes. Em radioterapia, os erros podem originar-se, por exemplo, por (i) erros humanos causados por ignorância, falta de atenção, mal entendido ou juízo equivocado; (ii) erros instrumentais causados por falhas mecânicas, elétricas ou de "software"; (iii) erros aleatórios devido a causas desco-

nhecidas ou a condições experimentais incontroláveis nos processos de planejamento e execução do tratamento; (iv) erros sistemáticos no processo, etc.

Quando não é possível determinar a magnitude de um erro estima-se que um resultado está dentro de certos limites, ou que pode ser descrito por uma certa distribuição de probabilidade. Fala-se então de incerteza de um resultado, o qual não pode ser corrigido, pois essa falta de conhecimento é intrínseca ao resultado e este deve sempre ser acompanhado de sua incerteza. As incertezas são classificadas atualmente segundo seu modo de avaliação, e não de acordo com as possíveis causas que as originam, em incertezas de tipo A (avaliadas por métodos estatísticos) e de tipo B (avaliadas por qualquer outro método), e todas são descritas por desvios-padrão que se combinam em quadratura (raiz quadrada da soma dos quadrados) para determinar o desvio padrão combinado de um resultado.(7)

No informe 24 sobre a determinação da dose absorvida em pacientes irradiados com feixes de raios-X ou gama em procedimentos de radioterapia, (8), a Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU) concluiu: "ainda é muito cedo para generalizar, mas a evidência disponível para certos tipos de tumores indica a necessidade de uma exatidão de $\pm 5\%$ na administração da dose a um volume-alvo para a erradicação do tumor primário". O critério do ICRU se deu em um contexto onde as incertezas foram estimadas em nível de intervalos de confiança de 95%, e portanto correspondem aproximadamente a dois desvios padrão.

Questiona-se atualmente se

um desvio padrão de $\pm 2,5\%$ na administração da dose a um paciente é um critério muito estreito, e se o limite deveria ser maior; não existem, no entanto, recomendações definitivas neste sentido. O que a radiobiologia e a radioterapia modernas confirmam é a necessidade de administrar a dose com alta exatidão, sobretudo quando se aplicam técnicas nas quais se aumenta a dose prescrita para níveis sem precedentes (*dose escalation* em radioterapia conformada). Além disso, as possibilidades atuais em radioterapia usando técnicas modernas de diagnóstico para a delimitação de volumes-alvo e aceleradores avançados para a irradiação de pacientes só podem ser aproveitados de maneira adequada se houver um alto nível de exatidão na determinação da dose absorvida. Há muitos passos ao longo do processo de tratamento que se relacionam com aspectos físicos, desde a calibração do feixe clínico até o cálculo do tempo de irradiação ou da unidade monitor, e todos os passos incluem erros e incertezas de maior ou menor grau. Considerando que há outras possíveis fontes de erro e incerteza nos aspectos puramente clínicos e também nos modelos radiobiológicos, é necessário extremar as precauções em cada passo e minimizar seus erros e incertezas, a fim de garantir que a exatidão final do tratamento seja aceitável.

1.4. Tolerâncias e Níveis de Ação

As tolerâncias dadas nas tabelas devem ser interpretadas de forma tal que se: 1) a medida do parâmetro correspondente excede o valor tabelado (por exemplo, se o isocentro medido ao girar a estativa de um acelerador excede 2 mm de diâmetro); ou 2) a variação percentual do parâmetro excede o valor nominal (para distinguir estes casos

se emprega o termo de 'constância' do parâmetro, como por exemplo, na dose de referência), deve tomar-se alguma medida ou ação corretiva. Portanto, se as medidas de CQ estão fora dos níveis de tolerância estabelecidos nas tabelas, os parâmetros devem ser ajustados até levar o equipamento aos valores aceitáveis, ou seja, estas tolerâncias funcionam como níveis de ação. Não obstante, se certo parâmetro satisfaz escassamente o nível de tolerância de forma sistemática, deverá haver alguma ação corretiva sobre este.

É importante notar que os níveis de tolerância dados neste documento refletem, até o momento, os padrões da prática na física de radioterapia nas últimas décadas e estão expostos a modificações à medida que novas tecnologias sejam introduzidas neste campo. Por outro lado, os procedimentos experimentais para a realização dos testes devem ser capazes de distinguir variações dos parâmetros avaliados menores que os níveis de tolerância estabelecidos em cada caso.

Os valores de tolerância nas tabelas de testes de GQ para o equipamento de teleterapia (Tabelas I, II, III e IV) foram estabelecidos com a intenção de que sua soma quadrática alcance uma incerteza dosimétrica total de $\pm 5\%$ e uma incerteza espacial global de ± 5 mm (com um desvio-padrão). Estas incertezas são consideradas aceitáveis clinicamente e tecnicamente alcançáveis. É possível conseguir melhorias adicionais, mas só à custa de inovações técnicas significativas e custos incrementados.

2. GARANTIA DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE TELETERRAPIA

2.1. Generalidades

A garantia da qualidade dos equipamentos empregados em teleterapia é em primeiro lugar uma avaliação contínua de suas características funcionais. Estas características influem em última instância na exatidão geométrica e dosimétrica das doses aplicadas aos pacientes.

O comportamento funcional destes equipamentos pode variar abruptamente devido a defeitos eletrônicos, falhas de componentes ou rupturas mecânicas, ou podem variar lentamente devido ao deterioramento e envelhecimento de seus componentes. Portanto, se destacam dos requerimentos essenciais: devem ser realizadas medidas de CQ periodicamente em todos os equipamentos, incluindo o controle da qualidade dos próprios instrumentos de medida; deve existir um monitoramento sistemático de manutenção preventiva e das correções do comportamento dos equipamentos de tratamento e de medida.

A finalidade destes procedimentos é garantir que as características funcionais, definidas a partir dos parâmetros físicos estabelecidos durante o comissionamento do equipamento, não apresentem discrepâncias significativas.

O programa de GQ do equipamento em radioterapia é sobretudo um trabalho de grupo e as responsabilidades de execução das distintas tarefas devem ser divididas entre físicos médicos, dosimetristas, técnicos em radioterapia e engenheiros eletromédicos, sendo a responsabilidade global do referido programa atribuída ao físico médico.

O programa de GQ deve basear-se em uma investigação geral dos parâmetros do estado de referência definidos durante os testes de aceite e comissionamento do equipamento para seu uso clínico. Os procedimentos e condições para estes testes de aceite estão descritos em diferentes publicações internacionais.(9,10) Estes procedimentos devem ser realizados a fim de comprovar as especificações do fabricante, assim como estabelecer os valores de funcionamento no estado de referência do equipamento novo, reparado ou que tenha sofrido um reforma profunda. Uma vez estabelecidos os padrões básicos, deve-se elaborar um protocolo para a realização dos testes periódicos de GQ com vistas a monitorar os valores funcionais de referência.

Nos seguintes epígrafes se apresentam as tabelas resumindo os testes mínimos que devem ser realizados em um Programa de GQ típico, inclusive a frequência e tolerância recomendadas para os mesmos. Todos estes testes são considerados importantes para assegurar que o equipamento está apto a realizar tratamentos de boa qualidade e segurança radiológica. As técnicas experimentais e procedimentos práticos para realizar estes testes podem ser encontrados em diversas publicações; (3-12) neste documento estão incluídos alguns anexos com recomendações e orientações para a realização destes, utilizando instrumentação e técnicas de medida simples, rápidas e reprodutíveis.

2.2. Frequência dos Testes

Os testes a realizar são classificados de acordo com a frequência como diários, mensais e anuais (no caso das unidades de ^{60}Co é recomendada a verificação semanal da posição da fonte, no

lugar do controle diário da dose de referência para os aceleradores).

Os testes diários incluem aqueles que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de irradiação e dos volumes-alvo (telômetros, lasers, etc.); bem como a dose aplicada ao paciente (constância do rendimento absoluto ou taxa de dose absorvida de referência, no caso de aceleradores), e aspectos de segurança. Estes testes devem ser executados preferivelmente pelo técnico em radioterapia, anotados por este no livro de registros do equipamento e revisados diariamente pelo físico médico.

Os testes mensais verificam parâmetros cujas variações produzem efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês (por exemplo, congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe). Durante estas revisões mensais o físico deverá comprovar com maior nível de exatidão alguns dos aspectos verificados pelo técnico em radioterapia durante os testes diários.

Os testes anuais incluem as verificações da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento do equipamento (PDD, TAR, fatores campos e de filtros, etc.), assim como a verificação mais detalhada de parâmetros controlados mensalmente (por exemplo, dependência da dose de referência com a posição da estativa, coincidência do isocentro mecânico e radiante, etc.).

As frequências dos testes indicadas nas tabelas podem aumentar para algum parâmetro específico se este apresentar desvios significativos em relação a um valor de referência. Da mesma forma se um controle cuidadoso e extenso demonstrar que um parâmetro não

varia significativamente, a frequência de execução do teste correspondente pode ser reduzida. Ainda é difícil a recomendação de quanto tempo é necessário o monitoramento de um parâmetro antes de se decidir pela redução de sua frequência de teste (o caso oposto é óbvio). É prudente que os registros do processo de GQ sejam estabelecidos durante um período apreciável sobre o comportamento do equipamento (por exemplo, um ano ou mais) assim como determinar as possíveis implicações clínicas de qualquer modificação na frequência do teste.

2.3. Unidades de ^{60}Co

Os testes de GQ das unidades de ^{60}Co estão resumidos na Tabela I. As recomendações para a execução das mesmas estão no Apêndice C.

2.4. Aceleradores Lineares

O Programa de Garantia da Qualidade para aceleradores de uso médico requer um número maior de testes que as unidades de ^{60}Co . Somado a isto, as novas gerações de máquinas controladas por computadores necessitam de verificações adicionais e específicas. Devido à filosofia de que o desenho varia com cada fabricante, torna-se difícil recomendar um procedimento geral para estabelecer controles neste sentido, devendo portanto serem realizados seguindo as especificações do fabricante. Os informes (21,22) incluem recomendações para este tipo de aceleradores.

Na Tabela II estão os testes a realizar, junto com sua frequência e tolerância. No Apêndice D são sugeridos os procedimentos para a realização dos testes.

Para os aceleradores que permitem o movimento indepen-

dente das garras do colimador, deve ser realizado o alinhamento mecânico de cada garra independentemente.

Alguns aceleradores incluem filtros dinâmicos, colimadores *multileaf*, sistemas para imagens, etc. O Programa de GQ para estes aceleradores deverá incluir o controle periódico destes dispositivos, verificando-se em cada caso se as características de referências se conservam.

2.5. Técnicas Especiais em Teleterapia

Há um certo número de técnicas especiais usadas em teleterapia, tais como irradiação de corpo inteiro, de meio corpo, radiocirurgia estereotáxica, radioterapia intraoperatória, terapia com elétrons de corpo inteiro, terapia rotacional com elétrons, etc., que requerem um programa particular de GQ. Para maiores detalhes devem ser consultados protocolos para cada técnica em particular.

2.6. Simuladores de Tratamento

Os simuladores se destinam a reproduzir as condições geométricas dos equipamentos de Teleterapia; portanto, devem estar sujeitos aos mesmos requerimentos mecânicos que os equipamentos de telecobalto e aceleradores. Adicionalmente os simuladores devem ser controlados em relação à qualidade da imagem que proporcionam. Na Tabela III estão listados os testes a realizar, com suas freqüências e tolerâncias. No Apêndice E estão os procedimentos para a realização destes testes.

2.7. Equipamentos de Raios-X de Baixa e Média Energia

A Tabela IV resume os testes de Controle da Qualidade para equipamentos de radioterapia com raios-X de baixa e média energia (10-300 kV). Como nas tabelas anteriores, estão incluídas as tolerâncias de cada teste. No Apêndice F deste documento estão descritos os procedimentos para a execução dos referidos testes. Isto pode servir como guia para a confecção do livro de Controle da Qualidade do equipamento.

3. GARANTIA DA QUALIDADE NO PLANEJAMENTO E ADMINISTRAÇÃO DO TRATAMENTO EM TELETERAPIA

3.1. Sistemas Computadorizados de Planejamento

O planejamento computadorizado é um componente fundamental dentro do processo de tratamento visto que com estes sistemas são traçados e calculados uma parte significativa dos tratamentos de pacientes. Os sistemas computadorizados de planejamento cobrem um amplo intervalo de aplicações. Pela variedade e grau de complexidade destes sistemas durante seu comissionamento e GQ, deve haver um grande número de considerações. Os sistemas de planejamento de radioterapia externa incluem: o cálculo das distribuições relativas de dose para cada equipamento, energia e modalidade de tratamento; a soma das doses relativas provenientes dos diferentes feixes; o cálculo da unidade monitor (tempo) para uma determinada dose prescrita, quando são introduzidos os dados de calibração no sistema de planejamento; os dados de saída, que devem ser claros e precisos e incluir a distribuição de isodose em forma gráfica.

É recomendado que os sistemas de planejamento sofram um rigoroso processo de controle que inclua testes de aceite e comissionamento, e que se estabeleça e implemente um programa de GQ dos mesmos. Os sistemas de planejamento do tratamento devem ser comprovados com parâmetros típicos empregados na clínica e a uma dada periodicidade. As recomendações gerais para estes sistemas aparecem no ICRU 42 (23) e com mais detalhe em uma recente

publicação sobre testes de aceite e GQ de sistemas computadorizados de planejamento. (24)

É de grande importância a entrada dos dados dos feixes de radiação no sistema de planejamento, devendo se estabelecer mecanismos redundantes de verificação deste processo.

Na Tabela V estão resumidos os principais testes que devem ser aplicados aos sistemas computadorizados de planejamento, enquanto que no Apêndice G estão detalhados os procedimentos para a realização dos mesmos.

3.2. Processo de Planejamento do Tratamento

O processo de planejamento do tratamento começa com a aquisição dos dados do paciente e continua através do planejamento, a implementação do plano e a verificação do tratamento. Neste processo é de suma importância a interação entre o físico médico, o dosimetrista e o radioterapeuta, e inclui o uso de programas de computação assim como de computadores e outros periféricos para o planejamento gráfico do tratamento.

Existem três etapas distintas no planejamento de um tratamento, cada uma das quais deve ter seu procedimento de garantia da qualidade:

a) O planejamento não gráfico, empregado fundamentalmente em campos simples e em campos paralelos opostos. Neste caso é calculada a unidade monitor (tempo) para aplicar a dose prescrita a um ponto no eixo central, empregando geralmente os PDD no eixo central, os TPR ou os TMR, assim como as tabelas de taxa de dose do feixe. O tamanho e forma do campo, que define o volume de tratamento,

se determina a partir de filmes radiográficos realizados durante a simulação.

b) O planejamento com representação gráfica é empregado em grande número de pacientes. Neste método o volume de tratamento é definido a partir dos cortes da Tomografia Computadorizada (CT) ou a partir de placas ortogonais de simulação. O contorno do paciente é obtido mediante o uso de implementos mecânicos (por exemplo cintas de chumbo, instrumentos de medida de contorno, simulador de tratamento) ou com o emprego da CT. O arranjo de campos e o cálculo das distribuições de dose é realizado utilizando um sistema de planejamento computadorizado; o tamanho dos campos é decidido como no processo a). Posteriormente o radioterapeuta prescreve a dose em um ponto ou em um volume.

c) O planejamento de tratamento em 3D se diferencia das opções acima mencionadas na definição dos volumes-alvo, os volumes de tecido normal e as superfícies dos contornos que são obtidos diretamente da CT. É muito significativo o fato de que apesar do desenho dos campos (angulações), o tamanho e forma destes são definidos a partir da Projeção Visual do Feixe (PVF), em lugar de se empregar as radiografias de simulação. Mais ainda, os sistemas 3D são capazes de produzir radiografias por reconstrução digital a partir dos dados da CT. É possível prescrever a dose em um ponto, em uma curva de isodose, uma superfície de isodose ou um nível de dose em um histograma de dose-volume (HDV).

O processo representado esquematicamente na Tabela VI é descrito no Apêndice G.

3.2.1 GQ do Planejamento e Implementação do Tratamento de Cada Paciente

Na Tabela VII aparece um resumo das recomendações para a GQ do planejamento e implementação do tratamento de cada paciente.

4. GARANTIA DA QUALIDADE DE EQUIPAMENTOS E FONTES DE BRAQUITERAPIA

A variabilidade dos equipamentos e fontes utilizados em braquiterapia, assim como os distintos padrões de prática clínica nesta especialidade, eliminam a possibilidade de estabelecer um protocolo único de GQ. Por isto é necessário que cada físico médico, baseado em sua experiência clínica, desenvolva seu próprio programa de GQ para o equipamento e fontes de braquiterapia. Aqui são apresentadas as recomendações gerais para estes equipamentos.

4.1. Descrição das Fontes

O presente documento inclui apenas recomendações para braquiterapia com fontes seladas. As características de uma fonte selada (encapsulada) dependem fortemente da distribuição da atividade dentro da fonte e dos detalhes do encapsulamento da mesma. Por isto, é fundamental que o usuário se preocupe em obter do fabricante as informações detalhadas na Tabela VIII, bem como avaliar as possíveis implicações destas características na dosimetria clínica.

4.2. Calibração das Fontes

Ainda que os distribuidores comerciais de fontes de braquiterapia ofereçam uma medida da intensidade das mesmas, não se deve confiar somente neste valor para a realização dos cálculos de dose nos pacientes. A instituição que possuir um serviço de braquiterapia deve ser capaz de verificar independentemente a intensidade de suas fontes. No Apêndice H.2 há um guia mais detalhado de procedimentos para a calibração de fontes de braquiterapia nas condições da instituição.

Se recomenda empregar como grandeza para especificar a emissão radiante da fonte a *Intensidade de Kerma no Ar* definida como o produto da *taxa de Kerma no Ar* pelo quadrado da distância medida desde o ponto de calibração até o centro da fonte, tomada sobre o bissetor perpendicular ao eixo longitudinal desta; suas unidades no SI podem ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ou $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$. O ICRU-38 (25) recomenda uma grandeza similar à anterior, definida como *Taxa de Kerma no Ar de Referência*; neste caso as unidades no SI devem ser $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ a 1 m, já que esta última grandeza é definida especificamente a um metro da fonte, enquanto que a *Intensidade de Kerma no Ar* pode ser determinada a uma distância onde a fonte possa ser considerada pontual.

4.3. Aplicadores de Braquiterapia

Ao se receber um aplicador de braquiterapia, deve ser verificado se a posição da(s) fonte(s) dentro deste corresponde à prevista pelo fabricante, bem como qualquer acessório ou peça destinada a atenuar ou modificar a radiação no aplicador ou se há qualquer tipo de imperfeição. Na tabela IX estão os principais testes de GQ que devem ser realizados nos aplicadores de braquiterapia.

4.4. Inventário das Fontes

Tanto as fontes de $T_{1/2}$ longa como as de meia-vida curta requerem um inventário atualizado e um arquivo ou livro permanente sobre sua utilização. Como a informação armazenada e os procedimentos de inventário diferem segundo o tipo de fonte, esta deve ser analisada separadamente, conforme o Apêndice H.5.

4.5. Equipamentos de Carregamento remoto automático (Remote Afterloading)

Os sistemas de carregamento remoto podem ser constituídos por instalações convencionais de Baixa Taxa de Dose (LDR) ou de Alta Taxa de Dose (HDR). Ainda não existem publicações detalhadas sobre este tipo de equipamento,(26) e devido à sua importância, no presente documento estão incluídos os principais aspectos da GQ de equipamentos de carregamento remoto automático. A tabela X apresenta os principais testes de GQ destas instalações.

4.5.1. Calibração

A intensidade das fontes de Baixa Taxa para equipamentos de carregamento remoto pode ser determinada da mesma forma que foi descrito na epígrafe 4.2. Para equipamentos com várias fontes, deve ser determinada a intensidade de cada uma, para assegurar que todas estão dentro de um intervalo aceitável em relação à média. No caso de equipamentos de Alta Taxa, o emprego de câmaras tipo poço pode apresentar limitações devido às possíveis perdas por baixa eficiência de coleção de cargas (elevada fração de recombinações); não obstante, já existem no mercado alguns modelos deste tipo de câmaras especialmente desenhadas para a calibração e verificação de fontes de braquiterapia de Alta Taxa. A exatidão e precisão da calibração empregando câmaras tipo dedal também apresenta limitações, que incluem os efeitos de radiação dispersa no local e nos suportes, assim como o ponto efetivo de medida da câmara (ver apêndice H).

4.5.2. Verificação da Posição da Fonte

A verificação do correto posicionamento das fontes pode ser feita mediante auto-radiografias acompanhadas de marcas externas, como furar o filme radiográfico com uma agulha. A variação da densidade ótica relativa do filme pode ser útil para distinguir qualitativamente diferenças no posicionamento da fonte. É recomendado estabelecer uma configuração típica usando todas as fontes do equipamento, com vistas a realizar auto-radiografias periódicas que simultaneamente permitam o posicionamento e inventário das fontes.

4.5.3. Efeitos de Trânsito da Fonte

À semelhança das unidades de ^{60}Co , nos equipamentos de carregamento remoto automático é necessário considerar o efeito na dose cedida durante o movimento da fonte desde o cofre até o aplicador e vice-versa. Este efeito pode ser significativo em equipamentos de HDR ou de taxa de dose pulsada (PDR), onde os tempos prefixados no temporizador do equipamento podem ser relativamente curtos. A estimativa deste efeito pode ser realizada de forma similar a que se descreve no item C.3.1. para as unidades de telecobalto. No item H.2.4 é descrito um procedimento mais específico para os equipamentos de carregamento remoto.(27)

5. QUALIDADE NO PLANEJAMENTO E ADMINISTRAÇÃO DO TRATAMENTO EM BRAQUITERAPIA

A implementação de um plano de tratamento com braquiterapia é em geral mais complexa que com feixes externos, particularmente em braquiterapia intersticial e em menor medida em intracavitária, intraluminal e terapia de contato. Adicionalmente, as dificuldades para determinar o posicionamento das fontes e a presença de elevados gradientes de dose fazem com que o cálculo das distribuições de dose e a especificação da mesma (em um ponto ou volume) seja menos preciso que em teleterapia. Por estas e outras razões, os procedimentos de GQ em braquiterapia são menos rigorosos que, na teleterapia convencional.

Na prática da braquiterapia, à exceção de tratamentos com terapia de contato e outros moldes com geometrias fixas, a execução do tratamento pode diferir significativamente do planejado. Portanto, muitas vezes é necessário realizar os seguintes cálculos: o cálculo para determinar a distribuição e intensidade das fontes e o cálculo de verificação para determinar os tempos de tratamento a partir da distribuição real das fontes.

Administrar um tratamento de braquiterapia com precisão significa que as fontes planejadas foram colocadas nas posições desejadas e no aplicador correto, que permanecem aí o tempo requerido e que depositam de forma precisa as doses prescritas pelo radioterapeuta. Em relação ao desenho do implante e a sua avaliação, significa que o plano resultará em uma distribuição espacial e temporal de dose consistente com os objetivos do tratamento.

Um Programa de GQ em braquiterapia deve, portanto, estar dirigido a três processos básicos:

- o processo de *inserção do aplicador*: de responsabilidade do radioterapeuta; em termos de GQ física, compreende a utilização do dispositivo correto, documentação, realização da operação corretamente e que o aplicador, as fontes e o volume-alvo estejam em posição correta.

- o processo de *seleção e avaliação*: este processo começa com a seleção do aplicador e o desenho do implante. Logo após a execução do implante, procede-se à prescrição do tratamento, aquisição das imagens do implante, definição do volume-alvo, o cálculo das distribuições de dose, sua otimização, determinação dos tempos e/ou determinação das posições de parada das fontes. Em termos de GQ física, significa que os algoritmos do sistema de planejamento (manual ou computadorizado) funcionam corretamente, que o volume-alvo das imagens radiográficas é consistente com outros dados relativos à localização do tumor e que os passos de otimização são apropriados.

- o processo de *administração do tratamento*: no caso de braquiterapia manual, este inclui a seleção, preparação e inserção das fontes assim como a retirada destas no momento indicado. No caso de equipamentos de carregamento remoto automático, este processo inclui o ingresso dos dados no sistema de aplicação, a conexão do equipamento ao paciente e a administração da irradiação. Os aspectos da física GQ consistem em: procedimentos para validar os dados de entrada, os procedimentos para manejar situações de avaria dos aparelhos e emergências, assim como a documentação do tratamento.

Requerimentos de Exatidão em Braquiterapia

Espacial: verificação do correto posicionamento das fontes (definida direta ou indiretamente pelo radioterapeuta) de acordo com o planejamento. Na maioria dos casos é possível alcançar uma exatidão de ± 2 mm em relação ao aplicador.

Temporal: verificação do tempo em que as fontes permanecem na posição prevista e se este tempo corresponde ao planejado. Para sistemas manuais isto significa que as fontes são retiradas ao término do tratamento. Nos equipamentos de carregamento remoto automático o temporizador deve garantir uma exatidão de $\pm 2\%$ do tempo programado. O efeito do trânsito da fonte deve ser medido e deve-se calcular a dose adicional necessária durante esse tempo.

Administração da Dose Prescrita: como se viu antes, em teleterapia é aceitável um nível de incerteza na administração da dose prescrita de 5%. Para braquiterapia é possível atingir incertezas da ordem de 5%-10%, a distâncias de 1-5 cm das fontes (4).

5.1. Sistemas Computadorizados de Planejamento

Um sistema de planejamento em braquiterapia normalmente tem os seguintes componentes que necessitam ser incluídos em um programa de GQ:

Um método de reconstrução da geometria tridimensional do implante. Consiste:

a) normalmente, de um digitalizador, um algoritmo que calcula a posição das fontes a partir de projeções ortogonais, imagens estéreo, etc.

b) um sistema gráfico para

visualizar as fontes implantadas no paciente. Geralmente estes sistemas devem permitir a visualização do implante em um plano orientado arbitrariamente no espaço.

c) um critério de especificação do tipo e intensidade das fontes, assim como do tempo de tratamento de cada fonte visualizada.

d) um algoritmo para calcular a distribuição de dose a partir dos dados e parâmetros adquiridos antes.

e) métodos de avaliar, apresentar e otimizar a distribuição de dose.

f) um sistema que permita a impressão de curvas de isodose e outros dados associados com a documentação do plano. Os sistemas de alta taxa, em princípio, comunicam automaticamente os dados ao sistema de posicionamento de fontes para administrar o tratamento.

Algoritmos de Cálculo de Dose

Como foi dito antes, é recomendável que para especificar a intensidade das fontes de braquiterapia seja utilizada a grandeza *Intensidade de Kerma no Ar*, não obstante, muitos dos sistemas de planejamento existentes empregam grandezas antigas, como "miligramas de Radio-equivalentes" ou "atividade aparente" (ver Anexo H.2.1.). Por isto é fundamental compreender o formalismo estabelecido pelo programa neste sentido, para realizar as conversões de unidades necessárias. Deve ser verificado se o algoritmo de cálculo converte o valor de calibração da fonte em uma adequada distribuição de dose ao redor desta, não apenas sobre o bissetor perpendicular, e se corrige também a anisotropia ao longo do eixo da fonte.

Verificação dos Cálculos de Dose no Paciente

Como na teleterapia, todos os cálculos de dose em pacientes devem ser revisados para verificar se não houve erros graves. É recomendado que estas revisões sejam realizadas antes da colocação das fontes ou do início do tratamento (no caso de implantes com fontes de Baixa Taxa), de maneira que qualquer erro possa ser corrigido antes que o tratamento se complete. Deve ser feito, no mínimo, um cálculo comprobatório independente em pelo menos um ponto crítico ou representativo (por exemplo, ponto A em implantes ginecológicos, ponto de Dose Basal, etc.). As discrepâncias entre a comprovação independente e o cálculo de dose de rotina não deve superar 15% (32). É importante verificar se o sistema de planejamento faz a correção devido ao decaimento da atividade das fontes.

Na Tabela XI estão os testes de GQ que devem ser realizados nos Sistemas de Planejamento de Braquiterapia.

5.2. Localização das Fontes

Possivelmente, à exceção de alguns moldes de terapia de contato em olhos e outras superfícies, a posição de todos os implantes intracavitários, intersticiais e intraluminais requer uma verificação mediante radiografias convencionais, fluoroscopia, CT ou ultra-som.

O físico médico e/ou o dosimetrista devem estar presentes durante a localização do implante, para assegurar a geometria adequada para aquisição da imagem (por exemplo, se as radiografias de localização estão ortogonais), se as marcas de referência e os anéis de magnificação estão posicionados corretamente e se aparecem na imagem,

se o paciente não se move durante a tomada de imagens, bem como se a qualidade da imagem está adequada para a localização precisa das fontes (simuladores).

Entre as técnicas mais convencionais para a localização de fontes e aplicadores utilizam-se radiografias ortogonais e radiografias deslocadas. Também pode ser empregada a CT para as reconstruções tridimensionais.

5.3. Administração do Tratamento

Devem ser considerados também os aspectos de GQ para assegurar a administração do tratamento de braquiterapia segundo o planejado. Um aspecto desta GQ é a documentação dos parâmetros físicos especificados sobre o carregamento do implante (intensidade das fontes, aplicadores, prescrição, duração do implante, etc). Por outro lado, devem ser estabelecidas vias de comunicação claras e sem ambigüidades entre as distintas partes que participam do implante (por exemplo, a descrição do implante tal e como foi realizado na sala de aplicação deve corresponder ao equipamento de planejamento). Geralmente, o físico médico é o encarregado da continuidade necessária para assegurar que todos os passos sejam executados adequadamente.

Na Tabela XII estão enumerados os principais passos na execução de um tratamento de braquiterapia, alguns dos quais requerem muitas vezes a presença do físico médico na sala de operações para sua verificação.

6. GARANTIA DA QUALIDADE DOS INSTRUMENTOS DE MEDIDA

A GQ dos instrumentos de medida tem tanta importância como a dos equipamentos de tratamento em si, devendo ser parte do programa de GQ integral.

6.1. Equipamentos de Medida para Feixes de Fótons e Elétrons

Os testes de GQ destes equipamentos estão resumidos na Tabela XIII. Uma explicação mais detalhada sobre os procedimentos para a execução destes testes pode ser encontrada no Apêndice I.

Os sistemas baseados em câmaras de ionização continuam sendo os preferidos para a realização das calibrações dosimétricas destes feixes; geralmente são classificados, segundo suas características e funções, da seguinte forma:

- *Referência Local*

Deve ser um sistema dosimétrico formado por um eletrômetro e uma câmara de ionização (preferivelmente tipo Farmer com parede de grafite), calibrada diretamente em um Laboratório Padrão de Dosimetria.

Este instrumento deve ser reservado para a calibração do feixe (aplicando um Protocolo de Dosimetria), assim como para a calibração de instrumentos de campo.

- *Instrumento de Campo*

É um sistema dosimétrico igual o anterior, de preferência uma câmara de ionização tipo Farmer com parede de plástico, por ser mais resistente. É empregado em todas as medidas que não sejam de rendimento absoluto (fatores de campo,

de filtros em cunha, bandejas, medidas de perfis, verificação de constância de outros parâmetros dosimétricos, etc.)

Redundância

Se recomenda em todos os casos estabelecer um sistema redundante de comprovação dos instrumentos dosimétricos, a fim de assegurar que estes mantêm seus fatores de calibração.

No caso de Teleterapia o sistema redundante só pode ser estabelecido mediante a comparação da resposta do instrumento de medida com uma fonte de referência de $T_{1/2}$ longa (por exemplo, ^{90}Sr). Não havendo uma fonte de referência, é fundamental dispor-se de pelo menos dois sistemas dosimétricos independentes. Uma máquina de ^{60}Co pode ser usada para suprir a ausência de uma fonte de referência de ^{90}Sr no sistema redundante, preferivelmente se a referida máquina não estiver sendo usada para o tratamento de pacientes.

Estes sistemas devem ser intercomparados pelo menos trimestralmente. O método de redundância baseado na disposição de dois sistemas dosimétricos independentes tem maior confiabilidade que o baseado em uma fonte de referência, de maneira que será sempre aconselhável estabelecer intercomparações sistemáticas empregando sistemas dosimétricos de outras instituições. Também pode servir como redundância a participação em um programa de intercomparação por dosimetria termoluminescente.

6.2. Calibradores de Fontes de Braquiterapia

6.2.1. Aspectos Gerais

Em princípio, a intensidade das fontes pode ser medida com uma grande variedade de detectores,

entre eles, os preferidos são as câmaras de ionização tipo poço ou de tipo reentrante; ademais, para as fontes de alta taxa podem ser empregadas câmara tipo “dedal” como as usadas para a calibração de feixes externos (por exemplo, tipo Farmer). Existem relatórios sobre o emprego deste último tipo de câmara para a calibração de fontes de baixa a média taxa de dose (28-31).

O físico médico da instituição deve identificar o sistema dosimétrico que se empregará para a calibração das fontes de braquiterapia. Os testes de GQ que devem ser efetuados no calibrador de fontes estão resumidos na Tabela XIV e os procedimentos para a realização das mesmas estão no Apêndice I.2..

7. AUDITORIAS DA QUALIDADE

Como se indicou na epígrafe 1.2.3., uma auditoria da qualidade é uma avaliação que determina se algumas ou todos os componentes de um programa de GQ estão funcionando de maneira aceitável. No contexto deste documento, as auditorias se referem às medidas que permitem verificar a adequação dos dados que a instituição utiliza na determinação da dose dada aos pacientes, podendo estender-se até verificações de procedimentos clínicos, de planejamento, etc.

As auditorias podem ser feitas de maneira interna por pessoas da instituição ou externas por pessoas de outras organizações. Em todos os casos as auditorias da qualidade devem ser feitas por pessoas diferentes daquelas que estão sendo auditadas.

O pessoal que realiza as auditorias deve ter as mesmas qualificações profissionais de um físico médico com experiência clínica. Devem ser feitas de comum acordo com o responsável pelo Programa de GQ que será auditado, elaborando-se um organograma de trabalho que não prejudique o funcionamento normal da instituição.

Uma auditoria não deve ser entendida como uma tomada exaustiva de dados, mas deve ser bem compreensiva, cobrindo os aspectos mais relevantes do Programa de GQ. A auditoria não deve oferecer medidas ou dados que a instituição não possua; neste caso deve ser sugerido que a instituição providencie a referida medida.

Os resultados de uma auditoria devem ser apresentados em um informe escrito que contenha as medidas realizadas, os métodos de cálculo, os resultados, sua comparação com os dados propor-

cionados pela instituição, os critérios de aceitabilidade, e recomendações para corrigir erros inaceitáveis. O documento deve ser apresentado ao físico e ao responsável pelo Programa de GQ .

Os resultados de uma auditoria devem ser confidenciais. Deve ser evitado que uma auditoria tenha caráter sancionador ou punitivo. Quando forem encontradas discrepâncias pode ser necessário estendê-la por tempo maior que o previsto, para assegurar-se de que não se trata de um erro generalizado, fazendo com que a instituição compreenda as causas, as corrija e tome as medidas necessárias para que não se repitam. Nos casos em que a magnitude dos erros seja tal que configure má administração, deve recomendar-se à instituição que informe sobre os resultados aos organismos correspondentes.

7.1. Tipos de Auditorias de Qualidade

A auditoria pode ser realizada utilizando-se diferentes mecanismos: intercomparações postais, intercomparações com câmaras de ionização, visitas aos centros de radioterapia, etc. Cada um deles permitirá revisar diferentes parâmetros do Programa de GQ. Dependendo do objetivo o método mais eficiente será seguramente uma combinação destes.

Recentemente alguns países passaram a organizar grupos de auditores externos, onde pessoas de distintas instituições (Laboratórios Secundários de Metrologia, Hospitais de referência, etc.) se agrupam para realizar auditorias nacionais de algum dos tipos descritos mais adiante.

7.1.1. Auditoria Postal com Dosímetros Termoluminescentes

Estas auditorias são geralmente organizadas pelos Laboratórios Secundários de Metrologia e/ou pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Permitem fazer uma determinação independente e com um sistema dosimétrico diferente daquele usado para a calibração do equipamento.

Em uma primeira etapa se compara a dose absorvida em condições de referência obtidas ao se aplicar um protocolo de dosimetria. Desta determinação é possível detectar os seguintes erros: no fator de calibração dos equipamentos de dosimetria, na determinação das distâncias, nos procedimentos para os cálculos de tempo ou unidade monitor, na aplicação do Código de Prática (Protocolo) para a determinação de dose absorvida, etc. A discrepância entre a dose administrada pelo participante e a medida pelo equipamento auditor deve ser menor que $\pm 5\%$. Estar dentro deste intervalo é um resultado satisfatório, mas deve ser levado em conta que está sendo comparada a dose apenas em condições de referência.

Em etapas posteriores, pode ser comparada a dose absorvida em outras condições: diferentes tamanhos de campo, profundidades, etc. Isto permitirá corroborar alguns fatores de campo, percentual de dose em profundidade, energia do feixe, etc., usados nos procedimentos clínicos.

Podem ser utilizados também dosímetros termoluminescentes inseridos em um fantoma desenhado de tal forma que permita comparar doses em alguns pontos de uma distribuição dosimétrica obtida por uma combinação de feixes, nos quais pode haver modificadores interpostos. Desta forma podem ser

revisados, ainda, alguns aspectos do sistema de planejamento usado.

Os procedimentos devem ser realizados passo a passo, ou seja, devem começar com a comparação das doses absorvidas em condições de referência para então continuar com as etapas seguintes.

As intercomparações deveriam ser realizadas no mínimo uma vez por ano, para cada equipamento e cada energia disponível.

7.1.2. Intercomparações com Câmaras de Ionização

Para realizar estas comparações, físicos de diferentes instituições podem reunir-se em uma unidade de radioterapia determinada, transportando seu próprio instrumental (câmara de ionização e eletrômetro), com o intuito de fazer determinações dosimétricas sob distintas condições. Com este mecanismo podem ser revisados diversos aspectos dosimétricos tais como os critérios acerca da determinação de dose absorvida, comparação de procedimentos, revisão de fatores da câmara, atualização de fatores que intervêm nestas determinações, e outros que dependerão do objetivo particular de cada jornada.

Estas reuniões devem ser realizadas uma vez ao ano, e é necessário enviar previamente a cada participante um guia de procedimentos.

As Sociedades de Física Médica de cada país podem organizar este tipo de intercomparações, e no caso de não existir tal organização, as intercomparações, pode, simplesmente realizar-se com o consenso dos físicos da região, elegendo-se cada ano uma instituição diferente para realizar a reunião.

7.1.3. Visitas de Auditoria a Centros de Radioterapia

As auditorias realizadas mediante visita aos centros de radioterapia são o método mais completo, pois permitem uma revisão geral de um grande número de aspectos do Programa de Garantia da Qualidade, de maneira direta e em presença do físico responsável pelo programa de GQ. No entanto, é o método mais trabalhoso e custoso, em particular para países extensos.

Os testes que devem ser realizados nos equipamentos são semelhantes àqueles descritos neste Programa de GQ, selecionando os de maior relevância.

O primeiro passo, em todo caso, será corroborar a existência na Instituição de um Programa de GQ, e analisar seu conteúdo.

No Apêndice J é apresentada uma proposta de esquema geral de uma visita de auditoria.

TABELA I. Testes de Garantia da Qualidade das Unidades de ^{60}Co . (ADAPTADA DE AAPM TG-40 (3))

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diário	<i>Segurança:</i>	
	Indicador da posição da fonte	
	Console	Funcionando
	Equipamento	Funcionando
	Porta	Funcionando
	Monitor (alarme) de radiações	Funcionando
	Sistemas de visualização	Funcionando
	Sistemas de parada de emergência	Funcionando
	Sistema de retorno manual da fonte	Disponível
	<i>Temporizador:</i>	
	Reprodutibilidade	1 %
	<i>Mecânicos:</i>	
Lasers	2mm	
Telêmetro	2mm a DFI	
Tamanho de campo (10x10 cm ²)	2mm	
Centro do reticulado	2mm diâmetro	
Semanal	Verificação da posição da fonte	3 mm
Mensal	<i>Segurança:</i>	
	Verificação de travas e códigos de acessórios (filtros, bandejas, etc.)	Funcionando
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Funcionando
	Verificar topo de mesa	Funcionando
	Campos permitidos para filtros	Funcionando e coincidente com a indicação do fabricante
	<i>Mecânicos:</i>	
	Indicadores angulares da estativa	1 grau
	Indicadores angulares do colimador	1 grau
	Telêmetro	3 mm no intervalo de uso
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade de campo luminoso	
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
	Indicadores de Tamanho de campos	2 mm
	Isocentro Mecânico	2 mm
	Horizontalidade da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm no range de uso
	Posição de filtro	3 mm
	Posição de bandeja	2 mm (ou 2% no fator de transmissão)
	Trava de filtros e bandejas	2 mm
	Escalas da mesa	Funcionando
	Intensidade do campo de luz	2 mm/1°
	Posição efetiva (virtual) da fonte	Funcionando
		3 mm
<i>Dosimétricos:</i>		
Constância da Dose de Referência	2 %	
Constância de Planura e Simetria	2 % ^a	

continua na próxima página

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
	<i>Segurança:</i>	
	Comprovação de todas as travas (segundo especificações do fabricante)	Funcionando
	<i>Radiação de fuga e contaminação:</i>	
	Taxa de Kerma no ar a 5 cm da fonte	200 µGy/h (20 mR/h)
	Taxa de Kerma no ar a 1 m da fonte	20 µGy/h (2 mR/h)
	Contaminação do colimador	18,5 Bq
	<i>Mecânicos:</i>	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
Anual	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constância da Dose de Referência	2 %
	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1 %
	Coincidência de isocentro mecânico e de radiação	2 mm
	Constância de fatores de campo	2 %
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	2 %
	<i>Temporizador:</i>	0,5%
	Reprodutibilidade	1 %
	Linearidade	2 seg. (ou 2 %)
	Correção por tempo efetivo de irradiação	2 %
	Constância da Dose de Referência com a angulação da estativa	3 %
	Uniformidade do feixe com o rotação do estativa	Funcionando
	Modo Rotacional (segundo especificações)	

^a Significa que, mantendo-se dentro das especificações do fabricante, não deve ser permitido um incremento absoluto de mais que 2% em alguns destes parâmetros em relação a seus valores no estado de referência inicial (por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era 0,5%, então pode ser aceito um valor de até 2,5%, se não ultrapassar o especificado pelo fabricante).

TABELA II - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DE ACELERADORES
(Adaptada de AAPM TG-40 (3))

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diário	<i>Segurança:</i>	
	Luzes ON/OFF	Funcionando
	Luzes no painel de controle	Funcionando
	Luzes de irradiação	Funcionando
	Sistemas de visualização	Funcionando
	Sistemas anti-colisão	Funcionando
	Interruptor de radiação no acesso à sala de radiação	Funcionando
	Interruptor de radiação no painel de Controle	Funcionando
	Programação	Funcionando
	Interrupção por UM	Funcionando e coincidentes
	Verificação de câmaras monitoras	
	<i>Mecânicos:</i>	
	Lasers	2 mm.
	Telêmetro	2 mm a DFI
	Tamanho de campo (10x10 cm ²)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm diâmetro
	Centro do campo luminoso	2 mm
<i>Dosimétricos:</i>		
Constância da Dose de Referência (fótons e elétrons)	3%	
Mensal	<i>Segurança:</i>	
	Verificar topo de mesa	Funcionando
	Verificação de travas e códigos de acessórios (modos de irradiação, aplicadores, filtros, etc.)	Funcionando
	Pulsadores de corte de energia elétrica	Funcionando
	Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Coincidente com a indicação do fabricante
	Campos permitidos para filtros	Funcionando e coincidente com a indicação do fabricante
	<i>Mecânicos:</i>	
	Indicadores angulares do estativa	1°
	Indicadores angulares do colimador	1°
	Telêmetro	2 mm no intervalo de uso
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso	2 mm
	Indicadores de tamanho de campos	2 mm
	Isocentro mecânico	2 mm de diâmetro
	Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm
	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso
	Posição de filtro	2 mm (ou 2% no fator de transmissão)
	Posição de bandeja	2 mm
	Trava de filtros e bandejas	Funcionando
Centralização dos cones	2 mm	
Verticalidade do eixo luminoso	2 mm	
Escalas da mesa	2 mm/1°	
Intensidade do campo de luz	Funcionando	

continua na próxima página

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Mensal	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constância da Dose de Referência (fótons e elétrons)	2 %
	Constância do monitor secundário	2 %
	Constância de qualidade do feixe:	
	Fótons (PDD _{20,10} ou TPR _{20,10})	2 %
	PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região terapêutica
	Constância de:	
	planura do feixe para:	
	Fótons	
	Elétrons	2 % ^a
Simetria (fótons e elétrons)	3 % ^a	
		3 % ^a
Anual	<i>Segurança:</i>	
	Comprovação de todas as travas (segundo especificações do fabricante)	Funcionando
	<i>Mecânicos:</i>	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Coincidência do isocentro mecânico e de radiação	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
	<i>Dosimétricos:</i>	
	Constância da Dose de Referência	2 %
	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1 %
	Constância de fatores de campo	2 %
	Constância de parâmetros sobre o eixo central (PDD, TMR, etc.)	2 %
	Constância de fatores fora do eixo central	2 %
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios	2 %
	Constância dos fatores de transmissão dos filtros	2 %
	Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%
	Dependência da Dose de Referência com a taxa de dose	1%
	Constância da Dose de Referência com a angulação da estativa	2 %
	Constância dos fatores fora do eixo central com a angulação da estativa	2 %
	Modo Rotacional	Funcionando

^a Significa que, mantendo-se dentro das especificações do fabricante, não deve ser permitido um incremento absoluto de mais que 2% em alguns destes parâmetros em relação a seus valores no estado de referência inicial (por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era de 0,5%, então pode ser aceito um valor de até 2,5%, se não ultrapassar o especificado pelo fabricante).

TABELA III - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS SIMULADORES
(Adaptada de AAPM TG-40 (3))

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diário	Sistemas anticolisão	Funcionando
	Interruptor de radiação no acesso à sala de simulação	Funcionando
	Interruptor de emergência	Funcionando
	Lasers	2 mm
	Telêmetro	2 mm a DFI
	Tamanho de campos (10x10 cm ²)	2 mm
	Centro do reticulado	2 mm diâmetro
Mensal	Indicadores angulares da estativa e colimador	1°
	Indicador de distância Foco-Isocentro	2 mm
	Telêmetro	2 mm no intervalo de uso
	Centro do reticulado	2 mm de diâmetro
	Indicadores de tamanho de campos	2 mm
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade de campo luminoso	2 mm
	Isocentro Mecânico	2 mm de diâmetro
	Horizontalidade da mesa	2 mm no intervalo de uso
	Congruência entre o ponto focal e o eixo	2 mm
	Qualidade da imagem fluoroscópica	Nível de referência ^a
	Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm
	Indicador de distância Foco-Filme	3 mm
	Verificação de acessórios (bandeja, suportes, etc.)	2mm
	Verticalidade do eixo luminoso	2 mm
Escalas da mesa	2 mm	
Intensidade do campo de luz	2 mm/1° Funcionando	
Anual	Mecânicos:	
	Isocentro de rotação do colimador	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da estativa	2 mm de diâmetro
	Isocentro de rotação da mesa	2 mm de diâmetro
	Coincidência dos eixos do colimador, estativa e mesa com o isocentro	2 mm de diâmetro
	Deslocamento vertical da mesa	2 mm
	Radiográficos:	
	Taxa de Exposição (Radiografia)	Nível de referência ^a
	Taxa de Exposição (Fluoroscopia)	Nível de referência ^a
	Calibração de kV e mAs	Nível de referência ^a
Resolução de alto e baixo contraste	Nível de referência ^a	

^a Refere-se ao valor no estado de referência inicial.

TABELA IV - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE ROENTGENTERAPIA

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diária	<i>Segurança:</i>	
	Indicadores do painel de comando	Funcionando
	Interruptor de radiação no acesso à sala de tratamento	Funcionando
	Interruptor de radiação no painel de controle	Funcionando
	Sistemas de visualização	Funcionando
	Sistema de filtros e cones intercambiáveis	Funcionando
	Movimentos e freios do suporte e do tubo	Funcionando
Mensal	<i>Dosimetria ^a:</i>	
	Constância da Dose de Referência	3 %
	Constância da qualidade de feixe (IC)	3 %
	Constância de Planura e Simetria	3 % ^b
Anual	<i>Segurança:</i>	
	Avaliação do circuito protetor de sobrecarga	Funcional
	<i>Radiação de fuga:</i>	
	Equipamentos < 50 kV, taxa de Kerma no Ar a 5 cm da fonte	0,30 Gy ^{h-1}
	Equipamentos entre 50-500 kV, taxa de Kerma no Ar a 1 m da fonte	0,01 Gy ^{h-1}
	<i>Dosimetria:</i>	
	Constância da dose de referência	3%
	Constância da qualidade do feixe (CSR)	
	Constância da dose de referência com o movimento do braço/cabeçote	2%
	Constância de fatores de campos (cones aplicadores)	3 %
	Fatores sobre o eixo central (PDD)	3 %
	Dependência da taxa de dose com o mA	3 %
	Estabilidade da dose	2 %
		2 %
<i>Temporizador:</i>		
Reprodutibilidade	1 %	
Linearidade	1 %	
Correção por tempo efetivo de irradiação	2 % (2 seg.)	

^a Verificar cada mês para um campo (cone aplicador) e qualidade de feixe (CHR).

^b Significa que, mantendo-se dentro das especificações do fabricante, não deve ser permitido um incremento absoluto de mais de 2% em algum destes parâmetros em relação a seus valores no estado de referência inicial (por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era de 0,5%, então ser aceito um valor de até 2,5%, se não ultrapassar o especificado pelo fabricante).

TABELA V - TESTES DE GQ PARA OS SISTEMAS COMPUTADORIZADOS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO E O CÁLCULO DA UNIDADE MONITOR. (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Durante o comissionamento e logo após atualização do software	Compreensão do algoritmo	Funcional
	Distribuições de isodose de campos simples	2% ^a ou 2 mm ^b
	Cálculo da UM (tempo)	2%
	Casos típicos	2% ou 2 mm
	Sistemas de Entrada/Saída	1 mm
Diária	Periféricos de Entrada/Saída	1 mm
Mensal	Verificação de arquivos de dados e de programas.	Não devem existir variações.
	Subconjunto de testes de referência de GQ (se não existe a possibilidade da verificação dos arquivos)	2% ou 2 mm ^c
	Sistemas de Entrada/Saída	1 mm
Anual	Cálculo da UM	2%
	Conjunto de testes de referência de GQ	2% ou 2 mm ^d
	Sistemas de Entrada/Saída	1 mm

^a % diferença entre o cálculo do sistema de planejamento computadorizado e as medidas (ou cálculos independentes).

^b na região de alto gradiente de dose, onde é mais apropriado empregar a distância entre as curvas de Isodose à diferença de %.

^c Estes limites se referem à comparação dos cálculos de dose no momento do comissionamento com os cálculos subsequentes.

^d Estes limites se referem à comparação com medidas em um fantoma de água.

TABELA VI - TESTES DE GQ NO PROCESSO DE PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

PROCESSO	TESTES DE GQ (ASPECTOS FISICOS)
Posicionamento e imobilização	Radiografias de localização. Alinhamento com lasers
Simulação	GQ do simulador (item 2.6.)
Aquisição de dados do paciente	GQ de equipamentos de aquisição de dados do paciente
Transferência de dados ao sistema de planejamento	GQ do processo completo de transferência de dados, incluindo digitalizadores, transferência digital de registros, etc. (apêndice G.2.5)
Tamanhos e formas de campos	Comprovação independente (por ex. imagens portais, apêndice G.2.12)
Cálculo de distribuições de dose	Dados do equipamento de tratamento obtidos no comissionamento e GQ destes
Avaliação do Plano	Comprovação independente por outro físico médico
Cálculo da unidade monitor	GQ do Sistema de planejamento. Comprovação independente em um prazo de 48 horas
Confecção de blocos e modificadores do feixe	GQ de cortadores de blocos e compensadores. Revisão de imagens portais.
Implementação do plano	Revisão do posicionamento através do equipamento de planejamento de tratamento (médico, físico e/ou dosimetrista)
GQ para um planejamento individual	Revisão do plano de tratamento

TABELA VII - RECOMENDAÇÕES PARA A GQ DO PLANEJAMENTO E IMPLEMENTAÇÃO DO TRATAMENTO DE CADA PACIENTE (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

PROCEDIMENTOS	RECOMENDAÇÕES
Cálculo da unidade monitor (minutos)	Revisão antes do tratamento por pessoa autorizada diferente daquela que realizou o cálculo inicial e quando isto não for possível (por exemplo em um tratamento de urgência), antes da terceira fração de tratamento ou antes que se aplique 10% da dose total, das duas aquela que ocorrer primeiro.
Revisão do planejamento gráfico	Revisão antes do tratamento, e quando isto não for possível, então antes da terceira fração de tratamento ou antes que se aplique 10% da dose total, das duas aquela que ocorrer primeiro. Revisão por um segundo físico médico que não tenha realizado o plano de tratamento. Se houver apenas um físico médico, a revisão deverá ser feita por outra pessoa autorizada A revisão deve incluir o cálculo da unidade monitor, os dados de entrada e saída e a qualidade do plano de tratamento. Cálculo independente da dose em um ponto: comparar para cada campo (mediante um cálculo independente da dose em um ponto empregando as unidades monitor calculadas) as dose prescritas e as calculadas. Se estas diferirem mais que 5% ^a , as discrepâncias devem ser averiguadas antes de continuar o tratamento.
Execução do plano	O radioterapeuta deve estar presente durante a primeira aplicação do plano de tratamento bem como quando forem realizadas alterações significativas no mesmo.
Radiografias do feixe de tratamento (casos curativos assim como paliativos com alto risco de morbidade)	Revisão inicial (antes da primeira aplicação) das radiografias dos feixes de tratamento, por parte do radioterapeuta. Ademais, devem ser obtidos filmes de verificação durante o decorrer do tratamento, os quais devem ser igualmente revisados pelo radioterapeuta.
Radiografias do feixe de tratamento (casos paliativos)	As radiografias devem ser revisadas antes da segunda sessão de tratamento.
Dosimetria <i>in-vivo</i> .	É recomendável que as instituições tenham acesso à TLD ou a outro tipo de sistema de dosimetria <i>in-vivo</i> , empregado fundamentalmente para: <ul style="list-style-type: none"> - medir a dose em estruturas críticas (por exemplo as gônadas, o cristalino, etc.) - registrar a dose em condições de tratamento pouco comuns (por exemplo, irradiação de corpo inteiro com fótons ou elétrons, radioterapia intra-operatória, etc.)

^a Em muitos casos, 2% pode ser mais prático; não obstante, em algumas situações onde se empregam algoritmos de cálculo complexos e existem heterogeneidades significativas, assim como bloqueio do campo, a tolerância de 2% pode ser demasiado restrita. Sob essas condições, 5% parece ser um limite mais realista.

TABELA VIII - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE PARA FONTE DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

TIPO DE FONTES	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
T _{1/2} longa: descrição	Forma física e química	I	R
	Encapsulamento da fonte	I	R
	Distribuição e uniformidade do radionuclídeo	I	R
	Posicionamento da zona ativa da fonte	I	1 mm
T _{1/2} longa: calibração	Média do lote	I, anual	3%
	Desvio da média	I, anual	5%
	Identificação	C	a
T _{1/2} curta: descrição	Forma física e química	I	R
	Encapsulamento da fonte	I	R
T _{1/2} curta: calibração	Média do lote	I, trimestral	3%
	Desvio da média	I, trimestral	5%
	Distribuição do radionuclídeo e uniformidade da fonte	I, trimestral	b

^a Revisão visual do código de identificação ou verificação de sua intensidade em um calibrador

^b Revisão visual, auto-radiografia ou verificações ionométricas

(I. na compra; R. registrada no livro de controle de fontes; C. em cada uso)

TABELA IX - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS APLICADORES DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

TIPO DE APLICADOR	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
Intracavitário	Dimensões e integridade	I, anual	R
	Posicionamento das fontes	I, anual	R
	Correspondência de posição das fontes simuladas com as fontes reais	I	1 mm
	Posicionamento dos atenuadores	I ^a	R
Intersticial	Integridade dos aplicadores (agulhas, catéteres, etc.)	I, anual	R
	Correspondência da posição das fontes simuladas com as fontes reais	C	1 mm

^a O posicionamento dos atenuadores deve ser verificado no início mediante radiografias; antes de cada inserção aplicador deve ser revisado para comprovar que não apresenta partes soltas.

(I: ao início do uso ou após reparo; R: registrada; C: em cada uso, no mínimo uma inspeção visual de que as fontes simuladas representam adequadamente a distribuição das fontes reais).

TABELA X -TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE CARREGAMENTO REMOTO AUTOMÁTICO (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

FREQÜÊNCIA	TESTE	TOLERÂNCIA
Diária (ou em cada tratamento)	Interruptores de segurança da porta, luzes e alarme	Funcionando
	Funções do painel de comando, baterias, impressoras	Funcionando
	Inspeção visual das guias condutoras de fontes	Funcionando
	Verificação de preparação de cadeias de fontes	auto-radiografia, 1 mm
Trimestral (ou em cada troca de fontes)	Calibração (fontes de $T_{1/2}$ curta) ^a	3 %
	Funcionamento do Temporizador	1 %
	Exatidão de posição de fontes simuladas em relação a fontes reais	1 mm
	Exatidão do condutor da fonte e os conectores	1 mm
Anual	Integridade mecânica dos aplicadores	Funcional
	Algoritmo de cálculo de dose (ao menos com uma configuração padrão para cada radionuclídeo)	3 %, 1 mm
	Calibração (fontes de $T_{1/2}$ longa)	3 %
	Simular situações de emergência	
	Verificar o inventário de fontes	

^a É recomendável que ao renovar as fontes, se realize uma calibração da nova e da velha fonte, para estabelecer e registrar a reprodutibilidade do método de calibração.

TABELA XI-TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS SISTEMAS COMPUTADORIZADOS DE PLANEJAMENTO EM BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-56 (4))

FUNÇÃO	DADOS DE COMPARAÇÃO	FREQÜÊNCIA
Verificar a exatidão geométrica dos sistemas de Entrada/Saída: digitalizador e registrador gráfico.	Digitalizar/plotar dados de geometria conhecida	Mensal
Verificar parâmetros de entrada para configurações pré-calculadas	Referências publicadas Dados do fabricante	I, anual
Verificar doses e cálculos de tempos, para todas as fontes em pontos representativos	Tabelas publicadas de taxas de dose, cálculos manuais	I, anual; quando se modifique o <i>software</i>
Exatidão da isodose de uma fonte	Resultados para uma só fonte	I, quando se modifique o <i>software</i>
Exatidão das isodose de fontes múltiplas	Resultados para um arranjo múltiplo	I, quando se modifique o <i>software</i>
Exatidão na rotação dos planos	Constância da dose em pontos, posições das fontes e curvas de isodose ante rotações ortogonais para arranjos simétricos de fontes	I, quando se modifique o <i>software</i>
Consistência da informação impressa sobre o plano de tratamento	Parâmetros de entrada assumidos	Em cada uso clínico
Exatidão da reconstrução de coordenadas	Fantoma radiográfico com inserção de catéteres em geometria conhecida	I, quando se modifique o <i>software</i>
Exatidão da impressão dos parâmetros do tratamento pelo console do equipamento de carregamento remoto	Comparação da impressão dos parâmetros pela unidade de tratamento com a saída do sistema de planejamento	I, quando se modifique o <i>software</i> , cada tratamento
Figuras de mérito de histogramas de volume-dose	Usar fonte pontual ou linear isotrópica Usar um caso padrão	I, quando se modifique o <i>software</i>
Software de otimização	Executar série de casos típicos, baseados em implantes idealizados com geometrias variadas; valorizar a implicação da otimização no implante, comparando com um carregamento radiativo uniforme, antes de aplicar clinicamente	I, quando se modifique o <i>software</i>
Avaliação integral do sistema	Executar conjunto de planos de tratamento padronizados, para verificar integralmente todos os aspectos empregados na clínica.	I; anual; quando se modifique o <i>software</i>

(I: ao início do uso ou logo após reparo de algum componente)

TABELA XII - ASPECTOS A VERIFICAR NO PROCESSO DE EXECUÇÃO DE UM TRATAMENTO DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

FINALIDADE	PROCEDIMENTO	QUANDO
Exatidão da descrição do implante	Observação direta	Durante a execução do implante.
Exatidão e consistência da prescrição	Consistência do carregamento e prescrição do implante com o estágio da enfermidade, protocolo e política de tratamento do departamento	Primeira metade do tratamento
Seleção adequada das fontes	Comprovação dosimétrica com câmara tipo poço ou similar; comprovação visual	Preparação e carregamento das fontes
Carregamento adequado das fontes	O técnico em radioterapia ou o físico médico devem assistir sempre ao médico	Carregamento das fontes
Plano de tratamento	Cálculo do plano e comprovação da exatidão e consistência deste	Primeira metade do tratamento
Retirada do implante	Com o físico médico presente ou em contato com o responsável pela retirada das fontes	No momento da retirada
Todas as fontes foram retiradas	Monitoramento do paciente	No momento da retirada
	Inventário final de fontes	No dia seguinte ao implante
Revisão do tratamento	Comprovar o tempo de tratamento	Ao completar o procedimento
Registro, auditoria da qualidade	Completar todos os procedimentos de GQ e registros de radioproteção	Ao completar o procedimento

TABELA XIII - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE MEDIDA (Adaptada de TG-40 (3))

TIPO DE INSTRUMENTO	TESTE	ESPECIFICAÇÕES E TOLERÂNCIAS	FREQÜÊNCIA
Referência	Calibração em LSCD	Certificado de Calibração	bianual ^a
Local	Linearidade	0,5%	bianual ^a
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	bianual ^a
	Sinal extra-câmara	0,5%	I
	Fuga	0,1%	c/u
	Verificação de constância ^b	2%	c/u
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	I
	Efeito de polaridade	1%	c/u
Instrumento de campo	Comparação com Referência Local(32)	1%	anual
	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Sinal extra-câmara	Registrada e/ou corrigida	bianual
	Fuga	0,1%	c/u
	Verificação de constância	2%	c/u
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	I
	Efeito de polaridade	1%	c/u
	Dosimetria Relativa Com filme	Característica sensitométrica	Registrada
Linearidade do densitômetro		Registrada e/ou corrigida	anual
TLD	Calibração	Registrada	c/L
	Linearidade	Registrada	c/L
Câmara Ioniz.	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	anual
	Sinal extra-câmara	1%	I
Diodo	Dependência energética	Registrada e/ou corrigida	I
	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	I
	Fuga	2%	anual
Analisadores de feixes	Ajuste mecânico	2 mm	I
	Exatidão posicional	2 mm	c/u
	Tensão de coleção do detetor	Registrada e/ou corrigida	c/u
	Linearidade do detetor	0,5%	I
	Sinal extra-câmara	0,5%	I
	Fuga do detetor	0,5%	c/u
	Exatidão da análise de dados 1%		I
	Exatidão da impressão	1 mm	I
	Acessórios	Colocação ^c	Exatidão
Histerese			2 mm
Termômetro		Calibração	0,2 °C
Barômetro		Calibração	1 mmHg
Réguas		Calibração	1 mm
Monitor de Área (Prot. Radiol.)		Calibração	Certificado de Calibração (20%)

^a Se não houver sido implementado um programa de verificações redundantes, esta freqüência pode ser insuficiente; com o programa devidamente implementado os sistemas dosimétricos podem manter seus fatores de calibração por um período de tempo significativamente maior.

^b Com uma fonte de referência (por exemplo, ⁹⁰Sr), ou mediante intercomparação de câmaras

^c Suportes e fixadores para a colocação de câmaras ou dosímetros

(I: Inicial ou após reparo ; c/u: em cada uso; c/L: para cada lote de filmes ou TLD)

TABELA XIV - TESTES DE GARANTIA DA QUALIDADE DO CALIBRADOR DE FONTES DE BRAQUITERAPIA (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

TIPO DE INSTRUMENTO	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
Câmara tipo poço	Calibração em LSCD/LPCD	I, F	R
	Precisão	I	2%
	Linearidade	I, bianual	1%
	Eficiência de coleção de cargas	I	1%
	Dependência geométrica/posição	I	R
	Dependência energética	I	R
	Influência da parede da câmara	I	R
	Ventilação da cavidade	I	R
	Checagens redundantes	C	2%
	Correntes de fuga	C	R
Câmara tipo dedal no ar	Calibração em LSCD/LPCD	I, F	R
	Exatidão da distância fonte-câmara	anual, F	1%, R
	Checagens redundantes	C	R
	(ver tabela XIII para outros testes)		

(I: ao comprar-se; R: registrada; C: em cada uso; F: específica para cada tipo de fonte/ radionuclídeo)

APÊNDICE A: A EQUIPE DA RADIOTERAPIA

Inclui-se aqui um breve sumário das responsabilidades, qualificações requeridas e preparação acadêmica e clínica da equipe de um Serviço ou Departamento de Radioterapia. Para mais detalhes veja por exemplo AAPM TG-40 (3).

A.1. O Radioterapeuta

É o responsável em última instância pelo tratamento do paciente, e tem a seu encargo a consulta, a prescrição de dose e o tratamento, a supervisão do paciente durante o tratamento e os informes sumários do tratamento de cada paciente. Sua presença na clínica é necessária sempre que os pacientes estiverem sendo tratados. Esta é uma especialidade médica onde o profissional deve ter recebido treinamento em um programa de residência credenciado que inclua formação acadêmica, rodízio entre clínicas e que outorgue um título de especialista semelhante ao de outras especialidades médicas.

As responsabilidades do radioterapeuta incluem, entre outros, os seguintes aspectos:

a) Consulta - É a avaliação clínica do paciente, onde se considera o tratamento com radioterapia.

b) Estabelecimento do plano de tratamento - É a discussão dos pareceres durante a consulta, incluindo diagnóstico e estado clínico, e onde se propõe o plano de tratamento que estabelece a dose, fracionamento e técnica. Esta discussão inclui outros radioterapeutas e preferencialmente físicos médicos.

c) Aplicação do tratamento - O radioterapeuta deve envolver-se de maneira regular na aplicação do

tratamento, e pelo menos um radioterapeuta deve estar sempre disponível para consulta clínica enquanto se realizam os tratamentos. A presença conjunta do físico médico e do radioterapeuta no primeiro tratamento é altamente recomendável.

d) Avaliação do paciente durante o tratamento - Os pacientes devem ser controlados ao menos uma vez por semana durante o tratamento para avaliar variações em seu estado clínico, resposta do tumor, toxicidade do tratamento, etc. O radioterapeuta deverá prestar especial atenção a possíveis variações anatômicas que possam requerer um novo planejamento ou um novo cálculo do tempo de tratamento.

e) Sumário do tratamento - Ao final do tratamento o radioterapeuta preparará um informe resumindo o curso do tratamento. Este deverá incluir a dose administrada, a descrição da técnica de tratamento, o tempo de tratamento, a tolerância do paciente, a resposta do tumor e o programa de seguimento.

f) Avaliação do seguimento - Deve estabelecer-se um programa que detalhe a frequência do seguimento do paciente depois do tratamento, quando se avaliará a resposta e a morbidade do tratamento.

A.2. O Físico Médico

O candidato a físico médico deverá ter grau de Bacharel em Física que inclua disciplinas de física nuclear e interação da radiação com a matéria em nível acadêmico. Para a especialização em Física Médica, o profissional deverá ter recebido formação acadêmica e prática nos conceitos e técnicas da Física de radiações aplicadas à medicina, e um treinamento prático como físico médico em radioterapia (*).

**Nota do editor da revisão: O*

processo de especialização em Física Médica deve conduzir à obtenção de título fornecido pela ABFM em Física Médica com especialização em Radioterapia.

O papel deste profissional tem componentes clínicos, de investigação e de educação. Suas responsabilidades principais são as seguintes:

a) Calibração do equipamento de radioterapia - O físico médico é responsável pela calibração de todas as unidades de tratamento e a verificação da atividade das fontes radioativas de acordo com os protocolos adotados.

b) Especificações dos equipamentos de radioterapia - O físico médico ajuda a definir as especificações de compra de unidades de tratamento, simuladores, sistemas de imagens e sistemas de planejamento de tratamento. Também se envolve no desenho das instalações e assegura que todos os requisitos de segurança sejam cumpridos.

c) Testes de aceite - O físico médico é o responsável pela aceitação dos equipamentos depois de sua instalação ou reparação, ou quando o fabricante realizou as medidas, preferivelmente na presença do físico. O físico médico certifica que as unidades de terapia, simulação, imagens e planejamento de tratamento funcionam de acordo com as especificações de compra.

d) Medidas e análise de dados - O físico médico é o responsável pelas medidas de todos os dados necessários para o uso clínico da unidade de tratamento (testes de comissionamento, veja epígrafe 1.1.2). Isto inclui todas as energias, modalidades e fontes radioativas necessárias para o planejamento da radioterapia externa e braquiterapia. Deve avaliar a qualidade dos dados e se são apropriados para os diferentes tipos de tratamento.

e) Tabulação de dados para

uso clínico - O físico médico é o responsável por garantir que os dados dos feixes terapêuticos e das fontes radioativas na instituição sejam introduzidos no sistema de planejamento de tratamento, seja este manual ou computadorizado. Os dados devem ser tabulados e mantidos em um livro de registro de forma tal que sejam úteis e entendidos por qualquer outra pessoa que realize cálculos dosimétricos.

f) Estabelecimento de procedimentos de cálculo dosimétricos - O físico médico é o responsável pelo estabelecimento dos procedimentos de cálculo de dose usados na clínica e pela verificação de sua exatidão.

g) Planejamento de tratamento - O físico médico realiza ou supervisiona cálculos e medidas necessárias para determinar doses absorvidas ou distribuições de doses em pacientes. Tais cálculos podem ser manuais ou computadorizados e/ou medidas diretas de radiação, como por exemplo, medidas em fantoma ou *in-vivo*. Cabe ao radioterapeuta a avaliação e propostas de otimização do planejamento de tratamento.

h) Programa de Garantia da Qualidade - A responsabilidade principal da execução do Programa de Garantia da Qualidade deve ser do físico médico. Este deve assegurar que a política e os procedimentos contêm os elementos apropriados da boa prática, de aplicação do tratamento, de proteção, Controle da Qualidade e cumprimento dos regulamentos. O físico médico especifica os padrões básicos que serão verificados no momento de se aceitar um equipamento e de se colocá-lo em serviço para uso clínico. Adapta ou desenvolve os procedimentos de aceitação e comissionamento, e estabelece e realiza controles da qualidade periódicos que verifiquem se os valores de referência estão dentro de margens aceitáveis.

i) Supervisão da manutenção dos equipamentos - O físico médico deve supervisionar a manutenção dos equipamentos e responsabilizar-se pelo recebimento dos equipamentos e autorizar seu uso clínico depois de um processo de manutenção. É responsável por garantir e documentar que qualquer alteração causada pela manutenção ou reparo do equipamento não afetará o funcionamento ou a calibração das unidades de tratamento.

j) Ensino - O físico médico deve prover educação e treinamento em Física Médica a médicos, técnicos em radioterapia, assistentes em física, enfermeiros, etc. assim como a estudantes e pessoal técnico.

A.3. O Técnico em Radioterapia

O técnico em radioterapia⁵ é o profissional com a missão de administrar o tratamento de radiação ao paciente, sob a supervisão do radioterapeuta ou, em casos apropriados, do físico médico. A educação e o treinamento deste profissional corresponde a um curso de nível médio que atribui o título de técnico de radiologia, com conhecimentos teóricos e experiência clínica em radioterapia adequados para a integração em uma equipe multidisciplinar de profissionais. Em alguns países a formação do técnico em radioterapia inclui um período de ensino em nível de graduação em enfermagem ou similar, que se complementa com o ensino dos aspectos físicos e técnicos da radioterapia.

Dependendo das características da instituição, os técnicos em radioterapia podem desempenhar funções em diversas áreas, incluindo a participação nos diversos procedimentos de garantia da qualidade em cada uma das áreas. Em geral, as tarefas mais importantes são as seguintes:

I. Na execução do tratamento

a) Administra o tratamento ao paciente de acordo com a prescrição clínica e com o planejamento do tratamento.

b) Mantém a programação do paciente nos aspectos relativos a seu tratamento.

c) Observa a evolução clínica do paciente, detecta sinais iniciais de complicações e decide quando um tratamento deve ser suspenso até a consulta ao radioterapeuta.

d) Provê cuidados ao paciente durante seu tratamento.

e) Participa no seguimento dos pacientes após a finalização do tratamento.

f) Colabora na preparação da programação de tratamento do paciente.

II. Nas unidades de tratamento

a) Conhece o funcionamento e o uso dos equipamentos e dos acessórios, assim como seus limites de segurança.

b) Detecta problemas de funcionamento dos equipamentos e os reporta ao supervisor.

c) Conhece e aplica os regulamentos vigentes de radioproteção, detecta riscos de irradiação desnecessária e contribui para a radioproteção do público e do paciente.

d) Auxilia nos procedimentos de garantia da qualidade.

III. No planejamento do tratamento

a) Entende os diferentes métodos de tratamento e os protocolos clínicos utilizados na instituição.

b) Encarrega-se dos aspectos técnicos da localização e simulação do tratamento.

⁵ Em alguns países se usa a denominação *tecnólogo, técnico radiofísico, terapeuta, etc.*

c) Planeja os tratamentos de radioterapia sob a supervisão do físico médico.

d) Calcula e verifica unidade monitor ou tempo de irradiação sob a supervisão do físico médico.

e) Utiliza e constrói acessórios de imobilização e de posicionamento do paciente, moldes, etc.

f) Auxilia na preparação de fontes de braquiterapia.

A.4. O Dosimetrista

Em alguns países existe um profissional denominado dosimetrista cujas funções estão compreendidas entre as do físico médico e as do técnico em radioterapia. O título de dosimetrista corresponde em geral a um grau de nível médio.

Na maioria dos casos o dosimetrista ocupa-se de aspectos físicos da radioterapia. Sob a supervisão direta do físico médico, participa de atividades tais como a calibração do feixe e controle da qualidade das unidades de tratamento, ou do planejamento de tratamentos incluindo sua participação nos procedimentos de localização, simulação e irradiação realizados pelo técnico em radioterapia. Quando não existe dosimetrista, em instituições pequenas, estas atividades são realizadas pelo físico médico com a ajuda de técnicos em radioterapia; se a instituição dispõe de mais pessoal estas tarefas são realizadas por um físico em formação ou auxiliar.

Em geral, as tarefas mais importantes são as seguintes:

I: Planejamento de tratamento e cálculo de dose

a) Participa no processo de simulação.

b) Realiza cálculos manuais ou computadorizados de dose

c) Gera o plano de tratamento, incluindo curvas de isodose

usando os dados da localização ou da simulação, imagens de tomografia computadorizada, ressonância nuclear magnética etc.

d) Apresenta os planos para aprovação do físico médico e do radioterapeuta.

e) Documenta o plano de tratamento e o transfere aos técnicos em radioterapia.

f) Assegura-se de que o plano de tratamento esteja incluído na programação clínica do paciente.

g) Participa da revisão das progra-mações de cada paciente.

II: Medidas nos feixes de radiação

a) Realiza a calibração dos feixes das unidades de tratamento.

b) Ocupa-se do controle da qualidade dos equipamentos.

c) Realiza medidas clínicas especiais.

Deve ficar claro que de maneira alguma o planejamento de tratamento de radioterapia pode estar sob a responsabilidade do dosimetrista, e sim sob a supervisão de um físico médico. O papel do dosimetrista neste aspecto é auxiliar o físico médico, e não substituí-lo. O radioterapeuta deve compreender que manter o físico médico alheio ao processo de planejamento não é apropriado, já que um sistema computadorizado de planejamento requer a entrada de dados físicos e revisão dos procedimentos e algoritmos, que devem ser avaliados e verificados por um especialista em física médica, tal e como o oncologista consulta médicos de outras especialidades para o diagnóstico e tratamento de um paciente.

APÊNDICE B: EQUIPAMENTO MÍNIMO NECESSÁRIO PARA A REALIZAÇÃO DOS TESTES DE GQ EM RADIOTERAPIA

B.1. Equipamento Mínimo Recomendado para a Implementação de um Programa de Controle da Qualidade em Radioterapia com Feixes Externos⁶

Equipamento básico	Tipo de unidade		
	⁶⁰ Co	LINAC só com fótons	LINAC com elétrons
1. Câmara de ionização tipo Farmer, 0,6 cm ³ aprox., paredes de material plástico, capa para ⁶⁰ Co, cabo de 10 m, extensão adicional de cabo de 10 m, conectores para o cabo de extensão CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
2. <u>Equipamento adicional, referência local:</u> Câmara de ionização tipo Farmer, 0,6 cm ³ aprox., paredes de grafite, eletrodo central de alumínio, capa para ⁶⁰ Co, cabo de 10m CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
3. Fonte radioativa para verificação da estabilidade das câmaras cilíndricas 1 e 2	X	X	X
4. Câmara de ionização cilíndrica de 0,1-0,3 cm ³ aprox., 10 m de cabo (diâmetro máx. do eletrodo central 1 mm)	X	X	X
5. Câmara de placas-paralelas para dosimetria de elétrons (anel mín. de proteção 4 mm)			X
6. Eletrômetro compatível com as câmaras de ionização anteriores, calibrado ou intercomparado em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
7. Eletrômetro adicional com voltagem de coleção variável (relação V ₁ /V ₂ igual ou maior que 3) e polaridade reversível (+/-)		X	X
8. Fantoma de água para calibração e verificações, de 20x20x10 cm ³ aprox., paredes de PMMA, com alojamento para câmaras de ionização 1 e 2 a uma profundidade fixa	X	X	
9. Fantoma de água para calibração, de 30x40x40 cm ³ aprox., paredes de PMMA, com alojamento ou suportes para câmaras de ionização 1, 2, 4 e 5; sistema manual ou automático para o posicionamento das câmaras		X	X
10. Barômetro (escala mínima 1 hPa ou 0,5 mm Hg), pref. De tipo aneróide ou digital, calibrado ou intercomparado	X	X	X
11. Termômetro (escala mínima 0,25 graus C), calibrado ou intercomparado	X	X	X
12. Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos, com leitor manual e sistema de coordenadas. <i>Film-strip</i> calibrado em DO para verificação da escala do instrumento. Requer acesso a processadora de filme.	X		
13. Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos, com leitor automático e sistema de coordenadas. <i>Film-strip</i> calibrado em DO para verificação da escala do instrumento. Requer acesso a processadora de filme.		X	X
14. Analisador de campo de radiação para medida de curvas de isodoses, fantoma de água de 50x50x40 cm ³ aprox., com mecanismo manual ou motorizado para o movimento vertical de instrumentos de medida		X	X
Equipamento complementar			
1. Nível de água de precisão		X	X
2. Paquímetro, régua de metal		X	X
3. Multímetro (volt, ohm)		X	X
4. Sistema TLD (para verificação e dosimetria "in-vivo")		X	X
5. Matriz de diodos ou câmaras de ionização para controles diários de GQ em aceleradores		X	X

⁶ O X indica a necessidade de se dispor do equipamento em questão para a unidade de tratamento indicada.

Equipamento adicional para dosimetria de Raios-X de baixa energia

Para qualidades de raios-X entre 100 e 300 kV podem ser empregados os equipamentos referidos acima se a câmara de ionização tiver sido calibrada para o intervalo de qualidades em uso clínico. Abaixo de 100 kV são necessários os seguintes equipamentos:

1. Câmara de ionização para raios-X, placas-paralelas 0,3 cm³, 10 m de cabo, calibrada em um Laboratório Padrão de Dosimetria para ao menos três qualidades entre 10 kV e 100 kV. No certificado de calibração deve ser especificado tanto o kV como a camada semi-redutora (HVL) destas qualidades.
2. Fantoma de plástico para câmaras de ionização de raios-X de baixa energia.

B.2. Equipamento Mínimo Recomendado para a Implementação de um Programa de Controle da Qualidade em Braquiterapia⁷

EQUIPAMENTO	Tipo de unidade		
	LDR Manual	LDR Remota	HDR Remota
1. Câmara de ionização tipo poço ou calibrador de isótopos com suportes para fontes de braquiterapia, CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria ^a	X	X	X
2. Se não há disponibilidade de fontes de ¹³⁷ Cs, é necessário uma fonte de referência para verificação da estabilidade da fonte	X	X	X
3. Bancada de trabalho para verificação da homogeneidade e posicionamento das fontes. Requer acesso a processadora de filme.	X	X	X
4. Barômetro (escala mínima 1 hPa ou 0,5 mm Hg), pref. de tipo aneróide ou digital, calibrado ou intercomparado (se não houver disponibilidade deste instrumento para terapia externa)	X	X	X
5. Termômetro (escala mínima 0,25 graus C), calibrado ou intercomparado (se não houver disponibilidade deste instrumento para terapia externa)	X	X	X
6. Nível, régua de metal	X	X	X

^a Em serviços onde não exista radioterapia externa, é necessário um eletrômetro compatível com as câmaras de ionização, calibrado ou intercomparado em um Laboratório Padrão de Dosimetria

⁷ O X indica a necessidade de se dispor do equipamento assinalado na unidade de tratamento indicada.

APÊNDICE C: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DAS UNIDADES DE ⁶⁰Co.

C.1. Testes dos Sistemas de Segurança

C.1.1. Indicador da Condição da Fonte

A operabilidade dos indicadores de posição *recolhida/exposta* (off/on) no console, na porta e no equipamento deve ser verificada visualmente. O sistema de vigilância do paciente deve ser usado para verificar o indicador de posição no equipamento.

C.1.2. Monitor (Alarme) de Radiação

Em cada sala de radiação (bunker) de ⁶⁰Co deve existir um monitor estacionário de radiação que possua um sistema de alimentação confiável (baterias) para casos de corte da energia elétrica. Deve-se verificar se este produz o sinal correspondente (luminoso ou sonoro) enquanto dura a irradiação.

C.1.3. Sistema de Visualização do Paciente

Verificar se o sistema de vídeo e áudio da sala de irradiação funciona corretamente. No caso de existirem sistemas passivos (espelhos, visores, etc.) deve-se verificar se permitem uma visão clara e completa do paciente.

C.1.4. Sistema de Parada de Emergência

Verificar se a irradiação se interrompe quando se ativa o sistema correspondente (abrindo a porta ou atravessando a entrada da sala de

radiação, pressionando o interruptor no console, etc.).

C.1.5. Sistema de Retorno da Fonte

O movimento da fonte deve ser rápido e suave (com facilidade) para qualquer posição da estativa e do cabeçote. O técnico em radioterapia deverá observar diariamente a estabilidade do tempo de deslocamento da fonte até a posição de irradiação e vice-versa; se este tempo aumentar de forma significativa, pode ser indicação que o mecanismo de deslocamento da fonte requer manutenção. É recomendado que a soma dos tempos de saída e retorno da fonte não ultrapasse 5 segundos, e que cada um separadamente não seja maior que 3 segundos (33).

A unidade deve dispor de uma barra ou outro sistema semelhante que permita o retorno manual da fonte em caso de travamento desta durante o retorno. Deve ser verificado se a barra está disponível na entrada da sala de irradiação.

C.1.6. Contaminação e Fuga do Cabeçote

Com um pedaço de algodão ou gaze, esfregar a superfície interna dos blocos superiores do sistema de colimação. O algodão deve ser avaliado com um contador calibrado em unidades de atividade (G.M., cintilador, proporcional); não há contaminação se a atividade for <18,5 Bq.

Fuga do cabeçote: devem ser realizadas medidas da taxa de exposição em 14 pontos diferentes ao redor do cabeçote (ver Figura 1), a 1 m da fonte em posição recolhida (off) e com o maior tamanho de campo; a leitura média não deve

exceder 20 $\mu\text{Gy/h}$ (2 mR/h) em uma área média até 100 cm^2 ; por outro lado, se recomenda que nenhum ponto individualmente supere 100 $\mu\text{Gy/h}$ (10 mR/h). A 5 cm da superfície do cabeçote, essa medida deve ser menor que 200 $\mu\text{Gy/h}$ (20 mR/h) em uma área média até 10 cm^2 , e não ultrapassar os 1000 $\mu\text{Gy/h}$ (100 mR/h) em nenhum ponto em particular (34). O instrumento empregado para isto deve ser capaz de medir taxas de exposição no intervalo de 2 $\mu\text{Gy/h}$ (0,2 mR/h) a 2 mGy/h (0,2 R/h) com uma incerteza < 20%.



Fig.1. Medidas do nível de radiação com a fonte em posição recolhida

C.2. Testes Mecânicos

Diariamente o técnico em radioterapia deve verificar se o equipamento realiza adequadamente todos os movimentos mecânicos. O colimador deve girar em várias posições da estativa para demonstrar que os rolamentos permitem o movimento suave e contínuo, sem oscilações. Se houver problemas, eles devem ser resolvidos antes de se continuar. O técnico em radioterapia deve verificar também a correspondência do telêmetro com o ponteiro mecânico. É útil ter uma placa com o desenho de um campo de 10x10 cm e de seu centro, pois com ela pode-se controlar a coincidência do campo luminoso assim com o de radiação à distância estabelecida (DFI). Deve-se verificar se os indicadores de distância (lasers) coincidem no isocentro, mediante o uso do ponteiro mecânico.

C.2.1. Verificação dos Indicadores Angulares

Devem ser controladas as escalas de rotação correspondentes aos movimentos da estativa e do colimador. Com um nível, deve-se verificar a coincidência das escalas (mecânicas e eletrônicas, no equipamento e no console) da estativa ao menos em duas posições verticais e horizontais (0, 180°, 90° e 270°). Com a estativa nivelada em posição horizontal (90° ou 270°), introduzindo-se o nível em um lado do colimador, deve-se verificar as escalas angulares deste (mecânicas e eletrônicas).

C.2.2. Telêmetro (Mecânico e Luminoso)

Em geral, todo equipamento tem um telêmetro luminoso. No caso de não haver, deve-se usar o telêmetro mecânico de maneira que não apresente risco para o paciente. Deve ser verificada a firmeza do telêmetro mecânico e do suporte da luz do telêmetro luminoso. A imagem definida pela luz do ponteiro luminoso deve ser bem definida. As leituras de distâncias devem ser verificadas para o intervalo de uso (geralmente $\text{DFI} \pm 15\text{cm}$ ou de acordo com as especificações do fabricante). Se não se dispõe de um dispositivo específico para controlar as distâncias proporcionadas pelo telêmetro, pode ser utilizada uma cuba de acrílico, colocando-a sobre a mesa de maneira que uma das faces fique em posição vertical (nivelada) e em frente à escala do telêmetro. Com a estativa em posição vertical, se faz com que o reticulado coincida com a borda externa da referida face. Movimentar-se a mesa de maneira que na face incida o intervalo que vai ser medido. A essa face se adere um papel (pode usar-se diretamente uma tira de papel) e se a escala do telêmetro.

Compara-se com uma régua milimetrada e então registram-se os resultados.

C.2.3. Ponteiro Mecânico

É conveniente que o fabricante informe a distância da fonte à parte exterior do diafragma; logo, com a ajuda de uma fita métrica, pode ser medida a distância deste até o plano para o qual se quer conhecer a DFS.

Preferivelmente, deve ser construído um ponteiro em "T" de comprimento igual à distância entre a DFI e o final do sistema de diafragma; atualmente, quase todos os fabricantes oferecem ponteiros mecânicos, o que facilita verificar o indicador luminoso de distância. Esse "T" deve ser empregado só para a comprovação do telêmetro, sendo guardado em um lugar onde não sofra golpes nem tensões, verificando-se sua integridade física a cada uso.

C.2.4. Horizontalidade e Deslocamento Vertical da Mesa

Emprega-se um nível de bolha, deslocando-se a mesa em diferentes sentidos (longitudinal, lateral, rotação); o movimento vertical pode ser comprovado com ajuda de um nivelador ou fio de prumo com chumbo, que sirva de referência em relação a um ponto extremo da mesa, verificando-se este não se afasta do prumo dentro da tolerância especificada. Estes testes devem ser realizados com e sem peso sobre a mesa.

C.2.5. Centro do Reticulado com o Feixe Luminoso e de Radiação

Nos controles mensais e anuais, o físico médico deve comprovar a centralização e o alinhamento do reticulado e do feixe

luminoso em relação ao eixo mecânico, e estes por sua vez com o eixo de radiação.

• Alinhamento do Feixe Luminoso com o Reticulado:

O eixo de rotação do colimador e o centro do campo luminoso devem ser congruentes dentro da tolerância especificada para todos os intervalos de movimentos mecânicos. A imagem do reticulado deve projetar-se ao longo deste eixo. Para isto deve ser comparado o centro do campo luminoso com o centro do reticulado (ou o centro mecânico), as arestas do campo devem ser simétricas em relação a este centro e perpendiculares entre si. O centro do reticulado deve coincidir com o centro mecânico (ver mais adiante); se há alguma incongruência entre o campo de luz e o centro mecânico, geralmente ajusta-se primeiro a posição da fonte de luz antes de proceder ao ajuste final do reticulado. Para a comprovação da verticalidade do feixe luminoso, este teste se repete baixando a mesa até pelo menos DFI+20cm (deve verificar-se previamente o deslocamento vertical da mesa), verificando-se se o deslocamento da imagem do centro do reticulado se mantém dentro da tolerância especificada.

• Alinhamento do Eixo Mecânico do Colimador:

Ao se fechar em as garras do sistema de colimação, estas devem manter simetria em relação ao eixo da estrutura mecânica do mesmo durante sua rotação. Isto pode ser verificado com um ponteiro mecânico que possa ser segurado pelas quatro garras do sistema, de maneira que aponte para o isocentro. Ao se girar o colimador, pode ser comprovado se existe algum desajuste entre as

garras e o eixo do colimador. Se o fabricante da unidade não oferece este tipo de ponteiro, o mesmo pode ser construído sem dificuldades pelo usuário; não obstante, se não for recomendável acoplar um ponteiro pelas características particulares do colimador (por exemplo, por existir lâminas de plástico contendo o reticulado ou com fins de proteção), a comprovação da simetria dos colimadores pode ser realizada indiretamente assegurando-se a simetria do campo de luz, como se descreve no ponto anterior. Deve ser assegurado que não há movimento de oscilação quando se gira o colimador, não devendo existir angulações no cabeçote. Isto garante que há um só eixo de rotação do sistema, pois se estas angulações estiverem presentes, é somada mais uma incerteza na definição do isocentro.

•Alinhamento do Eixo de Radiação:

Este teste pode ser realizado tomando-se várias radiografias do feixe a diferentes distâncias da fonte; para isto é necessário relacionar todos os filmes a um mesmo ponto (por exemplo, o centro do reticulado), determinado no ponto anterior. Os filmes irradiados são rastreados com um densitômetro em duas direções perpendiculares, a fim de localizar o centro do campo de radiação; estes centros são plotados para determinar se existe alguma tendência de deslocamento em relação ao ponto de referência escolhido.

O teste pode ser realizado também utilizando-se um fantoma rastreador automatizado.

C.2.6. Coincidência de Campos de Luz-Radiação

Simetria dos Campos de Luz e de Radiação:

A luz do campo e a linha de 50% de penumbra do campo de radiação devem coincidir na profundidade da dose máxima em um intervalo de 3 mm para cada lado do campo 10x10 cm². Irradia-se dois filmes à distância nominal de tratamento rodando os colimadores em 180° entre as exposições; os filmes devem ser cobertos com uma lâmina de plástico ou acrílico de 5 mm de espessura; logo, comprova-se a congruência dos eixos dos campos de luz e radiação. Estas congruências e simetrias devem ser verificadas em todo o intervalo de posições do colimador e da estativa, para o que se empregam filmes envelopados (*ready-pack*) posicionados no isocentro e perpendiculares ao eixo do campo de luz. Devem ser feitas marcas sobre os filmes que denotem o eixo e bordas do feixe de luz. A borda do campo se define geralmente como a linha de 50% da dose no centro do feixe. A largura total à metade da altura do campo de radiação é medida geralmente em termos de Densidade Ótica (DO); para tanto, é necessário que se esteja trabalhando no intervalo de linearidade de dose. Em geral, deve-se obter entre 2,5 e 3,5 de DO na placa, o que implica que se forem utilizadas placas de raios-X de diagnóstico comuns, devem ser cedido entre 0,04-0,05 Gy em cada irradiação. É mais recomendável, ainda, empregar filmes radiográficos de verificação (por exemplo Kodak X-OMAT-V ou equivalente), com os quais as doses podem ser em torno de 0,2-1Gy.

Congruência de Tamanhos de Campo de Luz e Radiação:

Uma forma mais rápida e sensível para determinar o tamanho do campo de radiação consiste em irradiar uma parte do filme de verificação com uma determinada dose (0,8-1,0 Gy) e outra área do

filme com metade desta dose, a fim de determinar a DO (densidade ótica) correspondente à 50% de dose. Para campos de 10x10 cm, é recomendável empregar filmes de 25x30 cm ou maiores, separando o máximo possível as duas áreas expostas, e à dose metade para evitar alteração por velação. Em ambas as irradiações o filme deve ser coberto com uma lâmina de 5 mm de plástico para permitir o equilíbrio eletrônico. É necessário apenas marcar as bordas do campo irradiado com a maior dose. Após a revelação, a área irradiada com a maior dose é avaliada medindo-se a DO em sua zona central, e logo após DO na zona central da área exposta à 50% da maior dose. Durante o aceite do equipamento, este teste deve ser realizado para todos os tamanhos de campos e para diferentes DFS. Deve ser verificada também a congruência destes tamanhos de campo com os reportados pelos indicadores digitais e/ou mecânicos.

C.2.7. Verificação da Posição da Fonte

Diferentemente dos aceleradores lineares, onde se recomenda a comprovação diária da constância da dose de referência, no caso das máquinas de Cobalto se propõe a verificação semanal da posição da fonte, já que um incorreto posicionamento da mesma pode levar a variações significativas na uniformidade do feixe e na taxa de dose de referência.

Uma forma rápida e simples de realizar este teste é mediante uma radiografia de controle, verificando se as bordas do campo de radiação (50% de DO) se mantêm simétricas em relação ao centro do reticulado, dentro da tolerância especificada para este teste.

Se não há um densitômetro adequado pode ser utilizado outro método (16) para comprovar a posição da fonte, que consiste em fixar um detetor (câmara de ionização de 0,1-0,3 cm³ ou diodo) no colimador, na borda do campo, aproximadamente à DFI; aumenta-se o tamanho do campo até que o detetor se encontre dentro do campo e se registra a leitura no ar. Vai-se fechando o campo até que a leitura (taxa) alcance 50% do valor inicial; sem mover o detetor em relação ao colimador, este último é girado (90°, 180° e 270°) a partir de sua posição inicial e se repete a medida do Kerma. Se a fonte estiver adequadamente posicionada no eixo central, a segunda leitura não deve divergir significativamente da primeira (por exemplo, para um equipamento com uma penumbra de 12 mm para o intervalo entre 80% e 20% em d_{max} , as leituras não devem diferir mais que $\pm 15\%$). Esta forma de comprovar a posição da fonte, por sua complexidade, não poderia ser realizada semanalmente, como proposto aqui.

C.2.8. Indicadores de Tamanhos do Campo

Deve-se comprovar que os tamanhos do campo indicados pela escala do colimador correspondam com os do campo luminoso. É empregada uma planta onde se tenha traçado previamente quadrados com tamanhos de campo típicos (5, 10, 15, 20, 30 cm, etc.), verificando-se também a escala para diferentes DFSs.

C.2.9. Constância da Posição Efetiva da Fonte

Em muitos algoritmos de cálculo de dose em paciente, emprega-se a lei do inverso do quadrado da distância para o cálculo a distâncias maiores de DFI,

pois é necessário conhecer a posição efetiva (virtual) da fonte. Para isto realizam-se medidas no ar (M_i) a diferentes distâncias fonte-câmara (DFC_i), obtendo-se um gráfico de $1/M_i^{1/2}$ vs DFC_i , cuja extrapolação com o eixo DFC permite estimar a posição efetiva da fonte. É recomendável que $DFC_i \geq DFI$.

C.2.10. Posição do Isocentro Mecânico

A posição do isocentro mecânico (interseção ideal dos eixos de rotação do colimador, estativa e mesa) deve ser determinada para todos os intervalos de rotação do colimador, estativa e mesa. Geralmente, a tolerância é especificada como uma cota superior do diâmetro da esfera que contém o ponto de interseção para todas as orientações da unidade. É colocado um ponteiro sobre o colimador e outro sobre a mesa; este último deve marcar o centro da figura que se forma quando é girado o colimador e a estativa (e vice-versa, quando é girada a mesa). O centro desta figura é o isocentro mecânico; o isocentro mecânico raramente é encontrado na primeira tentativa, ou seja, este teste requer várias aproximações até se conseguir que o ponteiro (que gira junto com o colimador) não se afaste do ponteiro que está situado sobre a mesa (fixo) mais que a tolerância especificada. Depois é verificado se o eixo luminoso passa por este ponto usando a luz do campo, e verifica-se se a cruz do reticulado tem seu centro na ponta do ponteiro fixo para qualquer posição do estativa e do colimador. Neste ponto é verificado se o telêmetro indica corretamente a DFI.

A mesa de tratamento deve girar ao redor de um eixo coincidente com o eixo de rotação do colimador dentro da tolerância

especificada. Para isto se pode colocar um papel aderente à mesa, e com a estativa em posição vertical, colocar a mesa em 0° , subindo até a DFI, marcar a cruz, soltar o freio de rotação da mesa, girar 90° em sentido horário, marcar a cruz. Proceder da mesma maneira em sentido anti-horário.

Uma causa da incongruência na posição do isocentro pode ser uma inclinação do cabeçote.

C.2.11. Correção da Inclinação do Cabeçote

A estativa é posicionada em zero. Com o cabeçote para baixo (0°), é determinada a linha na qual está contido o raio central; então, com o cabeçote para cima (estativa a 180°) se repete o procedimento. Qualquer deslocamento no plano perpendicular ao eixo da estativa deve ser corrigido girando-se o cabeçote até que estes eixos fiquem colineares. Uma vez na posição correta, se repete o ponto anterior.

C.2.12. Posição do Isocentro de Radiação

Colimador

Colocar a estativa em posição vertical, fechar um par de garras do colimador (deixar o outro aberto). Pôr um filme de verificação sobre a malha da mesa (com as lâminas correspondentes para o equilíbrio eletrônico) na DFI. Expor o filme várias vezes para diferentes ângulos de colimador (por exemplo: $0, 120^\circ$ e 240°) e revelar a placa. As linhas obtidas devem interceptar-se em um círculo de diâmetro menor que a tolerância especificada. Repetir o procedimento para o outro par de garras do colimador.

Estativa

Colocar a estativa em posição vertical, fechar um par de garras do

colimador (deixar o outro aberto). Pôr uma placa de raios-X de maneira que fique perpendicular à mesa e que contenha o eixo central do feixe para todas as posições da estativa. Pode-se aderir o filme à alguma das faces de uma cuba de acrílico, após o nivelamento da mesma. Fazer coincidir a projeção de uma linha da cruz com o canto da placa, e acomodar a mesa de maneira que a DFI fique aproximadamente na metade da placa. Expor a placa várias vezes para diversos ângulos da estativa, evitando que haja superposição. Marcar cuidadosamente com uma agulha a posição da cruz luminosa à DFI e revelar a placa. As linhas obtidas devem interceptar-se em um círculo de diâmetro menor que a tolerância especificada. Repetir o procedimento para o outro par de garras do colimador.

Mesa

Colocar a estativa em posição vertical, fechar um par de garras do colimador (deixar o outro aberto). Colocar um filme de verificação sobre a malha da mesa (com as lâminas correspondentes para o equilíbrio eletrônico) à DFI. Expor o filme várias vezes para diferentes ângulos da mesa, evitando que haja superposição, e revelar a placa. As linhas obtidas devem interceptar-se em um círculo de diâmetro menor que a tolerância especificada.

C.2.13. Posição dos Lasers

Deve-se verificar se os lasers se cruzam no isocentro dentro da tolerância especificada bem como o alinhamento do laser sagital, deslocando-se a mesa em sentido ascendente e descendente, em todo seu intervalo de trabalho; o laser não deve deslocar-se em relação à marca longitudinal em um papel a colocado sobre a mesa em mais que 2 mm. Também deve ser verificado

o alinhamento dos lasers laterais (transversais e coronais), para o qual se pode empregar uma folha de papel alvo, a qual se sustenta verticalmente e se move em sentido horizontal em toda a extensão da mesa; deve ser observado se os lasers contrapostos se interceptam dentro da tolerância especificada.

Se houver um desajuste dos lasers ou das luzes de localização, deve-se posicionar primeiramente o isocentro mecânico por algum dos procedimentos anteriormente descritos. Feito isto, posiciona-se os lasers de maneira que se cruzem neste ponto. É ajustada então a horizontalidade e verticalidade dos lasers com as imagens que são projetadas nas paredes contrapostas, empregando-se nível de bolha e fios de prumo; é recomendável realizar marcas leves sobre estas paredes, as quais possam facilitar posteriormente o reajuste dos lasers.

C.2.14. Escalas da Mesa

Escala vertical da mesa: Coloca-se a parte superior da mesa à altura do isocentro e esta deve indicar zero na escala. Escala lateral da mesa: Com o isocentro no centro da parte superior da mesa a escala deve marcar zero.

C.2.15. Intensidade do Campo de Luz

É recomendado que a intensidade do campo luminoso corresponda às especificações do fabricante dentro de 10% do valor medido durante os testes de aceite (preferivelmente não menos que 40 Lux).

Para sua avaliação, é sugerido seguir-se o seguinte procedimento: colocar um campo de 10x10 cm², acender a luz do campo e apagar todas as luzes da sala de tratamento. Coloca-se um fotômetro

calibrado (com abertura de 1 mm ou menor) no centro de cada quadrante do campo de luz na DFI, e mede-se a intensidade de luz em cada um, calculando-se o valor médio para os quatro quadrantes. Se a intensidade de luz for inferior ao valor esperado mais que 10%, deve-se limpar o espelho e, se necessário, considerar a substituição da lâmpada.

C.3. Testes Dosimétricos

C.3.1. Temporizador

Reprodutibilidade: O técnico em radioterapia deve verificar diariamente a reprodutibilidade e estabilidade do temporizador da unidade de tratamento. Para isto pode ser empregado um cronômetro manual, controlando-se diariamente, por exemplo, se 1 min. do temporizador corresponde ao mesmo tempo do cronômetro.

Anualmente o físico médico deve realizar este teste para diferentes tempos de irradiação.

Correção pelo Tempo Efetivo de Irradiação: Existe um erro na medida da taxa de dose absorvida nas unidades de ^{60}Co devido ao efeito de entrada-saída da fonte. Para sua determinação podem ser empregados vários métodos, dentre os quais temos:

• Método de Irradiação Múltipla:

Este método é empregado especialmente com sistemas dosimétricos sem boa linearidade. É realizada uma leitura M_1 para um único tempo t_1 ; logo, mantendo a câmara na mesma posição, são feitas n leituras para um tempo t_n tal que $t_1 = nt_n$ (por exemplo, se $t_1 = 1$ min. e $n = 3$, temos que $t_n = 20$ seg.), sendo então M_n a soma das n leituras. Pode

ser demonstrado que o erro de entrada-saída da fonte se obtém por:

$$\varepsilon = \frac{t_1(M_1 - M_n)}{nM_1 - M_n} \quad (1)$$

• Método de Ajuste Linear:

Este método é empregado especialmente com sistemas dosimétricos de boa ou excelente linearidade.

Deve ser utilizado um dosímetro em modo de integração de carga, usando-se tempos de máquina no intervalo de uso clínico. Plotam-se as leituras M_i (obtidas para idênticas condições de temperatura e pressão) versus o tempo de irradiação t_i (medidos com o temporizador da unidade de tratamento) e ajustam-se estes dados por mínimos quadrados, obtendo-se a reta:

$$M_i = m t_i + b$$

Para $M_i = 0$, se obtém o erro de entrada-saída como:

$$\varepsilon = -b/m$$

• Método Baseado no Cronômetro Incorporado ao Eletrômetro:

Com o feixe aberto (irradiando), fixar no eletrômetro um tempo de coleção t_E e determinar a taxa efetiva de leitura como:

$$R = M / t_E$$

Com o feixe desligado, fixar um tempo de máquina t_{maq} igual a t_E empregado antes; iniciar e deter a medida com base no temporizador da unidade de ^{60}Co , de maneira que a taxa efetiva de leitura se expresse então como:

$$R = M_{maq} / (t_{maq} - \varepsilon)$$

De onde se deduz que

$$\varepsilon = t_{maq} - M_{maq}/R$$

Para reduzir a incerteza de ε com este método, devem ser realizadas repetidas medições (3 a 5) de R e de M_{maq} .

Para a determinação do tempo de tratamento por campo (ou "tempo de máquina") o valor de ε determinado por algum dos métodos anteriores deve ser somado com seu sinal ao tempo calculado (manual ou por computador) a partir da taxa de dose de referência.⁸

Linearidade: Um procedimento para determinar a não linearidade do temporizador está baseada na coleta de uma série de leituras M_i empregando um dosímetro no modo de integração de carga, para diferentes tempos de máquina ($t_{maq,i}$) no intervalo de uso clínico. O tempo efetivo de irradiação em cada caso é determinado por:

$$t_{ef,i} = t_{maq,i} - \varepsilon$$

As taxas de leitura corrigidas para o tempo efetivo de irradiação são determinadas por:

$$R_i = M_i / t_{ef,i} \text{ e seu valor médio } R_{ave}$$

Então:

$$\alpha_i = (1 - R_{ave}/R_i) \times 100$$

A não linearidade se estabelece então como o maior valor de α_i

C.3.2. Taxa de Dose Absorvida de Referência

É recomendado que a taxa de dose de referência na água seja determinada empregando-se o Protocolo de Calibração do AIEA (35, 36), cujo formulário de cálculo para unidades de ^{60}Co está no Apêndice C.4. É sugerido, também, a imple-

mentação dos cálculos computadorizados a fim de minimizar os erros de cálculo e de interpolação dos dados necessários⁹.

As medidas para a determinação da taxa de dose de referência devem ser realizadas empregando-se o tempo programado no temporizador da unidade de tratamento, corrigido para obter o tempo efetivo de irradiação (somar com seu sinal o erro de entrada-saída obtido no epígrafe anterior ao tempo programado).¹⁰

Constância: A taxa de dose de referência medida deve ser comparada (corrigida por decaimento) com a obtida durante o comissionamento da unidade, e sua discrepância não deve superar a tolerância especificada.

⁸ Esta expressão aparece em outras referências com a ordem do denominador invertida, variando o sinal do resultado, de maneira que em tal caso esta correção deveria ser utilizada em sentido inverso ao sugerido no presente documento. Alguns sistemas computadorizados de planejamento permitem realizar internamente esta correção, mas é importante conhecer a forma com que é empregado este erro pelo programa.

⁹ Por exemplo, podem ser utilizadas as planilhas de cálculo desenvolvidas pela Seção de Dosimetria e Física Médica da AIEA. Estas são uma implementação computadorizada dos Formulários dos Protocolos TRS-277 (incluindo as variações recomendados em sua 2a edição, 1997) e TRS-381.

¹⁰ Deve-se ter cuidado quando, para a determinação da taxa de dose, emprega-se o temporizador do eletrômetro, porque pode acontecer que este não coincida com o que mede o temporizador da unidade. Isto pode ser comum pelas diferenças de frequências de linhas elétricas. Se for empregado o temporizador do eletrômetro, as medidas devem iniciar-se logo após a mensagem de que a fonte alcançou sua posição de "irradiando", e interromper antes de retornar à posição "guardada". Neste caso NÃO se deve corrigir pelo tempo efetivo de irradiação.

Reprodutibilidade: Deve ser determinado o desvio-padrão relativo (σ_{n-1}) da taxa de dose de referência mediante várias medidas, empregando-se o temporizador da unidade. Previamente, deve ser determinada a influência das flutuações intrínsecas do próprio sistema de medida, para o que pode ser utilizada uma fonte de referência (^{90}Sr). A reprodutibilidade da taxa de dose deve ser inferior à tolerância especificada; caso contrário, isto pode ser um indício de flutuações no posicionamento da fonte durante repetidos processos de entrada-saída da mesma.

C.3.3. Constância de Planura e Simetria

Planura: Pode ser definida como a variação percentual máxima permissível da dose dentro de 80% do FWHM do perfil do campo em um plano transversal ao eixo do feixe a uma profundidade definida ou combinada (por exemplo 10 cm, $d_{\text{máx}}$); geralmente se escolhem os planos principais que contêm o eixo do colimador (*in-plane, cross-plane*). A planura pode ser medida em um fantoma de água com sistema de rastreamento automatizado, ou em um simulador de plástico, através de filmes de verificação, para o que é necessário: dispor-se de um densitômetro com possibilidades de rastreamento e conhecer a característica sensitométrica dos filmes empregados. Uma forma de definir a planura pode ser:

$$P = (D_{\text{máx}} - D_{\text{mín}}) 100\% / (D_{\text{máx}} + D_{\text{mín}}) \quad (2)$$

onde: $D_{\text{máx}}$, $D_{\text{mín}}$: são as doses máxima e mínima, respectivamente, dentro da área de 80% do FWHM do campo.

Simetria: Os resultados do rastreamento anterior podem ser utilizados na determinação da simetria do feixe, que geralmente é

definida como o desvio percentual máximo entre a dose em ambos os lados do campo a 80% de sua largura total, ou seja:

$$S = (D_{80\%}^i - D_{80\%}^d) / D_{\text{eje}} \times 100\% \quad (3)$$

onde: $D_{80\%}^i$, $D_{80\%}^d$: são as doses no lado esquerdo e direito a 80% do largura total, respectivamente.

A planura e a simetria do feixe devem ser medidas em perfis ortogonais sobre o plano transversal ao eixo do campo e preferivelmente para vários ângulos do estativa. A constância destes parâmetros significa que não deve ser permitido um incremento absoluto maior que a tolerância especificada em algum destes parâmetros, em relação a seus valores de referência. A partir das cartas de perfis de dose do fabricante. Por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era de 0,5% e a tolerância especificada para sua constância é de 2%, então pode ser aceita uma assimetria de até 2,5%.

Penumbra: Pode ser obtida a partir de um filme radiográfico ou de verificação, ou mediante um fantoma de água com rastreador automático. É definida como a distância lateral entre 80% e 20% da dose no eixo do feixe, a cada lado deste e à profundidade do máximo de dose.

C.3.4. Fatores de Campo

A verificação dos fatores de campo deve ser realizada seguindo o mesmo procedimento empregado durante o comissionamento da unidade; é recomendado que sejam medidos em fantoma, à profundidade de referência (para ^{60}Co , 5 cm) e para os vários campos utilizados (por exemplo, 5x5, 10x10, 20x20 e 30cm x 30cm). Para campos

quadrados com lado ≤ 5 cm, devem ser empregadas câmaras de pequeno volume (0,1-0,3 cm³).

No caso de feixes de ⁶⁰Co, se não se dispõe de um fantoma de água com as dimensões adequadas, os fatores de campo podem ser medidos no ar, com a câmara colocada à DFS de interesse, com capa de equilíbrio. Neste caso, o fator do campo quadrado de lado i , calculado para o máximo de dose em fantoma, pode ser determinado como a combinação do fator de dispersão no colimador (F_{col}) e o fator de fantoma ($NPSF$):

$$FC = \frac{(R)_i}{(R)_{ref}} \times \frac{(PSF)_i}{(PSF)_{ref}} = F_{col} \times NPSF \quad (4)$$

onde:

R : é a leitura no ar da câmara para o campo dado.

PSF : É o fator de dispersão no máximo para o campo dado.

Os sub-índices i e ref . correspondem ao campo de lado i e o 10cm x 10cm, respectivamente.

C.3.5. Verificação de Fatores Filtro e Bandeja

A verificação dos fatores filtro deve ser realizada seguindo o mesmo procedimento empregado durante o comissionamento da unidade. Antes de tomar as medidas, deve ser verificado se cada filtro se encaixa perfeitamente em sua posição (que não tenha folga) e que não se desloque ainda que haja movimento da estativa e/ou do colimador. Deve ser verificado se cada filtro está devidamente identificado e se traz as dimensões máximas do campo para o qual o filtro pode ser usado. Devem ser verificados os fatores para todos os filtros disponíveis, levando em conta as diferentes orientações (preferivelmente 90° e 270° de colimador e estativa). Se a

variação máxima do fator é $< 2\%$, pode ser empregado o valor médio para todas as orientações do filtro; caso contrário, deve ser revisado o mecanismo de posicionamento do filtro; se não for solúvel este problema, deve-se empregar diferentes fatores para cada orientação. De igual maneira, se a dependência do fator em relação ao tamanho do campo é $< 1\%$, pode ser empregado o valor médio.

Bandeja porta-bloqueadores:

O fator de atenuação é determinado de maneira semelhante, para o campo de referência (10cm x 10cm) e para cada tipo de bandeja disponível. Se existirem bandejas com ranhuras, o fator será obtido através de leituras médias para várias posições do colimador com a bandeja.

C.3.6. Perfis de Campos

Estas medidas devem ser realizadas geralmente em função das exigências ou necessidades de dados de entrada do sistema de planejamento computadorizado disponível, durante o processo de comissionamento da unidade. Para isto é recomendável empregar um fantoma rastreador automatizado (*beam analyzer*).

C.4. Formulário para Calcular a Dose Absorvida na Água nas Condições de Referência Usando Feixes de Fótons de ^{60}Co (Adaptado de (34) e (35))

Data: **_07-Out.-97**

- Unidade de Radioterapia: **_THERATRON 80**
Tamanho de Campo: **10cm x 10cm** . A Distância Fonte-Superfície: $DFS = 80 \text{ cm}$.
- Equipamento Dosimétrico:
Câmara de Ionização:
Modelo e Número de Série: **_PTW30002 C/C Farmer, No. 152;**
Raio Interno: $r_{int} = 3,05 \text{ mm}$
Material da Parede: **Grafite**
Espessura da Parede: $t_{wall} = 0,079 \text{ g/cm}^2$
Eletrômetro: **PTW UNIDOS T10002, No. 20106**
Fantoma: **PTW 4322, No. 094**
Profundidade em água do ponto de referência de medida, $z_{ref} = 5,0 \text{ cm}$
- Fator de Calibração (Kerma no Ar) ¹¹:
 $N_K = 4,623 \times 10^{-2} \text{ Gy/div.}^{12}$, dado à $P_0 = 101,3 \text{ kPa}$, $T_0 = 20^\circ\text{C}$
Fator de Calibração de Dose Absorvida no ar:
 $N_{D,air} = N_K K_{att} K_m (1-g)K_{cel} = 4,5262 \times 10^{-2} \text{ Gy/div.}$
 $K_{att} K_m = 0,982$
 $(1-g) = 0,997$
Tensão de Polarização : **400 V**
- Correção da Leitura do Eletrômetro ¹³:
Leitura por Unidade de Tempo ¹³: **= 12,86 div./min**
Temperatura $T = 22,2^\circ\text{C}$ e pressão $P = 89,36 \text{ kPa}$ no momento da medida.
 $PTP = (P_0/P)[(273,15 + T_0)/(273,15 + T)] = 1,142$
Leitura Corrigida: **= PTP = 14,69 div./min**

Continua na próxima página

¹¹Se é conhecido N_x em lugar de N_K , esta última é dada por

$$N_K = N_x \frac{W}{e} \frac{1}{1-g}$$

sendo $W/e = 33,97 \text{ J/C}$ e $g = 0,003$

N_x deve estar em C/kg por divisão. Se estiver em R/div:

$$N_x (\text{C/kg div}) = N_x (\text{R/div}) 2,58 \times 10^{-4} (\text{C/kg R})$$

¹²Refere-se às divisões da escala do eletrômetro e é o fator combinado de calibração da câmara e do eletrômetro. Alguns laboratórios de calibração proporcionam diretamente este fator combinado, enquanto que outros os apresentam separadamente.

¹³Valor médio das leituras corrigidas por fuga e polaridade, assim como pelo tempo efetivo de irradiação.

5 - Dose Absorvida na Água:

Fator de Perturbação:

$$P_{wall} = [\alpha S_{wall,air} (\mu_{em}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha) S_{w,air}] / S_{w,air} = \mathbf{0,990}$$

Fração de Ionização por Elétrons Gerados na Parede:

$$\alpha = 1 - \exp(-11,88 t_{wall}) = \mathbf{0,609}$$

Razão de poderes de frenagem parede/ar:

$$S_{wall,air} = \mathbf{1,002}$$

Razão de coeficientes de absorção água/parede:

$$(\mu_{em}/\rho)_{w,wall} = \mathbf{1,113}$$

Razão de poderes de frenagem água/ar:

$$S_{w,air} = \mathbf{1,133}$$

Dose Absorvida na Água no Ponto de Referência de Medida:

$$D_w(z_{ref}) = M_u N_{D,air} S_{w,air} P_{wall} P_{dis} P_{cel} = \mathbf{0,7368 Gy/min}$$

Fator de Correção por Deslocamento do Ponto Efetivo de Medida:

$$P_{dis} = 1 - 0,004 r_{int} = \mathbf{0,988}$$

% de dose à profundidade de referência a DFS:

$$(PDD_{z_{ref}}) = \mathbf{78,8\%}$$

Dose Absorvida na Água na Profundidade de Dose Máxima:

$$D_w(z_{max}) = \mathbf{0,935 Gy/min}$$

Realizado por: _____

C.5. Formulário para o Controle DIÁRIO da Unidade de ^{60}Co

Equipamento: _____

Dia

Teste ^a															
Indicador de posição da fonte	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Console															
Equipamento															
Porta															
Monitor de Radiação															
Sistema de parada de Emergência	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Porta (funcional, s/n)															
Console (funcional, s/n)															
Sistema anti-colisão (funcional, s/n)															
Sistema de retorno de fontes	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Retorno manual (disponível s/n)															
Temporizador (Reprodutível)															
Movimento da estativa															
Movimento do colimador															
Movimento do cabeçote															
Movimento da mesa															
Telêmetro															
Indicador do campo luminoso															
Indicadores de posição (lasers)															
Posição da fonte (SEMANAL)	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Realizado por (iniciais do Técnico)															
Revisado por (iniciais do Físico) ^b :															
Observações															

^a Em todos os casos colocar **S** quando tudo funciona corretamente ou esta dentro da tolerância.

^b Semanalmente, ou quando se relatem problemas.

C.6. Formulário para o Controle MENSAL da Unidade de ^{60}Co

EQUIPAMENTO: _____ .

1. SEGURANÇA

1. Pulsadores de corte de energia elétrica

Posição: _____

Posição: _____

Posição: _____

2. Trava de filtros

filtro 15°

filtro 30°

filtro 45°

filtro 60°

3. Trava de bandejas:

Observações: _____

2. ASPECTOS MECÂNICOS

1. Indicadores angulares da estativa

Nível	Indicador luminoso console	Indicador mecânico
0°		
90°		
180°		
270°		

2. Indicadores angulares do colimador

Nível	Indicador mecânico
0°	
90°	
-90° (270°)	

3. Centro do reticulado

deslocamento: _____ mm

4. Isocentro mecânico

diâmetro: _____ mm

5. Telêmetro

intervalo: _____

deslocamento: _____ mm

6. Coincidência do ponteiro mecânico com o telêmetro

diferença: _____ mm

7. Laser sagital: _____

8. Laser lateral (270°): _____

Laser lateral (90°): _____

9. Intensidade de luz do campo: (____ Lux)

Continua na próxima página

10. Paralelismo e ortogonalidade de campo luminoso

diferença entre diagonais: _____%

11. Verticalidade do feixe luminoso

deslocamento: _____ mm

12 . Tamanhos de campo

Campo [cm×cm] (nominal)	Medida comprimento
5×5	
10×10	
15×15	
20×20	
30×30	

13. Escalas da mesa

Escala vertical: _____ mm Escala transversal: _____ mm

Escala longitudinal: _____ mm Escala angular : _____°

14 - Coincidência de campos de luz-radiação

w50% (FWHM) : _____ mm diferença: _____ mm

deslocamento do centro do campo: _____ mm

Observações: _____

• ASPECTOS DOSIMÉTRICOS:

15 - Taxa de dose de referência medida: _____ Gy/min. diferença: _____%.

16 - Simetria: _____% Diferença absoluta: _____%

Planura: _____% Diferença absoluta: _____%

Observações: _____

Realizado por: _____

C.7. Formulário para o Controle ANUAL da Unidade de ^{60}Co

EQUIPAMENTO: _____ DATA: ____/____/____.

• SEGURANÇA

1. Travas (de acordo com as especificações do fabricante, controlar os sistemas de advertências, limites para alarme, etc.):

2. Radiação de fuga do cabeçote:

Pontos de medida ^a															
Dist. (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	Valor médio
5															
100															

^a Segundo FIG.1

3. Contaminação do colimador:

Atividade da amostra: _____ Bq

• ASPECTOS MECÂNICOS

- | | |
|---|------------------------|
| 1. Rotação do colimador | diâmetro: _____ mm |
| 2. Rotação da estativa | diâmetro: _____ mm |
| 3. Rotação da mesa | diâmetro: _____ mm |
| 4. Coincidência dos três eixos de rotação | diâmetro: _____ mm |
| 5. Verticalidade da mesa | deslocamento: _____ mm |

• ASPECTOS DOSIMÉTRICOS:

1. Taxa de dose de referência

medida: _____ Gy/min. diferença: _____%.

Reprodutibilidade: _____ %

Dependência do ângulo da estativa:

Ângulo	Valor medido	% ^a
90°		
180°		
270°		

^a Em relação à posição de referência da estativa (0°)

Continua na próxima página

2. Isocentro de radiação

Rotação do colimador, garras superiores fechadas diâmetro: ____ mm
Rotação do colimador, garras inferiores fechadas diâmetro: ____ mm
Rotação da estativa diâmetro: ____ mm (cont.)
Rotação da mesa diâmetro: ____ mm
Coincidência entre isocentros de radiação e mecânico deslocamento: ____ mm

3. Fatores de campo:

Tamanho Nominal cm x cm	Fator de Campo	Discrep. [%]
5×5		
15×15		
20×20		
30×30		

4. Fatores de transmissão de acessórios:

a) Filtros:

	Fator filtro	Discrep. %
Filtro		

b) Bandejas porta-blocos:

	Fator bandeja	Discrep. %
Bandeja		

5. Temporizador

Reprodutibilidade: ____ %

Linearidade: ____ %

Correção por tempo efetivo de irradiação: $\varepsilon =$ _____

6. Uniformidade do feixe com a rotação da estativa

Ângulo	Simetria/Planura	Discrep.% ^a
0°	/	Referência
90°	/	
180°	/	
270°	/	

^a Em relação à posição de referência da estativa (0°)

Observações: _____

Realizado por: _____

APÊNDICE D: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DOS ACELERADORES LINEARES

D.1. Testes dos Sistemas de Segurança

D.1.1. Luzes de Advertência

- No equipamento de tratamento, na porta da sala de tratamento e no painel de controle: a luz deve ser verde quando o equipamento está pronto para irradiar, tornando-se vermelha durante a irradiação.
- Verificar se todas as luzes do painel de controle funcionam.
- Verificar se as luzes correspondentes ao modo de irradiação selecionado, acendem e se permanecem acesas durante a irradiação.

D.1.2. Mecanismos de Segurança

- Verificar se o sistema de vídeo e áudio da sala de irradiação funciona corretamente.
- Verificar o funcionamento dos sistemas anti-colisão.
- Verificar se a mesa sobe e desce até o limite.
- Verificar se a irradiação se interrompe quando se abre a porta de acesso e se, ao fechá-la, a irradiação não continua.
- Verificar se, ao se acionar a tecla desligado (*off*) do painel de controle, é interrompida a irradiação.
- Verificar o corte de energia elétrica ao acionar-se os botões de emergência dentro da sala de tratamento (em paredes, modulador, etc.).
- Verificar se a irradiação se habilita logo após haver "re-selecionado" a unidade monitor correspondente.
- Verificar se há corte da irradiação

quando terminar a unidade monitora programada.

- Verificar se ambas as câmaras monitoras indicam a mesma leitura e se, após cessar a irradiação, essas leituras permanecem indicadas.
- Quando o acelerador pode irradiar tanto em modo fótons como elétrons, verificar se há um mecanismo de segurança funcionando para evitar irradiação de elétrons sem os acessórios (cones) correspondentes e vice-versa.
- Verificar se, em caso de falta de energia elétrica, a unidade monitora cedida permanece visível pelo menos durante vinte minutos ou se possui um contador mecânico que mostre as unidades fornecidas. Neste último caso, é necessário controlar a correspondência entre o contador eletrônico e mecânico.
- Verificar se cada acessório colocado permanece firme e imóvel, inclusive para diferentes orientações tanto da estativa como do colimador.
- Verificar se a irradiação só é possível colocando o código ou o conector do acessório correspondente.
- Verificar se a posição dos colimadores de raios-X é aquela correspondente para cada cone de elétrons e para cada energia.
- Verificar se não é possível irradiar com um campo maior que o campo máximo permitido para cada filtro.
- Verificar se, naqueles casos em que é necessário deslocar parte dos cones para que o telêmetro seja visível, não é possível a irradiação, sem que o cone retorne à sua posição correta.
- Verificar a independência das câmaras monitoras e do temporizador.
- Verificar os mecanismos de alarme: de maneira conjunta com o engenheiro de manutenção podem ser feitos alguns controles provocando situações de maneira a verificar o funcionamento do sistema

de alarme. Esta tarefa deve ser realizada durante uma parada programada do equipamento.

D.2. Testes Mecânicos

D.2.1. Telêmetro

As leituras de distâncias devem ser claras e dentro da tolerância especificada no intervalo de uso (em geral $DFI \pm 20\text{cm}$).

Procedimento: Ver apêndices C.2.2. e C.2.3.

D.2.2. Horizontalidade e Verticalidade da Mesa

Ver apêndice C.2.4.

D.2.3. Centralização do Reticulado com o Feixe Luminoso e de Radiação

Ver apêndice C.2.5.

D.2.4. Posição do Isocentro Mecânico

Ver apêndice C.2.10.

Outro procedimento pode ser o seguinte: fixa-se um lápis com ponta comprida e bem afiada (ou uma vara de ferro delgada, com diâmetro $\cong 5\text{mm}$ e 10cm de comprimento, com ponta comprida e afiada), em um extremo ou em uma borda da mesa, retirando a malha. Com a estativa em posição vertical, faz-se coincidir a projeção da ponta do lápis com a projeção do reticulado (coloca-se uma cartolina ou plástico alvo para ver as projeções). Gira-se a estativa à posição horizontal e acomoda-se o lápis com a projeção do reticulado. Deve-se encontrar uma posição intermediária para o lápis, de maneira que rodando a estativa nas quatro posições (as duas verticais e as duas horizontais) a

diferença entre as projeções do reticulado e do lápis sejam menores que a tolerância especificada. Controlar se nesta posição do lápis o telêmetro indica a DFI correspondente.

D.2.5. Indicadores de Tamanhos do Campo

Ver apêndice C.2.8.

D.2.6. Limitadores do Feixe de Elétrons

Os limitadores do feixe de elétrons devem ficar fixos de maneira que o campo luminoso seja simétrico.

Procedimento: Com a estativa em posição vertical, posicionar sucessivamente para os distintos cones em uso. Colocar sobre a mesa papel milimetrado à DFI e medir as distâncias desde a cruz até os lados do campo.

D.2.7. Coincidência de Campo Luminoso e de Radiação

Ver Apêndice C.2.6.

Um procedimento mais específico é descrito abaixo:

Procedimento: colocar a estativa em posição vertical, posicionar um filme para raios-X em cima da mesa (por uma bandeja de acrílico sobre a malha e, sobre ela, o filme), à DFI. Selecionar um tamanho de campo (sugerido: $15\text{cm} \times 10\text{cm}$). Marcar com uma agulha as quatro bordas e marcar também duas orientações, assim como a angulação do colimador, para poder reconhecer logo a posição da placa e a direção da possível assimetria. Expor o filme. Uma vez revelado, unir os pontos marcados com agulha (correspondente ao campo luminoso), estabelecer as diferenças com

o feixe radiante mediante densitometria, identificando a linha de 50% de dose. Identificar o filme escrevendo com tinta indelével a data, o equipamento e a energia. Arquivar o filme.

Correspondência Radiante entre Campos Paralelos e Opostos

É recomendado que a diferença entre as bordas de dois campos opostos e paralelos seja $\leq 2\text{mm}$.

Procedimento: colocar a estativa em posição vertical, pôr um filme para raios-X em cima da mesa (colocar uma bandeja de acrílico sobre a malha e, sobre ela, o filme), à DFI. Selecionar um tamanho de campo (sugerido: 15cm x 10cm). Colocar uma bandeja (no porta bandejas do equipamento) com um chumbo de maneira que cubra a metade do campo. Expor o filme. Girar a estativa 180°, expor o filme mas com o chumbo cobrindo a outra metade do campo. Examinar a diferença e comparar com a tolerância especificada.

D.2.8. Posição do Isocentro de Radiação

Ver Apêndice C.2.12.

D.2.9. Posição dos Lasers

Ver Apêndice C.2.13.

D.2.10. Escalas da Mesa

Ver Apêndice C.2.14.

D.3. Testes Dosimétricos

D.3.1. Constância da Dose de Referência

É recomendado que diariamente o técnico em radioterapia verifique a constância da dose de

referência para as qualidades dos feixes de fótons, assim como para uma energia de elétrons, de maneira que todas as qualidades de elétrons sejam verificadas no curso da semana.

Mensalmente, o físico médico deve verificar esta constância para todas as qualidades de fótons e elétrons, empregando para isto um sistema de medida mais preciso que o usado nos testes diários, assim como os protocolos de calibração da AIEA (35, 36). É recomendado também a implementação dos cálculos computadorizados a fim de minimizar os erros de cálculo e de interpolação dos dados necessários¹⁴.

D.3.2. Feixes de Fótons

D.3.2.1. Constância de Planura e Simetria

Ver Apêndice C.3.3.

D.3.2.2. Constância da Qualidade do Feixe

O índice de qualidade do feixe de fótons, J_{20}/J_{10} , deve permanecer dentro do percentual de tolerância especificado em relação ao valor determinado como de referência inicial.

Procedimento: pode-se realizar as leituras em água, a 10 e 20 cm de profundidade mantendo a DFS constante para um campo de referência (10cm x 10cm a DFS=DFI), com uma câmara de ionização. A relação deve coincidir com a relação de $PDD_{20,10}$ obtido durante o comissionamento do equipamento.

¹⁴ Por exemplo, podem ser utilizadas as planilhas de cálculo desenvolvidas pela Seção de Dosimetria e Física Médica da AIEA. Estas são uma implementação computadorizada dos Formulários dos Protocolos TRS-277 (incluindo as variações recomendadas em sua 2ª edição, 1997) e TRS-381.

D.3.2.3. Controle de Câmaras Monitoras

Constância do Fator de Calibração da Câmara Monitora: a relação entre as unidades da câmara monitora e a dose deve ser estável dentro de 2%.

Procedimento: estabelecer uma referência para cada feixe de fótons, verificar sua constância no tempo.

Por Exemplo: $L^* = \langle L \rangle \rho_{TP}$

Onde $\langle L \rangle$ é a leitura média proveniente de um eletrômetro quando a câmara é colocada a 5cm de profundidade em um fantoma de água, tamanho de campo 10cmx10cm, DFS=100 cm, e P_{TP} é a correção por pressão e temperatura. Para cada tipo de feixe este produto é proporcional à dose absorvida. Para efeitos de quantificar as flutuações, deve-se tomar como referência, para cada energia, o valor de dose absorvida nas mesmas condições, fazendo uso da calibração do equipamento, dividindo este valor por $N_{D,air}, S_{w,air}, P_{wall}^{15}$, ou seja:

$$REF = D_w / (N_{D,air} S_{w,air} P_{wall})$$

Estes valores, denominados de referência, devem estar registrados juntamente com as características do dosímetro empregado.

Reprodutibilidade: a dispersão relativa ($\sigma/\langle L \rangle$) das leituras tomadas com o dosímetro deve ser $\leq 0,5\%$.

Procedimento: pode-se considerar a dispersão das leituras registradas no ponto anterior.

Linearidade: a relação entre a unidade monitor (UM) e a leitura média do dosímetro ($\langle L \rangle$) deve ser

linear.

Procedimento: seguir o recomendado no parágrafo C.3.1., usando a mesma configuração anterior, variando a unidade monitor, no intervalo de uso.

Dependência com a Taxa de Dose: a resposta da câmara monitora deve ser independente da taxa de dose usada ($\leq 1\%$); caso contrário, a câmara monitora deverá ser calibrada para cada taxa de dose que se utilize.

D.3.2.4. Fatores de Campo

A verificação dos fatores de campo deve ser realizada seguindo o mesmo procedimento empregado durante o comissionamento da unidade; é recomendado que sejam medidos em fantoma, à profundidade de referência e para vários campos que englobem o intervalo de uso (por exemplo, 5x5, 10x10, 20x20 e 30cmx30cm). Para campos quadrados de lado ≤ 5 cm, devem ser empregadas câmaras de pequeno volume (0,02-0,03 cm³).

É recomendado revisar também os fatores de dispersão no colimador (F_{col}) e no fantoma (NPSF), comparando-os com os valores obtidos durante o comissionamento da unidade.

D.3.2.5. Verificação de fatores filtros

Os fatores de cada filtro devem ser verificados e a diferença relativa em relação ao valor de referência deve ser menor que a tolerância especificada.

Procedimento: ver Apêndice C.3.5.

D.3.2.6. Verificação de Fatores Bandeja

Os fatores de atenuação para cada bandeja devem ser verificados e a diferença relativa em relação ao valor de referência deve ser menor que a tolerância especificada.

Procedimento: ver Apêndice C.3.5.

D.3.2.7. Parâmetros sobre o Eixo do Feixe. Perfis de Campos

Os fatores PDD, TMR ou TPR devem ser revisados, comparando-os com seus valores obtidos durante o comissionamento da unidade. A verificação deve ser realizada seguindo o mesmo procedimento empregado durante o comissionamento da unidade. É recomendado que sejam medidos para vários campos de uso (por exemplo, 5x5, 10x10, 20x20 e 30 x 30)cm². Para campos quadrados de lado ≤ 5 cm, devem ser empregadas câmaras de pequeno volume (0,1-0,3 cm³).

No caso do PDD, é recomendado seguir o mesmo procedimento utilizado para determiná-lo, selecionando para isto três tamanhos de campo que cubram os valores utilizados e duas profundidades. Sugestão: 5x5, 10x10, 20x20 cm². As profundidades devem ser selecionadas de acordo com a qualidade do feixe, mas em geral podem ser usadas 5cm e 10cm. Se não for coletada a informação mediante uma varredura em profundidade, o PDD pode ser verificado da seguinte maneira: tomar quocientes de leituras a duas profundidades para diferentes tamanhos de campo e comparar este quociente com os quocientes dos PDD tabelados à DFS correspondente.

Perfis em Profundidade:

Estas medidas devem ser realizadas geralmente em função das exigências ou necessidades de dados de entrada do sistema de planejamento computadorizado disponível, durante o processo de comissionamento da unidade. Para isto é recomendável empregar um fantoma rastreador automatizado (*beam analyzer*).

D.3.3. Feixes de Elétrons

D.3.3.1. Constância de Planura e Simetria

Ver Apêndice C.3.3.

D.3.3.2. Constância da Qualidade do Feixe

A verificação do índice de qualidade do feixe de elétrons deve ser realizado seguindo o mesmo procedimento empregado durante o comissionamento da unidade.

Para verificar a constância da qualidade dos feixes de elétrons, pode-se proceder da seguinte maneira: medir o quociente de ionizações (J_1 e J_2) em duas profundidades diferentes: J_1 à profundidade de dose máxima e J_2 a uma profundidade correspondente a 50% aproximadamente ($\pm 10\%$) do máximo. As variações do quociente J_2/J_1 devem estar dentro de 4% dos valores estabelecidos durante o comissionamento da unidade. Para efeito de realizar verificações periódicas, por simplicidade estas medidas podem ser realizadas em plásticos (em capas). Para isto é necessário estabelecer uma correspondência com os valores de J_2/J_1 medidos em água quando se realizou o comissionamento, determinando um valor de referência para J_2/J_1 medido em plástico. Daí por diante, controla-se o quociente em plástico correspondendo-o com a referência estabelecida.

D.3.3.3. Constância do Fator de Calibração da Câmara Monitora

Aplicar o procedimento descrito para fótons no Apêndice D.3.2.3.

D.4. FORMULÁRIO PARA O CONTROLE DIÁRIO DO ACELERADOR

Equipamento: _____

Teste ^a	Dia														
Segurança	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Teste de luzes do console															
Luzes na porta															
Luzes de irradiação no console															
Sistemas de visualização															
Sistema de parada de Emergência	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Porta															
Console															
Sistema anti-colisão															
Programação	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Interrupção por UM															
Verificação de câmaras monitoras															
Mecânicos															
Movimento da estativa															
Movimento do colimador															
Movimento do cabeçote															
Movimentos da mesa															
Telêmetro															
Lasers															
Tamanho de campo															
Centro do reticulado															
Dosimétricos															
Cta. Fótons _____ MV															
Cta. Fótons _____ MV															
Cta. Elétrons _____ MeV															
Cta. Elétrons _____ MeV															
Cta. Elétrons _____ MeV															
Cta. Elétrons _____ MeV															
Realizado por (iniciais do Técnico):															
Revisado por (iniciais do Físico) ^b:															
Observações:															

^a Em todos os casos colocar S quando tudo funciona corretamente ou esta em tolerância. Em controles dosimétricos, anotar o valor correspondente e entre parênteses o % de diferença com a referência estabelecida.

^b Semanalmente, ou quando se relatam problemas

D.5. FORMULÁRIO PARA O CONTROLE MENSAL DO ACELERADOR

EQUIPAMENTO: _____
/_____.

DATA: ____/____/____

• SEGURANÇA

1. Controle de códigos de cones :

Cone	Código
cmxcm	
6×6	-----
10×10	-----
15×15	-----
20×20	-----
25×25	-----

2. Controle de códigos de filtros:

Filtro	Posição
15°	IN
	OUT
30°	IN
	OUT
45°	IN
	OUT
60°	IN
	OUT

Observações: _____

• ASPECTOS MECÂNICOS:

1. Indicadores angulares da estativa:

Nível	Indicador luminoso console	Indicador luminoso equipamento	Indicador mecânico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares do colimador:

Nível	Indicador luminoso console	Indicador luminoso equipamento	Indicador mecânico
0°			
90°			
-90° (270°)			

Continua na próxima página

3. Isocentro mecânico:

diâmetro: ____ mm

4. Centro do reticulado:

deslocamento: ____ mm

5. Coincidência de bordas do campo:

deslocamento: ____ mm

6. Tamanhos de campo:

Campo [cm×cm] (nominal)	Indicador equipamento		Indicador console		Medida	
	comprimento	largura	comprimento	largura	comprimento	largura
5×5						
10×10						
15×15						
20×20						
30×30						

7. Verticalidade da mesa:

intervalo: _____

deslocamento: ____ mm

8. Isocentro de mesa:

deslocamento: ____ mm

9. Telêmetro:

intervalo: _____

deslocamento: ____ mm

10. Coincidência de campo de luz-radiação:

w50% (FWHM) : _____ mm

diferença: ____ mm

deslocamento do centro do campo: ____ mm

11. Coincidência do ponteiro mecânico com o telêmetro ótico:

diferença: ____ mm

12. Laser sagital: _____

13. Laser lateral (270°): _____

Laser lateral (90°): _____

Observações: _____

Continua na próxima página

• DOSIMÉTRICOS:

FEIXES DE FÓTONS

- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ % ¹⁶
 Qualidade (PDD 20/10): _____ % ¹⁶
 Simetria: _____ % _____ % ¹⁷
 Planura: _____ % _____ % ¹⁷
- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ % ¹⁶
 Qualidade (PDD 20/10): _____ % ¹⁶
 Simetria: _____ % _____ % ¹⁷
 Planura: _____ % _____ % ¹⁷

FEIXES DE ELÉTRONS

- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ %
 Qualidade ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
 Simetria: _____ % _____ %
 Planura: _____ % _____ %
- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ %
 Qualidade ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
 Simetria: _____ % _____ %
 Planura: _____ % _____ %
- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ %
 Qualidade ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
 Simetria: _____ % _____ %
 Planura: _____ % _____ %
- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ %
 Qualidade ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
 Simetria: _____ % _____ %
 Planura: _____ % _____ %
- Energia Nominal: _____
 Dose de Referência Medida: _____ Gy/UM _____ %
 Qualidade ($J_2/J_1 =$ _____): _____ %
 Simetria: _____ % _____ %
 Planura: _____ % _____ %

(Nota: Repetir para cada energia disponível de elétrons)

¹⁶Variação relativa em relação ao valor de referência

¹⁷Variação absoluta em relação ao valor de referência

D.6. Formulário para o Controle ANUAL do Acelerador

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____.

- SEGURANÇA

1. Travas (de acordo com as especificações do fabricante, controlar os sistemas de advertências, limites para alarme, etc.):

- ASPECTOS MECÂNICOS

- | | |
|---|------------------------|
| 1. Rotação do colimador | diâmetro: _____ mm |
| 2. Rotação da estativa | diâmetro: _____ mm |
| 3. Rotação da mesa | diâmetro: _____ mm |
| 4. Coincidência dos três eixos de rotação | diâmetro: _____ mm |
| 5. Verticalidade da mesa | deslocamento: _____ mm |

- ASPECTOS DOSIMÉTRICOS:

1. Isocentro de radiação

- | | |
|---|------------------------|
| Rotação do colimador, garras superiores fechadas | diâmetro: _____ mm |
| Rotação do colimador, garras inferiores fechadas | diâmetro: _____ mm |
| Rotação da estativa | diâmetro: _____ mm |
| Rotação da mesa | diâmetro: _____ mm |
| Coincidência entre isocentro de radiação e mecânico | deslocamento: _____ mm |

2. Fatores de campo:

a) Fótons: _____ MV

Tamanho cm x cm	Fator de Campo	Discrep. [%]
5 x 5		
15 x 15		
20 x 20		
30 x 30		

b) Fótons: _____ MV

Tamanho cm x cm	Fator de Campo	Discrep. [%]
5 x 5		
15 x 15		
20 x 20		
30 x 30		

c) Elétrons:

Tamanho cm x cm	Fator de Cone									
	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a	___ MeV	% ^a
4 x 4										
6 x 6										
15 x 15										
20 x 20										
25 x 25										

^a Expressar aqui as discrepâncias do parâmetro medido em relação a seu valor no estado de referência inicial

Continua na próxima página

3. Fatores de transmissão de acessórios:

a) Filtros:

	Fator Filtro	Discrep. %
Filtro		

b) Bandejas porta-blocos:

	Fator Bandeja	Discrep. %
Bandeja		

4. Fatores sobre o eixo

a) Fótons: _____ MV

Campo→ Prof	PDD						TMR (TPR)					
	10×10	% ^a	15×15	% ^a	20×20	% ^a	10×10	% ^a	15×15	% ^a	20×20	% ^a
5 cm												
10 cm												
20 cm												

Nota: Repetir para todas as qualidades de fótons

5. Constância da dose de referência e parâmetros fora do eixo (simetria e planura) com o ângulo da estativa.

a) Estativa em posição vertical e para baixo (0).

	Fótons			Elétrons		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV	
Dose de Referência	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	
Simetria:	____%	____%	____%	____%	____%	
Planura:	____%	____%	____%	____%	____%	

(Nota: Repetir a tabela anterior para 90°, 180° e 270° da estativa)

6. Controle das câmaras monitoras

	Fótons			Elétrons		
	MV	MV	MeV	MeV	MeV	
Fator de calibração	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	____ (____%)	
Reprodutibilidade	____%	____%	____%	____%	____%	
Linearidade	____%	____%	____%	____%	____%	
Varição com taxa:						
Taxa mínima	____% ^a					
Taxa usual						
Taxa máxima	____% ^a					

^a Variação relativa da resposta das câmaras monitoras em relação à taxa de dose usual

Realizado por: _____

APÊNDICE E: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DOS SIMULADORES DE TRATAMENTOS

E.1. Testes dos Sistemas de Segurança

E.1.1. Luzes de Advertência

Verificar se as luzes correspondentes no controle do equipamento e da porta de acesso à sala funcionam adequadamente ao emitir ou interromper a irradiação, tanto para radiografia como para fluoroscopia.

E.1.2. Interruptor de Radiação na Porta de Acesso à Sala

Verificar se o equipamento não emite raios-X se a porta estiver aberta e se há interrupção da radiação ao abrir a porta.

E.1.3. Interruptores de Emergência

- Verificar se todos os movimentos do simulador desativam-se ao acionar-se o interruptor de emergência do controle manual de movimentos.
- Verificar se os movimentos da mesa desativam-se ao acionar-se o interruptor de emergência posicionado na mesa de simulação.
- Verificar se todos os movimentos do simulador desativam-se ao acionar-se o interruptor de emergência do controle principal do simulador.

E.1.4. Sistemas Anti-Colisão

Os sistemas anti-colisão normalmente se encontram localizados:

- No cabeçote da unidade

- Na bandeja para proteções
- No porta chassis
- Na base do intensificador de imagem

Verificar se qualquer movimento da unidade se interrompe quando se aciona manualmente cada um destes interruptores. Em alguns simuladores o movimento horizontal da mesa permanece livre.

E.2. Testes Mecânicos

Diariamente o técnico do simulador deve realizar uma série de controles mecânicos, tal como foram descritos no Apêndice C.2. A seguir são descritos os testes mecânicos que devem ser realizados pelo físico médico na referida unidade.

E.2.1. Verificação dos Indicadores Angulares

Ver Apêndice C.2.1.

E.2.2. Telêmetro

Deve ser comprovada a estabilidade do suporte da luz do telêmetro luminoso. A imagem definida pela luz do ponteiro luminoso deve ser nítida. É essencial que o fabricante proporcione o dado da distância da fonte à parte exterior do diafragma; com a ajuda de uma fita métrica pode ser medida esta distância determinando assim o plano para o qual se quer conhecer a DFS.

As leituras de distâncias devem ser verificadas para o intervalo de uso (de acordo com as especificações do fabricante). Para isto veja o Apêndice C.2.2.

E.2.3. Distâncias Foco-Isocentro (DFI)

Colocar a estativa de rotação na posição DFI=100cm (segundo o indicador mecânico e/ou eletrônico), e confirmar que, à distância especificada pelo fabricante, se encontra o isocentro do equipamento. Nesta posição, o telêmetro deve indicar 100cm. Baixando a estativa 20cm (verificar a escala mecânica na estativa com uma fita milimetrada, comprovando se a indicação dos 80cm se encontra a 20cm da correspondente a 100cm); controlar o indicador eletrônico para que corresponda a 80cm. O telêmetro nesta posição deve indicar 80. Logo após verifica-se a linearidade do telêmetro, de acordo com a descrição do Apêndice C.2.2., para ambas as distâncias foco-isocentro.

E.2.4. Horizontalidade e Deslocamento Vertical da Mesa

Ver Apêndice C.2.4.

E.2.5. Tamanho do Campo Luminoso

Proceder como descrito no Apêndice C.2.8., controlando a correspondência entre os indicadores mecânicos e/ou luminosos, e o tamanho de campo do feixe de luz, tanto com a estativa colocada a 100 cm como a 80 cm ¹⁸.

E.2.6 Centro do Reticulado

Proceder como no Apêndice C.2.5.

E.2.7. Coincidência de Campo Luminoso e de Radiação

Colocar a estativa do simulador em posição vertical à DFI=100cm, posicionar um filme para raios-X em cima da mesa, à

DFS=100cm. Selecionar um tamanho de campo (sugerido: 10cmx10cm). Marcar com uma agulha as quatro bordas e marcar também duas orientações para reconhecer logo a posição do filme. Expor o filme. Uma vez revelado, unir os pontos marcados com a agulha (correspondente ao campo de luz), estabelecer as diferenças com o feixe de radiação. Repetir o procedimento para DFI=100 cm e DFS=100 cm. Identificar os filmes escrevendo com tinta indelevel as datas e equipamento. Arquivar os filmes.

Também pode ser verificada mediante fluoroscopia, empregando para isto um dispositivo (lâmina de plástico) com marcadores radiopacos indicando o centro e as bordas do campo de referência; ou simplesmente por marcadores radiopacos (esferas de chumbo de pequeno diâmetro) aderidas a uma folha de papel onde previamente se tenha desenhado o campo luminoso que se deseja controlar e seu centro. O marcador central controla por radioscopia o isocentro radiante: rodando o colimador, a estativa e a mesa.

Em ambos os casos se aplicam as mesmas tolerâncias especificadas ao efeito.

¹⁸ Se os tamanhos de campo estão definidos com arames, é necessário verificar se em qualquer posição da estativa estes conservam sua posição.

E.2.8. Distância Foco-Filme

Gira-se a mesa, de tal forma que o campo de luz e a escala do telêmetro ótico incidam sobre a superfície do intensificador de imagem. Colocando uma DFI=100 cm, se procede a leitura da distância foco-filme registrada pelos indicadores (mecânicos e/ou eletrônicos) do simulador, assim como a distância projetada pelo telêmetro sobre a superfície da grade do intensificador de imagem. A distância registrada pelo monitor deverá ser igual à marcada pelo telêmetro somada à distância da superfície da grade ao filme (este dado deverá estar nas especificações do simulador).

Repetir o procedimento para DFI=80 cm.

E.3. Testes Radiográficos

E.3.1. Reprodutibilidade e Constância da Taxa de Exposição (Radiografia)

O propósito deste teste é verificar se a exposição no modo de radiografia permanece constante para repetidos disparos que se fazem com os mesmos fatores de kV, mA e tempo.

Procedimento:

- 1-Coloque uma câmara de ionização¹⁹ na parte superior da mesa a uma DFS de 100cm.
- 2-Coloque um campo de 12cmx 12cm, centrando a parte ativa da câmara de ionização com o centro do campo luminoso.
- 3-Selezione 60 kV e 125 mAs no controle do equipamento.
- 4-Faça 3 exposições e calcule a média das leituras.
- 5-Cada leitura individual não deverá ter um desvio da média maior que 5%.
- 6-Repita os passos 3 a 5 para as

técnicas de 90 kV com 40 mAs e 125 kV com 125 mAs.

É recomendável que a média da taxa de exposição em cada caso não ultrapasse $\pm 5\%$ do valor obtido para o estado de referência inicial do equipamento

E.3.2. Constância da Taxa de Exposição (Fluoroscopia)

É recomendado que no modo de fluoroscopia não se exceda uma taxa de exposição de 10R/min. para qualquer técnica. Para verificar isto é conveniente dispor-se dos seguintes acessórios:

- 10 lâminas de alumínio com aproximadamente 6 mm de espessura cada uma;
- 1 lâmina de chumbo com 3 mm de espessura;
- dispositivo para medir resolução.

Procedimento:

- 1-Coloque uma câmara de ionização para raios-X a uma DFS de 85cm, com retrodispersão. Selezione no eletrômetro o modo de taxa e a escala adequada.
- 2.Escolha um tamanho de campo que cubra uniformemente a área ativa da câmara, mas que não seja muito maior, e centralize-a com o feixe luminoso.
- 3-Coloque o dispositivo para medir resolução do feixe sobre a mesa a uma DFS= 100cm.
- 4-Opere o simulador na forma de Controle Automático de "Intensidade" (brilho) e com o maior ganho.

¹⁹ Pode-se empregar uma câmara de ionização plana (placas paralelas) e fantoma para Raios-X, como a descrita no apêndice B.1.

5 - Inicie a exposição com fluoroscopia e observe a resolução. Deixe estabilizar o equipamento de medida por 10 seg. Anote a taxa de exposição, kV e mA. Reinicialize o equipamento de medida depois de cada leitura.

6 - Coloque 2 folhas de alumínio sobre o dispositivo para medir resolução e repita o passo 5.

7 - Repita o passo 6 com o resto das lâminas, de duas em duas (4, 6, 8 e 10 lâminas).

A imagem deve manter a mesma intensidade independentemente da espessura colocada. Anote para cada caso a taxa de exposição.

8 - Repita o passo 6 com uma lâmina de 3 mm de Pb; não deverá ser observada nenhuma imagem. Anote a taxa de dose.

9 - Se a taxa de exposição nos pontos 5, 6 ou 7 superar 100 mGy/min, o equipamento não deve ser utilizado clinicamente e é sugerido uma revisão para encontrar a causa do problema.

E.3.3. Resolução em Fluoroscopia

Uma característica importante do sistema de fluoroscopia é sua resolução, para a qual se utiliza um equipamento que tem 8 malhas de cobre numeradas, de diferentes espessuras. A resolução é avaliada em termos da malha menor que se possa distinguir na imagem.

Procedimento:

1- Coloque o sistema sobre a superfície do intensificador de imagem.

2 - Opere o simulador no modo de fluoroscopia e com intensificação de imagem normal (9") no mínimo kV e aproximadamente 1 mA.

3 - Meça a resolução em termos da malha mais fina que se possa distinguir na imagem e registre esta leitura nos dados de resolução do sistema.

A medida deve ser realizada cada vez que se instale um novo sistema de fluoroscopia para ter uma base de comparação do sistema, assim como para comparar diferentes equipamentos do departamento.

4 - Se houver perda de resolução, deverá ser contactado o serviço de manutenção para encontrar a causa e realizar os ajustes necessários.

E.4. Formulário para o Controle DIÁRIO do Simulador

Equipamento: _____

Dia

Teste ^a															
Segurança	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Luzes nas portas															
Luzes de irradiação no console															
Sistemas de visualização															
Sistema de parada de Emergência	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Porta															
Console															
Sistema anti-colisão															
Mecânicos															
Movimentos da estativa															
Movimentos do colimador															
Movimentos do cabeçote															
Movimentos da mesa															
Telêmetro															
Lasers															
Tamanho de campo															
Centro do reticulado															
Realizado por (iniciais do Técnico)															
Revisado por (iniciais do Físico)^b															
Observações															

^a Em todos os casos colocar S quando tudo funciona corretamente ou está em tolerância.

^b O físico realizará semanalmente esses testes ou quando se relatam problemas.

E.5. Formulário para o Controle MENSAL do Simulador

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____

• ASPECTOS MECÂNICOS:

1. Indicadores angulares da estativa:

Nível	Indicador luminoso console	Indicador luminoso equipamento	Indicador mecânico
0°			
90°			
180°			
270°			

2. Indicadores angulares do colimador:

Nível	Indicador luminoso console	Indicador luminoso equipamento	Indicador mecânico
0°			
90°			
-90° (270°)			

3. Centro do reticulado:

deslocamento: ____ mm

4. Isocentro mecânico:

diâmetro: ____ mm

5. Telêmetro:

intervalo: _____ deslocamento: ____ mm

6. Indicador Distância Foco-Isocentro

DFI (nominal)	Mecânico	Eletrônico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

7. Indicador Distância Foco-Filme:

DFI	Mecânico	Eletrônico
100 cm	_____	_____
80 cm	_____	_____

8. Lasers:

Laser sagital: ____ Laser lateral (270°): ____ Laser lateral (90°): ____

Continua na próxima página

9. Intensidade de luz do campo:

10. Paralelismo e ortogonalidade do campo luminoso:
diferença entre diagonais: _____%

11. Verticalidade do feixe luminoso:
deslocamento: _____ mm

12. Tamanhos de campo:

Campo Nominal [cm×cm]	Indicador equipamento	Indicador console	Medida
	comprimento largura	comprimento largura	comprimento largura
5×5			
10×10			
15×15			
20×20			
30×30			

13. Escalas da mesa:

Escala Vertical: _____ mm Escala lateral: _____ mm Escala longitudinal: _____ mm
Escala Angular : < _____ °.

14. Horizontalidade da mesa:
deslocamento: _____ mm

15. Verticalidade de mesa:
intervalo: _____ deslocamento: _____ mm

16. Trava e centro de bandejas:

17. Qualidade da imagem fluoroscópica

18. Coincidência de campo de luz-radiação:

w50% (FWHM) : _____ mm diferença: _____ mm
deslocamento do centro do campo: _____ mm

Observações: _____

Realizado por: _____

E.6. Formulário para o Controle ANUAL do Simulador

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____ .

- ASPECTOS MECÂNICOS

- | | |
|---|------------------------|
| 1. Rotação do colimador | diâmetro: _____ mm |
| 2. Rotação do estativa | diâmetro: _____ mm |
| 3. Rotação da mesa | diâmetro: _____ mm |
| 4. Coincidência dos três eixos de rotação | diâmetro: _____ mm |
| 5. Verticalidade da mesa | deslocamento: _____ mm |

- ASPECTOS RADIOGRÁFICOS:

1. Taxa de exposição (radiografia): _____.
2. Taxa de exposição (fluoroscopia): _____.
3. Calibração de kV e mAs: _____.
4. Resolução de alto e baixo contraste: _____.

Observações: _____

Realizado por: _____

APÊNDICE F: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE RAIOS-X DE BAIXA E MÉDIA ENERGIA

F.1. Inspeção Física da Instalação

Este teste consiste em uma inspeção visual do equipamento. Com ela se comprova diariamente se todos os indicadores do painel de comando, o dispositivo de trava da instalação e os movimentos e freios do suporte e do tubo de raios-X funcionam corretamente. Também deve-se realizar uma inspeção dos cabos de alta voltagem e sua proteção. Deve-se verificar também o funcionamento correto do sistema intercambiável de filtros de maneira que cumpra seu objetivo de evitar erros na seleção do filtro e seu alinhamento, uma vez colocado no porta-filtros da janela de saída do tubo de raios-X. Igualmente, é importante inspecionar o funcionamento adequado do sistema de colocação de cones, assim como se a comunicação audiovisual com o paciente não apresenta problemas.

É recomendado que as comprovações mecânicas do equipamento que impliquem em medidas dosimétricas sejam realizadas anualmente.

- **Objetivo:** comprovar se todos os sistemas e acessórios componentes do equipamento se encontram em bom estado, se os movimentos mecânicos e freios do equipamento e de seus dispositivos associados se encontram funcionando corretamente, assim como se os indicadores de comando do equipamento operam adequadamente.

- **Freqüência:** diária, antes do início do trabalho

- **Equipamentos e acessórios:** régua graduada

- **Profissional encarregado:** técnico em radioterapia

- **Procedimento:**

1. Familiarize-se com o equipamento submetido a teste, seus controles e comandos. Realize a inspeção visual da instalação, examinando exteriormente o estado de todos os acessórios do equipamento (suporte do tubo de raios-X, console do gerador, gabinetes do equipamento, condições externas dos cabos de alta voltagem, mesa do paciente, etc.)

2. Verifique a estabilidade do equipamento em posição livre e imóvel, o correto funcionamento mecânico do sistema de posicionamento de cones, a comprovação dos movimentos e freios do suporte do tubo de raios-X e da mesa. Se o equipamento é avaliado pela primeira vez comprove a indicação externa da localização do ponto focal

3. Comprove nos indicadores do painel do gerador como está: o funcionamento do indicador de exposição e os indicadores de parâmetros eletrotécnicos (potencial, corrente, tempo de exposição ou combinação corrente-tempo).

4. Verifique o estado do sistema de filtros:

- Revise o estado físico dos filtros e as características de sua localização no cabeçote.

- Revise seu sistema de identificação e a correspondente informação no console de controle.

- Revise o funcionamento do sistema de seleção de filtros e a resposta do sistema ante a colocação de um filtro equivocado.

- Deve-se enfatizar a necessidade da segurança operativa no caso de uma deficiência na segurança intrínseca, o que é muito comum neste tipo de equipamentos.

5. Verifique o estado dos cones de tratamento:

- Revise todos os cones ou aplicadores utilizados no tratamento de pacientes prestando atenção especial a seu estado físico, correta posição e estabilidade no tubo ou cabeçote.

- Atente à identificação dos cones e sua correspondência com a indicação no console de controle.

- Verifique se os mecanismos de interrupção de raios-X funcionam na falta do cone selecionado ou ao colocar outro diferente deste. Neste ponto deve-se enfatizar a necessidade da segurança operativa se não houver segurança intrínseca.

6. Comprove o correto funcionamento do dispositivo de trava da porta da instalação e o funcionamento da sinalização de "irradiando".

7. Comprove que tanto o painel de comando, como o paciente podem ser visualizados durante o tratamento.

• **Interpretação:** qualquer anormalidade detectada deve ser informada e solucionada antes de começar o trabalho. No caso de poder ser corrigida, informar o físico responsável pelo Controle da Qualidade da instalação. Solicitar os serviços técnicos especializados para sua correção.

• **Tolerâncias:** todos os movimentos e freios do equipamento devem funcionar corretamente, assim como os controles e indicadores do painel de comando do equipamento.

F.2. Segurança Elétrica

Nestes aspectos, como se trata do campo de trabalho de outros profissionais, engenheiros elétricos ou de manutenção, a inspeção não deve ser invasiva e deve dar atenção a aspectos óbvios da instalação, tais como:

- Cabos: verificar se estão em boas condições de integridade, e se não há isolantes deteriorados nem conectores em más condições.

- Verificar se há uma boa conexão à terra.

- Verificar se o sistema de refrigeração funciona e se há fluído refrigerante em qualidade e quantidade adequadas e se não existe fuga. Este ponto é particularmente importante já que ao se proceder à calibração, estes tubos são exigidos acima do que é habitual em uso terapêutico e, freqüentemente, deve-se interromper o trabalho para permitir seu resfriamento.

F.2.1. Avaliação do Circuito Protetor de Sobrecarga do Tubo

A comprovação do correto funcionamento deste circuito impede uma sobrecarga de potência do tubo e suas conseqüências, preservando a vida útil do equipamento.

Este teste deve ser realizado seguindo estritamente as indicações do fabricante que constam do manual do tubo e observando as medidas de segurança pertinentes. No entanto, descreve-se a seguir um teste como guia para esta avaliação.

• **Objetivo:** assegurar o funcionamento correto do circuito protetor de sobrecarga do tubo e que portanto o tubo não será danificado por acidentes deste tipo.

• **Freqüência:** anual. Ao início ou posterior a variações ou reparações que possam afetar este circuito.

• **Equipamentos e acessórios:** carta técnica do tubo.

• **Profissional encarregado:** físico médico.

• **Procedimento:**

1. Selecione um tempo de exposição de 5s aproximadamente para o mínimo valor de corrente de uso clínico.

2. Incremente os possíveis valores de potencial (kV), desde o valor mínimo até o máximo do gerador, determine a corrente máxima do tubo para a qual é possível a exposição. Isto é feito

incrementando o mA até que o indicador de sobrecarga ou o bloqueio de exposição aconteça. O valor de mA imediatamente inferior à condição de bloqueio é a corrente máxima permitida do tubo. Anote o valor desta corrente. Alternativamente o teste pode ser realizado apenas para os valores nominais de potencial de uso clínico

3. Selecione 10s e repita o passo 2.

4. Selecione 1 min. e repita o passo 2.

5. Selecione o máximo tempo possível e repita o passo 2.

• **Interpretação:** dos dados da carta técnica do tubo, determine a Corrente Máxima Tolerável do Tubo (CMTT) para cada tamanho do ponto focal, kV e combinação de tempos selecionada no teste. Dos resultados do teste determine a Corrente Máxima Permitida pelo Tubo (CMPT). Este valor não deve exceder a CMTT. Devido às possibilidades de desenho do equipamento, CMPT pode ser até 30% menor que os valores de CMTT da carta técnica do tubo. Os limites de aceite atuais necessitam ser modificados em muitos casos pois a maioria dos geradores têm estações de mA discretas e ajustes de kV mais contínuos.

• **Tolerância:** relação CMPT/CMTT: entre 0,7 - 1,0

F.3. Segurança Radiológica

• **Objetivo:** comprovar se todos os sistemas relacionados com a proteção radiológica da equipe e pacientes funcionam adequadamente.

• **Frequência:** diária, antes do início do trabalho.

• **Profissional encarregado:** técnico em radioterapia.

• **Procedimento:**

1. Revisar a porta de acesso ao recinto de tratamento. Verificar a existência e bom funcionamento de algum mecanismo (microinter-

ruptores) que detenha a irradiação em caso de ser aberta, ou que impeçam a emissão de raios-X se não estiver fechada. Comprovar se tudo funciona corretamente em todas as situações possíveis.

2. Comprovar se a porta pode ser aberta manualmente por dentro e por fora do recinto de tratamento, mesmo no caso de movimento motorizado.

3. Sinais Luminosos: verificar a existência de sinais luminosos e seu correto funcionamento no console, na porta de entrada da sala de tratamento, cabeçote ou tubo etc. Deve haver pelo menos um sinal vermelho em local visível, tanto para a equipe como para o público que tenha acesso a esta área, para indicar que o tubo de raios-X está irradiando e outra verde para indicar a condição de não irradiação.

4. Interruptores Manuais: deve ser revisado o funcionamento de todos os interruptores disponíveis no equipamento para interromper a irradiação a qualquer momento, incluindo um interruptor de corte total de energia do sistema (fusíveis principais).

5. Visão do Paciente: deve ser verificado se o operador da máquina tem sempre uma boa visão do paciente. Se o sistema existente é de circuito fechado de TV deve haver um outro meio de visão alternativo no caso de falhas.

F.3.1. Medida da Radiação de Fuga

O conhecimento do nível de radiação de fuga é um requisito do desenho de um equipamento de terapia com raios-X. A necessidade de sua medida e comparação com os padrões registrados quanto a valores de taxa de Kerma no ar estão indicados na Tabela IV. Por outro lado, esta medida deve ser acompanhada por uma avaliação radiográfica completa da hermeticidade do

cabeçote do tubo, de forma tal, que se conheça o lugar exato pelo qual pode haver fuga de radiação em quantidades superiores ao valor permitido. Este teste deve ser realizado como parte do processo de aceitação do equipamento e, posteriormente, anualmente ou ante alguma suspeita de fuga do cabeçote ou uma variação do tubo.

- **Objetivo:** conhecer a taxa de Kerma no ar, produto da radiação de fuga quando o equipamento é operado em seus fatores de técnica de fuga.

- **Frequência:** inicial ou posterior a variações do tubo ou reparações que influenciem neste valor.

- **Equipamentos e acessórios:** dosímetro com câmara de ionização adequada para medida de radiação de fuga, filmes radiográficos e chassis de cartolina.

- **Profissional encarregado:** físico médico

- **Procedimento:**

1. Bloqueie a janela do cabeçote do equipamento e a abertura onde são colocados os filtros com um filtro de material absorvente de chumbo com espessura pelo menos 10 vezes maior que a camada semirredutora para o potencial e filtração dos fatores de técnica de fuga.

2. Cubra completamente o invólucro do tubo com os chassis de cartolina carregados com filmes radiográficos adequadamente identificados para conhecer a posição em que foram colocados. Anote a posição de cada filme.

3. Selecione no painel do equipamento os fatores de técnica de fuga. Isto é conseguido, selecionando para o máximo potencial de operação, o máximo valor de corrente possível para o referido potencial em modo de operação contínua.

4. Com o dosímetro, meça a taxa de Kerma no ar a uma distância

de um metro do foco do equipamento, medida sobre uma área de 100 cm² em todas as direções do cabeçote. Para equipamentos com potenciais inferiores a 50 kV, realize esta mesma operação mas a 5 cm de distância do cabeçote.

- **Interpretação:** processe os filmes da maneira habitual. Os resultados das medidas da radiação de fuga não devem superar os valores da tolerância em nenhuma direção da fonte. Em caso contrário, o equipamento não pode ser operado sob estas circunstâncias e deve ser realizada uma investigação que descubra a razão desta violação, utilizando os filmes revelados que mostrarão o lugar onde se encontra debilitada a proteção do invólucro. Informe o profissional responsável para que tomem as medidas correspondentes.

- **Tolerância:**

Equipamentos com potencial < 50 kV,

- Taxa de Kerma no Ar a 5 cm do cabeçote: < 0,30 Gy.h⁻¹.

Equipamentos com potencial entre 50-500 kV,

- Taxa de Kerma no Ar a 1 m do cabeçote: < 0,01 Gy.h⁻¹.

F.4. Comprovação do Campo de Radiação

É recomendável que a uniformidade do campo de radiação seja verificada para cada cone de tratamento em uso clínico. Não obstante, como teste rotineiro de Controle da Qualidade, aceita-se que seja investigada a caracterização do campo de radiação para um cone de referência, e na presença de alguma anomalia, investigar o restante dos cones. A caracterização mais completa do campo de radiação é alcançada mediante a realização do perfil do mesmo, seja com filme radiográfico ou mediante medidas ionométricas. Em ambos os casos, as medidas do comprimento

de cada um dos eixos, perpendicular e paralelo à direção ânodo-cátodo são suficientes, mas para a medida precisa deste parâmetro, necessita-se de um densitômetro de leitura automática ou de um sistema de exploração automático para o deslocamento da câmara. Uma avaliação alternativa pode ser o uso do filme radiográfico, e a medida da densidade ótica (DO) máxima e mínima é feita com um densitômetro convencional na direção de cada eixo, para o cálculo da planura e mais as medidas de DO em 4 pontos do filme eqüidistantes do centro do campo de radiação, para o cálculo de um índice de simetria.

- **Objetivo:** comprovar a coincidência do tamanho e forma do campo de radiação segundo o cone de tratamento. Verificar também, a homogeneidade e simetria do campo de radiação para cada cone.

- **Freqüência:** mensal ou posteriormente a alguma variação ou renovação no equipamento que possa afetar a homogeneidade e a simetria do campo de radiação.

- **Equipamentos e acessórios:** filmes radiográficos de radiodiagnóstico (preferivelmente de baixa sensibilidade ou lentos) e densitômetro de transmissão ótica.

- **Profissional encarregado:** técnico em radioterapia sob supervisão de Físico Médico.

- **Procedimento:**

1. Selecione um cone (preferivelmente de diâmetro ou lado igual ou maior que 10 cm) e coloque-o no equipamento.

2. Coloque um filme radiográfico sobre a mesa de tratamento. Assegure-se poder identificar no filme a direção ânodo-cátodo. Se o equipamento conta com localizador luminoso, delimite as bordas deste com marcadores radiopacos.

3. Selecione no painel de comando do equipamento, no caso de equipamentos abaixo de 150 kV,

um valor de potencial nominal de aproximadamente 50 kV e, se for possível, que lhe corresponda a uma filtração total próxima à empregada em radiodiagnóstico (2,5 mm Al para equipamentos > 70 kV, 1,5 mm Al para 50-70 kV e 0,5 mm Al para < 50 kV). No caso de equipamentos com potenciais nominais maiores de 150 kV, selecione o valor de potencial mínimo.

4. Selecione um valor de corrente e de tempo de exposição cujo produto resulte aproximadamente 10 mAs, de maneira que se obtenha uma densidade ótica adequada no filme. Caso contrário ajuste os parâmetros de exposição.

5. Realize a exposição do filme.

6. No caso de querer se obter um melhor contraste para a interpretação, realize uma segunda exposição, afastando o tubo do filme o suficiente para desalinhar o campo de radiação mas não o tamanho do filme utilizado, e se ainda for necessário reduza o tempo de exposição à metade do anterior.

7. Processe o filme da maneira habitual àquela que tenha sido padronizado o processamento para este teste.

8. Repita os passos 1 a 7 para cada cone em uso clínico.

- **Interpretação:** Com ajuda da régua graduada, meça as discrepâncias entre o tamanho do campo de radiação (definido pela curva do 50% de isodose em relação ao centro do campo) e o tamanho do campo que define o cone de tratamento verificado. Para um cone de tratamento de tamanho conhecido, determine a planura e simetria do campo de radiação, a partir da medida da densidade ótica do filme, em quatro pontos eqüidistantes da posição que determina o eixo central do campo de radiação, nas direções paralela e perpendicular ao eixo ânodo-cátodo, assim como no centro do campo de radiação. Calcule a planura como a razão

entre a diferença da DO_{max} e a DO_{min} (dentro da área correspondente ao 80% do FWHM do campo) e sua soma, expressa em percentual. A simetria é calculada como a média das divisões das densidades óticas dos pontos extremos avaliados em cada eixo (paralelo e perpendicular à direção anodo-catodo) expressa em percentual. Em futuras avaliações utilize sempre o mesmo cone e os mesmos pontos equidistantes.

$$P = [(DO_{max} - DO_{min}) / (DO_{max} + DO_{min})] \cdot 100\% \\ \text{Planura}$$

$$S = [(DO_1 / DO_2 + DO_3 / DO_4) / 2] \cdot 100\% \\ \text{Simetria}$$

• **Tolerância:** O resultado destas avaliações deve ser comparado com seus respectivos valores no estado de referência inicial, e sua variação percentual absoluta deve ser menor que a tolerância especificada.

F.5. Exatidão do Circuito Controlador do Tempo de Exposição (Temporizador)

É recomendado que com a realização da calibração dosimétrica do equipamento seja determinada a exatidão do circuito controlador do tempo de exposição, e que também se determine o erro do circuito de início e interrupção da irradiação. Este último é devido ao fato de que, para equipamentos de raios-X, o temporizador pode iniciar antes do potencial ser aplicado completamente ao tubo. Dentro das limitações do equipamento, o tempo de irradiação deve ser longo comparado com o erro de início e interrupção da exposição e se habitualmente isto não acontece, este erro deve ser investigado.

• **Objetivo:** verificar a reprodutibilidade e linearidade do circuito controlador do tempo de exposição do equipamento, assim como o erro

por tempo efetivo de irradiação.

• **Freqüência:** anual ou posterior a uma variação ou reparo do equipamento que envolva este dispositivo.

• **Equipamento e acessórios:** eletrômetro e câmara de ionização apropriados para o intervalo de energia de terapia com raios-X.

• **Profissional encarregado:** físico médico.

• **Procedimento:**

(Ver Apêndice C.3.1.)

• **Interpretação:** calcule a reprodutibilidade do circuito controlador do tempo de irradiação a partir do desvio padrão das leituras. Avalie se o temporizador do equipamento é linear para qualquer espaço escolhido e se a dose é uma função exclusiva do tempo de irradiação selecionado. Corrija o tempo de tratamento pelo erro do circuito de início e parada da irradiação (se sua influência for maior que 2% na dose).

• **Tolerância:** é recomendado que a reprodutibilidade e linearidade sejam melhores que 1%.

A correção por tempo efetivo de irradiação deve influir menos que 2% na dose (ou ser menor que 2 segundos).

F.6. Constância da Qualidade do Feixe

• **Determinação da Camada Semirredutora**

A forma mais recomendada para quantificar a qualidade de feixes de raios-X de baixa e média energia é através da camada semirredutora (CSR). A medida deste parâmetro deve ser realizada para cada qualidade de radiação (kV e filtração) em uso clínico. Para sua medida é recomendado empregar uma configuração experimental em geometria de feixe estreito (35, 36, 37), usando o menor tamanho de campo possível sobre a câmara de ionização mas que assegure um

diâmetro máximo do feixe sobre os filtros absorventes de 4 cm e uma distância filtro-câmara igual à metade da distância fonte-câmara utilizada. A distância fonte-câmara recomendada é 100 cm; para potenciais <50 kV, esta distância pode ser reduzida a 75 ou 50 cm. Ademais, a câmara deve estar afastada de qualquer meio dispersor em pelo menos 50 cm. Para medidas mais precisas, pode ser utilizada uma câmara monitora para detectar variações na taxa de saída do gerador, fazer as correções correspondentes e também realizar as medidas para diferentes tamanhos de campo. Neste caso a CSR é obtida por extrapolação do tamanho de campo zero do gráfico de CSR medida em função do tamanho do campo.

De maneira rápida, a CSR pode ser calculada através de interpolação logarítmica, e quando se dispõe de meios de cálculo, deve ser realizado um ajuste numérico dos dados do experimento de atenuação a uma função do tipo exponencial.

Para potenciais entre 10-100 kV, é recomendado usar alumínio como material absorvente para os filtros e cobre para potenciais desde 100-300 kV. O cobre também pode ser utilizado a partir de 50 kV. Em ambos os casos, os filtros devem ter a espessura calibrada ($\pm 1\%$) e a pureza dos filtros de alumínio para CSR < 0,2 mm Al deve ser maior que 99,99% (alta pureza) e para CSR $\geq 0,2$ mm Al, podem ser utilizados filtros de alumínio tipo 1100 (pureza: 99,8%).

A dependência energética da resposta da câmara de ionização utilizada para a medida da CSR para cada intervalo de energia que compreende os equipamentos tratados, baixa e média energia de raios-X, deve ser <2%, de maneira

que se assegure que não se introduza erro nas leituras, pela variação na qualidade do feixe de radiação com e sem filtro absorvedor no feixe de raios-X.

- **Objetivo:** determinar o valor da camada semiredutora como comprovação da qualidade do feixe de radiação e utilizar os resultados obtidos na determinação da taxa de dose absorvida para cada qualidade de radiação de uso clínico.

- **Freqüência:** anual, inicial ou posterior a variações ou reparo que afetem a qualidade do feixe de radiação.

- **Equipamentos e acessórios:** eletrômetro e câmara de ionização apropriados para o intervalo de terapia com raios-X. Jogo de filtros de alumínio e/ou cobre de alta pureza, segundo o intervalo energético e de espessuras calibradas, fita métrica e dispositivo para a colocação dos filtros à saída do colimador.

- **Profissional encarregado:** Físico Médico.

- **Procedimento:**

1. Coloque a câmara de ionização a uma distância de 50-100 cm do foco do tubo dependendo da qualidade do feixe de radiação e do rendimento do equipamento. Posicione o porta-filtros à metade do caminho entre o foco e a câmara.

2. Selecione um cone correspondente a um tamanho de campo que cubra exatamente o volume sensível da câmara centrado sobre a mesma. Em qualquer caso a área irradiada dos filtros não deve ser maior que 4x4 cm².

3. Prepare o dosímetro para o trabalho segundo as instruções do fabricante. Espere tempo suficiente para que este se aqueça e estabilize.

4. Selecione o valor de potencial e filtro a ser avaliado no comando do gerador e ajuste o tempo de exposição para obter uma leitura adequada.

5. Realize uma exposição sem filtro e anote a leitura do dosímetro. Repita a operação

6. Sem mover a geometria, coloque o filtro de menor espessura e realize outras duas exposições. Anote as leituras.

7. Repita o passo 6, adicionando filtros, aumentando a espessura total até que alcance uma redução da leitura do dosímetro superior à metade da leitura sem filtro.

8. Repita a exposição sem filtro. Anote a leitura do dosímetro. Se o resultado obtido diferir menos que 5% da leitura inicial sem filtro, se considera válido o experimento de atenuação. Caso contrário repita o experimento.

9. Repita os passos 4 a 8 para todas as combinações de potencial-filtro de interesse clínico.

• **Interpretação:** A CSR pode ser calculada mediante a seguinte expressão de interpolação logarítmica:

$$CSR = [t_2 \ln(2X_1/X_0) - t_1 \ln(2X_2/X_0)] / \ln(X_1/X_2)$$

onde:

X_0 : é a média das leituras do dosímetro medidas sem filtro e corrigidas por densidade do ar.

t_1 e t_2 : são as espessuras do material absorvente usado como filtro correspondentes às leituras X_1 e X_2 entre as quais se encontra a camada, semirredutora (valor de espessura para o qual se obtém uma redução de X_0 à metade ($X_0/2$)).

Quando se dispõe de meios de cálculo pode ser realizado um ajuste numérico dos dados do experimento de atenuação a uma função do tipo:

$$E = \exp(-0,693 \cdot t / CSR)$$

onde:

E: é igual à divisão da leitura para cada espessura de filtro (X_i) entre o valor de leitura sem filtro X_0 .

t: espessura de cada filtro.

O valor da única constante do ajuste (CSR), constituirá precisamente a camada semirredutora.

• **Tolerância:** o resultado desta avaliação deve ser comparado com seu valor de referência inicial, e sua variação percentual relativa deve ser menor que a tolerância especificada.

• **Verificação da Constância da Qualidade**

Para simplificar o procedimento de controle de constância da qualidade destes feixes, durante os controles MENSAS recomendamos introduzir o uso de fantasmas formados por lâminas de plástico de diferentes espessuras, tipo o T-2962 da PTW para feixes de baixa energia, ou tipo PTW2967 para energias médias, com inserção para câmaras de placas-paralelas de raios-X ou para câmaras tipo Farmer, respectivamente. Estes fantasmas facilitam a colocação da câmara e permitem avaliar a constância da qualidade do feixe a partir da medida de um parâmetro obtido como a relação de leituras a duas profundidades de plástico diferentes **índice de qualidade:IC**. É recomendado avaliar cada mês uma qualidade diferente. Os valores de referência destes parâmetros são estabelecidos durante a calibração inicial da unidade (ou posterior a um reparo ou variações que afetem a qualidade do feixe de radiação).

• **Objetivo:** avaliar a constância da qualidade dos feixes terapêuticos de raios-X.

• **Freqüência:** mensal, cada vez uma qualidade diferente

• **Equipamentos necessários:** eletrômetro e câmara de ionização. Fantoma com lâminas de plástico de diferentes espessuras, assim como lâmina com orifício para a câmara. Termômetro e barômetro.

- **Profissional encarregado:** físico médico

- **Procedimento:**

1. Coloque o fantoma sobre uma superfície horizontal. A lâmina de plástico com a abertura para a câmara deve ser posicionada na superfície do fantoma.

2. Insira a câmara no fantoma.

3. Selecione o cone para o qual foi estabelecido o valor de referência e centralize-o sobre a câmara, à distância típica de tratamento (em contato direto com o fantoma no caso de baixas energias).

4. Prepare o dosímetro para o trabalho segundo as instruções do fabricante. Espere tempo suficiente para que este se aqueça e estabilize.

5. Realize várias exposições e anote o valor da leitura média (M_0)

6. Separe o cone e coloque uma lâmina de plástico com a espessura empregada durante o estabelecimento do valor de referência do IC. É recomendado empregar espessuras que reduzam a 60%-70% o valor de leitura na superfície do fantoma (por exemplo, para CSR de 1 mm de Al é necessário uma espessura em torno de 1 cm de plástico, enquanto para CSR de 1 mm de Cu se requer cerca de 5 cm).

7. Realize várias exposições e anote o valor da leitura média (M_1)

8. Determine o IC como a razão das leituras

- **Interpretação:** o índice de qualidade pode ser estimado como:

$$IC = M_1/M_0$$

- **Tolerância:** o resultado desta avaliação deve ser comparado com seu valor no estado de referência inicial, e sua variação percentual relativa deve ser menor que a tolerância especificada.

F.7. Constância da Dose de Referência

• Determinação da Taxa de Dose de Referência

Para a determinação da taxa de dose absorvida de referência, é recomendado seguir os procedimentos do Protocolo do Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) TRS-277, 2ª Edição (35). Nele, a dosimetria de feixes de fótons se divide em três partes: baixa, média e alta energia de fótons, correspondendo as duas primeiras partes ao caso dos equipamentos tratados neste item:

- Baixa Energia: feixes de radiação X com energias entre 10 - 100 kV.

- Média Energia: feixes de radiação X com energias entre 100 - 300 kV.

Devido ao detalhamento da referida publicação e sua ampla divulgação, não cabe aqui realizar uma explicação da mesma, mas simplesmente recomendar os procedimentos nela descritos, assim como a revisão mencionada. É recomendado também a implementação dos cálculos computadorizados, a fim de minimizar os erros de cálculo e de interpolação dos dados necessários ²⁰.

- **Objetivo:** comprovar a constância da calibração dosimétrica, revisando cada vez o rendimento do equipamento para um cone e qualidade do feixe de radiação.

- **Frequência:** anual e posterior a uma variação ou reparo do equipamento que afete sua calibração.

²⁰ Por exemplo, podem ser utilizadas as planilhas de cálculo desenvolvidas pela Seção de Dosimetria e Física Médica da AIEA. Estas são uma implementação computadorizada dos formulários dos Protocolos TRS-277 (incluindo as variações recomendadas em sua 2ª edição, 1997) e TRS-381.

- **Equipamento e acessórios:** eletrômetro e câmaras de ionização calibradas e apropriadas para o tipo energético de interesse que garantam a rastreabilidade metrológica da medida a um Laboratório de Calibração Dosimétrica Primário ou Secundário, fita métrica calibrada e filtros de alumínio de alta pureza ou tipo 1100 e/ou de cobre calibrados.
- **Profissional encarregado:** físico médico.

- **Procedimento:**

Procedimentos recomendados no Protocolo TRS-277, da Agência Internacional de Energia Atômica (35).

A calibração dosimétrica do feixe de radiação deve ser realizada para um campo de referência (campo recomendado: 10x10 cm²) e para cada combinação de parâmetros eletrotécnicos, kV, filtração, distância fonte-superfície (DSF) e corrente de uso clínico. Se a exatidão do circuito controlador do tempo de exposição do equipamento for inferior à tolerância estabelecida, é recomendável realizar a calibração em unidades monitor do mesmo, incluindo o erro do circuito de início e interrupção da exposição. Neste caso devem ser informados os fatores de cone, para a correção da taxa de dose absorvida dos cones restantes, relativas ao cone de referência utilizado na determinação absoluta da taxa de dose absorvida do equipamento para cada DFS. Por outro lado, deve-se ter cuidado na colocação da câmara no feixe do usuário, tratando de, sempre que possível, posicionar a câmara de ionização exatamente à distância DFS de interesse segundo o cone. No caso de cone fechados, pode ser aplicada a correção do inverso do quadrado da distância.

É recomendável que a constância da calibração dosimétrica seja investigada anualmente para dife-

rentes orientações do equipamento, posto que pode existir alguma dependência da taxa de dose com a orientação, que ademais, pode resultar em uma variação na uniformidade do feixe.

- Dependência da Taxa de Dose com a Corrente do Tubo: Para cada uma das qualidades de radiação utilizadas nos tratamentos, deve ser medida a dose variando a corrente dentro dos limites permitidos pelo equipamento, e com os dados obtidos para várias correntes diferentes se calcula para cada uma delas a dose por unidade de corrente ($\text{Gy min}^{-1} \text{mA}^{-1}$). O coeficiente de variação (CV%) do conjunto de dados para cada qualidade estudada não deve exceder a 2%.

- Estabilidade da Dose: Com um grupo de parâmetros determinados de mA, kV e tempo, tomam-se cinco medidas consecutivas. Entre cada medida os controles do equipamento devem ser movidos aleatoriamente retornando aos valores prefixados para efetuar a medida da dose. O coeficiente de variação do conjunto de medidas não deve ser maior que 2%.

A frequência destes dois últimos testes pode ser anual, se o equipamento de tratamento apresentar uma estabilidade adequada.

Finalmente, as medidas de doses relativas, tais como as doses em profundidade (PDD) e os fatores de cone para a determinação dos rendimentos relativos, devem ser realizadas anualmente. No caso dos PDD, as medidas devem ser feitas para o campo de referência de 10x10cm, com uma câmara de ionização de pequeno volume (<0,6cc) em um fantoma de água de profundidade variável controlada automaticamente, ou utilizando um

fantoma de lâminas plástico com um fator de equivalência à água conhecido, em função da qualidade do feixe de radiação. Na ausência destes dispositivos, impedindo uma determinação confiável dos PDD, é recomendado utilizar os dados publicados (39, 40); neste caso pode haver pequenas diferenças percentuais entre estes dados publicados e os do feixe do usuário.

- **Interpretação:** no caso de uma variação na constância da calibração dosimétrica de referência superior à tolerância, investigar a causa da variação. Comprovar o potencial se for possível e revisar a calibração do mA e do temporizador do equipamento. Pode ser necessário investigar a homogeneidade e a simetria do campo de radiação.

- **Tolerância:** é recomendado que a variação relativa da dose de referência para cada qualidade do feixe não supere $\pm 3\%$ de seu valor respectivo no estado de referência inicial.

- Verificação mensal de constância do rendimento absoluto

Para os controles de rotina mensais é recomendado utilizar o mesmo tipo de fantoma plástico que no item anterior, segundo o intervalo de energia do feixe analisado. Os valores de referência do rendimento absoluto para as diferentes qualidades e cones são estabelecidas durante a calibração inicial da unidade (ou posterior a um reparo ou variações que afetem a qualidade ou intensidade do feixe de radiação).

- **Objetivo:** avaliar a constância da dose de referência dos feixes terapêuticos de raios-X.

- **Frequência:** mensal, cada vez uma qualidade diferente.

- **Equipamentos necessários:** eletrômetro e câmara de ionização. Fantoma de plástico com abertura

para a câmara. Termômetro e barômetro.

- **Profissional encarregado:** físico médico

- **Procedimento:**

1. Coloque o fantoma sobre uma superfície horizontal. A lâmina de plástico com o orifício para a câmara se coloca na posição empregada durante a determinação do valor de referência inicial (a superfície do fantoma no caso de baixas energias).

2. Insira a câmara no fantoma.

3. Selecione o cone para o qual foi estabelecido o valor de referência e centralize-o sobre a câmara, à distância típica de tratamento (em contato direto com o fantoma no caso de baixas energias).

4. Prepare o dosímetro para o trabalho segundo as instruções do fabricante. Espere tempo suficiente para que este se aqueça e estabilize.

5. Realize várias exposições e anote o valor da leitura média (M_0), a temperatura e a pressão.

Interpretação: a leitura corrigida para avaliar a constância do rendimento absoluto será obtida por:

$$K = M_0 \cdot N_K \cdot P_{TP}$$

N_K : fator de calibração de Kerma no Ar da câmara para a qualidade verificada. É recomendado empregar a mesma câmara utilizada durante o estabelecimento do valor de referência inicial. Caso não seja possível, é recomendável empregar outra câmara do mesmo tipo da anterior.

PTP: correção por pressão e temperatura, em relação aos valores para os quais foi estabelecido o nível de referência K_{ref} .

- **Tolerância:** é recomendado que a variação relativa da leitura K para cada qualidade do feixe não supere $\pm 3\%$ de seu valor respectivo no estado de referência inicial K_{ref} .

Um exemplo de formulário para a avaliação mensal da constância do índice de qualidade do feixe e a taxa de dose de referência está no epígrafe F.8

F.8. Formulário para o Controle Mensal da Constância do Índice de Qualidade e a Taxa de Dose de Referência para Feixes de Fótons de Baixa Energia (10-100kv)

Data: 02-Dez.-98

1. **Unidade de Tratamento:** RT-100
Potencial Nominal do Tubo: 70 kV; filtração: 1,0 mm Al
Corrente Nominal do Tubo: 10 mA
Área/Diâmetro do Aplicador: Ø8cm à Distância Foco-Pele: DFP= 30 cm.
2. **Equipamento Dosimétrico:**
 3. Câmara de Ionização:
Modelo e Número de Série: PTW23342 (0,02cc flat), No 1193.
 4. Eletrômetro: PTW UNIDOS T10002, No. 120001
Tensão de Polarização : 300 V
 - a) Fantoma: T-2962
Profundidade do Ponto de Referência de Medida, z_{ref} = 0,0 cm
5. **Determinação da Leitura de Referência**
 - Fator de Calibração (Kerma no Ar) para uma CSR = 1,42 mm Al : N_k = 1,012 Gy/nC
 - Temperatura T = 21,4 °C e Pressão p = 1010 hPa no momento da medida.
 - p_{TP} = 1,007
 - Leitura Média sem Correção: M_0 = 0,960 nC para um tempo t = 1 min.
6. **Constância do Índice de Qualidade do Feixe (IC)**
 7. Taxa de Leitura Média, para uma espessura de lâmina de plástico d_1 = 1 cm
 M_1 = 0,653 nC/min
 8. Índice de Qualidade Medido
 $IC = M_1/M_0 =$ 0,68
 9. Índice de Qualidade de Referência: $IC_{ref} =$ 0,665
 10. **Constância** = $[IC - IC_{ref}] \times 100\% / IC_{ref}$: + 2,25 %
11. **Constância da Leitura de Referência**
 12. Taxa de Leitura Média, corrigida por P e T, na superfície do fantoma:
 $K = M_0 N_k \cdot p_{TP} =$ 0,978 Gy/min
 13. Taxa de Leitura de Referência : $K_{ref} =$ 0,968 Gy/min
 14. **Constância** = $[K - K_{ref}] \times 100\% / K_{ref}$: + 1,0 %

Realizado por: _____

F.9. Formulário para o controle DIÁRIO do equipamento de Rx-terapia

Equipamento: _____

Teste ^a	Dia														
Segurança	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Indicadores do painel de comando															
Filtros e cones intercambiáveis															
Sistemas de visualização															
Sistema de parada de Emergência	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Porta															
Console															
Mecânicos															
Movimentos da estativa															
Movimentos do cabeçote do tubo															
Movimentos de mesa															
Freios															
Realizado por (iniciais do Técnico)															
Revisado por (iniciais do Físico) ^b															
Observações															

^a Em todos os casos colocar S quando tudo funciona corretamente ou está em tolerância.

^b O físico revisará semanalmente, ou quando se relatam problemas

F.10. Formulário para o controle MENSAL do Equipamento de Rx-terapia

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____.

• SEGURANÇA:

1. Pulsadores de corte de energia elétrica:

Posicionamento: _____

Posicionamento: _____

Posicionamento: _____

2. Trava de filtros e cones:

Filtro: ____ mm ____ , kV: _____

Cone: _____

Cone: _____

Cone: _____

Cone: _____

Cone: _____

Observações: _____

• ASPECTOS DOSIMÉTRICOS:

Campo (cone) e qualidade a verificar:

Cone: _____ , Filtro: _____ , kV: _____ , mA: _____

1. Constância do Rendimento e Qualidade do Feixe:

IC medido: _____ discrepância: _____ %

Leitura de Referência medida (Rendimento) : _____ discrepância: _____ %

Reprodutibilidade da Dose de Referência (σ_{n-1}): ____ %

2. Comprovação do Campo de Radiação

Simetria: _____ % diferença absoluta: _____ %

Planura: _____ % diferença absoluta: _____ %

Observações: _____

Realizado por: _____

F.11. Formulário para o Controle ANUAL do Equipamento de Rx-Terapia

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____.

- **SEGURANÇA:**

1. Avaliação do Circuito Protetor de Sobrecarga:

Relação CMPT/CMTT: _____

2. Radiação de Fuga

Equipamentos < 50 kV: Taxa de Kerma no ar a 5 cm do cabeçote: _____ Gy-h⁻¹

Equipamentos entre 50-500 kV: Taxa de Kerma no ar a 1 m do foco: _____ Gy-h⁻¹

- **ASPECTOS DOSIMÉTRICOS:**

1. Dose de Referência e Camada Semiredutora (CSR)

Cone	Filtro	kV	mA	CSR	% ^a	D _{ref}	% ^a

^a Discrepância relativa ao valor de referência inicial

2. Constância da Dose de Referência com o Movimento da Estativa/Cabeçote

a) Cone: _____

CSR: _____

Ângulo	Valor medido	% ^a
90°		
180°		
270°		

^a Em relação à posição de referência da estativa (0°)

Nota: Repetir para todos os cones e CSR, em uso clínico.

Continua na próxima página

3. Fatores sobre o Eixo

PDD

Prof. [cm]	Cone: _____ CSR: _____	% ^a	Cone: _____ CSR: _____	% ^a	Cone: _____ CSR: _____	% ^a

^a Expressar aqui as discrepâncias do parâmetro medido em relação a seu valor de referência inicial.

4. Dependência da Taxa de Dose com a Corrente do Tubo

a) Qualidade: kV = _____, Intervalo mA: _____ - _____

Valor médio: _____ Gy·min⁻¹·mA⁻¹

CV: _____ %

Nota: Repetir para as diversas qualidades

5. Estabilidade da Dose

a) Qualidade: kV = _____, mA: _____

Valor médio: _____ Gy·min⁻¹

CV: _____ %

Nota: Repetir para as diversas qualidades

6. Temporizador

Reprodutibilidade: _____ %

Linearidade: _____ %

Correção por tempo efetivo de irradiação: $\epsilon =$ _____ seg. (_____ %)

Realizado por: _____

APÊNDICE G: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DO PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO EM TELETERAPIA (ASPECTOS FÍSICOS)

G.1. Sistemas Computadorizados de Planejamento de Tratamento

G.1.1. Testes Iniciais do Fabricante

Tal como recomenda o ICRU 42 (23), o usuário do programa deve ser instruído sobre os procedimentos que são executados pelo software e hardware do sistema computadorizado, sobre os métodos de normalização, capacidades do programa, limitações, assim como o emprego de periféricos para aquisição e saída de dados.

A implementação do sistema computadorizado de tratamento no uso clínico deve ser executada por um físico médico qualificado.

• **Documentação:** o fabricante deve oferecer documentação sobre os testes realizados por ele no sistema de planejamento. Da mesma forma deve fornecer informação sobre a frequência e o tipo de erros encontrados na utilização do sistema, assim como os procedimentos para documentar e corrigir falhas descobertas durante o trabalho diário. Finalmente deve existir um esquema para a obtenção por parte do usuário de versões superiores dos softwares. É recomendado que o fabricante forneça a seguinte documentação sobre o sistema:

1. Descrição do sistema: deve conter os conceitos principais e a estrutura do hardware/software.

2. Manual do usuário: devem existir instruções completas acerca da

operação do sistema, incluindo os procedimentos para a entrada de dados do paciente e do equipamento de tratamento. É muito importante também a descrição dos parâmetros selecionados: tamanho de campo, ângulo da estativa, etc.

3. Formato dos arquivos de dados: o fabricante do programa deve prover ao usuário documentação clara sobre os procedimentos para transferir dados relacionados com o feixe e outros dados necessários aos arquivos de dados do sistema. É recomendado que o usuário adquira seu próprio conjunto de dados básicos. Os dados devem ser adquiridos por um físico médico qualificado ou sob a supervisão deste; no caso do equipamento de radioterapia ser um acelerador linear é muito importante dispor de um fantoma de água com um sistema de aquisição de dados automatizado.

4. Descrição dos algoritmos e modelos físicos empregados: é importante que o fabricante do sistema computadorizado forneça uma descrição completa dos modelos físicos empregados em todos os cálculos dosimétricos. Esta documentação deve descrever todos os requerimentos dosimétricos do conjunto de dados de entrada bem como a exatidão esperada dos cálculos dosimétricos para diferentes condições de planejamento do tratamento. Igualmente, devem ser discutidas as limitações dos modelos de cálculo de dose empregados.

5. Disponibilidade do código de fontes: em alguns sistemas é recomendável que durante o comissionamento haja acesso ao código de fonte de alguns de seus módulos para possíveis ajustes.

6. Exemplos de teste: o fabricante deve proporcionar exemplos claros, detalhados e sem ambigüidade que ilustrem o uso do sistema. Por exemplo, deve ser evidenciado o modo como o sistema leva em conta

o peso dos campos, se o ponto de referência em que a contribuição de cada campo é definida é o ponto de máxima dose, o isocentro (para campos isocêntricos) ou um ponto selecionado dentro do volume-alvo; como se empregam os fatores filtro e bandejas (se internamente pelo algoritmo ou externamente pelo usuário).

G.1.2. Critérios de Aceitação

Os critérios de aceitação dos sistemas computadorizados de tratamento devem refletir a inexatidão e reprodutibilidade entre os valores medidos e calculados. As maiores fontes de incertezas (excluindo os erros humanos ao entrar os dados) podem ser resumidos como:

1. Imprecisão nos dados medidos: podem ser tanto as incertezas na medida dos dados do feixe, como as associadas à aquisição de dados do paciente.

2. Imprecisão na entrada de dados: uma fonte significativa de incerteza controlável pode ser a mesa digitalizadora usada tanto para a entrada dos dados do feixe como dos contornos do paciente. Portanto, é recomendado que sejam realizadas comprovações sistemáticas da exatidão deste equipamento. Em geral, os equipamentos de entrada de dados devem possuir uma exatidão inerente melhor que 1 mm (41).

3. Imprecisão nos dados de saída: a exatidão inerente dos registradores gráficos, impressoras ou outro periférico usados para plotar as isodoses ou perfis de feixes e contornos do paciente deve ser melhor que 1 mm. Visto que a exatidão dos dados de saída depende fortemente da escolha da separação dos pontos da malha de cálculo de dose, é recomendado que a separação destes não seja maior que 2,5 vezes o máximo erro de posição aceito, quando este erro estiver entre 1 e 3 mm (42).

4. Imprecisão do algoritmo: Dado que os algoritmos dos sistemas de planejamento estão baseados em soluções aproximadas de problemas físicos complexos, a imprecisão aumenta à medida que nos aproximamos dos limites destas. Portanto, a comprovação do programa deve ser realizada tanto para as condições de rotina como para casos extremos.

Na Tabela G.1. aparecem os critérios de aceitação dos cálculos de dose em feixes de fótons e elétrons, que são uma combinação das incertezas aleatórias e sistemáticas com um desvio padrão, tanto das medidas como dos algoritmos de cálculo. Os percentuais são especificados em função da dose normalizada no raio central (24).

- Cálculo da Unidade Monitor: a maioria dos sistemas computadorizados de planejamento oferece a possibilidade de calcular a unidade monitor (UM) ou o tempo de tratamento para cada campo. Estes programas requerem informação acerca do rendimento absoluto (Gy/min ou Gy/UM), assim como a energia do feixe, rendimentos relativos (fatores de campo), fatores filtros, dose prescrita, etc. É recomendado que o tempo ou UM calculados pelo programa estejam em concordância com os cálculos manuais (empregando-se a mesma metodologia) em $\pm 2\%$.

G.1.3. Testes Iniciais do Usuário

É recomendado que cada sistema computadorizado de planejamento seja preparado para cada equipamento de tratamento, energia, modalidade e para cada isótopo no momento de sua aquisição, anualmente e a cada vez que se instale uma versão superior. Ou seja, os sistemas de planejamento computadorizado não devem ser vistos como algo diferente do resto

do equipamento médico. Na epígrafe 0 está uma relação dos testes iniciais que devem ser realizados com o sistema por parte do usuário.

Tabela G.1. - Critérios de Aceitação dos Cálculos de Dose em Feixes de Fótons e Elétrons (Adaptada de (24))

Parâmetro	Critério
I. Feixes de fótons	
A. Campos Regulares (sem blocos) em meio homogêneo (fantoma de água):	
1. Eixo Central (exceto em região de <i>build-up</i> – equilíbrio eletrônico)	2%
2. Região do platô de dose	3%
3. Região de penumbra (elevado gradiente de dose, > 30%/cm)	4 mm
4. Região de baixo gradiente e baixa dose (limite do campo)	3%
1. Eixo Central (geometria do fantoma retangular, em região de equilíbrio eletrônico).	3%
C. Incerteza combinada em fantoma antropomórfico (fora do eixo do feixe; correções por contorno irregular; inomogeneidades; blocos; campos irregulares; em região de equilíbrio eletrônico; atenuadores):	
1. Região do platô de dose	4%
2. Região de penumbra (elevado gradiente de dose, > 30%/cm)	4 mm
3. Região de baixo gradiente e baixa dose (limite do campo, < 7% de dose de normalização)	3%
II. Feixes de elétrons	
A. Campos Regulares (sem blocos) em meio homogêneo (fantoma de água):	2%
1. Eixo Central (exceto em região de <i>build-up</i>)	4%
2. Região do platô de dose	4 mm
3. Região de penumbra (elevado gradiente de dose, > 30%/cm)	4%
4. Região de baixo gradiente e baixa dose (limite do campo)	
B. Correções por heterogeneidades:	5%
1. Eixo Central (geometria do fantoma retangular, em região de equilíbrio eletrônico).	
C. Incerteza combinada em fantoma antropomórfico (correções por contorno irregular; inomogeneidades; blocos; campos irregulares; fora do eixo):	7%
1. Região do platô de dose	5%
2. Região de penumbra (elevado gradiente de dose, > 30%/cm)	
3. Região de baixo gradiente e baixa dose (limite do campo, < 7% da dose no eixo)	

G.1.3.1. Testes Iniciais

1) Cálculos de dose pontual e fatores para cada energia de feixes de fótons

a) Cálculo de TAR, TPR ou %DD para campos quadrados (5×5 , 10×10 e 35×35)cm²

b) Cálculo de TAR, TPR ou %DD para campos retangulares (5×10 , 5×20 , 20×5 e 5×30)cm²

c) Cálculo de TAR, TPR ou %DD para campos irregulares

d) Correção do inverso do quadrado

e) Fatores de atenuação de filtros, bandejas, compensadores, etc.

2) Cálculos de distribuições de dose para campos retangulares (para cada energia) com feixes de fótons

a) Campos quadrados diretos (5×5 , 10×10 e 35×35)cm², perfis laterais em $d_{m\acute{a}x}$, 5 e 10 cm

b) Campos retangulares diretos

(5×10, 5×20 e 5×3) cm², perfis laterais em $d_{máx}$, 5 e 10 cm

c) Efeitos de DFI e/ou DFS para campo 10×10 cm²

d) Campos quadrados e retangulares com filtros

e) Correção por contorno (emprega-se uma superfície a 45°, simulando a superfície do paciente)

f) Campos com bloco central (10×20 cm², com bloco de 2 cm de largura sobre o eixo do campo)

g) Feixes múltiplos (paralelos opostos, três campos a 120°, opostos com filtro, com pesos diferentes)

h) Técnicas rotacionais (360°) e com arcos (dois adjacentes de 180°)

i) Cálculos fora do eixo do feixe

j) Rotação do colimador e/ou rotação do plano de cálculo

3) Cálculos de distribuições de dose em meio heterogêneo (para cada energia) em feixes de fótons

a) Transferência precisa de dados do CT

b) Conversão de Unidades de Hounsfield (HU) em densidade eletrônica

c) Campo simples (10×10 cm²)

- Incidência direta sobre fantoma com superfície plana.

- Cavidade de ar em fantoma de água.

- Bloco de material equivalente a osso em fantoma de água

- Pequeno cilindro de ar em fantoma de água.

- Pequeno cilindro de material equivalente a osso em fantoma de água.

4) Cálculos de distribuições de dose (para cada energia) de feixes de elétrons

a) Campos quadrados (10×10 cm² e o menor campo quadrado ou circular empregado), perfis laterais em $d_{máx}$, em 2 profundidades na região de diminuição de dose

b) Campos retangulares diretos (5×10, 5×20 cm²), perfis laterais em $d_{máx}$, em 2 profundidades na região

de diminuição de dose

c) Correção do contorno (incidência a 45°)

d) Correção por inomogeneidades (ver item 3, inciso c)

É recomendado que, como parte dos testes de aceitação, sejam comparadas as distribuições de dose calculadas para determinadas condições de tratamento em fantasmas padrões com as distribuições medidas no mesmo fantoma. Estes testes devem incluir exemplos típicos daqueles empregados na clínica, por exemplo campos tangenciais de mama com filtros, pois desta maneira podem ser comparadas as distribuições calculadas e medidas em condições similares às encontradas no paciente. É válido também calcular independentemente a dose no fantoma em pontos selecionados, empregando tanto os algoritmos de cálculo documentados pelo fabricante do programa como algoritmos interativos. Este procedimento pode demonstrar a existência de erros no código do algoritmo de cálculo do sistema que não podem ser determinados por medidas dosimétricas.

Deve ser estabelecido um conjunto de testes de referência para casos típicos de planejamento de tratamento. Os planos de tratamento destes casos típicos devem incluir a distribuição da dose para cada energia e modo de radioterapia externa assim como para arranjos típicos de feixes. Este conjunto de testes deve ser aplicado anualmente ao sistema de planejamento. Deve existir um subconjunto destes testes de referência que devem ser feitos mensalmente no início do programa de GQ para garantir a reprodutibilidade dos cálculos no caso de não existir indicadores que verifiquem se os dados e os arquivos de aplicação não foram alterados.

Apresentamos, a seguir, alguns

destes testes:

- Distribuição da Dose de um Campo Simples: com o sistema de planejamento computadorizado deve ser calculada a distribuição da dose e a dose absoluta no mínimo em um ponto para um campo simples, para isto devem ser empregados geometrias simples (por exemplo fantasmas retangulares) e os resultados devem ser comparados com as medidas. As comparações devem incluir todas as energias e tipos de radiação utilizadas em uso clínico, as modalidades de tratamento, assim como devem cobrir parâmetros como: o tamanho de campo, a profundidade, planos de cálculo, etc. nos intervalos clinicamente mais relevantes. Também é recomendado realizar cálculos independentes da dose em pontos selecionados e compará-los com os resultados do sistema computadorizado.

- Cálculo da Unidade Monitor (Tempo): a unidade monitor (tempo) calculada pelo programa deve ser comparada com cálculos independentes para todas as energias e modalidades de tratamento. A seguir estão as principais variáveis usadas nos cálculos da unidade monitor:

- 1) Dose prescrita
- 2) Número de frações
- 3) Número de campos
- 4) Energia ou qualidade do feixe
- 5) Tipo de tratamento: DFS ou DFI constante
- 6) Rendimento absoluto: Taxa de dose ou Gy/UM
- 7) Distância de tratamento
- 8) Correção por inverso do quadrado da distância
- 9) Abertura dos colimadores
- 10) Quadrado equivalente para a abertura dos colimadores
- 11) Fator de abertura de campo ou de colimador

- 12) Tamanho do campo na pele
- 13) Quadrado equivalente na pele
- 14) Profundidade do alvo (de referência)
- 15) TAR, TPR ou %DD na profundidade do alvo
- 16) Fatores filtros e bandejas
- 17) Peso dos campos (ponderação)
- 18) Isodose de prescrição

Um exemplo de testes iniciais para a comprovação dos cálculos da unidade monitor pode ser:

- 1) Campo simples, quadrado, a DFS constante
- 2) Campo simples, retangular longo, isocêntrico
- 3) Dois campos paralelos opostos
- 4) Três campos a 120°, equi-ponderados
- 5) Quatro campos em "caixa", pesos diferentes
- 6) Campo simples irregular
- 7) Campo simples com filtros, bandejas e/ou bloqueadores
- 8) Conjunto de casos clínicos:
 - técnicas-padrão
 - técnicas atípicas (elétrons em arco, campos adjacentes, colimadores assimétricos, campos não co-planares, irradiação de corpo inteiro, etc.)

- Casos Típicos: Após verificar a distribuição da dose e a unidade monitor deve ser gerado o planejamento de tratamento que empregue múltiplos campos. Estes testes devem verificar a capacidade do sistema computadorizado de: somar a dose de diferentes campos, incorporar correções por heterogeneidades com a exatidão declarada pelo fornecedor do sistema, apresentar corretamente os parâmetros de saída, que inclui a distribuição de dose e os histogramas de dose volume e de calcular corretamente a unidade monitor para a prescrição

dada. No caso dos sistemas 3D, os testes devem confirmar a exatidão espacial: da visão tridimensional, das reconstruções digitais e outras vistas espaciais.

G.1.4. Testes a serem Realizados Após Cada Modificação do Sistema

É recomendado que cada vez que forem feitas modificações no programa sejam realizados testes de GQ usando um conjunto de planos de tratamento de referência (um subconjunto dos testes de referência realizados durante o comissionamento do programa). Os resultados devem ser comparados com aqueles obtidos durante os testes de aceitação. É importante que se comprove todas as operações do sistema de planejamento, mesmo que apenas um módulo tenha sido modificado, pois uma modificação de parte do código do programa pode levar a resultados inesperados em outras partes do mesmo.

G.1.5. Testes Durante a Utilização

É recomendado que durante a utilização sejam realizados regularmente testes no sistema de planejamento. Em particular, os testes de comissionamento anual para geometrias-padrão e com os arranjos de feixes que foram empregados durante os testes de aceitação, os quais podem revelar variações na forma em que físicos e dosimetristas empregam o sistema, assim como pode revelar a existência de modificações que não tenham sido constatadas tanto no sistema de planejamento como nas bibliotecas de dados. Se houver a opção, deve-se fazer uma verificação mensal em todos os arquivos de dados e de programa comparando-os com os testes prévios para detectar qualquer variação que não tenha sido constatada. Se a opção de comprovação

não existe, deve ser realizada uma verificação em um subconjunto do pacote inicial de planejamento de referência. Devem ser estabelecidos procedimentos diários de GQ para checar os dispositivos de entrada e saída (E/S), incluindo a reprodutibilidade do digitalizador e das impressoras, ploteres, etc. A precisão do cálculo da unidade monitor (tempo) pode ser afetada por um número de fatores apresentados na Tabela G.2..

Tabela G.2. - Fatores que Afetam o Cálculo da Unidade Monitor ou Tempo (Adaptada de AAPM TG-40 (3))

Parâmetro	Procedimento de GQ relacionado
Contorno do paciente	Verificação periódica da precisão do artefato empregado para a aquisição de dimensões (espessômetro) e contornos do paciente. Medidas redundantes do paciente. GQ mensal do sistema de planejamento.
Parâmetros do colimador	GQ mensal do simulador e do equipamento de tratamento. (Tabelas I, II e III)
Dose por unidade monitor (tempo) no eixo central em função dos parâmetros do colimador	Parte do programa de GQ diário e mensal do equipamento de tratamento para o campo de 10×10 cm (Tabelas I e II) e revisão anual dos fatores de campo.
Profundidade do ponto de cálculo (prescrição)	Verificação periódica da precisão do artefato empregado para a aquisição de dimensões do paciente (espessômetro). Emprego tanto do laser como do indicador de distância durante o posicionamento do paciente para verificar a profundidade. Repetir as medidas do paciente durante o curso do tratamento.
Distância Fonte-Isocentro e Fonte-Superfície.	Programa de GQ mensal do simulador e do equipamento de tratamento. (Tabelas I, II e III)
Fatores relativos de dose (PDD, TPR, TMR, etc.)	Verificação mensal de constância da energia dos raios-X e elétrons. (Tabela II)
Tamanho e forma do campo	Verificação redundante do fator de magnificação.
Transmissão dos filtros e dos compensadores	Revisão anual dos fatores filtro. Revisão mensal das travas e colocação dos acessórios. (Tabelas I e II)
Transmissão da bandeja porta blocos colimadores	Revisão anual dos fatores de bandeja. Revisão mensal das travas e colocação dos acessórios. (Tabelas I e II)

G.2. Processo de Planejamento do Tratamento

G.2.1. Prescrição

É recomendado que a prescrição seja escrita, firmada e datada pelo radioterapeuta antes do tratamento do paciente. A prescrição verbal é uma prática incorreta e uma fonte potencial de má interpretação e erro. A prescrição deve incluir a dose por fração, a dose total, o número de frações, número de frações por dia, o ponto de prescrição ou a curva de isodose (ou superfície de isodose). No caso do tratamento ter mais de uma fase, devem estar bem documentadas tanto a dose em cada fase quanto a dose total. Também deve-se documentar as dose de tolerância das estruturas críticas caso estas não estejam em concordância com aquelas adotadas na política de tratamento do serviço de radioterapia (documentadas no manual de procedimentos). A prescrição deve incluir igualmente a definição do volume alvo, que deve ser explícita (como é comum no planejamento gráfico) ou implícita (como é comum quando são planejados campos simples ou contrapostos). É recomendado que o volume alvo e o tamanho de campos sejam assinados e datados pelo radioterapeuta.

G.2.2. Posicionamento e Imobilização

É importante posicionar o paciente confortavelmente e de maneira reprodutível seja no simulador, na CT, na Ressonância Magnética Nuclear (RMI) ou na unidade de tratamento assim como garantir a fixação do paciente durante a aquisição de imagens e do tratamento. Existem várias técnicas para a imobilização dos pacientes como por exemplo as cintas, máscaras e moldes perso-

nalizados. Os pacientes de cabeça e pescoço devem ser imobilizados de forma a se obter um grau de precisão de 2 a 3 mm (43) e, em outras localidades, menor grau de precisão. Deve-se levar em conta o movimento dos órgãos internos, particularmente no tórax (44) e na pelve (45).

G.2.3. Aquisição de Dados

Para a aquisição do contorno do paciente, assim como para a determinação do volume-alvo e dos órgãos críticos, é conveniente o uso de equipamentos de diagnóstico como simuladores, CT, RMN e ultrassom, os quais devem possuir seu próprio programa de GQ (46, 47, 48). No entanto quando se empregam estes equipamentos para o planejamento de tratamento com radiação, é necessário considerar uma série de requisitos adicionais. Devem ser desenvolvidos acessórios que, acoplados às mesas destes equipamentos de diagnóstico, se assemelhem às condições das mesas das unidades de tratamento do serviço de radioterapia, assim como os dispositivos para fixar o paciente devem ser construídos com materiais que evitem o aparecimento de artefatos. O movimento do paciente pode distorcer as imagens de CT e RMN bem como provocar variações nos coeficientes de atenuação linear derivados pela CT. Além disso, a posição do paciente em relação ao túnel da CT pode ser causa de erro por endurecimento do feixe que se reflete nos números da matriz da imagem de CT que é usada para obter os coeficientes de atenuação linear (49). Por outro lado, a falta de linearidade na cadeia de vídeo pode causar magnificação e distorção na impressão das imagens de CT. Também as dimensões dos contornos obtidos da CT podem estar afetadas por problemas de contraste.

A transferência de dados do paciente entre a CT, a RMN, outros meios diagnósticos, ou o simulador e as unidades de tratamento deve ser verificada. Para realizar esta tarefa devem existir fantasmas para a obtenção de imagens em cada um destes equipamentos. Os equipamentos de RMN requerem uma atenção especial pois pode haver distorção espacial (50). No caso de CT é necessário também haver um método para avaliar a relação entre os valores da matriz da imagem e a densidade eletrônica (49).

G.2.4. Contorno

O método mais simples para a obtenção dos contornos externos dos pacientes é mediante o emprego de fitas de arame de solda ou gesso de Paris, com os quais se segue a forma externa do paciente; posteriormente, esta forma é transladada para uma folha de papel onde se traça o contorno. Com este método, é importante ter-se a referência em distância de pelo menos três pontos que devem estar marcados no contorno. Os marcadores devem ser checados regularmente já que podem ocorrer erros de deslocamento com bastante freqüência. Existem outros aparatos mecânicos, como por exemplo os pantógrafos, com os quais se pode obter contornos dos pacientes com mais precisão e reprodutibilidade (51). Se for utilizada CT, deve ser checada a precisão geométrica. É recomendado que a precisão na tomada do contorno se encontre dentro de 0,5 cm.

G.2.5. Transferência de Dados

Um método de entrada dos dados do paciente no sistema de planejamento é digitalizar os contornos obtidos por alguma das vias anteriormente descritas. Portanto, é necessário checar diariamente o funcionamento e a

linearidade do digitalizador para evitar erros na transferência de dados. Alternativamente, os dados podem ser transferidos por vias mais diretas como fitas, discos flexíveis ou redes de computadores. Nestes casos, deve-se traçar procedimentos para a verificação da integridade dos processos de transferência de dados.

G.2.6. Tamanhos do Campo

O tamanho do campo para o planejamento de tratamento deve ser determinado por filmes de simulação; por isto, do ponto de vista da GQ, nesta etapa são muito importantes os fatores de magnificação. Já no caso do planejamento tridimensional o passo relacionado com a determinação da abertura do campo é muito mais complexo, pois este tamanho deve ser definido interativamente empregando-se a saída pelo monitor do PVH. Portanto, os erros no algoritmo do PVH podem levar a erros sistemáticos na determinação do tamanho de campo em relação ao volume-alvo, e ao tecido normal. Como parte dos testes de um programa de CG, durante o funcionamento de um sistema de planejamento tridimensional, deve ser checada e confirmada a precisão do PVH como função do ângulo da estativa, do ângulo do colimador, do tamanho de campo, e da distância fonte isocentro, assim como cada vez que for realizada alguma modificação no sistema de planejamento.

G.2.7. Cálculo da Distribuição de Dose

A exatidão dos cálculos de distribuição da dose depende dos dados dos equipamentos de tratamento que se utilizam no planejamento, das aproximações assumidas pelo algoritmo de cálculo, dos dados do paciente, incluindo inhomogeneidades, assim como parâmetros

G.2.8. Revisão do Plano de Tratamento e o Cálculo da Unidade Monitor

Quando se realiza o planejamento manual é necessário revisar se os dados foram escolhidos corretamente para o cálculo da unidade monitor, incluindo os modificadores do feixe utilizados. É recomendado que o cálculo inicial seja assinado e datado pela pessoa que o efetuou (realizado manualmente ou com o computador) e depois revisado por outra pessoa autorizada, preferivelmente o físico médico. É recomendado que esta revisão seja feita antes da execução do tratamento. Quando não for possível, a revisão deve ser feita antes da terceira fração ou antes de alcançar 10 % da dose total, das duas condições a que ocorra primeiro. No caso do planejamento computadorizado a avaliação do plano de tratamento habitualmente inclui a revisão das distribuições de dose seja no monitor do computador ou na impressão em papel. Nos sistemas tridimensionais, os histogramas de dose-volume também devem ser incluídos no processo de revisão. A precisão na distribuição das isodoses depende de outros fatores além do algoritmo de cálculo empregado. Por exemplo, a não linearidade do periférico ploter pode provocar distorções no desenho das curvas de isodose, inclusive na anatomia do paciente. Isto pode ser comprovado imprimindo-se as escalas definidas pelo programa com comprimentos conhecidos. Por outro lado, o cálculo da distribuição de dose pode ser sensível às dimensões da matriz de cálculo, e, no caso dos histogramas de dose-volume, podem ser sensíveis ao tamanho do elemento de volume (52). Todos os dados de saída, incluindo aqueles que têm forma gráfica, devem ser incluídos no programa de GQ dos sistemas de planejamento. (ver

Apêndice G.1.5.)

A revisão independente do plano deve garantir que todos os parâmetros do equipamento usados correspondam aos planejados (exemplo: tamanho do campo, ângulo da estativa, etc.), que as instruções adicionais do plano sejam as corretas (posição supina ou dorsal do paciente), que a qualidade do plano de tratamento atenda às normas estabelecidas no departamento, assim como que estejam todas as assinaturas, prescrições, etc. estão corretamente registradas. É recomendado realizar um cálculo manual independente da dose em um ponto dentro do volume-alvo do planejamento, preferivelmente no isocentro ou em um ponto perto do centro do tumor (por exemplo, o 'Ponto ICRU' (53)); também é recomendado que, se o cálculo independente e o do plano de tratamento diferirem mais que 5% ²¹, as diferenças sejam resolvidas antes de começar ou continuar o tratamento.

G.2.9. Modificadores do Feixe

O campo de radiação pode tomar formas irregulares com o emprego de blocos confeccionados a partir do uso de ligas de baixo ponto de fusão e de equipamentos corta-blocos. Deve-se atentar a este processo pois podem ocorrer erros humanos e imprecisão na especificação dos valores de magnificação empregados no sistema corta-blocos. As bandejas com régua que

²¹ Em muitos casos, 2% pode ser mais prático; não obstante, em algumas situações onde se empregam algoritmos de cálculo complexos e existem heterogeneidades significativas, assim como bloqueio do campo, a tolerância de 2% pode ser muito restrita. Sob essas condições, 5% parece ser um limite mais realista.

quando inseridas no feixe de radiação produzem marcas à distâncias constantes nas placas de controle (54), que podem ser muito úteis para verificar se os erros são produto do posicionamento do paciente ou se os blocos não foram corretamente cortados. Este último caso pode ser confirmado comparando-se distâncias entre as bordas dos blocos e a projeção dos pontos da grade nas placas de simulação e de verificação de tratamento. Se for utilizado este aparato deve-se centralizá-lo com precisão em relação ao eixo de radiação.

É recomendado que o equipamento corta-blocos seja verificado mensalmente, fabricando-se um bloqueador com uma forma padrão e comparando-se sua projeção com a esperada no simulador ou no equipamento de tratamento.

Igualmente, é recomendado que os equipamentos empregados para a fabricação de compensadores seja verificado mensalmente mediante a fabricação de compensadores de forma padrão (por exemplo filtro com passos) e que se verifique a precisão com medidas radiográficas e mecânicas.

G.2.10. Execução do Plano

Todos os parâmetros do tratamento devem ser verificados durante a primeira sessão de tratamento, de tal forma que qualquer ambigüidade ou problema possa ser detectado e corrigido imediatamente. Deve-se verificar se os modificadores do feixe (blocos, filtros, compensadores) estão corretamente colocados. Ainda que erros no desenho e fabricação dos blocos sejam descobertos durante a revisão das placas de simulação, os problemas no alinhamento dos filtros ou nos compensadores podem estar mais disfarçados e, se, não forem descobertos

durante a revisão dos filmes de simulação, podem ser mantidos durante o curso do tratamento, caso não tenham sido detectados durante o primeiro posicionamento do paciente. Caso o equipamento de radioterapia tenha um sistema de registro e verificação, este deve ser usado para garantir que serão empregados os mesmos parâmetros todos os dias (dentro dos limites de tolerância), mas só depois que, durante o posicionamento em cada fração, sejam verificados os parâmetros, empregando-se a carta individual como forma de verificação independente para reduzir a possibilidade de cometer erros sistemáticos.

É recomendado que o radioterapeuta esteja presente na sala onde está o equipamento de tratamento durante o primeiro posicionamento do paciente, no momento da escolha do conjunto de parâmetros do planejamento, ou quando houver variações significativas no plano de tratamento original. A verificação da configuração inicial pelo físico minimizará os erros que podem ocorrer devido a não compreensão de conceitos físicos e outros detalhes. É recomendado também que as radiografias de verificação do feixe (ver Anexo G.2.12.) sejam revisadas pelo radioterapeuta antes da primeira aplicação no caso dos tratamentos com intenção curativa e em caso de tratamentos especiais complexos com intenção paliativa que representem um alto risco de morbidade. Para os outros tratamentos paliativos, os filmes devem ser revisados antes da segunda aplicação.

G.2.11. Dosimetria *In Vivo*

A dosimetria *in vivo* pode ser empregada para identificar os principais desvios que são produzidos

na administração da dose e para verificar e documentar a dose recebida por estruturas críticas. Seria conveniente se ter acesso a algum sistema de dosimetria *in vivo* (TLD, diodos, etc.). A dosimetria termoluminescente (TLD) é usada com bastante frequência devido ao pequeno tamanho dos dosímetros e à relativa facilidade com que podem ser calibrados, enquanto que os diodos têm a vantagem de ter leitura imediata. Os sistemas de dosimetria *in vivo* podem ter incertezas relativamente altas que devem ser determinadas antes de serem empregados (55). Ainda que os sistemas de dosimetria *in vivo* sejam muito úteis nas medições em pacientes individualmente, estes não constituem um substituto de um programa de GQ adequado.

G.2.12. Radiografias no Feixe de Tratamento

- Tipos de radiografias: além das radiografias que são obtidas durante o processo de simulação-localização, podem ser empregadas outras duas técnicas de imagem para determinar a posição do feixe de radiação do tratamento: 1) localização usando imagens portais (localização portal) e 2) localização usando imagens de verificação (verificação-localização). Uma imagem portal é obtida empregando um filme radiográfico relativamente sensível (por exemplo, Kodak X-Omat-EC-L ou TL) preferivelmente posicionado em um chassi adaptado a este tipo de exame (com tela de chumbo), exposto apenas a uma pequena fração da dose diária de tratamento (56) (geralmente menos de 5 cGy). Uma sub-categoria da imagem portal é a imagem de "dupla exposição", na qual uma primeira exposição é realizada com a abertura do campo de tratamento em seu posicionamento sobre o paciente (por exemplo, com os

blocos) e uma segunda exposição é obtida retirando-se os blocos e abrindo os colimadores de maneira que o feixe cubra parte da anatomia circundante do paciente. Uma vantagem deste método é que ele facilita a localização do campo de tratamento pela observação das estruturas anatômicas circundantes, mais facilmente do que quando só se realiza a irradiação do volume-alvo. O problema deste método é que dada a curta duração da exposição, o paciente não é irradiado nas condições reais do tratamento. Além disso, ele tem a desvantagem de irradiar um pouco mais (ainda que com uma baixa dose) tecidos alheios ao do volume-alvo. Isto se faz mais significativo à medida que se aumenta o número de campos. Por outro lado, as imagens de verificação são exposições únicas nas quais se registra a dose completa em uma fração de tempo para um certo campo, registrando o que acontece durante o tratamento, incluindo os possíveis movimentos do paciente e a presença de modificadores do feixe. Para as imagens de verificação devem ser empregados filmes radiográficos de baixa sensibilidade (por exemplo, Kodak X-Omat-V).

- Imagem Portal inicial: as imagens portais têm uma dupla função, verificar se o isocentro do campo de radiação (ou outro ponto de referência) está corretamente posicionado em relação à anatomia do paciente, assim como se a abertura do campo de radiação (incluindo blocos) foi adequadamente definida e registrada em relação ao isocentro. É recomendado obter-se imagens portais antes do início do tratamento para todos os campos de radiação. Quando são usados campos oblíquos ou não-coplanares, deve-se tomar também imagens ortogonais que projetem o isocentro. Esta recomendação está baseada no fato de que

se observam maiores erros no posicionamento ao transferir um plano do simulador ao equipamento de tratamento que no uso diário do equipamento (57). Se no primeiro dia de tratamento não forem feitas as modificações correspondentes, os erros de posicionamento podem persistir como um desvio sistemático por todo o tratamento.

- Imagens portais e de verificação durante o curso do tratamento: as variações de um dia para o outro no posicionamento do paciente são geralmente aleatórias e menores em magnitude que as modificações do início do tratamento (57). No entanto, podem aparecer desvios sistemáticos significativos devido a um grupo de fatores tais como um erro na interpretação da imagem portal do início do tratamento, uma modificação no procedimento de posicionamento/imobilização, troca dos técnicos em radioterapia que executam o tratamento, variações não registradas nos blocos, etc. Além disso, as variações na anatomia do paciente devido a flutuações no peso ou no estado da enfermidade também podem causar variações sistemáticas no registro dos campos de radiação. Por isto, o registro e revisão das imagens portais e de verificação no curso do tratamento devem fazer parte do programa de GQ. É importante apontar que uma pequena variação na posição do paciente em um dia pode ser simplesmente um erro aleatório não controlável, e que seu reposicionamento imediato poderia "sobre-corriger" a discrepância observada, levando a um erro sistemático, possivelmente maior que aquele que motivou a correção. Portanto, esses pequenos erros detectados no posicionamento devem ser monitorados por vários dias consecutivos e a posição do paciente deve ser modificada apenas se os erros

persistirem. Dada a frequência típica de ocorrência de erros no posicionamento durante o curso do tratamento, é recomendado que as radiografias portais ou de verificação sejam tomadas com uma frequência semanal ou quinzenal.

APÊNDICE H: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA

H.1. Descrição das Fontes

- Estrutura Físico-Química: a composição química do radionuclídeo e o material que o contém (por exemplo, ^{137}Cs absorvido em esferas de cerâmica; ^{192}Ir absorvido em barras de prata, etc.) devem ser informados pelo fabricante. Esta informação é importante já que a atenuação no material da fonte pode alterar significativamente as distribuições de dose ao redor da fonte (58, 59). Adicionalmente, a presença de impurezas radioativas pode requerer um período de armazenamento prévio ao uso clínico para permitir o decaimento de radionuclídeos de meia-vida curta (60). Se existe possibilidade de ruptura do encapsulamento, o conhecimento da composição química da fonte pode ajudar nos aspectos de radioproteção. Finalmente, a possibilidade de variações químicas ou físicas e os efeitos potenciais no tratamento do paciente durante a vida útil da fonte não devem ser ignorados.

- Encapsulamento: o encapsulamento da fonte pode influir na calibração da mesma, na distribuição de dose e em sua integridade física. Esta informação deve ser fornecida pelo fabricante. Os desenhos dos encapsulamentos variam para diferentes tipos de radionuclídeos e podem variar para o mesmo radionuclídeo segundo o fabricante. A maioria das fontes de meia-vida longa (^{226}Ra , ^{137}Cs , ^{60}Co) são duplamente encapsuladas; algumas têm um encapsulamento simples (^{125}I , ^{103}Pd) enquanto que outras podem consistir de arames (ou fios) ou sementes com um núcleo radioativo e um envólucro inativo

(^{198}Au , ^{192}Ir).

- Distribuição e uniformidade do radionuclídeo: o material radioativo pode estar distribuído de forma contínua ao longo do comprimento do encapsulamento ou dividido em compartimentos. O carregamento radioativo ao longo do comprimento da fonte pode ou não ser uniforme, seja pelo desenho ou por outra causa. O comprimento ativo pode ou não estar centrado em relação ao comprimento total da fonte (61) e a espessura da parede do envólucro ou a auto-absorção no núcleo pode não ser uniforme. Para cada tipo de fonte, estas diferenças e suas implicações na calibração e na distribuição de dose devem ser cuidadosamente determinadas. As radiografias e auto-radiografias das fontes são exames relativamente simples e que permitem conhecer a grosso modo a uniformidade da distribuição radioativa dentro da fonte (62, 63). A uniformidade da atividade entre sementes radioativas deve ser determinada e registrada (64). A separação entre sementes em cadeias ou tiras de fontes (*ribbons*) reportada pelo fabricante deve ser verificada por inspeção visual ou com auto-radiografias.

- Identificação das fontes: É essencial poder distinguir entre fontes do mesmo radionuclídeo e encapsulamento mas que diferem em sua atividade. Para fonte de curta meia-vida ($T_{1/2}$ curta) é necessário dispor de um inventário confiável e sensível. Para fonte de $T_{1/2}$ longa é recomendável dispor de um sistema rápido e confiável de verificação da intensidade da fonte, com o qual pode-se prevenir erros e reduzir o nível de exposição e ansiedade do pessoal. Nenhum dos métodos existentes para a marcação das fontes de $T_{1/2}$ longo é aceitado universalmente. Os códigos gravados

são geralmente difíceis de ler e induzem a uma irradiação excessiva do pessoal. Os códigos de cores tendem a apagar-se com o tempo, sendo recomendado que este tipo de codificação seja retocada sempre que necessário.

H.2. Calibração das Fontes

No passado da prática da braquiterapia, era comum aceitar a intensidade das fontes especificada pelo fabricante. Atualmente, observou-se que os limites do desvio padrão reportados por alguns fabricantes de até $\pm 10\%$ podem ter efeitos não esperados no tratamento do paciente. Por isto, à semelhança da teleterapia, o usuário deve calibrar cada uma das fontes que irá empregar (3).

A seguir estão descritos procedimentos para a verificação da intensidade das fontes de braquiterapia empregando fundamentalmente câmaras tipo Farmer (fontes de Alta Taxa de Dose) como as usadas para a calibração de feixes de fótons em teleterapia, ou câmaras tipo poço expressamente desenhadas para braquiterapia (fontes de Baixa ou Alta Taxa). Em muitos serviços de radioterapia com fontes de Baixa Taxa de Dose não existem câmaras tipo poço, devendo o físico fazer pelo menos uma avaliação relativa de suas fontes usando um calibrador tipo poço ou curiômetro, como os utilizados em Medicina Nuclear, sempre que sejam conhecidas as características lineares e perdas por recombinação de íons do equipamento, assim como possua pelo menos uma fonte "padrão" de cada radionuclídeo e tipo de fontes para fazer a comparação.

H.2.1. Especificação da Intensidade da Fonte

Para a caracterização da intensidade das fontes de braquiterapia

é recomendado empregar a grandeza *Intensidade de Kerma no Ar*, definida como o produto da Taxa de Kerma no ar e o quadrado da distância entre o ponto de calibração e o centro da fonte no eixo bissetor da mesma (75). Se simboliza como S_K e suas unidades são:

$$[S_K] : \mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1} \equiv \text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$$

Esta grandeza é numericamente igual à *Taxa de Kerma no Ar de Referência* K_r (25), diferindo por definição desta última em que S_K pode ser determinada a qualquer distância onde a fonte possa ser considerada pontual, enquanto que K_r é definida especificamente a um metro.

Para fontes lineares tipo arame ou cadeias de sementes de ^{192}Ir , pode-se empregar a grandeza *Intensidade Linear de Kerma no Ar*, definida como S_K por unidade de comprimento da fonte.

Relação com outras grandezas empregadas anteriormente.

- Miligrama de ^{226}Ra equivalente.

A grandeza de miligrama de ^{226}Ra equivalente (simbolizada como M_{eq}) é a massa de ^{226}Ra filtrada por 0,5 mm Pt que produz a mesma taxa de kerma no ar que a fonte dada. Suas unidades são expressas como:

$$[M_{eq}] : \text{mgRa}_{eq}$$

A conversão é dada por (65):

$$S_K = 7,23 M_{eq} \quad (1)$$

Ou seja, uma fonte de 1 mgRa_{eq} produz uma *Taxa de Kerma no Ar* a um metro de distância de 7,23 $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$.

- *Atividade Aparente*.

A *Atividade Aparente* (simbolizada como A_{ap}) é a atividade de uma

fonte sem filtração que produz a mesma Taxa de Kerma que a fonte dada. Suas unidades são:

$[A_{ap}]$: Ci ou Bq

A conversão é dada por (66):

$$\begin{aligned} A_{ap} &= S_K / [(\Gamma\delta)_x f] \quad \text{ou} \\ A_{ap} &= S_K / (\Gamma\delta)_K \end{aligned} \quad (2)$$

sendo $(Gd)_x$, $(Gd)_K$: constante gama de exposição e de Kerma do radionuclídeo, em

$[R \text{ cm}^2/\text{mCi h}]$ e $[\mu\text{Gym}^2/\text{MBq h}]$, respectivamente.

$$\begin{aligned} f &= 0,876 \text{ cGy/R} && \text{para } ^{192}\text{Ir} \\ &= 0,878 \text{ cGy/R} && \text{para } ^{137}\text{Cs} \\ &= 0,879 \text{ cGy/R} && \text{para } ^{60}\text{Co} \end{aligned}$$

Na Tabela H.1. estão os valores das constantes necessárias para realizar as conversões anteriores, junto com as características dosimétricas de algumas das fontes mais empregadas em braquiterapia.

Tabela H.1. - Características Dosimétricas dos Radionuclídeos Mais Usados em Braquiterapia (66)

Fontes	$E_{\text{média}}$ Fótons [keV]	$T_{1/2}$	HVL [mm Pb]	$(\Gamma\delta)_k$ [$\mu\text{Gy m}^2/\text{MBq h}$]	$(\Gamma\delta)_x$ [$\text{R cm}^2/\text{mCi h}$]
^{60}Co	1250	5,271 a	12,0	$0,309\pm 0,005$	$13,1\pm 0,15$
^{137}Cs	662	30,18 a	5,5	$0,079\pm 0,0027$	$3,35\pm 0,10$
^{192}Ir	397	74,2 d	2,5	$0,1157\pm 0,0052$	$4,9\pm 0,05$
^{198}Au	416	64,68h	0,33	$0,0548\pm 0,0014$	$2,32\pm 0,05$
^{125}I	28	59,89 d	0,025	1,45 ^a	0,03432 ^a

^a Estes valores foram tomados da referência (68)

Não é recomendado continuar empregando essas grandezas (M_{eq} e A_{ap}) para especificar a intensidade das fontes de braquiterapia. Quando em um certificado do fabricante for expressa a intensidade em alguma destas grandezas, para realizar a conversão segundo a equação (2), deve ser usado o valor de $(\Gamma\delta)_x$ ou $(\Gamma\delta)_k$ empregados pelo fabricante.

H.2.2. Calibração no Ar com Câmara de Ionização Dedal para Teleterapia

Este método é factível apenas para equipamentos de Alta Taxa de Dose (HDR).

- Configuração da Medida.

A medida deve ser realizada no ar, a uma distância tal entre a fonte e a câmara de ionização que ambas possam ser consideradas aproximadamente pontuais. A câmara deve ser posicionada de forma que o eixo longitudinal desta esteja perpendicular à bissetriz entre o centro da fonte e o centro da câmara. É recomendado empregar câmaras com volume sensível entre 0,1-1 cm³ (**Exemplo: câmara tipo Farmer**).

Efeitos relacionados com a distância d fonte-câmara que incidem na incerteza da calibração:

- Tamanho da câmara: sua influência diminui com o aumento de d .
- Radiação dispersada no local: sua influência aumenta com o aumento de d .
- Imprecisão na colocação: sua influência diminui com o aumento de d .
- Corrente de fuga: sua influência aumenta com o aumento de d .

Para câmaras com volume sensível em torno de 1 cm³ a distância d pode ser 10 cm; o intervalo útil pode ser de 10-20 cm, com um valor ótimo ao redor de 15 cm (69). Em geral, o intervalo de distâncias deve garantir que a fonte possa ser considerada aproximadamente pontual com um desvio da lei $1/d^2$ menor que 0,5%, sendo recomendado que

$$d \geq 10 L_{\text{act}}$$

onde L_{act} : comprimento ativo da fonte.

Para reduzir a contribuição da radiação dispersa nas paredes e no piso é recomendado que a fonte e a câmara sejam colocadas a uma distância deles não menor do que 1 metro.

É recomendado construir um aparato para a colocação da fonte (ou o aplicador desta) e da câmara, o qual permita variações na distância d entre 10-40 cm, de forma que se

assegure uma exatidão desta distância de pelo menos 1%, e uma reprodutibilidade melhor do 2% nas leituras (70)].

As correntes de fuga não devem superar 1% do sinal produzido pela fonte.

- Método de Determinação de S_K :

As leituras do sistema de medida devem ser corrigidas pelos seguintes efeitos:

- Correção por Gradiente: p_{grad}

Leva em conta a irradiação não uniforme das paredes da câmara perto da fonte.

O valor de p_{grad} pode ser obtido da Tabela H.2., em função do raio interno r e o comprimento interno λ da câmara, assim como da distância fonte-câmara d .

Tabela H.2. - Fator de Correção Por Gradiente P_{grad} .(71)

r/d	r/λ			
	0,1	0,25	0,50	0,70
0	1,000	1,000	1,000	1,000
0,005	1,0008	1,000	1,000	1,000
0,01	1,003	1,0005	1,0001	1,000
0,05	1,079	1,0123	1,002	1,0002

Para câmaras tipo Farmer ($r/\lambda = 0,13$) tem-se: (72):

Dist. fonte-câmara	P_{grad}
1 cm	1,338
2 cm	1,107
5 cm	1,019
10 cm	1,006
15 cm	1,003
20 cm	1,000

- Correção por Dispersão no Local:

É recomendado empregar o método de distância variável, para o qual é necessário que o acessório de posicionamento fonte-câmara permita a variação da distância d com uma precisão menor de 1 mm. Devem ser tomadas medidas a 6 ou 7 distâncias no alcance entre 10 e 40 cm. Satisfazendo as condições da configuração de medida descritas acima, pode-se considerar que a contribuição da radiação espalhada é independente da distância d no alcance indicado.

Assim, a Taxa de Kerma à distância d no ar devido apenas à radiação primária (direta) da fonte pode ser expressa como:

$$K_p(d) = K(d) - K_s \quad (3)$$

onde:

$K(d)$: é a Taxa de Kerma no Ar medida

à distância d .

K_s : É a contribuição da radiação espalhada à Taxa de Kerma.

A intensidade da fonte é obtida por:

$$S_K = K_p(d) d^2 = [K(d) - K_s] d^2 \quad (4)$$

Esta expressão apresenta 2 incógnitas: S_K e K_s ; reorganizando temos:

$$K(d) = K_s + S_K / d^2 \quad (4')$$

- Cálculo de S_K :

O valor experimental de $K(d)$ é obtido por:

$$K(d) = (M_o - M_i) \cdot PTP \cdot N_K \cdot P_{grad} \quad (5)$$

onde:

M_i : corrente de fuga do sistema

câmara-eletrômetro.

PTP: Correção da leitura por pressão e temperatura

$$PTP = (P_o/P). (T/T_o)$$

N_K : Fator de calibração de *Kerma* no Ar para a câmara de ionização.

Para fonte de braquiterapia de ^{60}Co ou ^{137}Cs , este fator corresponde ao do Certificado de Calibração da câmara para qualidade de feixes de fótons de ^{60}Co ou ^{137}Cs respectivamente; as medidas devem ser realizadas com a capa de equilíbrio eletrônico correspondente.

Para fontes de ^{192}Ir os Laboratórios Secundários de Calibração Dosimétrica não fornecem o fator N_K , sendo o método recomendado para sua obtenção baseado na interpolação a partir dos valores correspondentes às qualidades inferior e superior às do ^{192}Ir ($E_{\text{med}} = 397 \text{ keV}$). Para isto é conveniente dispor do N_K para ^{137}Cs , assim como para raios-X de 250 kV com uma camada semiredutora de aproximadamente 3 mm Cu (73); como o fator para raios-X é obtido sem capa de equilíbrio, para interpolar com o fator do ^{137}Cs , este último deve ser corrigido pela atenuação da capa. O fator de calibração para o ^{192}Ir (sem capa) é obtido por:

$$N_{K,\text{Ir}} = [N_{K,\text{Cs}} + N_{K,x}]/2 \quad (6)$$

onde:

$N_{K,\text{Cs}}$, $N_{K,x}$: fator de calibração para qualidade de ^{137}Cs e para os raios-X, respectivamente.

Se não se dispõe dos valores de N_K para as referidas qualidades de radiação, é recomendado empregar o valor disponível correspondente aos raios-X de maior penetração (74).

Observou-se que para medidas a pequenas distâncias é necessário excluir os fotoelétrons emitidos pelo encapsulamento da fonte, sendo recomendado que a fonte seja introduzida durante a calibração em um tubo de acrílico de 1 mm de espessura de parede; isto por sua vez facilita a obtenção de uma melhor rigidez na calibração. Neste caso deve ser empregado na equação (5) um Fator de Correção pelo filtro de elétrons F_e , o qual, para o tubo de 1 mm de acrílico é $F_e=1,004$. (74)

As fontes utilizadas dentro de aplicadores metálicos devem ser calibradas dentro do aplicador, para evitar uma correção adicional devido à atenuação da parede do aplicador. Para a solução do sistema representado pela expressão (4') é recomendado construir a seguinte tabela:

Dist.[cm]	$M_o - M_L$	C_{TP}	P_{grad}	$K(d)$
-----------	-------------	----------	-------------------	--------

A solução pode ser obtida ajustando por métodos numéricos a expressão (4') com uma função do tipo:

$$e = a_1 + a_2/x^2 \quad (7)$$

O parâmetro a_2 representa a intensidade da fonte S_K .

H.2.3. Calibração com Câmara Tipo Poço

Este método pode ser empregado tanto para fonte de Baixa como de Alta Taxa de dose. As características funcionais e testes realizados com este tipo de câmara estão no Apêndice I.2.

- Calibração da Câmara Tipo Poço

A calibração da câmara tipo poço deve ser realizada a cada 2

anos no mínimo. A calibração deve ser rastreável através de um LSCD com certificado. Fundamentalmente dois procedimentos são recomendados para garantir a rastreabilidade desta calibração:

a) *Calibração Direta no LSCD*

Este método pode ser empregado para fontes de LDR ou HDR. No caso de fontes de baixa taxa de dose a câmara do usuário pode ser enviada ao LSCD para que seja calibrada com as fontes padrões deste; o LSCD deve dispor de fontes padrões do mesmo tipo (radionuclídeo e geometria) da fonte do usuário da câmara. No caso de fontes de alta taxa a calibração da câmara tipo poço do usuário deve ser realizada na instituição deste, por comparação com uma câmara tipo poço padrão do LSCD, se esta possuir um fator de calibração para o tipo de fontes do usuário. O Certificado de Calibração expedido pelo LSCD deve especificar os parâmetros de trabalho do sistema câmara-eletrômetro calibrado, assim como as condições de irradiação: características da fonte padrão, voltagem de polarização e tipo de dispositivo (*holder*) empregado para a inserção da fonte no poço.

O Fator de Calibração N_{SK} reportado no Certificado deve ter as unidades:

$$\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{m}^2\cdot\text{nA}^{-1}$$

b) *Calibração pelo Usuário*

Este método é empregado preferivelmente para equipamentos de pós-carregamento remoto como o HDR. A determinação do fator de calibração da câmara N_{SK} pode ser efetuado por intercomparação com medidas no ar, segundo o método descrito no Apêndice H.2.2.

$$N_{SK} = S_{K,p} / M \quad (8)$$

onde:

$S_{K,p}$: é a intensidade da fonte padrão estabelecida segundo a medida no ar (ver Apêndice H.2.2).

M : Leitura da câmara tipo poço, corrigida para a densidade do ar (não é necessário para câmaras seladas) e para a recombinação de íons.

- *Determinação da Intensidade da Fonte do Usuário*

Uma vez que se disponha do fator de calibração da câmara tipo poço, o usuário procederá da seguinte forma para determinar a intensidade da fonte:

$$S_K = M_o N_{S_K} p_{TP} p_{ion} p_E \quad (9)$$

onde:

p_{TP} : correção para densidade do ar (algumas câmaras comerciais tipo poço são seladas; para elas, esta correção não procede).

p_{ion} : perdas por recombinação de carga:

$$p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2} / 3Q_{HV}) \quad (10)$$

onde:

Q_{HV} e $Q_{HV/2}$: Carga coletada com a voltagem de trabalho da câmara e com a metade desta, respectivamente.

p_E : fator de correção por escala do eletrômetro (segundo o certificado de calibração deste).

Um exemplo de formulário para a verificação da intensidade de fontes de braquiterapia está no Apêndice H.9.

H.2.4. Correção para o Efeito de Trânsito da Fonte

Um método para a medida dos efeitos do trânsito da fonte (27) consiste em colocar uma câmara tipo Farmer a uma distância relativamente pequena (1 a 2 cm) do aplicador das fontes, a fim de obter um sinal elevado, assim como para assegurar que o efeito do trânsito das fontes (o qual é dependente da distância ao ponto de interesse) seja representativo do que se obtém na prática clínica.

É medida então a corrente quando a fonte se encontra na posição estacionária (I_{sta}); para isto, deve-se integrar a carga (Q_{sta}) empregando um cronômetro independente (por exemplo, o tempo medido com o temporizador do próprio eletrômetro, t_{elect}) para evitar o efeito do trânsito da fonte nas leituras. Inicia-se a coleta de carga após o momento em que a fonte esteja na posição de irradiação (no aplicador) e suspende-se a medida antes de seu regresso ao container, obtendo $I_{sta} = Q_{sta} / t_{elect}$

Posteriormente, programam-se diferentes tempos com o temporizador do equipamento de tratamento (t_{set}), medindo a carga coletada para cada um (Q_{med}). Desta forma Q_{med} inclui a dose de trânsito e a estacionária. O tempo efetivo de tratamento (t_{eff}) medido em cada caso é obtido por: $t_{eff} = Q_{med} / I_{sta}$

Desta forma, a linearidade e o efeito do trânsito da fonte podem ser quantificados, expressando t_{eff} como um ajuste linear de t_{set} .

$$t_{eff} = \alpha t_{set} + \Delta t_{tr}$$

O desvio em relação a 1 da tangente a fornece uma medida da exatidão absoluta do temporizador do equipamento de tratamento,

enquanto que Δt_{tr} representa o efeito do trânsito da fonte

Devem ser verificadas a exatidão e a reprodutibilidade do temporizador do equipamento de carregamento remoto para evitar possíveis erros por diferença na freqüência das linhas de alimentação elétrica.

Os parâmetros da calibração devem ser selecionados de forma tal que os efeitos do deslocamento da fonte não contribuam mais que 1% à incerteza global da dose cedida.

H.3. Rastreabilidade da Calibração

A calibração da fonte deve ser rastreável aos padrões nacionais ou internacionais em vários níveis.

- *Rastreabilidade Direta*: é estabelecida quando uma fonte ou calibrador tenha sido calibrado em um Laboratório Primário de Calibração Dosimétrica (LPCD) ou um Laboratório Secundário de Calibração Dosimétrica (LSCD), credenciado para este tipo de serviço.

- *Rastreabilidade Secundária*: é estabelecida quando a fonte é calibrada por comparação com outra fonte de igual desenho e intensidade similar, a qual por sua vez possua rastreabilidade direta ou quando a fonte é calibrada usando um instrumento com rastreabilidade direta.

- *Rastreabilidade Secundária por Inferência Estatística*: é estabelecida para um grupo de fontes das quais foi extraída uma mostra aleatória adequada para sua calibração com rastreabilidade secundária (75).

- *Rastreabilidade Remota*: ocorre se a instituição confia na calibração do certificado do fabricante como único padrão. Esta calibração pode ou não ser rastreável aos padrões

nacionais ou internacionais.

H.4. Recomendações

As fontes empregadas em braquiterapia devem possuir uma calibração com rastreabilidade direta ou secundária aos padrões nacionais ou internacionais. Para novos radionuclídeos introduzidos nesta prática, para os quais não existe ainda um padrão nacional ou internacional adequado, pode ser empregada a rastreabilidade remota como via para estabelecer um padrão temporal local.

Idealmente, toda fonte a ser implantada em um paciente deve possuir uma calibração. Na prática, no entanto, devido a limitações de tempo, recursos, exposição do pessoal ou restrições de outra natureza, isto nem sempre acontece. É recomendado que todas as fontes de $T_{1/2}$ longa estejam calibradas. A rastreabilidade por inferência estatística pode ser apropriada para fonte de $T_{1/2}$ curta, dependendo da grandeza da fonte em consideração, assim como o agrupamento pela atividade estabelecida. Se o conjunto contém poucas fontes, é recomendada a calibração de todas juntas e de cada uma separadamente. Para conjuntos grandes de fontes similares, é recomendado calibrar uma amostra aleatória com pelo menos 10% do lote total de fontes. Para fontes esterilizadas, é recomendado comprar e calibrar uma fonte (não estéril) para cada grupo por intensidade.

A calibração assinada pelo fabricante é comumente aceita como válida pela instituição. No entanto, é responsabilidade da referida instituição verificar se esta calibração está correta.

A instituição deve comparar o valor dado pelo fabricante com o padrão da instituição; na ausência

deste padrão, a instituição deve procurar uma verificação independente do valor reportado pelo fabricante, seja mediante o serviço de outra instituição similar que possua esta capacidade de verificação, ou por um Laboratório de Calibração credenciado para isto. A instituição deve então comparar o valor reportado pelo fabricante com o verificado por outra via; se ambos estiverem dentro dos limites aceitáveis podem ser empregados para fins clínicos qualquer um dos dois. Se a discrepância na intensidade da fonte for maior que 3%, deve ser investigada a causa desta diferença; se a discrepância exceder 5% é recomendado relatar isto imediatamente ao fabricante. Nestes casos será aconselhável solicitar ao fabricante uma revisão da calibração para esclarecer estas diferenças. Se houver um adequado programa de redundância para verificar se o sistema dosimétrico da instituição (padrão local) não varia com o tempo (ver item 6.2), haverá ainda um pequeno risco de erro ao empregar o resultado da calibração da instituição quando este diferir mais que 5% do valor reportado pelo fabricante.

Os testes de GQ das fontes e sua frequência estão na Tabela VIII. Pode-se observar que 3% de tolerância entre a calibração do fabricante e a da instituição se aplica à média de um lote de fontes do mesmo tipo e intensidade. Dado que cada fonte individual pode diferir da média em uma porcentagem maior, é recomendado que o desvio-padrão para fontes individuais não supere 5%.

Para fontes de $T_{1/2}$ longa, a uniformidade de cada fonte deve ser verificada durante o procedimento de calibração inicial. Todas as cadeias de sementes devem ser verificadas durante a calibração inicial, assim como inspecionadas visualmente ou pela auto-radiografia para assegurar

uma adequada separação entre sementes, e o número correto destas. Há considerações especiais para cadeias de fontes de carregamento diferenciado, como em algumas cadeias de fontes usadas nas aplicações intracavitárias.

H.5. Inventário de Fontes

H.5.1. Fontes de $T_{1/2}$ Longa

Inventário Ativo (Atualizado Trimestralmente): o inventário ativo deve estar no local de armazenagem das fontes, em lugar visível e uma cópia na seção de dosimetria para fins de cálculo. O inventário deve incluir:

- radionuclídeo e tipo de fontes;
- para cada lote de fontes equivalentes:
 - * número de fontes com mesma intensidade;
 - * valor médio e desvio padrão das intensidades;
 - * data e intervalo de tempo em uso clínico;
 - * critério ou código de identificação (por exemplo, cor, grandeza em mg-Ra-eq, etc.);
 - * posicionamento exato no local ou container.

Arquivo Permanente: Deve-se dispor de um arquivo ou pasta permanente, que contenha as seguintes informações:

- radionuclídeo, tipo de fontes, fabricante, modelo, número ou outra descrição de interesse;
- diagramas que ilustrem a estrutura, as dimensões e a composição das fontes;
- para cada fonte ou lote de fontes equivalentes:
 - * verificação do certificado do fabricante (especificação de intensidade da fonte) por parte da instituição ou laboratório credenciado;

* resultados dos testes de fuga radioativas;

* posicionamento na instituição.

H.5.2. Fontes de $T_{1/2}$ Curta

Inventário Ativo: na maioria dos casos o *container* de transporte e/ou o recinto de armazenagem possuem etiquetas com a seguinte informação:

- radionuclídeo e tipo de fontes;
- identificação do lote;
- intensidade da fonte total, assim como por unidade de comprimento (arame), por sementes, etc.

Arquivo Permanente: deve-se dispor de um arquivo ou pasta permanente pelo mesmo período de tempo requerido para os registros do tratamento do paciente que contenha a seguinte informação:

- radionuclídeo, tipo de fonte, fabricante, modelo, número ou outra descrição de interesse;
- número do lote, data de embarque, número de sementes ou arame;
- especificação da intensidade das fontes dada pelo fabricante (calibração) e data apropriada;
- verificação da calibração do fabricante por parte da instituição ou laboratório credenciado;
- registro das medições das máscaras para verificação de fugas ou contaminação externa;
- reposição: data de devolução ao fabricante ou posicionamento na armazenagem a longo prazo e/ou em definitivo.

H.5.3. Inventário em Uso

Deve-se dispor também de folha de tratamento (ficha) tanto para as fontes de curta como de

longa meia-vida que se encontram em uso terapêutico. Esta ficha deve conter:

- nome do paciente, n.º. do quarto, procedimento de aplicação e data;
- supervisor de proteção radiológica e n.º. de telefone;
- radioterapeuta responsável;
- número de fontes e Taxa de Kerma total a um metro destas;
- reposição das fontes.

Ao finalizar o implante, as fontes devem retornar imediatamente a seu lugar de armazenagem correspondente. As fontes empregadas em um só paciente devem ser conservadas até que tenham decaído significativamente ou serem devolvidas ao fornecedor.

H.6. Controle de Estanqueidade das Fontes. Monitoramento Radiológico

As fontes radioativas empregadas em braquiterapia estão cobertas por uma cápsula metálica (em alguns casos dupla) que além de absorver a radiação de baixa energia não adequada ao tratamento, protege a fonte de possíveis rupturas e fuga. O fabricante, ao fornecer a fonte, deve apresentar um certificado de controle de estanqueidade onde se explica o método utilizado e o nível de atividade medido (ou não superado). Geralmente é admitido até 185 Bq (5 nCi) como valor de segurança. O usuário deve repetir os testes de controle de fuga no início do uso e anualmente, para o qual o método mais sensível é esfregar suavemente a fonte (LDR) com uma gaze embebida em álcool ou água e medir a possível atividade residual na gaze utilizando para isto um contador (preferivelmente cintilador com poço para o posicionamento da amostra) devidamente calibrado e protegido da radiação de fundo, de

maneira que seu nível de detecção seja inferior à 18,5 Bq.

No caso dos equipamentos de carregamento remoto automático é necessário controlar a possível contaminação das guias condutoras das fontes, para o qual pode-se usar um esfregaço no interior das guias, ou medir diretamente amostras dos líquidos ou substâncias empregados para sua limpeza, sendo neste caso recomendável reduzir em uma ordem o limite estabelecido para o controle direto das fontes. Se isto não for possível, deve-se realizar um monitoramento radiológico externo das guias e aplicadores; para detectar a possível presença de contaminação radioativa nos mesmos, é recomendado empregar um dosímetro portátil ou similar com adequada sensibilidade (limite de detecção inferior a 2 $\mu\text{Gy/h}$ ou 0,2 mR/h).

É recomendado também que trimestralmente se realize um monitoramento radiológico dos equipamentos de carregamento remoto automático, com as fontes no cofre, para avaliar a radiação de fuga dos containeres e outras partes do mesmo. Pode-se seguir o mesmo procedimento recomendado para as unidades de telecobalto (ver Apêndice C.1.6).

H.7. Controle da Qualidade dos Aplicadores

Posicionamento de Atenuadores: verifica-se mediante radiografias do aplicador em diferentes ângulos, a fim de comprovar a posição e forma do atenuador, por exemplo, ovóides e aplicadores tipo Fletcher-Suit.

Posicionamento da Fonte: este teste só pode ser efetuado mediante uma *auto-radiografia* da fonte no aplicador na posição prevista. É

recomendado fixar o aplicador sobre um filme dentro de envelope (por exemplo, 'ready-pack' X-OMAT-V para fonte HDR, ou X-OMAT-TL para fonte LDR); fazendo marcas com uma agulha hipodérmica no envelope, de maneira que se possa comprovar, ao revelar a placa, a posição das marcas deixadas pelas fontes em relação a pontos de referência do aplicador.

O tempo de exposição do filme (tempo que a fonte permanecerá no aplicador) pode ser calculado como:

$$t_{\text{exp}} = D / R_{\text{sup}}$$

onde: R_{sup} é a taxa de dose na superfície do aplicador

D é a dose ótima de exposição, que dependerá do tipo de filme empregado. É recomendado:

Filme de verificação (por ex.: Kodak X-OMAT-V): 0,5-1 Gy;

Filme raios-X convencional de localização (por ex. Kodak X-OMAT-TL): 0,04-0,05 Gy.

Para equipamentos com fontes de Alta Taxa de dose é preferível empregar filmes de verificação devido ao tempo de exposição ser muito curto, o que requer filmes de maior sensibilidade.

Coincidência do Simulador e da Fonte: os simuladores usados para a localização das fontes reais devem garantir, em primeiro lugar, que as características geométricas externas sejam idênticas (diâmetro e comprimento). A coincidência espacial do simulador com a fonte no aplicador deve ter uma tolerância de $\pm 1\text{mm}$. Para verificar esta coincidência é recomendado combinar uma radiografia externa do simulador de fontes em uma posição pré-definida dentro do aplicador e uma auto-radiografia da fonte na mesma posição; em ambos

os casos o aplicador deve ser posicionado em contato direto com o envelope dos respectivos filmes, assim como realizar as marcas correspondentes sobre estas, para fins de referência.

H.8. Dosimetria Clínica

Na utilização dos sistemas dosimétricos para o planejamento dos implantes (Paris, Manchester, etc.) deve-se levar em conta que a precisão com que o sistema prediz a distribuição de dose absorvida depende da exatidão das posições. É recomendável realizar sempre uma dosimetria individualizada, baseando-se nos dados reais das fontes e na posição das mesmas.

Localização das Fontes Radioativas: as fontes radioativas usualmente são implantadas no tecido a certa profundidade, e para calcular a distribuição de dose absorvida, manualmente ou por computador, o primeiro é localizar a posição relativa de cada fonte com respeito ao volume (que se irradiará) e aos órgãos críticos.

Existem diferentes métodos para localizar as fontes no paciente, cada um dos quais requerendo um Controle da Qualidade para assegurar a exatidão desejada. Entre os mais empregados se encontram:

1. Filmes Ortogonais:

Para uma boa reconstrução é necessário que as radiografias sejam perfeitamente ortogonais. Ao utilizar equipamentos de raios-X não isocêntricos, é recomendável o uso de uma caixa ou cubo de reconstrução, em cujas faces contrapostas (correspondendo às direções látero-laterais e ântero-posteriores do paciente) são fixados marcadores radiopacos devidamente alinhados. Os filmes (chassis) são posicionados sobre a face

correspondente do cubo. A adequada ortogonalidade é obtida mediante alinhamento do feixe de raios-X ao comprimento dos marcadores, com a caixa colocada sobre o paciente. Pode-se prescindir deste acessório se for utilizado um Simulador de Tratamento de teleterapia.

Parâmetros a controlar:

- Distância Foco-Filme nas radiografias AP e LL
- Distância Foco-Centro da caixa de reconstrução nas radiografias AP e LL
- Distância Foco-Isocentro no caso de Simulador de Tratamento

2. Filmes Semi-Ortogonais:

Neste método é necessário o uso da caixa de reconstrução sobre o paciente, já que a posição dos marcadores permite a reconstrução espacial dos focos de raios-X. Este método permite o emprego de feixes de raios-X cujos eixos não se interceptam nem são perpendiculares entre si, sempre que as projeções de ambos marcadores sejam visíveis nas radiografias.

Parâmetros a controlar:

- Distância Foco-Filme nas radiografias AP e LL
- Dimensões da caixa de reconstrução
- Separação das imagens dos marcadores

3. Filmes deslocados:

Quando não se dispõe de equipamentos de raios-X com possibilidade de rotação da estativa ou do cabeçote, ou não existem os acessórios para avaliar a ortogonalidade, pode-se empregar uma unidade de raios-X convencional, deslocando-a paralelamente a uma placa AP e fazendo duas exposições sobre o mesmo filme.

Parâmetros a controlar:

- Deslocamento do tubo de Raios-X
- Distância Foco-Filme

É recomendável dispor de um fantoma radiográfico com inserção de catéteres ou marcadores radiopacos em uma geometria conhecida que permita avaliar a exatidão da reconstrução das coordenadas das fontes.

H.9. Formulário para a Verificação da Intensidade de Fontes de Braquiterapia com Câmara de Ionização Tipo Poço

Data de Verificação: 24 de fevereiro de 1999

1. Descrição da(s) Fonte (s):

Radionuclídeo: ¹³⁷Cs

Tipo: Tubo CDC-J

Nº. Série: FO445

Intensidade (por certificado do fabricante): $S_{K, cert} =$ 190,1 μ Gy h⁻¹ m²

Número do Certificado: 34487-1 (Amersham)

Data do Certificado: 8 de setembro de 1997

2. Equipamento Dosimétrico:

Câmara de Ionização:

Modelo e Número de Série: HDR1000, No. A98097;

Eletrômetro:

Modelo: CDX-2000 Nº. Série: B980715

Suporte: Modelo 70020, com 'plug' de 42 mm

3 - Fator de Calibração:

$N_{S_K} =$ 5,018x10¹¹ μ Gy h⁻¹ m² A⁻¹, dado a $P_0 =$ 101,3 kPa, $T_0 =$ 22 °C

4 - Correção da Leitura do Eletrômetro:

A) CORREÇÃO PARA A DENSIDADE DO AR

Temperatura $T =$ 18 °C e pressão $P =$ 100,5 kPa no momento da medida.

$p_{TP} = (P_0/P)[(273,15 + T)/(273,15 + T_0)] =$ 0,994

Tensão de Polarização : 300 V

Leitura Média por Unidade de Tempo: $M_0 =$ 2,21x10⁻⁸ C/min. (Q_{HV})

Tensão de Polarização : 150 V

Leitura Média por Unidade de Tempo: $Q_{HV/2} =$ 2,20 x 10⁻⁸ C/min.

b) Correção devido à recombinação

$p_{ion} = (4/3) - (Q_{HV/2} / 3Q_{HV}) =$ 1,0015

c) Correção da escala do eletrômetro

$p_E =$ 1,01

5 - Intensidade de Kerma no Ar Medida:

$S_K = M_0 N_{S_K} p_{TP} p_{ion} p_E$

$S_K =$ 185,9 μ Gy h⁻¹ m²

6 - Discrepância

$\Delta = (S_K - S_{K, cert}^*) \times 100 / S_{K, cert}^* =$ +1,0 %

$S_{K, cert}^*$: valor corrigido para a data de verificação

Realizado por: _____

H.10. Formulário para o Controle DIÁRIO do Equipamento de Carregamento Remoto Automático

	Dia													
Teste														
Indicador de posição da fonte	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Console														
Equipamento														
Porta														
Monitor Estacionário de Radiação														
Interruptores de Emergência	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Porta (funcional, s/n)														
Console (funcional, s/n)														
Sistema de retorno de fontes	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Retorno manual (disponível, s/n)														
Baterias de reserva (funcionais, s/n)														
Temporizador (reprodutível)														
Guias condutoras de fontes	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--
Integridade														
Conectores limpos														
Proteção Radiológica														
Monitor portátil de radiações ^a														
Proteções na cama de tratamento ^b														
Exatidão espacial ^c														
Visualização do paciente (TV)														
Intercomunicador com paciente														
Realizado por (iniciais do Técnico)														
Revisado por (iniciais do Físico) ^d :														
Observações														

^a Disponível e funcional, para controle radiológico do paciente ao término do tratamento

^b Equipamentos de LDR

^c Com auto-radiografia de configuração específica, para equipamentos com cadeia de fontes fixas ou programáveis; para equipamentos com fontes por passos ou pulsada, auto-radiografia de catéter simples com fontes em posições preestabelecidas.

^d Semanalmente ou quando forem encontradas anomalias

NOTA: Em todos os itens colocar S quando tudo funciona corretamente ou está dentro da margem de tolerância.

H.11. Formulário para o Controle TRIMESTRAL do Equipamento de Carregamento Remoto Automático

DATA: ____ / ____ / ____.

EQUIPAMENTO: _____

1. Revisão de fuga de ar:

Perda de pressão: _____

2. Monitoramento radiológico com fontes guardadas

Pontos de medida

Dist. (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
5											
100											

3. Revisão de perda de alimentação elétrica:

Verificação se a fonte retorna ao cofre: _____

4. Temporizador:

Reprodutibilidade: _____ %

Linearidade: _____ %

5. Impressão de dados do tratamento (console):

Fontes: _____

Tempos: _____

Data: _____

Outros: _____

6. Auto-radiografia/Radiografia do simulador de fontes (configuração típica):

Aplicador _____ Fontes/configuração _____ Discrepância fonte-simulador _____ mm

7. Verificação de intensidade da fonte ($T_{1/2}$ curta):

a) Lote de fontes

Lote			Intensidade		Discrepância ^a
Tipo	Fabricante	Id. do lote	Certificado (média)	Medida (média)	
					_____ %
					_____ %

^a Em relação ao valor médio do lote correspondente ao Certificado de calibração (Tolerância: $\pm 3\%$)

b) Fontes individuais

Fonte individual			Intensidade		Discrepância ^a
Tipo	Fabricante	Número	Certificado	Medida	
					_____ %
					_____ %

^a Em relação à intensidade média do lote correspondente ao certificado de calibração (Tolerância: $\pm 5\%$)

Observações: _____

Realizado por: _____

H.12. Formulário para o Controle ANUAL do Equipamento de Carregamento Remoto Automático

DATA: ____/____/____.

EQUIPAMENTO: _____.

1 Cheque de fontes:

a) Teste de fuga radioativa:

Fontes:

_____: _____ Bq
 _____: _____ Bq
 _____: _____ Bq

Guias condutores:

_____: _____ Bq (_____ μ Gy/h)
 _____: _____ Bq (_____ μ Gy/h)
 _____: _____ Bq (_____ μ Gy/h)

b) Verificação da intensidade das fontes ($T_{1/2}$ longo):

i) Lote de fontes

Lote			Intensidade		Discrepância ^a
Tipo	Fabricante	Id. do lote	Certificado (média)	Medida (média)	
					_____ %
					_____ %

^a Em relação ao valor médio do lote correspondente ao certificado de calibração (Tolerância: $\pm 3\%$)

ii) Fontes individuais

Fontes			Intensidade		Discrepância ^a
Tipo	Fabricante	Número	Certificado	Medida	
					_____ %
					_____ %
					_____ %
					_____ %
					_____ %

^a Em relação à média do lote de um mesmo tipo de fontes (Tolerância: $\pm 5\%$)

2 Auto-radiografia/Radiografia do simulador de fontes (todas as fontes/configurações):

Aplicador	Fontes/configuração	Discrepância fonte-simulador
_____	_____	_____ mm

3 Temporizador:

Reprodutibilidade: _____ %.

H.13. Formulário para o Controle da Qualidade do Tratamento de Braquiterapia

Paciente: _____ Nº. Prontuário: _____
 Data da aplicação: _____ Data de Registro: _____

	AÇÃO EXECUTADA ^a	COMENTÁRIOS
	1) <u>Preparação do implante</u>	
<input type="checkbox"/>	a) Aplicação programada	
<input type="checkbox"/>	b) Sala e cama designada	
<input type="checkbox"/>	c) Fontes solicitadas	
<input type="checkbox"/>	d) Integridade do aplicador verificada	
	2) <u>Patologia</u>	
<input type="checkbox"/>	a) Hospital	
<input type="checkbox"/>	b) Código de patologia	
<input type="checkbox"/>	c) Diagnóstico	
	3) <u>Inserção do aplicador</u>	
<input type="checkbox"/>	a) Identidade do aplicador verificada	
<input type="checkbox"/>	b) Geometria do implante/aplicador registrada	
<input type="checkbox"/>	c) Filmes de simulação revisados	
<input type="checkbox"/>	d) Número e intensidade das fontes registrados	
<input type="checkbox"/>	e) Prescrição datada e assinada pelo radioterapeuta	
	4) <u>Carregamento do implante</u>	
<input type="checkbox"/>	a) Prescrição revisada em relação à seqüência de carregamento proposta, a intensidade das fontes e os tempos de tratamento	
<input type="checkbox"/>	b) Cadeias ou lotes de fontes verificadas	
<input type="checkbox"/>	c) Para sementes: verificação executada	
<input type="checkbox"/>	d) Paciente identificado ao menos por dois métodos (nome, n°.pront., data nasc., outro__)	
<input type="checkbox"/>	e) Implante carregado	
<input type="checkbox"/>	f) Fontes empregadas registradas em inventário	
<input type="checkbox"/>	g) Cálculos de prescrição e tratamento revisados pelo físico no mesmo dia de carregamento do implante	
	5) <u>Para implantes por carregamento remoto automático</u>	
<input type="checkbox"/>	a) Paciente identificado ao menos por dois métodos (Nome, n°.pront., data nasc., outro__)	
<input type="checkbox"/>	b) Prescrição revisada em relação à seqüência de carga proposta, a intensidade das fontes e os tempos de tratamento	
<input type="checkbox"/>	c) Preparação das cadeias de fontes revisada pelo físico	
<input type="checkbox"/>	d) Controle da Qualidade diário realizado na unidade de tratamento	
<input type="checkbox"/>	e) Auto-radiografia revisada pelo físico e o médico no mesmo dia do implante	

Continua na próxima página

-
- 6) **Execução do implante**
- a) Orientações às enfermeiras por escrito
- b) Sala/quarto de tratamento identificado
- c) Monitoramento radiológico completo
- d) Prescrição completa
- e) Data/hora de retirada das fontes registradas
- i) na história clínica
- ii) na folha de planejamento do tratamento
- iii) na sala/quarto de tratamento
- f) Médico responsável pelo implante informado da data/hora da retirada das fontes
- g) Responsável da verificação da retirada do implante
- 7) **Planejamento do Tratamento**
- a) Plano revisado pelo médico antes de completar o tratamento
- b) Plano revisado pelo físico antes de completar o tratamento
- c) Administração do Implante registrado na folha de tratamento
- 8) **Retirada do implante**
- a) Número de fontes verificadas pelo médico
- i) na sala/quarto do paciente
- ii) no quarto/local de fontes
- b) Monitoramento radiológico da sala/quarto do paciente
- c) Fontes retiradas inventariadas
- d) Formulário do monitoramento radiológico preenchido
-
- 9) **Registro e Controle do Implante**
- a) Saída impressa da unidade de carregamento remoto automático verificada
- b) Filmes de localização identificados e arquivados
- c) Registro resumido de dose cedidas preenchido e assinado pelo médico e pelo físico
-

^a Marcar com um [√] quando a ação correspondente for executada

APÊNDICE I: PROCEDIMENTOS PARA A REALIZAÇÃO DO CONTROLE DA QUALIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE MEDIDA

1.1. Dosímetros de Feixes de Fótons e Elétrons. Referência Local e Instrumento de Campo

Até o momento, o sistema dosimétrico por excelência para a calibração absoluta das unidades e fontes de radioterapia está baseado em câmaras de ionização, por isto nos concentraremos neste tipo de sistema. Para mais detalhes sobre os testes e requerimentos deste tipo de dosímetros recomendamos a norma IEC-731 (76).

1.1.1. Controle da Qualidade

Ao receber um novo equipamento dosimétrico deve ser realizada uma série de testes de comprovação, assim como durante o uso ou recalibração. O primeiro passo deve consistir sempre na leitura detalhada dos manuais de instruções do instrumento.

1. Exatidão e Constância:

a) Dependência Energética

É realizada principalmente no momento da calibração, pelo Laboratório de Calibração Dosimétrica. A norma IEC-731 especifica aos fabricantes as variações máximas, partindo de uma qualidade de referência.

Ex: Câmara tipo dedal, K_{air} raios-X de média energia

- Qualidade de referência: CSR= 1,8 mmCu (\approx 200 kV)
- Intervalo mínimo de qualidade: 0,06 mmCu (\approx 70 kV) a 3

mmCu (\approx 250kV)

- Dentro do intervalo mínimo de qualidade, o limite de variação da resposta será de $\pm 2\%$. O teste deve ser realizado no mínimo com 5 qualidades.

b) Dependência da Taxa de Dose e do Ângulo de Incidência

Estes testes não são realizados habitualmente por um serviço de radiofísica. A norma IEC-731 estabelece os testes e limites para radiação contínua e pulsada para o efeito de recombinação de íons.

c) Dependência da Polaridade da Tensão de Coletor

Para este teste o eletrômetro deve ter a possibilidade de inversão de polaridade; o manual do eletrômetro em questão deve explicar como efetuar isto, mas em geral, antes de proceder à variação, deve-se desligar o eletrômetro.

A norma IEC-731 impõe um limite para câmaras de ionização, sejam estas específicas para feixes de elétrons ou não: $< 1\%$.

d) Tempo de Estabilização

Deve corresponder ao estipulado no manual do fabricante; é medido com a câmara na fonte de verificação de constância (^{90}Sr), ou no feixe de tratamento (^{60}Co).

A norma IEC-731 impõe limites de variação da resposta para a câmara e para o eletrômetro durante intervalos de tempo:

Entre 15 minutos e 2 horas para câmaras.

Entre 15 minutos e 6 horas para eletrômetros.

Variação máxima: $\pm 0,5\%$ do

valor obtido após uma hora de aquecimento.

Um exemplo de procedimento para avaliar o tempo de estabilização do sistema dosimétrico pode ser o seguinte:

- Ligue o eletrômetro e registre a hora.
- Selecione o modo de medida de corrente no intervalo mais sensível.
- Registre a corrente "Offset" indicada.
- Repita o passo anterior a cada 5 minutos desde que o eletrômetro for ligado até transcorrer 5 minutos do tempo de estabilização especificado pelo fabricante.
- Compare o tempo necessário para que a I_{off} se estabilize em um pequeno valor, em relação ao tempo especificado pelo fabricante.

e) Dependência da Dose Total

Este teste está relacionado com a história de dose acumulada na câmara, não sendo muito significativo como nos sistemas a base de diodos.

f) Comunicação Atmosférica

O objetivo deste teste é comprovar se o orifício de comunicação de ar da câmara com o exterior não está obstruído. Para isto devem ser realizadas medidas em idênticas condições de irradiação (por exemplo, com a fonte de referência) variando a pressão ou a temperatura em um curto intervalo de tempo; as leituras da câmara devem seguir estas variações com certa inércia, de acordo com a correção P_{PT} .

A norma IEC-731 impõe limites de variação da resposta para a câmara com variações da pressão

atmosférica, especificando que os "90% do tempo de equilíbrio" não devem superar 10 segundos. Para avaliar este aspecto é sugerido o seguinte procedimento:

- Coloque a câmara de ionização em um campo de taxa de dose constante, por exemplo, em uma fonte de teste de constância (fonte teste). Introduza a câmara junto com a fonte, com o termômetro e o barômetro na cúpula de cristal para vácuo. Depois coloque a tampa da cúpula de maneira que se possa assegurar um fechamento (selamento) adequado.
- Registre a pressão e realize várias leituras sucessivas em modo de corrente.
- Conecte a bomba de vácuo de forma a produzir uma variação brusca da pressão no interior da cúpula (de 5% a 10 % da pressão ambiente) e meça a variação com o tempo da corrente de ionização da câmara.
- Registre o tempo requerido para que a corrente alcance 90% de seu valor final (estável). Este tempo não deve superar 10 segundos.

2. Testes de Constância

Para isto é recomendado o emprego de fontes de vida longa, preferivelmente ^{90}Sr . O orifício para colocar a câmara na fonte deve garantir uma elevada reprodutibilidade ($< 0,5\%$). A resolução da leitura deve ser melhor que 0,1%. É recomendável medir-se a temperatura no interior do cofre da fonte.

3. Linearidade da Resposta

Este teste é realizado irradiando o sistema dosimétrico para diferentes valores de dose, preferivelmente 3 valores em cada intervalo de medida do eletrômetro. A linearidade é determinada seguindo um processo equivalente ao descrito

no anexo C.3.1.

4. Sinais de Ruído

a) Corrente de fuga:

É determinada segundo as recomendações do fabricante.

Em geral, coleta-se uma carga significativa no intervalo mais sensível do eletrômetro, seja em feixe externo ou com a própria fonte de teste. Sem interromper o processo de coleção retira-se a câmara do campo de radiação e espera-se um tempo suficientemente grande para avaliar possível fuga (30 minutos a 1 hora). A corrente de fuga é calculada como a variação de carga dividida pelo tempo transcorrido após a retirada da câmara:

$$i_{\text{fuga}} = (Q_{\text{final}} - Q_{\text{inicial}}) / \Delta t_{\text{descarregamento}}$$

A norma IEC-731 recomenda que a corrente de fuga sem radiação não deve exceder $\pm 0,5\%$ da corrente de ionização produzida pela 'taxa de dose efetiva' mínima. Irradiando a câmara em condições de referência, pode-se determinar a relação linear entre a corrente e a taxa de dose; com isto pode-se expressar a corrente de fuga como um percentual da corrente produzida pela taxa de dose efetiva mínima.

b) Sinal extra-câmara:

Considera-se fundamentalmente devido ao "efeito haste", que consiste na contribuição ao sinal gerado ao expor o cabo da câmara ao feixe de radiação, assim como a fuga devida à própria haste. Este sinal é função da porção do cabo irradiado e do tipo e energia da radiação. Este parâmetro é um índice de qualidade da câmara e depende da porção de cabo da câmara que não foi exposto. Para avaliar a contribuição deste sinal pode-se seguir as recomen-

dações das normas IEC-731 (ensaios no ar para determinar as duas componentes: dispersão no material do cabo e fuga devida ao cabo).

5. Sugestões Adicionais

a) Deve verificar-se a integridade e uniformidade exterior do material da câmara. É conveniente realizar uma radiografia da câmara (pode-se obter uma boa definição colocando um filtro de 0,2 mm de Cu na saída do tubo, e empregar uma técnica de 70-80 kV com 5 mAs).

b) É conveniente que o eletrômetro permita visualizar a voltagem de polarização; se isto não for possível, é recomendado medi-la.

c) É recomendado que a referência local seja recalibrada bianualmente, e sejam realizadas verificações redundantes do fator de calibração do certificado.

d) É recomendado que a câmara de ionização utilizada como instrumento de campo seja verificada anualmente, e que a constância de seu fator de calibração, por comparação com a referência local, seja melhor que $\pm 1\%$. Pode-se empregar dois métodos fundamentais de comparação:

- 'Tip a Tip': é recomendado para comparação de câmaras de desenho similar, expostas a um feixe com boa uniformidade radial, mas que pode apresentar flutuações temporais.

- Substituição: recomendado para comparação de câmaras diferentes em tamanho, utilizando um feixe com certa não uniformidade radial, mas com pequenas flutuações temporais (por exemplo, com câmara monitora em raios-X).

I.2. Calibradores de Fontes de Braquiterapia

I.2.1. Verificação do Calibrador

Precisão: A reprodutibilidade do calibrador deve ser melhor que 2% e a relação Sinal/Ruído superior a 100:1. Para as medidas com câmaras tipo dedal a orientação da fonte e a distância desta à câmara representa um ponto crítico. Para câmaras tipo poço, a resposta depende fortemente da orientação da fonte e de seu posicionamento exato dentro do poço (77, 78). Portanto, é essencial dispor de suportes de fontes (holders) capazes de garantir uma elevada reprodutibilidade e exatidão no posicionamento da fonte dentro do poço.

Fatores de Escala e Linearidade: É recomendado determinar e monitorar o fator de escala e a linearidade para cada escala e intervalo de medida do eletrômetro empregado.

Eficiência de Coleção de Cargas: É recomendado que a eficiência de coleção de cargas seja superior ao 99% para câmaras tipo poço comerciais e fontes de braquiterapia convencionais. Isto deve ser verificado usando a fonte de maior intensidade que se pretende calibrar. Para determinar esta eficiência pode-se empregar o método de 2 ou mais voltagens de polarização (79) (ver Apêndice H), levando em conta que estas são fontes de radiação contínua. Em algumas ocasiões, pode ser necessário o uso de fatores de correção por perdas de recombinação, sobretudo na calibração de fontes de Alta Taxa com câmaras tipo poço.

Dependência Geométrica: Devido à anisotropia de dose ao redor das fontes, a orientação relativa do eixo da fonte é impor-

tante para qualquer calibrador [29]. Para assegurar um posicionamento reprodutível devem ser empregados "holders" ou suportes adequados. Para câmaras tipo poço, a sensibilidade destas varia com a posição da fonte dentro do poço; por isto, para verificar e quantificar o grau de variação da sensibilidade com a posição, desloca-se uma fonte ao longo do comprimento do poço, medindo em cada passo a resposta da câmara. É recomendado eleger como ponto de medida aquele onde há menor variação da resposta com a posição. Existem duas técnicas para determinar a dependência da resposta do calibrador com a distância da fonte (29); esta dependência com a distância pode ser também função do tipo de radionuclídeo (30).

Dependência Energética: A sensibilidade das câmaras tipo poço depende da energia dos fótons, inclusive para câmaras ar-equivalente ou tecido-equivalente (29, 30). Por isto, uma fonte calibrada para um dado radionuclídeo não pode ser empregada para determinar a intensidade de uma fonte de outro radionuclídeo. Para câmaras tipo dedal sabe-se que o fator de calibração também pode variar com a energia dos fótons.

Dependência com o Encapsulamento: Como as câmaras tipo poço têm uma geometria aproximadamente 4p, sua sensibilidade depende da anisotropia da fonte (77). Por isto, uma fonte calibrada com um certo encapsulamento, não será adequada para determinar a intensidade de outra do mesmo radionuclídeo, mas com diferente encapsulamento.

I.2.2. Redundância

As câmaras tipo poço, semelhante às do tipo dedal, se guar-

dadas adequadamente, devem manter suas características elétricas e radiológicas pelo tempo estabelecido pelo fabricante.

Um sistema redundante é um conjunto de fontes e detectores de radiação cujas características radiológicas são predizíveis com um elevado grau de reprodutibilidade.

As referidas fontes e detectores são intercomparados periodicamente para comprovar se houve alguma variação de suas características radiológicas com o tempo. Os componentes de um sistema redundante de calibração de fontes de braquiterapia devem ser:

- Calibrador de fontes (câmara tipo poço ou tipo dedal com mecanismo de posicionamento preciso).

- Uma fonte radioativa selada com $T_{1/2}$ longa, cuja integridade mecânica é confiável e sua meia-vida média seja bem conhecida (por exemplo, ^{90}Sr e ^{137}Cs).

- A especificação da fonte dada pelo fabricante, a qual assume-se que não varia com o tempo. A maior desvantagem deste componente do sistema é que o usuário não conhece a confiabilidade da especificação do fabricante.

Um sistema redundante de dois componentes consiste de um calibrador e uma fonte de meia-vida longa, ou um calibrador e a especificação do fabricante. Um sistema de 3 componentes é mais vantajoso, sendo que o terceiro componente pode servir para discernir ou resolver discrepâncias entre os outros dois. Pode-se estabelecer diferentes sistemas de 3 componentes:

- um calibrador, uma fonte padrão do radionuclídeo em questão e uma segunda fonte de referência de meia vida longa de outro

radionuclídeo;

- um calibrador padrão, uma fonte de referência de meia vida longa e um segundo calibrador (preferivelmente de desenho diferente do padrão);

- um calibrador, uma fonte de referência de meia vida longa e o certificado de especificação da fonte dado pelo fabricante.

Quando se estabelece pela primeira vez um sistema redundante, todos os componentes devem ser intercomparados. Posteriormente, sempre que se for medir fontes de uso clínico, o calibrador e uma fonte são comparados e a resposta do calibrador é comparada com o decaimento da fonte de referência (como mínimo). Se estes dois componentes não estiverem de acordo, pode-se incluir um terceiro ou inclusive um quarto componente na intercomparação para solucionar a discrepância. Todos os componentes do sistema redundante devem ser intercomparados pelo menos anualmente.

Um exemplo do estabelecimento de um sistema redundante para a calibração de fontes de braquiterapia de meia vida longa e curta, respectivamente, é apresentado abaixo (13):

- Fontes de $T_{1/2}$ Longa (^{137}Cs , ^{60}Co , ^{226}Ra):

1. Para cada radionuclídeo (e encapsulamento) a medir, deve-se escolher uma fonte "padrão". Este padrão deve ser marcado ou identificado de maneira que possa ser reconhecido posteriormente; não é necessário retirar do uso clínico a fonte eleita como tal.

2. Envia-se esta fonte a um LSCD/LPCD para calibração. É importante verificar se o referido laboratório possui um serviço credenciado para este tipo de

calibração.

3. Empregar as fontes padrões para calibrar outras fontes similares (rastreadabilidade secundária). A calibração pode ser efetuada por substituição, garantindo a mesma geometria de medida na câmara tanto para a fonte padrão como para a fonte a calibrar. Ainda que esta técnica minimize o risco de falha da câmara, é aconselhável prever a intensidade da fonte padrão a partir de medidas prévias e comparar o resultado pressuposto com o medido realmente. A presença de discrepâncias significativas pode sugerir o mal funcionamento do equipamento.

• Fontes de $T_{1/2}$ Curta (^{192}Ir , ^{198}Au , ^{125}I , etc.):

1. Identificar uma fonte de $T_{1/2}$ longo como 'fontes de referência'. Esta deve ser marcada para posterior identificação. Esta fonte pode servir de referência para outro radionuclídeo.

2. Obter uma fonte padrão do radionuclídeo de curta meia-vida. Este padrão deve ser comparado com a fonte de referência mediante o método de substituição, empregando os mesmos parâmetros da câmara para ambas as fontes. A referida intercomparação permitirá estabelecer os parâmetros de referência de sensibilidade relativa do sistema das duas fontes.

3. Enviar a fonte padrão do radionuclídeo de curta meia-vida em questão a um LSCD/LPCD para calibração.

4. Existem fundamentalmente duas técnicas para transferir a calibração:

• A câmara é calibrada com a fonte padrão e a fonte de referência é usada para verificar se a câmara está trabalhando adequadamente, inclusive depois que a fonte padrão tenha decaído significativamente.

• É calculado um fator de

correção como a razão das medições da resposta da câmara usando a fonte padrão e a de referência. O fator de correção permite expressar a resposta da câmara à radiação da fonte de curta meia-vida em termos de resposta à fonte de referência.

5. Em ambas as técnicas, a fonte de referência é medida cada vez que a câmara é empregada para calibrar fontes de curta meia-vida.

6. A fonte padrão de $T_{1/2}$ curta não necessita ser substituída quando tiver caído a um nível que não permita seu posterior uso para calibrar a câmara .

APÊNDICE J: ESQUEMA GERAL DE UMA VISITA DE AUDITORIA

Os Passos de uma Auditoria

Uma auditoria consta de uma seqüência de passos cuja ordem é essencial para o êxito da atividade:

- 1 . Preparação prévia à visita
- 2 . Visita à instituição
 - a) Verificação da informação
 - b) Tomada de medidas
 - c) Realização dos cálculos
 - d) Comparação de resultados com a instituição
 - e) Solução das discrepâncias
 - f) Resumo das entrevistas e de resultados
- 3 . Preparação do relatório final
- 4 . Análise da resposta da instituição
- 5 . Arquivo dos dados

J.1. Preparação Prévia à Visita

A visita deve ser acertada com o físico médico responsável pelo Programa de GQ da instituição visitada, as datas devem ser estabelecidas de mútuo acordo e o chefe médico do serviço deve ser informado requisitando-se ao mesmo uma autorização da atividade. Este pode ser o momento de informar também que ao final da visita serão entregues os resultados em forma de um relatório preliminar, o qual será seguido de um relatório final, depois de uma revisão do documento e dos cálculos. Esta comunicação deve ser seguida de uma nota escrita onde a instituição deve ser informada com suficiente antecipação sobre os detalhes da visita, seus objetivos, o tipo de dados requeridos, as medidas a tomar, o tempo que cada

sessão requererá. Deve-se também alertar para que medidas ou cálculos espera-se que a instituição faça durante a visita e que tempo demandará do físico, do técnico e do radioterapeuta. Este pessoal deve incluir o operador dos equipamentos de medida e planejamento, o qual normalmente é o próprio físico médico. Deve-se advertir que a visita não interferirá na rotina de tratamento dos pacientes.

Esta comunicação deve solicitar da instituição a seguinte documentação, como mínimo:

- 1) Sistemas de dosimetria
 - a) Certificados de calibração dos equipamentos de dosimetria.
 - b) Dados da última inter-comparação interna.
- 2) Feixes de fótons
 - a) Tabelas de fatores de campos.
 - b) Para ^{60}Co a tabela deve ser da data mais próxima à visita.
 - c) Parâmetros que descrevem o feixe (PDD, TMR, TAR, etc.).
 - d) Curvas de isodose com filtros em cunha para um campo determinado ($10\text{W} \times 10\text{cm}^2$ ou campo máximo $\times 10\text{cm}^2$).
 - e) Fatores de transmissão de filtros em cunha e bandejas.
 - f) Fatores fora de eixo central no ar ou à d_{max} .
 - g) Fatores usados na calibração dos feixes de fótons e dose de referência.
 - h) Descrição dos acessórios especiais e seus fatores dosimétricos.
- 3) Feixes de elétrons
 - a) Taxa de dose para cada cone ou campo.
 - b) Dados de E_0 , d_{max} , d_{50} ,

alcance.

c) Dados de percentual de dose no eixo central.

d) Dados de cálculo de dose à diferentes DFSs.

e) Fatores usados na calibração dos feixes de elétrons.

4) Braquiterapia

a) Inventário das fontes de braquiterapia e seus certificados do fabricante e/ou os testes de calibração da instituição).

b) Certificados dos equipamentos de alta taxa (HDR).

c) Fatores usados no cálculo do decaimento de fontes radioativas.

d) Descrição dos aplicadores.

5) Planejamento do tratamento

a) Dados sobre o sistema de planejamento usado pela instituição, manuais e/ou computadorizados.

b) Procedimentos especiais.

c) Descrição do procedimento.

d) Fatores próprios do procedimento.

Este é o momento de enviar à instituição os casos de referência para que sejam planejados. Deve-se advertir que estes sejam tratados pelo mesmo pessoal que o faz rotineiramente.

Preferivelmente a instituição deverá enviar esta informação antes da visita do físico auditor. Isto permitirá uma análise preliminar para detalhar a visita.

J.2. Visita à Instituição

Deve ser realizada em um tempo razoável para realizar todas as atividades mas não tão longo que interfira na rotina da instituição.

A visita deve começar com uma entrevista com o físico médico para aclarar dúvidas em relação aos dados e completar sua coleção de informação.

A tomada de medidas deve ser realizada em horário que não interfira no tratamento de pacientes. A suspensão dos tratamentos é algo que não deve acontecer. O físico da instituição deve estar presente e os equipamentos da instituição devem ser operados pelo pessoal local.

As medidas podem começar com uma intercomparação dos equipamentos dosimétricos, os barômetros e os termômetros. Isto permitirá prevenir discrepâncias que mais tarde incidirão na calibração de todos os equipamentos.

A realização de medidas nos equipamentos de teleterapia começa por uma verificação da calibração do feixe por parte do físico médico da instituição. Nos casos em que se utiliza um verificador especial para controles diários, deve-se comparar a calibração absoluta com o resultado do verificador diário. Uma coincidência de até 2% de variação é aceitável. A taxa de dose medida nesse dia pode diferir do valor clínico mas deve estar dentro dos limites de variação estabelecidos pela instituição. Normalmente a janela de variação aceitável é 2%. Valores maiores devem dar lugar a uma análise do programa de GQ neste aspecto e, portanto, a uma recomendação.

Realiza-se então todas as medidas relacionadas aos aspectos a auditar. O primeiro deve ser a taxa de dose do equipamento a qual deve ser feita o mais próximo possível à calibração da instituição. Uma variação de até 3% é considerada aceitável. Os cálculos devem ser

realizados logo após, a fim de comparar com os resultados da instituição. As diferenças devem estar dentro de 1%. É importante que não sejam deixadas discrepâncias para discutir em uma sessão posterior, prevenindo assim a perda de pistas que possam explicar esta discrepância. É também importante que se tenha em mente que o nível de credibilidade das medidas é o mesmo entre o auditor e o físico local enquanto não forem solucionadas estas diferenças.

Em geral, as discrepâncias entre as medidas realizadas pelo auditor e os dados da instituição não devem superar as tolerâncias especificadas neste documento para cada teste em questão.

As medidas a realizar devem ser seletivas porém cobrindo todos os aspectos dos equipamentos, tanto mecânicos como dosimétricos. Nos casos de suspeita de discrepâncias mais gerais deve-se fazer uma extensão das medidas, por exemplo, ao encontrar um par de fontes de braquiterapia com discrepâncias significativas deve-se estender as medidas à outras fontes.

O programa integral de garantia da qualidade deve ser auditado quanto a seus detalhes administrativos, verificando-se se os manuais de procedimentos, a documentação dos resultados, as pessoas responsáveis, os sistemas de advertências e as ações corretivas existem e funcionam.

Ao final da visita deve-se fazer um resumo dos resultados e das recomendações. Os dados das medidas, os cálculos e as referências dos protocolos usados devem ser deixados na instituição com a advertência que existe a possibilidade de variações ao realizar uma revisão posterior. Esta entrevista deve incluir

o médico chefe e todos aqueles profissionais que a instituição considerar necessários. É preciso ter em mente que esta não tem um caráter de referência ou substituição em termos de cálculo para ninguém mas sim apontar os parâmetros que devem ser revisados e esclarecidos.

J.3. Preparação do Relatório Final

Ao regressar da visita todos os cálculos e resultados devem ser revisados pelo outro físico médico de maneira totalmente independente e discutidos com o físico auditor, até chegar a um acordo no resultado final. Se forem encontrados erros ou variações importantes entre os resultados preliminares deixados na instituição e os revisados, deve ser comunicado imediatamente ao físico médico da instituição antes da apresentação do relatório final.

Este relatório é apresentado ao físico médico da instituição, com cópia para o médico chefe da mesma, devendo ser solicitados comentários sobre os aspectos discrepantes. É possível que a instituição tenha respondido às recomendações preliminares antes do recebimento do relatório final. Neste caso estas devem estar refletidas neste relatório.

J.4. A Resposta da Instituição

Quando a instituição responde com comentários válidos, os mesmos devem ser incluídos em uma página de emendas, elaborada posteriormente e comunicada à instituição.

J.5. O Arquivo dos Dados

Os resultados das visitas são uma fonte de dados que, arquivados, constituem um banco de informação útil para o auditor e que analisados estatisticamente podem

servir para melhorar a qualidade em geral. Deve-se levar em conta que toda informação deve preservar a confidencialidade das instituições.

TABELA J.1- ASPECTOS A AUDITAR

PARÂMETRO A AUDITAR	CRITÉRIO ^a
<u>Os detalhes administrativos do Programa de GQ</u>	
Manuais de GQ	Disponíveis
Documentação de resultados	Disponíveis e atualizados
Ações corretivas	Disponíveis e atualizadas
Sistema de advertências	Disponível e atualizado
Cadeia hierárquica para relatório de problemas	Disponível e atualizada
<u>Equipamentos de Teleterapia</u>	
<i>Mecânicos</i>	
Isocentro mecânico	± 3%
Posição dos lasers	± 3 mm
Coincidência de campo luminoso e radiação	± 3 mm por cada lado
Indicadores de tamanho de campos	± 3 mm por cada lado
Telêmetro	± 3 mm
<i>Dosimétricos</i>	
Dose administrada ao tumor	± 5%
Dose de referência	± 3%
Fatores de campo	± 2%
Dose em profundidade	± 3% (fótons); ± 3 mm
Erro do temporizador	(elétrons)
Fatores de transmissão de filtros e bandejas	± 3%
Fatores de cone para elétrons	± 2%
Fatores para diferente DFS para elétrons	± 3%
Simetria e Planura do feixe	± 3%
Medidas de dose em condições fora da referência	± 3%
Aspectos de segurança	± 4%
	Dispositivos funcionando
<u>Braquiterapia</u>	
<i>Dosimétricos:</i>	
Dose administrada	± 15%
Intensidade de fontes	± 5%
<i>Fontes:</i>	
Inventário	Disponível e atualizado
Testes de integridade	Registrados
<i>Aplicadores:</i>	
Integridade	Registrada
Auto-radiografia de fontes e simuladores	± 2 mm
<i>Sistemas de carregamento remoto: (adicionais)</i>	
Colocação de fontes	± 2 mm
Temporizador	± 2%
<u>Sistemas de planejamento</u>	
<i>Algoritmos</i>	
Consistência gráfica de dados dosimétricos	Compreensíveis
	± 2% ou ± 2 mm
Transferência gráfica de dados anatômicos	± 2 mm
	± 5%
Solução de casos de referência	
<u>Equipamentos de dosimetria</u>	
Intercomparação de diferentes dosímetros	± 3%
Comparação de acessórios de medida	± 3%

^a Parâmetros medidos ou calculados pelo equipamento auditor devem corresponder aos determinados ou usados pela instituição auditada dentro dos limites estabelecidos neste relatório de normas.

Apêndice K: Glossário

Performance Characteristics: características funcionais

Commissioning: comissionamento

Dosimetrist: técnico dosimetrista

Therapist: terapeuta; técnico radioterapeuta; técnico radiofísico

Baseline performance: comportamento no estado de referência

Output: rendimento, taxa de dose absorvida [$D_{w,dmax}$]

Beam flatness: planura ou uniformidade do perfil do feixe

Plaque therapy: terapia usando placas com fontes seladas

Ribbons: cintas de fontes; cadeias de fontes, tiras de fontes seladas

Air-Kerma Strength: intensidade de Kerma no ar [S_k]

Reference Air Kerma Rate: taxa de referência de Kerma no ar [K_r]

Re-entrant chamber; Well chamber type: câmara de ionização de tipo poço

HDR – High Dose Rate: Alta Taxa de Dose (ATD)

LDR – Low Dose Rate: Baixa Taxa de Dose (LTD)

Dummy: simuladores de fontes em braquiterapia

Venting: comunicação atmosférica da cavidade da câmara

Remote Afterloader: equipamento de braquiterapia de carregamento por controle remoto automático

Timer: temporizador; marcador de tempo

Test cases: casos típicos ou de referência, tipificados

Beam analyzer: analisador do feixe, fantoma rastreador automatizado, sistema automatizado de aquisição de dados do feixe

Beam's-eye-view (BEV): Projeção Visual do Feixe (PVH)

Portal image: imagem de localização ou verificação empregando o feixe de radiação do equipamento de teleterapia com o paciente em posição de tratamento

SSD – Source Surface Distance: Distância Fonte-Superfície (DFS),

Distância Foco-Pele (DFP)

SAD: Distância Fonte-Isocentro (DFI)

SDD: Distância Fonte-Diafragma ou Colimador (DFD ou DFC)

FWHM: Largura Total à Metade da Altura do perfil de dose (W50%)

In-plane: plano que contém simultaneamente eixo do feixe de radiação e o eixo de rotação do estativa

Estativa: estativa; braço (do aparelho)

Cross-plane: plano ortogonal ao eixo de rotação do estativa que contém o eixo do feixe de radiação

PDD ou %DD: Porcentagem de Dose Profunda

TAR: Razão Tecido-Ar

TPR: Razão Tecido-Fantoma

TMR: Razão Tecido-Máximo

PSF: Fator de Dispersão no Máximo

BSF: Fator de Retro-Dispersão

Interlock: trava; intertravamento

Build-up cap: capa de equilíbrio eletrônico

ABFM: Associação Brasileira de Físicos Médicos

REFERÊNCIAS

- (1) WORLD HEALTH ORGANIZATION, Quality Assurance in Radiotherapy, WHO, Geneva, (1988).
- (2) INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY, Radiation Oncology in Integrated Cancer Management (Blue Book), Report of the ISRO (1991).
- (3) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group-40, Med. Phys. 21 (1994) 581-618.
- (4) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE AAPM, Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56, Med. Phys. 24 (1997) 1557-1598.
- (5) INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY, Radiation Oncology in Integrated Cancer Management. American College of Radiology, Reston, Virginia, 1986
- (6) INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, Informes de Seguridad No. 115, Viena (1997).
- (7) INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the expression of uncertainty in measurement, ISO/TA64/W63, Geneva, (1993)
- (8) INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Determination of absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, Bethesda, MD, (1976).
- (9) INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV: guidelines for functional performance characteristics, Publ. IEC 977, IEC, Geneva (1989).
- (10) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group 45, Med. Phys. 21 (1994), 1093-1121.
- (11) AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Quality Assurance in Radiation Therapy, a Manual for Technologists, ed. by M.J. Wizenberg, Philadelphia (1982).
- (12) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Code of practice for X-ray therapy linear accelerators, Med. Phys. 2 (1975), 110-121.
- (13) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Physical aspects of quality assurance in radiation therapy, AAPM

- Report Series No. 13, American Institute of Physics, New York, (1984).
- (14) AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE, Guidelines for maintaining Co-60 and Cs-137 teletherapy equipment, ANSI Rep. No. 449, New York, (1974).
- (15) AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE, Procedures for periodic inspection of Co-60 and Cs-137 teletherapy equipment, ANSI Rep. No. 449.1, New York, (1978).
- (16) HOSPITAL PHYSICISTS ASSOCIATION, A suggested procedure for the mechanical alignment of telegamma and megavoltage x-ray beam units, HPA Report No. 3, London, (1970).
- (17) INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY IAEA, Manual of Dosimetry in Radiotherapy, Technical Report Series no. 110, IAEA, Vienna (1970).
- (18) NORDIC ASSOCIATION OF CLINICAL PHYSICS, Procedures in external radiation therapy: dosimetry with electron and photon beams with maximum energy between 1 and 50 MeV, Acta Radiol. Oncol. 19 (1980) 55-79.
- (19) NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Dosimetry of x-ray and gama-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV, NCRP Report No. 69, Bethesda, MD (1981).
- (20) WORLD HEALTH ORGANIZATION, Quality Assurance in Radiotherapy, WHO, Geneva (1988).
- (21) INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Safety of Medical electrical equipment, Part 2: Particular requirements for medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV, Pub. IEC 601-2-1, Geneva (1990).
- (22) WEINHOUS, M.S., PURDY, J.A., AND GRANDA, C.O, Testing of a Medical Linear Accelerator's computer system, Med. Phys. 17 (1990) 95-102.
- (23) INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Use of Computers en External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and electrons, ICRU Report 42, Bethesda, MD (1987).
- (24) VAN DYK, J., BARNETT, R., CYGLER, J., AND SHRAGGE, P., Commissioning and quality assurance of treatment planning computers, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 26 (1993) 261-273.
- (25) INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Dose volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology, ICRU Report 38, Bethesda, MD (1985).
- (26) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Remote

- afterloading technology, AAPM Report No. 41, American Institute of Physics, New York, New York (1993).
- (27) WILLIAMSON, J.F., Practical quality assurance for low dose rate brachytherapy, in Quality Assurance in Radiotherapy Physics, edited by G. Starkshall and L. Horton, Medical Physics Publishing, Madison, WI, 139-182 (1991).
- (28) LOFTUS, T.P., Standardization of iridium-192 gamma-ray sources in terms of Exposure, J. Res. Natl. Bur. Stand. 85 (1980) 19-25.
- (29) BERKLEY, L.W., HANSON, W.F. AND SHALEK, R.J., Discussion of the characteristic and result of measurements with a portable well ionization chamber for calibration of brachytherapy sources, in Recent advances in Brachytherapy Physics, edited by D.R. Shearer, Monograph No. 7, AAPM, N. York, (1981) 38-48.
- (30) WEAVER, J.T., LOFTUS, T.P., AND LOEVINGER, R., NBS measurements services: calibration of gamma-ray-emitting brachytherapy sources, U.S. Department of Commerce, NBS Special Publ., Washington D.C. (1988) 250-259.
- (31) DESPANDE, N.A., WILKINSON, J.M., Calibration of Low Activity Cs-137 tubes and needles traceable to therapy level standard, British Journal of Radiology 67 (1994) 194-199.
- (32) INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Particular requirements for the safety of gamma beam therapy equipment, Publ. IEC-601-2-11 (1993) Geneva
- (33) CODE OF FEDERAL REGULATIONS, CFR 10, Apend. 35.641 (1995) USA.
- (34) INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. An International Code of Practice, Technical Report Series no. 277, 2nd Ed., IAEA, Vienna (1997).
- (35) INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, "The use of plane-parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams. An International Code of Practice for Dosimetry", Technical Report Series no. 381, IAEA, Vienna (1997).
- (36) TROUT, E.D., KELLEY, J.P., AND LUCAS, A.C., Determination of Half Value Layer, Am. J. Roentgrnol. & Nucl. Med., Vol. 84, No. 4 (1960) 729-740.
- (37) NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Dosimetry of X-ray and Gama-ray beams for radiation therapy in the energy range 10 keV to 50 MeV," NCRP Report 69, Washington D.C., (1981).
- (38) BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, BJR Supplement No. 17, British Institute of Radiology, London, (1983).

- (39) BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy, BJR Supplement No. 25, British Institute of Radiology, London, (1996).
- (40) MCCULLOUGH, E.C., KRUEGER, A.M., Performance evaluation of treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 6, (1980) 1599-1605.
- (41) NIEMIERKO, A., JACKSON, D.F., The influence of the size of grid used for dose calculation on the accuracy of dose estimation, *Med. Phys.* 16 (1989) 239-247.
- (42) HUNT, M., KUTCHER, G.J., BURMAN, C., FASS, D., HARRISON, L, LEIBEL, S., AND FUKS, Z., The effects of positional uncertainties on the treatment of primary nasopharynx, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 27 (1993) 437-447.
- (43) SVENSSON, G.K., Quality Assurance in external beams radiation therapy, *RadioGraphics* 9 (1989) 169-182.
- (44) TEN HAKEN, R.K. et al., Treatment planning issues relates to prostate movements in response to differential filling of the rectum and prostate, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20 (1991) 1317-1324.
- (45) BRITISH JOURNAL OF RADIOLOGY, Treatment Simulators, BJR Suppl. No. 23, British Institute of Radiology, London (1989).
- (46) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Phantoms and performance evaluation and quality assurance of CT scanners, AAPM Report. No. 1, Chicago (1977).
- (47) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE "Quality Assurance and Methods and phantoms for magnetic resonance imaging, AAPM Rep. No. 28, American Institute of Physics, New York, (1990).
- (48) MASTERSON, M. E. et al., Dependence of the CT-number-electron density relationship on patient size and X-ray beam filtration for fan beam CT scanners, Application of optical instrumentation in medicine IX. Society of Photo-optical instrumentation engineers, Bellingham, WA 273 (1981) 308-317.
- (49) FRAAS, B.A. et al., Integration of magnetic resonance imaging into radiation treatment planning: I technical considerations, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13, (1987) 1897-1908.
- (50) DAY, M.J., AND HARRISON, R.M., "Cross sectional information and treatment simulation," in *Radiation Therapy Planning*, ed. by Marcel Dekker, New York (1983).
- (51) DRZYMALA, R.E., MOHAN, R., BREWSTER, L., CHU, J., GOITEIN, M., HARMS, W., AND URIE, M., Dose-volume histograms, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, (1991) 71-78.

- (52) INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50, Bethesda, MD, (1993).
- (53) VAN DE GEIJN, J., HARRISON, F.S., AND FRAAS, B.A., A graticule for evaluation of megavolt X-ray port film, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 8 (1982) 1999-2000.
- (54) LEUNENES, G., VAN DAM, J., DUTREIX, A., AND VAN DER SHUEREN, E., Quality Assurance by in vivo dosimetry 1: entrance dose measurements, a reliable procedure, *Radiother. Oncol.* 17 (1990) 141-150.
- (55) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Radiotherapy Portal Film Quality, AAPM Technical Report No. 24, American Institute of Physics, New York, (1987).
- (56) RABINOWITZ, I., BROOMBERG, J., GOITEIN, M., MCCARTHY, K., AND LEONG, J., Accuracy of radiation field alignment in clinical practice, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 11 (1985) 1857-1867.
- (57) LING, C.C. YORKE, E.D., SPIRO, I.J., KUBIASTOWICZ, D., AND BENNETT, D., Physical dosimetry of I-125 seeds for interstitial implant, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 9 (1983) 1947-1952.
- (58) SHELL, M.D., LING, C.C., GROMADSKI, Z.C., AND WORKING, K.R., Dose distribution of model 6702 I-125 seeds in water, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13 (1987) 795-799.
- (59) STEPHENS, S.O.U., «Ir-192 production quality assurance,” in *Recent Advances in Brachitherapy Physics*, edited by D.R. Shearer, AAPM Monograph No. 7, American Institute of Physics, New York, (1981) 72-76.
- (60) SHARMA, S.C., WILLIAMSON, J.F., KHAN, F.M., AND JONES, R.K., Dosimetric consequences of asymmetric positioning of active source in Cs-137 and Ra-226 intracavitary tubes, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7 (1981) 555-559.
- (61) HENDEE, W.R., *Medical Radiation Physics*, Yearbook Medical, Chicago, (1970) 255-279.
- (62) KHAN, F.M., *The Physics of Radiation Therapy*, edited by William and Wilkins, Baltimore, MD, (1982) 357.
- (63) LING, C.C. AND GROMADZKI, Z.C., Activity uniformity of Ir-192 seeds, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 7 (1981) 665-669.
- (64) HANSON, W.F., “Brachytherapy source strength: quantities, units, and standards”, in *Modern Clinical Brachytherapy Physics*, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School, Medical Physics Publishing Company, Madison, WI, (1995)
- (65) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task

- Group No. 43, Med. Phys. 22 (1995) 209-234.
- (66) DUTREIX A., MARINELLO G., WAMBERSIE A., Dosimetrie em Curiterapie, Masson, 1982.
- (67) INTERSTITIAL COLLABORATIVE WORKING GROUP, Interstitial Brachytherapy, Raven Press, (1990)
- (68) DEWERD, L.A., THORNADSEN, B.R., "Source Strength and Calibration of HDR/PDR sources," in Modern Clinical Brachytherapy Physics, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School, Medical Physics Publishing Company, Madison, WI, (1995).
- (69) EZZELL, G., "Acceptance testing and quality assurance for high dose rate remote afterloading systems," in: Brachytherapy HDR and LDR; Martinez A.A., Orton C.G., Mould R.F., Nucletron, Dearborn, Michigan, (1989)
- (70) KONDO, V.S., RADOLPH, M.L., Effect of finite size of Ionization Chambers on Measurements of Small Photon Sources, Radiat. Res. 13 (1960) 37-60.
- (71) EZZEL, G., "Evaluation of Calibration Techniques for the MicroSelectron HDR;" in Brachytherapy 2; Proceeding of thr 5th International Selectron User's Meeting, The Hague, (1988).
- (72) MELI, J.A., "Dosimetry of some Interstitial and Intracavitary Sources and their applicators", in Modern Clinical Brachytherapy Physics, Proceedings of the AAPM 1994 Summer School, Médical Physics Publishing Company, Madison, WI, (1995).
- (73) BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Recommendations for Brachytherapy Dosimetry, Report of a Joint Working Party of the BIR and the IPSM. The British Institute of Radiology, (1993)
- (74) AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Specification of brachytherapy source strength, AAPM Report No. 21, American Institute of Physics, New York, (1987).
- (75) INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy, Publ. IEC 731, IEA, Geneva (1997).
- (76) WILLIAMSON, J.F, MARIN, R.L., AND KHAN, F.M., Dose calibrator response to brachytherapy sources: MonteCarlo and analytical evaluation, Med. Phys. 10 (1983) 135-140.
- (77) WEAVER, K.A., ANDERSON, L.L., AND MELI, J.A., "Sources Characteristics," in Interstitial Brachytherapy: a Report by the International Collaborative Working Group, edited by L.L. Anderson, Raven, New York, (1990) Chap. 2.
- (78) ALMOND, P.R., Use of a Victoreen 500 electrometer to determine ionization chamber collection efficiencies, Med. Phys. 8 (1981) 901-904.

COLABORADORES E REDADORES DO DOCUMENTO ORIGINAL

Aguirre, J. F.
Centro Físico Radiológico, M.D.
Anderson Hospital, Houston, EUA

Alfonso-Laguardia, R.
Instituto Nacional de Oncologia e
Radiobiologia (INOR), Havana,
Cuba

Andreo, P.
Agência Internacional de Energia
Atômica

Brunetto, M.
FaMAF (UNC) – Centro Médico
Dean Funes, Córdoba, Argentina

Marenco-Zúñiga, H.
Hospital México, São José, Costa
Rica

Gutt, F.
Instituto Venezuelano de
Investigações Científicas, LSCD,
Caracas, Venezuela

Torres-Calderón, A.
Hospital Século XXI, Cidade do
México, México

AGRADECIMENTOS

A AIEA deseja expressar o reconhecimento que merecem as valiosas sugestões e críticas feitas a este documento por J. Gultresa (Centro de Dosimetria, Barcelona, Espanha); J. L. Alonso, J. L. Morales, A. de la Fuente e G. Trujillo (INOR); C. E. de Almeida (Laboratório de Ciências Radilógicas, Rio de Janeiro, Brasil); M. C. Lizuaín (Instituto Catalão de Oncologia, Barcelona, Espanha); I. Silvestre, J. A. Morales e M. Bernal (Hospital H. Amejeiras, Havana, Cuba); e A. Brosed (CIEMAT, Madri, Espanha).

Programa de Qualidade em Radioterapia

TRADUÇÃO E REVISÃO

- **Maria Lúcia Ferreira**
Instituto Nacional de Câncer
- **Lídia Cristina Salzberg Vidal**
Universidade do Estado do Rio de Janeiro
- **Marta J. de Almeida**
Universidade do Estado do Rio de Janeiro
- **Eugênio del Vigna**
Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte
- **José Carlos Cruz**
Hospital Albert Einsten
- **Adelino Pereira**
Hospital A. C. Camargo
- **Keli Cristina Henn**
Fundação Laureano
- **Nicanor Cardoso**
Liga Catarinense de Combate ao Câncer
- **Maria da Penha Silva**
Instituto Nacional de Câncer
- **Ricardo R. Villa-Forte**
Instituto Nacional de Câncer
- **André F. Novaes de Almeida**
Instituto Nacional de Câncer
- **Gisele Pereira**
Hospital A. C. Camargo
- **Edna A. da Cruz**
Hospital A. C. Camargo
- **Silvana C. de Oliveira**
Hospital A. C. Camargo
- **Francisco Contreiras**
Hospital A. C. Camargo
- **Cláudio H. Sibata**
Case Western Reserve University - USA
- **Mariella Santos de Affonseca**
Instituto Nacional de Câncer

EQUIPE OPERACIONAL DO PROGRAMA

- **Antonio Augusto de Freitas Peregrino – Enfermeiro**
Universidade do Estado do Rio de Janeiro
- **André Novaes de Almeida – Físico**
Instituto Nacional de Câncer
- **Alessandro de Almeida Silva – Técnico em Eletrônica**
Universidade do Estado do Rio de Janeiro
- **Cecilia Pachá – Programadora Visual**
Seção de Produção de Material Educativo - CEDC/INCA
- **Mariella Santos de Affonseca – Física**
Instituto Nacional de Câncer
- **Ricardo Villa-Forte – Administrador**
Instituto Nacional de Câncer
- **Tatiana Ribeiro – Secretária**
Instituto Nacional de Câncer
- **Wilson Domingues de Souza – Programador Visual**
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

