

Controle de qualidade em radioterapia

Quality assurance in radiotherapy

Laura Furnari¹

¹Instituto de Radiologia (INRAD) do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – São Paulo (SP), Brasil.

Resumo

O objetivo deste artigo é fazer uma revisão sobre controle de qualidade em radioterapia. A metodologia empregada é, após uma pequena descrição dos aspectos mais importantes de cada modalidade de tratamento, apresentar uma tabela com testes sugeridos por organismos internacionais. Na maioria das tabelas está indicada a frequência e a tolerância para cada teste. Relata-se também como a radioterapia evoluiu no século passado, e apresentam-se diversos conceitos teóricos relacionados ao controle de qualidade. A descrição dos procedimentos para a realização dos principais testes será tema de outro artigo.

Palavras-chave: controle de qualidade; radioterapia; aceleradores lineares; cobaltoterapia; simuladores.

Abstract

The objective of this article is to do a review about the quality assurance in radiotherapy. The methodology used is to do a short description showing the most important aspects about each treatment modality and after to present a table with the tests suggested by international organisms for each modality. The frequency and the tolerance for each test are presented in the tables. How the radiotherapy changed in the last century is reported. Also a discussion about several theoretical concepts related to quality control is presented. The description of the procedures for the realization of the tests will be subject in other manuscript.

Keywords: quality assurance; radiotherapy; linear accelerator; cobalt machine; simulators.

Histórico

O uso das radiações com fins terapêuticos começou muito antes do que se imagina. Já antes de 1900, tinha-se percebido que a radiação destruía tecidos e que podia ser usada para tratamento de qualquer tipo de lesão, pelo menos era assim que se pensava na época. Isso quer dizer que mesmo conhecendo muito pouco sobre os efeitos da radiação, esta era empregada empiricamente de forma inconsequente.

É possível imaginar a quanta radiação os pacientes eram expostos, já que, em alguns locais, as sessões de terapia eram feitas conjuntamente, isto é, diversos pacientes sentados numa sala, um ao lado do outro, cada um segurando uma fonte de rádio sobre sua lesão por um tempo definido de forma totalmente empírica e grosseira.

Essas experiências de tentativa e erro devem ter tido alguns resultados desastrosos que alertaram os médicos usuários sobre o risco da nova técnica.

Na radioterapia, grande parte dos conhecimentos sobre a dose eficaz para cada tipo de tumor e sobre a eficácia dos tratamentos é resultado experimental obtido por meio de tentativa e erro, porém com metodologia mais científica. As mudanças introduzidas são progressivas,

baseadas em resultados de pesquisas em radiobiologia, e com a comparação dos resultados obtidos na utilização de diferentes protocolos (trials) de tratamento.

Inicialmente, os equipamentos de radioterapia utilizavam fontes de rádio, as quais foram substituídas por fontes de cério-137 e de cobalto-60, depois que foi possível construí-las com alta atividade e de tamanho reduzido. Esse foi um grande avanço, pois, com uma atividade específica da fonte maior, foi possível aumentar a distância entre o equipamento e o paciente, além de ser mais prático não ter que trabalhar com fontes de rádio.

Do ponto de vista tecnológico, o avanço seguinte veio com a construção dos aceleradores lineares, que permitiram utilizar terapêuticamente feixes de fótons e de elétrons com energias da ordem de megavolts. Por outro lado, os conceitos básicos de física envolvidos nos cálculos não sofreram grandes alterações, mas, paulatinamente, foram sendo introduzidas novas grandezas mais precisas e convenientes, assim como surgiram os protocolos de determinação da dose, aprimorados ao longo dos anos, desde 1970 até os dias de hoje.

No início os cálculos de dose eram feitos usando-se a prescrição de dose na pele, em seguida começaram a

ser feitas avaliações da dose absorvida na profundidade, valores esses que permitiam a avaliação da dose quando o paciente era tratado com um par de campos opostos. O passo seguinte surgiu quando, ao invés de se determinar a dose somente no raio central, começou-se a avaliar a distribuição da dose num plano, utilizando um cálculo manual de composição de diversos campos, a partir do desenho da distribuição de dose na profundidade. Nessa época, a avaliação ou verificação da porcentagem de dose na profundidade (PDP) era feita por medidas pontuais no eixo central do campo de radiação e em diversos pontos deslocados longitudinalmente e transversalmente do eixo central em diferentes profundidades, para diversos tamanhos de campo. A coleta de dados para o comissionamento de um acelerador com duas ou três energias de elétrons era um trabalho longo, podendo se estender por semanas.

Logo, houve a criação de sistemas de planejamento computadorizado. No começo, os sistemas faziam exatamente a mesma coisa que o cálculo manual, só que mais rapidamente, ou seja, a determinação das curvas de isodose era no plano central da região de tratamento. Com a ampliação da memória dos computadores o aumento da velocidade de processamento de dados e a evolução dos algoritmos de cálculo, tornou-se possível determinar a distribuição tridimensional da dose. A evolução tecnológica em computação permitiu também a aquisição, diretamente, dos aparelhos de diagnóstico e de imagens tridimensionais com visualização das estruturas a serem tratadas.

Outra evolução foi a possibilidade de realizar a fusão de imagens oriundas de diferentes métodos complementares de diagnóstico: ressonância magnética, tomografia computadorizada, cintilografia, ultrassom, PET (Pósitron Emission Tomography), SPECT (Single Photon Emission) ou PET-SCAN (PET acoplado a um CT).

Também houve o uso da técnica estereotáctica para a localização precisa de lesões pequenas e da técnica de intensidade modulada, na qual é possível fazer modulação da intensidade do feixe de radiação graças aos sistemas de controle do formato dos feixes de forma automática e computadorizada por meio de colimadores multifolhas.

Foram criados sistemas de verificação prévia do posicionamento do paciente a cada seção de tratamento, Image-Guided Radiation Therapy (IGRT), usando raios X tanto com energia de diagnóstico como com alta energia do próprio acelerador. Estes sistemas permitiram a localização controlada e precisa do paciente, fundamental para os planejamentos que empregam menores margens para a região irradiada.

Tudo isso levou à possibilidade de liberar altas doses de forma precisa e controlada numa região muito bem definida, o que veio de encontro com um novo problema, o movimento involuntário das estruturas do paciente. Foram desenvolvidos métodos que permitissem acompanhar o movimento dos órgãos e liberar a radiação no alvo com margens bem exíguas.

Pode-se observar, ainda, a evolução tecnológica e conceitual introduzida pela tomoterapia, na qual a radiação é liberada em feixes estreitos que circundam o paciente enquanto ele é deslocado longitudinalmente. A radiação é liberada helicoidalmente. O sistema de planejamento nessa técnica é através de iterações sucessivas permitindo poupar, de uma forma melhor, os órgãos vizinhos à região que se quer irradiar. Com esta técnica, utiliza-se uma mesa robótica que torna mais rápida e precisa a localização do paciente, inclusive realizando uma tomografia de localização antes de cada seção do tratamento.

O último avanço tecnológico são as máquinas que irradiam o paciente com partículas pesadas, prótons e nêutrons. Um feixe de prótons tem como característica básica que seu pico de Bragg (região de maior depósito da energia) é estreito, ou seja, é possível depositar energia numa região profunda do paciente sem depositar ao longo do percurso da radiação.

Aparentemente tudo se tornou mais fácil, já que existem tantos sistemas automáticos para fazer o trabalho dos físicos. Mas esse é um ledão engano, pois o controle necessário para garantir que os cálculos sejam feitos corretamente, os pacientes sejam posicionados com precisão e o desempenho das máquinas de terapia e dos sistemas automatizados de controle seja exato exige grande dedicação e um trabalho sistemático, a fim de que pequenos descuidos não coloquem a perder a precisão que se imagina estar utilizando.

Comissionamento e controle de qualidade

A International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) recomenda que a incerteza total de um tratamento de radioterapia não deve ultrapassar $\pm 5\%$, ou seja, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse valor¹.

Ao se iniciar o uso de uma nova máquina ou procedimento, após realizar os testes de aceitação, é preciso estabelecer, por testes de comissionamento, os dados que se tornarão referência para os posteriores controles de qualidade. Esses dados serão a baliza para a análise do desempenho dos aparelhos e dispositivos. O objetivo do Programa de Controle de Qualidade (PCQ) é que o desempenho de todas as máquinas, dispositivos e processos não se afastem de seus valores de referência mais que as respectivas tolerâncias.

O controle de qualidade (CQ) de uma instituição de radioterapia é o esforço de uma equipe; entretanto, a responsabilidade global deve ser atribuída a uma só pessoa: um físico médico, com título de especialista.

Frequência dos testes

O desempenho das máquinas pode ser afetado por funcionamento defeituoso; quebra mecânica; acidentes físicos; falha de componentes; troca de componentes

importantes; e alterações graduais causadas pelo envelhecimento.

O objetivo do CQ é conseguir observar alterações no sistema radioterápico e reduzir o impacto de qualquer um desses fatores.

Os documentos sobre o CQ não têm a força da lei, servem somente como orientações. Para reduzir a frequência sugerida de um determinado teste, deve-se examinar e validar seus resultados após uma longa história e documentar a análise feita do impacto potencial de resultados catastróficos no caso deles ocorrerem.

Existe um documento, American Association of Physicists on Medicine, Task Group-100 (AAPM TG-100)², que discute questões sobre a frequência com que os testes devem ser realizados. A frequência dos testes de controle de um certo parâmetro deve refletir a probabilidade de alteração desse parâmetro e o impacto gerado no caso dessa ocorrência.

Guia para as tolerâncias

- Padrões dos procedimentos de aceitação (Acceptance Testing Procedure, ATP): conjunto de dados de referência (baselines) para futuras dosimetrias e para testes que garantem um desempenho constante do feixe e que permitem a verificação de que a máquina opera dentro de certas tolerâncias em relação aos valores absolutos.
- Valores de referência do comissionamento: durante o processo de comissionamento determinam-se todos os dados característicos dos feixes necessários para o uso clínico. Esses valores de referência são usados para verificar a relativa constância para todas as medidas de validação dosimétrica futuras.
- Tolerâncias e níveis de ação: se um parâmetro tem uma variação superior ao valor tabelado é necessário realizar uma ação, o equipamento deve ser ajustado para que o valor do parâmetro volte à conformidade. Se certos parâmetros estão repetidamente no limite da tolerância alguma ação deve ser realizada.

O TG – 142 define três níveis de ação³:

- Nível 1 – ação de inspeção: pode ocorrer um desvio repentino e significativo em relação ao valor esperado sem exceder o valor da tabela de tolerância; nesse caso a programação de tratamento deve continuar, mas deve-se investigar sua causa;
- Nível 2 – ação planejada: sucessivos resultados do CQ estão próximos ou chegam ao valor limite de tolerância ou um único valor que o ultrapassa, mas não excessivamente; então, o tratamento pode continuar e medidas de solução devem ser programadas para os próximos um ou dois dias de trabalho;
- Nível 3 – ação corretiva com imediata parada de tratamento: resultados inesperados que requerem a imediata suspensão dos tratamentos relacionados com o parâmetro; os tratamentos relacionados com ele não devem ser realizados até o problema ser corrigido.

As necessidades institucionais definem os valores de limites associados aos níveis 2 e 3, enquanto os limites para o nível 1 se originam dos dados do CQ.

Incerteza, repetibilidade e precisão

A incerteza associada a uma medida depende da técnica usada, do dispositivo de medida e da pessoa que usa o dispositivo e registra a medida.

- Incerteza (exatidão) da medida: está relacionada com o erro esperado de uma medida em relação a um padrão estabelecido.
- Repetibilidade: está relacionada com a estatística das medidas feitas com certo dispositivo, ou seja, para a medida de uma grandeza sem mudança no arranjo experimental, os valores originários de repetidas medidas apresentam um desvio padrão em relação ao valor médio.
- Precisão de uma medida: está relacionada com a resolução da escala do dispositivo de medida.

Recomenda-se que o sistema de medida e o procedimento de repetibilidade sejam escolhidos de forma que, para três ou mais medidas repetidas consecutivamente, o valor de dois desvios padrões seja menor do que o valor de tolerância, o que representa uma confiança de 95%.

Recomendações gerais

Para realizar todas as atividades necessárias no CQ é importante se ter um grupo executor. Cada instituição deve estabelecer seus dados de referência. A equipe de CQ deve ser liderada por especialista em física médica. As tarefas diárias podem ser realizadas por técnicos, mas os testes mensais devem ser realizados ou supervisionados diretamente por um físico especialista. As medidas anuais devem ser feitas por um físico especialista com o envolvimento de toda a equipe do CQ. Recomenda-se uma verificação de ponta a ponta de todo o sistema para garantir a fidelidade da liberação da dose. Devem ser gerados relatórios anuais do CQ. Um programa de CQ bem estruturado deve ter como palavras-chaves: educação, verificação, documentação (registro) e comunicação.

A documentação de registro deve conter todas as informações relativas aos pacientes, ao tratamento, ao CQ das máquinas e do sistema de planejamento. As falhas e os erros ocorridos devem ser registrados.

O TPS 430 sugere uma mudança na filosofia a respeito dos erros que acontecem, ou seja, que todos os membros, com espírito de equipe, discutam os fatos ocorridos e procurem definir atitudes que minimizem a probabilidade de sua ocorrência⁴.

A realização sistemática dos testes rotineiros dá uma relativa tranquilidade, pois minimiza a probabilidade da ocorrência de erros ou de sua gravidade.

Unidades de cobalto

Uma unidade de cobalto é a máquina mais simples e de maior confiança dentro de um serviço de radioterapia. Muitos

terapeutas acham que é o aparelho mais indicado para tratar cabeça e, pescoço, linfomas, mamas e certos tipos de tratamentos paliativos. Suas desvantagens são a grande penumbra, a pequena penetração comparada com fótons de alta energia e a necessidade de troca da fonte periodicamente.

Van Dyk e Battista⁵ sugerem que “uma moderna unidade do cobalto redesenhada poderia incorporar um multileaf collimator (MLC) e filtros dinâmicos, minimizando o uso de bandejas para acessórios e permitindo o uso de distâncias maiores entre a fonte e os aparatos para definir o campo. É possível também redesenhar as cápsulas das fontes de modo a conseguir a mesma atividade específica com um diâmetro menor”.

Para o CQ, considera-se que os elementos que devem ser verificados são: gantry, cabeçote, colimadores, mesa, sala e console. A Quadro 1 indica os testes, a frequência e os níveis de tolerância⁶.

Aceleradores

Os aceleradores lineares representam a mais importante, prática e versátil fonte de radiação ionizante em radioterapia. Os principais componentes de um acelerador linear geralmente são agrupados em cinco classes: sistema de injeção; sistema de radiofrequência; sistema auxiliar; sis-

Quadro 1. Testes em unidades de cobalto

Frequência	Procedimento	Tolerância
Diários	Segurança	
	Interlock da porta	Funcional
	Monitor da sala de tratamento	Funcional
	Comunicação auditiva	Funcional
	Mecânicos	
	Localização com lasers	2 mm
	Indicador de distância SSD	2 mm
Semanais	Verificação da posição da fonte	3 mm
Mensais	Dosimetria	
	Constância do fator output	2%
	Mecânicos	
	Coincidência do campo radioativo com luminoso	3 mm
	Indicador do tamanho de campo (colimador)	2 mm
	Indicador do ângulo do colimador/gantry	1 grau
	Centro do cross-hair	1 mm
	Trava dos filtros e bandejas	Funcional
	Interlock de segurança	
	Botões de emergência	Funcional
Interlock de filtro	Funcional	
Anuais	Dosimetria	
	Constância do fator output	2%
	Dependência da constância do output com o tamanho de campo	2%
	Constância dos parâmetros de dosimetria no eixo central (PDD e TMR)	2%
	Constância dos fatores de transmissão de todos os acessórios padrão	2%
	Constância do fator de transmissão do filtro	2%
	Linearidade e erro do relógio	1%
	Constância do output <i>versus</i> ângulo do gantry	2%
	Uniformidade do feixe <i>versus</i> ângulo do gantry	3%
	Interlock de segurança	
	Seguir os teste indicados pelo fabricante	Funcional
	Mecânicos	
	Isocentro de rotação colimador	diâmetro de 2 mm
	Isocentro de rotação do gantry	diâmetro de 2 mm
	Isocentro de rotação da mesa	diâmetro de 2 mm
	Coincidência do eixo do colimador, do gantry e da mesa com o isocentro mecânico e radioativo	diâmetro de 2 mm
	Coincidência de isocentro mecânico e radioativo	diâmetro de 2 mm
	Deflexão do topo da mesa	2 mm
	Jogo ao longo do curso vertical da mesa	2 mm
	Intensidade da luz de campo	Funcional

tema de transporte do feixe e sistema de colimação e de monitoração do feixe.

Os aceleradores, sendo máquinas que produzem os feixes de radiação eletronicamente, podem ter seu desempenho alterado inesperadamente, então é necessário atender a dois requisitos essenciais: as medidas do CQ devem ser repetidas de forma rotineira e deve haver uma monitoração regular do desempenho por meio de uma manutenção preventiva.

Os testes do CQ de aceleradores estão classificados em diários (Quadro 2), mensais (Quadro 3) e anuais (Quadro 4)^{1,3}. Nas tabelas há indicação da tolerância para cada teste separadamente, para máquinas em que se realizam tratamentos de IMRT, máquinas em que se realizam tratamentos estereotáticos e máquinas em que nenhuma dessas técnicas é usada.

Micromultileaf

O sistema de colimação por meio de multilâminas, em substituição às técnicas convencionais de conformação do campo de radiação, tem como função melhorar a eficiência da realização dos tratamentos. O MLC tem lâminas móveis (blindagens), que podem bloquear uma fração do campo de radiação. Os MLC típicos têm de 40 a 120 lâminas arranjadas em pares. É possível gerar campos que conformem o tumor automaticamente por comandos computacionais que posicionam precisamente um grande número dessas lâminas estreitas e encostadas entre si. Esse sistema, desde que disponha de hardware e software apropriados, economiza tempo e tem um menor custo operacional do que o uso de blocos de cerrobend. O MLC pode ter três funções:

- substituir os blocos convencionais;
- se ajustar continuamente para formar a projeção do beam's-eye view (BEV) do volume alvo planejado

(PTV), durante uma rotação em arco do feixe de fótons. A mudança da posição das lâminas pode ocorrer com o gantry parado ou em movimento, tendo-se, nesse caso, a modalidade de arco dinâmico;

- possibilitar a obtenção de feixes com intensidade modulada. Existem diversas técnicas para se conseguir esse resultados, algumas mantendo o gantry fixo em certos ângulos e outras movimentando-o durante a irradiação.

Um programa de controle de qualidade (PCQ) para MLC deve garantir o funcionamento seguro e confiável de seus componentes mecânicos, pela avaliação da precisão posicional, do movimento confiável das lâminas, da fuga através das lâminas, dos interlocks, do trabalho na rede e da transferência de dados⁷. A Quadro 5 apresenta os testes sugeridos¹.

Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT)

O IMRT é uma extensão da terapia conformacional 3D, a qual usa feixes de radiação de intensidade não uniforme determinados por técnicas de otimização obtidas de programas de computadores. É proposta melhoria na radioterapia pelo aumento de controle tumoral e redução da morbidade do tratamento. O processo de planejamento de IMRT tem uma grande complexidade, pois há muitas instruções para as máquinas necessitando-se altos padrões de capacidade de computação. A dose num campo de IMRT é construída pela soma de muitos segmentos, às vezes, bem pequenos. Mostrou-se que, para feixes com 1 cm de largura, uma incerteza de 1 décimo de milímetro na abertura dos pares opostos de lâminas pode produzir incertezas de até 10% na projeção de dose local. Além disso, os subcampos podem estar em muitos locais dentro da área tratada, implicando que sua posição deve ser

Quadro 2. Testes diários em acelerador

Procedimento	Tolerância (máquinas sem IMRT)	Tolerância (máquinas com IMRT)	Tolerância estereotática
Dosimetria			
Constância do fator output de fótons (todas as energias)		3%	
Constância do fator output de elétrons (semanalmente, com exceção de máquina com uma só energia ou necessidade de monitoração diária)			
Mecânicos			
Localização com lasers	2 mm	1,5 mm	1 mm
Indicador de distância SSD	2 mm	2 mm	2 mm
Indicador do tamanho do colimador	2 mm	2 mm	1 mm
Segurança			
Interlock de porta		Funcional	
Segurança do fechamento da porta		Funcional	
Monitor audiovisual		Funcional	
Trancamento por fora sala estereotática	NA	NA	Funcional
Monitor de área de radiação (se usado)		Funcional	
Indicador de emissão de feixe		Funcional	

NA = não avaliado

Quadro 3. Testes mensais em acelerador

Procedimento	Tolerância (máquinas sem IMRT)	Tolerância (máquinas com IMRT)	Tolerância estereotática
Dosimetria			
Constância do fator output de fótons	2%		
Constância do fator output de elétrons			
Constância do monitor de backup			
Constância da taxa de dose de output típica	NA	2% (taxa de dose IMRT)	2% (taxa de dose estéreo, UM)
Constância do perfil do feixe de fótons	1%		
Constância do perfil do feixe de elétrons			
Constância da energia do feixe de elétrons	2% / 2 mm		
Mecânicos			
Coincidência campo radioativo e luminoso	2 mm ou 1% de um lado		
Coincidência campo radioativo e luminoso (campo assimétrico)	1 mm ou 1% de um lado		
Dispositivo para checar distância usado para laser/ODI	1 mm		
Indicador digital de ângulo gantry/colimador (ângulos cardinais)	1 grau		
Bandeja para acessórios (por exemplo régua para filmes portais)	2 mm		
Indicador da abertura do colimador simétrico	2 mm		
Indicador da abertura do colimador assimétrico	1 mm		
Posição do centro do cross-hair	1 mm		
Indicador da posição da maca de tratamento	2 mm / 1 grau	2 mm / 1 grau	2 mm / 0,5 grau
Precisão de colocação do filtro	2mm		
Trava dos filtros e da bandeja dos blocos	Funcional		
Lasers de localização	±2 mm	±1 mm	< ± 1mm
Segurança			
Interlock de porta	Funcional		
Gating respiratório			
Constância do output do feixe	2%		
Controle da amplitude e da fase do feixe	Funcional		
Sistema de monitoração de respiração que fica na sala	Funcional		
Interlock do gating	Funcional		

NA = não avaliado

conhecida com grande precisão, ou seja, a posição relativa das lâminas deve ser mantida menor que 1 mm. O posicionamento das lâminas e o comprimento do seu percurso dependem do modelo do MLC. O sistema Varian, por exemplo, tem uma limitação de deslocamento das lâminas de 14,5 cm, e para deslocamentos maiores é necessário que os carros que levam as lâminas também sejam deslocados. Por um lado essa é uma configuração mais limitada para a colocação de blocos únicos, porém tem mais aplicações na modulação do feixe.

Os planos de tratamento com IMRT devem ser verificados de forma independente, pela transferência de cada plano para um objeto simulador representativo com os campos planejados para o paciente, a dose medida deve ser comparada com aquela calculada pelo sistema⁶.

Filtros dinâmicos/virtual/universal

Os filtros dinâmicos produzem o efeito de filtro nas curvas de isodose pelo movimento de fechamento gradual de uma das bordas dos colimadores comandado computacionalmente, enquanto a borda oposta permanece estacionária durante a irradiação. Os diferentes ângulos

de filtro são obtidos a partir do controle do movimento das lâminas. O fator filtro pode ser afetado por pequenas variações no posicionamento dos colimadores. Sugere-se que, para sistemas que produzem um ângulo de filtro “efetivo” usando uma combinação de 60° e campo aberto, o teste sejam realizados para 45°. Se, porém, a instituição optou por empregar o filtro de 60° com um único campo, então este deve ser conferido. A Quadro 6 apresenta os testes necessários¹.

Imagem radiográfica

A eficácia dos tratamentos aumentou com a recente introdução de técnicas, como IMRT e tomoterapia, porém a precisão da liberação da dose nessas técnicas se depara com a incerteza na localização do alvo. Ainda existem dificuldades por causa do movimento do alvo em relação aos marcadores entre as frações. Atualmente, é possível criar imagens da anatomia dos pacientes imediatamente antes da liberação da dose, ganhando desse modo um conhecimento preciso da localização do volume do alvo diariamente. Essa técnica, conhecida como IGRT, assegura que as posições do volume alvo em relação a algum

Quadro 4. Testes anuais em acelerador

Procedimento	Tolerância (máquinas sem IMRT)	Tolerância (máquinas com IMRT)	Tolerância estereotática
Dosimetria			
Varição da planura dos fótons em relação aos dados de referência	1%		
Varição da simetria dos fótons em relação aos dados de referência	±1%		
Varição da planura dos elétrons em relação aos dados de referência	1%		
Varição da simetria dos elétrons em relação aos dados de referência	±1%		
SRS no modo rotação do arco (intervalo de 0,5 a 10 UM/grau)	NA	NA	Unidades monitor usadas <i>versus</i> liberadas: 1,0 UM ou 2% (o que for maior)
Fator de calibração para fótons/elétrons	±1% (absoluto)		
Verificação de escolha casual da dependência do fator de calibração com o tamanho do campo (2 ou mais FS)	2% para campos < 4x4 cm ² , 1% ≥ 4x4 cm ²		
Fator de output para aplicadores de elétrons (escolha aleatória de 1 aplicador/energia)	±2% em relação aos valores de referência		
Qualidade do feixe de fótons (PDD ₁₀ , TMR ₁₀ ²⁰)	±1% em relação aos valores de referência		
Qualidade do feixe de elétrons (R ₅₀)	±1 mm		
Constância do fator de transmissão para todos os acessórios de tratamento	±1% em relação aos valores de referência		
Constância do fator de transmissão do filtro físico	±2%		
Linearidade da unidade monitor de fótons (constância do output)	±2% ≥ 5UM	±5% ≥(2-4 UM), ±2% ≥5 UM	±5% ≥(2-4 UM), ±2% ≥5 UM
Linearidade da unidade monitor de elétrons (constância do output)	±2% ≥5 UM		
Constância do output de raios X <i>versus</i> taxa de dose	±2% em relação aos valores de referência		
Constância do output de raios X <i>versus</i> ângulo do gantry	±1% em relação aos valores de referência		
Constância do output de elétrons <i>versus</i> ângulo do gantry	±1% em relação aos valores de referência		
Constância do fator off-axis para fótons e elétrons <i>versus</i> ângulo do gantry	±1% em relação aos valores de referência		
Modo arco (UM esperado por grau)	±1% em relação aos valores de referência		
Interlock de segurança			
Seguir os teste indicados pelo fabricante	Funcional		
Testes mecânicos			
Isocentro de rotação colimador	±1 mm em relação aos valores de referência		
Isocentro de rotação do gantry	±1 mm em relação aos valores de referência		
Isocentro de rotação da mesa	±1 mm em relação aos valores de referência		
Interlocks dos aplicadores de elétrons	Funcional		
Coincidência de isocentro mecânico e radioativo	±2 mm em relação aos valores de referência	±2 mm em relação aos valores de referência	±1 mm em relação aos valores de referência
Deflexão do topo da mesa	2 mm em relação aos valores de referência		
Ângulo da mesa	1 grau		
Percurso máximo da mesa em todas as direções	±2 mm		
Acessórios Estereotáticos, lockout	NA	Funcional	
Modo TBI/TSET	Funcional		
Acessórios TBI/TSET	Funcional		
Constância de PDD ou TMR	1% (TBI) ou 1mm deslocamento da PDD (TSET) em relação aos valores de referência		
Fator de calibração (output)	±2% em relação aos valores de referência		
Dependência com a taxa de dose	±2% em relação aos valores de referência		
Gating respiratório			
Constância da energia do feixe	2%		
Constância do output do feixe	2%		
Precisão temporal do gate-on (vínculo) da fase/amplitude	100 ms do esperado		
Calibração da fase/amplitude respiratória substituta	100 ms do esperado		
Teste do interlock	Funcional		

NA = não avaliado

Quadro 5. Testes em multileaf collimator

Frequência	Procedimento	Tolerância
Semanal	Testes qualitativos (matched segments, aka, "picket fence")	Inspeção visual de desvios perceptíveis como o aumento na transmissão interlâminas
Mensal	Planejamentos <i>versus</i> campo de radiação medidos para dois formatos	2 mm
	Backup diagrams settings (só Elekta)	2 mm
	Velocidade da lâmina (IMRT)	Perda de velocidade das lâminas <0,5 cm/s
	Precisão da posição das lâminas	1 mm para a posição das lâminas de um campo de IMRT para 4 ângulos cardinais* (Teste "picket fence" pode ser usado como teste que depende do planejamento clínico - tamanho dos segmentos)
Anual	Transmissão do MLC (média da lâmina e da transmissão interlâminas) todas as energias	±0,5% a partir dos valores de referência
	Repetibilidade da posição das lâminas	1,0 mm
	MLC spoke shot	≤1,0 mm de raio
	Coincidência do campo radioativo com o luminoso	2,0 mm
	Teste da velocidade da folha no arco dinâmico	<0,35 cm Max erro RMS, 95% das contagens erradas <0,35 cm (Varian)
	Teste interblock trip no arco dinâmico	Interlock para posição da folha ocorre (Varian)
	Teste de plano típico com arco dinâmico	<0,35 cm Max erro RMS, 95% das contagens erradas <0,35 cm (Varian)
	Teste de IMRT segmentado (Step and Shoot)	<0,35 cm Max erro RMS, 95% das contagens erradas <0,35 cm (Varian)
	Sliding window IMRT (4 ângulos cardinais do gantry)	<0,35 cm Max erro RMS, 95% das contagens erradas <0,35 cm (Varian)

* cardinais = 0°, 90°, 180° e 270°

Quadro 6. Testes em filtros dinâmicos/universais e virtuais

Frequência	Procedimento	Tolerância		
		Dinâmico (EDW - Varian)	Universal (Elekta)	Virtual (Siemens)
Diário	Morning check-out - percurso para um ângulo	Funcional		
Mensal	Fator filtro para todas as energias	Verificação no eixo central, para 45° ou 60° (dentro de 2%)*	Verificação no eixo central, para 45° ou 60° (dentro de 2%)*	5% a partir da unidade, senão 2%
Anual	Verificar o ângulo do filtro para 60° em todo o campo e spot check para ângulos e tamanhos de campo intermediários	Verificar a razão de off-center até 80% da largura do campo 10 cm		

* Recomenda-se verificar o ângulo de 45° se forem usados ângulos diferentes de 60°

ponto de referência, para cada fração, sejam as mesmas que as planejadas. Pode ser utilizada usando diferentes técnicas: fótons com energia MV, ou com energia kV.

Apesar de que o CQ deve ter na precisão espacial da reconstrução da imagem o fator preponderante, é preciso também avaliar os parâmetros de qualidade de imagem, como o contraste, o ruído, a uniformidade espacial e a resolução. Como esse sistema costuma ser usado diariamente e é capaz de liberar uma dose significativa, é essencial realizar anualmente medidas diretas da dose liberada pelo processo de imagem e da qualidade/energia do feixe. Os valores de referência estabelecidos durante os testes de aceitação são usados como critério do CQ. A Quadro 7 apresenta os testes que devem ser realizados nos sistemas de IGRT¹.

Gating respiratório

O documento da AAPM, o TG-76 descreve todos os aspectos que envolvem o controle do movimento respiratório

em Radiologia Oncológica, incluindo a produção da imagem, o planejamento do tratamento e a liberação da dose⁹.

Para usar essa técnica é preciso: sincronização, necessária em todas as técnicas respiratórias, entre o feixe de radiação e o movimento do paciente; a caracterização do feixe do acelerador em condições de gating respiratório; e o uso de fantasmas dinâmicos que simulem os movimentos dos órgãos humanos associados à respiração para avaliar a localização do alvo. Os testes referentes a esse aspectos estão incluídos nas Quadros 3 e 4.

TBI e TSI

A irradiação de corpo inteiro (do inglês – total body irradiation, TBI) é uma importante técnica radioterapêutica que libera uma dose de fótons de megavoltagem, com uma uniformidade de dose dentro de 10% em todo o corpo do paciente. O comissionamento de uma máquina para esse tratamento é basicamente o mesmo que para uma máquina da radioterapia padrão, incluindo

Quadro 7. Testes em sistemas de imagens

Procedimento	Tolerâncias para máquinas sem SRS/SBRT	Tolerâncias para máquinas com SRS/SBRT
Diário		
Imagem MV (EPID)		
Interlock para colisão	Funcional	Funcional
Linearidade espacial 1 (x e y) (ângulo do gantry único)	<2 mm	≤1 mm
Coincidência da coordenadas da imagem e do tratamento (um só ângulo)	<2 mm	≤1 mm
Posicionamento/reposicionamento	<2 mm	≤1 mm
Imagem kV		
Interlock para colisão	Funcional	Funcional
Coincidência da coordenadas da imagem e do tratamento (um só ângulo)	<2 mm	≤1 mm
Posicionamento/reposicionamento	<2 mm	≤1 mm
Cone-beam CT (kV e MV)		
Interlock para colisão	Funcional	Funcional
Posicionamento/reposicionamento	<2 mm	≤1 mm
Mensal		
Imagem MV (EPID)		
Coincidência da coordenadas da imagem e do tratamento (nos quatro ângulos cardinais)	<2 mm	≤1 mm
Scaling	<2 mm	≤2 mm
Resolução espacial	Valores de referência	Valores de referência
Contraste	Valores de referência	Valores de referência
Uniformidade e ruído	Valores de referência	Valores de referência
Imagem kV		
Coincidência da coordenadas da imagem e do tratamento (nos quatro ângulos cardinais)	<2 mm	≤1 mm
Scaling	<2 mm	≤1 mm
Resolução espacial	Valores de referência	Valores de referência
Contraste	Valores de referência	Valores de referência
Uniformidade e ruído	Valores de referência	Valores de referência
Cone-beam CT (kV e MV)		
Coincidência das coordenadas da imagem e do tratamento	<1,5 mm	≤1 mm
Distorção geométrica	<2 mm	≤1 mm
Resolução espacial	Valores de referência	Valores de referência
Contraste	Valores de referência	Valores de referência
Constância do número de CT	Valores de referência	Valores de referência
Uniformidade e ruído	Valores de referência	Valores de referência
Linearidade espacial (x e y) (para um só ângulo)	<1 mm	≤1 mm
Anual		
Imagem MV (EPID)		
Intervalo completo de percurso SDD	±5 mm	±5 mm
Dose do processo de imagem	Valores de referência	Valores de referência
Energia e qualidade do feixe	Valores de referência	Valores de referência
Imagem kV		
Energia e qualidade do feixe	Valores de referência	Valores de referência
Dose do processo de imagem	Valores de referência	Valores de referência
Cone-beam CT (kV e MV)		
Dose do processo de imagem	Valores de referência	Valores de referência

calibração absoluta do feixe, porcentagem de dose profunda e perfis (fatores off-axis) só que deve ser feito nas condições específicas de geometria do TBI, a fim de fornecer dados confiáveis¹⁰.

A irradiação de toda a pele (do inglês – total skin irradiation, TSI) é uma técnica radioterapêutica administrada no tratamento de certas doenças malignas generalizadas da pele. Esse tratamento pretende irradiar toda a pele do paciente de modo uniforme com

grandes campos de elétrons. O comissionamento compreende um conjunto de dados dosimétricos relevantes, primeiro dos grandes campos estacionários de elétrons a serem usados nos tratamentos e em seguida da dose verdadeiramente liberada com múltiplos campos rotacionais.

Recomenda-se repetir um subconjunto dos dados do comissionamento para TBI ou TSI anualmente para garantir a operação adequada.

Quadro 8. Testes em simuladores

Frequência	Procedimento	Tolerância
Diária	Ópticos	
	Laser de localização	2 mm
	Indicador de distância (verificação rápida)	2 mm
	Mecânicos	
	Centro do cross-hair (verificação rápida)	2 mm
	Indicadores de tamanho de campo	1 mm por borda
	Segurança	
	Interlock da porta	Funcional
	Botões de habilitação dos movimentos	Funcional
Luzes de advertência	Funcional	
Semanal	Verificações radiográficas/fluoroscópicas	
	Sensitometria do processador de filme	Valores de referência
Mensal	Ópticos	
	Indicador de distância	2 mm
	Coincidência de campo luminoso com radioativo	1 mm por borda
	Segurança	
	Emergency off	Funcional
Prevenção de colisão	Funcional	
Semestral	Mecânicos	
	Ponteiro (front pointer)	1 mm
	Centro do cross-hair	2 mm de diâmetro
	Indicadores dos ângulos (gantry, colimador, mesa)	1 grau
	Indicadores de tamanho de campo	1 mm por borda
	Paralelismo mesa/campo sobre 20 cm de deslocamento vertical	2 mm
	Verificações radiográficas/fluoroscópicas	
	Calibração de kVp, mAs e tempo	Valores de referência
	Linearidade e reprodutibilidade do output	Valores de referência
	Taxa máxima de exposição fluoroscópica	Valores de referência
Anual	Mecânicos	
	Isocentricidade mecânica (coincidência dos tres eixos)	2 mm de diâmetro
	Constância do isocentro sobre todo o percurso da SAD	2 mm
	Indicadores de distância: SAD, distância foco-imagem	2 mm
	Máxima deflexão da mesa com uma carga de 80 kg	5 mm
	Verificações radiográficas/fluoroscópicas	
	Deslocamento da imagem com mudança do focal spot	Valores de referência
	Resolução espacial no centro do intensificador de imagem (alto contraste)	Valores de referência
	Linearidade da escala de cinza	Valores de referência
	Relógio da fluoroscopia	Funcional
	Segurança	
	Protetores: luvas e aventais plumbíferos, biombos	Funcional

Os testes anuais para TBI e TSI, cuja tolerância está indicada na Quadro 4, devem conseguir avaliar, nas condições de tratamento: a funcionalidade; a constância de transmissão dos modificadores; a constância dos valores de Tissue-Maximum Ratio ou PDP; a constância dos valores de fatores de off-axis e a constância dos fatores de output.

Simuladores convencionais

Um dos passos mais importantes do processo de tratamento é a simulação que pode ser feita por meio de simuladores convencionais, de tomografia computadorizada (CT) ou de simuladores CT. Um simulador convencional é uma máquina de raios X convencional montada num gantry rotacional, equipado com aspectos geométricos idênticos àqueles das máquinas de alta voltagem, e que funciona no modo radiográfico e fluoroscópico. A Quadro 8⁵ indica os testes a serem feitos, suas frequências e tolerâncias.

Simulação virtual

Um simulador CT aumenta a capacidade de se usar terapias 3D, pois é uma ótima ferramenta para ajudar no processo de localização do tumor e no desenho de estruturas, fornecendo um meio de verificação computadorizada das imagens. Essas imagens podem ser comparadas com as imagens portais obtidas na máquina de tratamento.

O processo de simulação virtual inclui a determinação de um isocentro ou de um ponto de referência marcado no paciente, cuja precisão de localização deve estar dentro de 1 mm. O CQ de um simulador CT pode ser dividido em avaliação do equipamento de CT e da simulação virtual¹¹. A Quadro 9 indica os testes a serem feitos no equipamento e a frequência sugerida para cada teste⁵.

Braquiterapia

Braquiterapia é o termo usado para descrever os tratamentos de câncer com radiação proveniente de fontes de material radioativo encapsulado, colocadas diretamente dentro ou próximas do volume a ser tratado. O sistema de HDR (alta taxa dose – High Dose Rate) mais utilizado atualmente emprega fontes de Ir-192, na Quadro 10 estão indicados os testes de CQ desse tipo de conjunto¹².

Sistemas de planejamento

Diferentemente do imaginado, o sistema de planejamento computadorizado (SPC) também deve ser submetido a um CQ¹³, pois, como todos os outros equipamentos, está sujeito a erros e falhas de desempenho do software, do hardware do sistema de planejamento e do hardware

Quadro 9. Testes no TC simulador

Frequência	Procedimento
Diária	Qualidade da imagem
	Exatidão do número CT - fantoma de água
	Uniformidade do campo - fantoma de água
Semanal	Mecânico
	Laser interno - coincidência com plano de varredura
Trimestral	Qualidade da imagem
	Deteção de baixo contraste/ruído na imagem
	Resolução espacial de alto contraste / MTF
	Mecânico
	Exatidão do posicionamento da mesa
	Localização do slice a partir da varredura de transmissão
	Calibração da leitura vertical e longitudinal da mesa
	Calibração da inclinação do gantry
Anual	Qualidade da imagem
	Perfil de sensibilidade da fatia
	Escala de contraste do número de CT
	Fidelidade geométrica da imagem
	Testes radioativos
	Exatidão de kVp
	HVL (anualmente e quando há troca do tubo de raios X)
	Dose no paciente (medida CDTI)

do sistema de rede durante a transferência de dados. Se as falhas não produzirem um erro crasso podem passar despercebidas.

Para cada teste, deve-se ter definido: o objetivo, a descrição, a frequência e os critérios de aceitação dos resultados encontrados. Há documentos guia como o TRS 430 da International Atomic Energy Agency (IAEA)⁵, que apresentam um estudo detalhado de todos os aspectos do CQ de um SPC. A Quadro 11 é um resumo do que sugere esse documento para o CQ.

Equipamentos de medida

O CQ dos instrumentos de medida tem tanta importância como o dos equipamentos de tratamento em si. Os sistemas baseados em câmaras de ionização continuam sendo os preferidos para a realização das calibrações dosimétricas dos feixes de fótons e elétrons. Eles podem ser classificados em referência local, calibrados diretamente em um Laboratório Padrão de Dosimetria, ou instrumento de campo, igual ao anterior que pode ser calibrado por intercomparação com o de referência local. Este só deve ser empregado nas medidas que não sejam de rendimento absoluto.

Recomenda-se, em todos os casos, estabelecer um sistema redundante de comprovação dos instrumentos dosimétricos, a fim de assegurar que estes mantenham seus fatores de calibração. No caso de teleterapia, o sistema redundante só pode ser estabelecido mediante a avaliação da resposta do instrumento de medida a uma fonte de referência de meia-vida longa como o Sr-90, ao longo do

Quadro 10. Testes para braquiterapia

Frequência	Procedimento
Fontes seladas	
Inicial	Forma física e química
	Encapsulamento da fonte
Trimestral	Calibração
	Distribuição do radionuclídeo e uniformidade da fonte (autorradiografia)
Aplicadores	
Inicial	Dimensões e integridade
Equipamentos de controle remoto	
Diária	Interruptores de segurança da porta, luzes e alarme
	Funções do painel de comando, baterias, impressoras, vídeo, monitor de radiação
	Inspeção visual das guias condutoras de fontes (cateteres)
	Teste de obstrução
Semanais	Medida da indexação do cabo da fonte
	Botão de emergência da sala
	Botão de emergência do robô
	Botão de emergência do console
	Botão de interrupção do console
	Bloqueio da porta
	Detector de área
	Luz de segurança da porta
	Bobina de papel do console
	Monitor de visualização
	Intercomunicador
Verificação do timer/cronômetro do console	
Mensais	Autorradiografia
	Verificação dos canais do robô
	Simulação de cateter obstruído
Trimestrais ou a cada troca da fonte	Autorradiografia das paradas da fonte
	Verificação dos canais do robô
	Verificação de todos os tubos de transferência de fonte (tubos para gineco, agulha intersticial, cateter intersticial, cateter de nylon, esôfago)
	Simulação de cateter obstruído feita para cada canal do robô (18 canais)
	Verificação da integridade de todos os acessórios e aplicadores
	Verificação da atividade da fonte velha (antes da troca)
	Verificação da fonte nova (depois da troca)
Anuais	Algoritmo do cálculo de dose
	Simular situações de emergência
	Verificar inventário das fontes
Sistemas computadorizados	
Em cada aplicação	Consistência da informação impressa sobre o plano de tratamento
	Exatidão da impressão dos parâmetros do tratamento pelo console de controle remoto
Anual	Exatidão geométrica dos sistemas de entrada/saída (digitalizador e plotter)
Inicial e anual	Verificação dos parâmetros de entrada para configurações pré-calculadas
Inicial e quando se modifica o SW	Verificação de doses e cálculo de tempos para todas as fontes em pontos representativos
	Exatidão das isodoses de uma fonte
	Exatidão das isodoses de fontes múltiplas
	Exatidão na rotação dos planos
	Exatidão da reconstrução de coordenadas
	Exatidão da impressão dos parâmetros do tratamento pelo console de controle remoto
	Figuras de mérito do histograma de volume-dose
	Software de otimização
Avaliação integral do sistema	
Procedimentos em cada implante	
	Exatidão de descrição do tratamento
	Cálculo do plano de tratamento
	Verificação do recolhimento da fonte
	Retirada dos aplicadores ou implantes
	Revisão do tratamento
	Registro, auditoria da garantia da qualidade

Quadro 11. Testes no sistema computadorizado de planejamento

Semanal	
Software	
Revalidação do feixe externo	Verificar a constância nos cálculos de dose
Mensal	
Hardware	
CPU	Verificar o funcionamento
Mesa digitalizadora	Verificar que não houve alteração na sensibilidade da mesa
Software	
Detalhes do plano	Conferir se não houve alteração na impressão dos resultados do plano numa cópia impressa
Transferência eletrônica de planejamento	Verificar se não houve modificação na transferência de protocolos e dados para a máquina de tratamento
Trimestral	
Hardware	
Impressora	Verificar que a escala não variou
Dispositivos de back-up	Confirmar que os pacientes foram arquivados e recuperados
Geometria da CT e verificação das densidades	Verificar que a relação entre os números de CT e as densidades não foram alterados
Para cada paciente	
Hardware	
Informação anatômica do paciente	
Transferência da CT	Verificar que os protocolos não foram alterados
Exportação e a manipulação dos dados do paciente	Verificar que a representação anatômica do paciente não foi mudada
Software	
Verificação da UM/tempo	Verificar que não houve alteração no cálculo de UM
Verificação independente da dose monitor	Usar outro método para calcular a UM
Tratamento	
Verificação de não ocorrência de comportamentos não usuais de andamento do tratamento (semanal)	Criar sistema que permita identificar comportamentos não usuais no tratamento
Dosimetria <i>in vivo</i> e <i>in vitro</i>	Realizar dosimetria de planejamentos para casos não padronizados

tempo. Não havendo uma fonte de referência, é fundamental dispor-se de pelo menos dois sistemas dosimétricos independentes, e nesse caso, uma máquina de Co-60 pode ser usada para suprir a ausência de uma fonte de referência de Sr-90. Os testes sugeridos estão na Quadro 12¹⁴.

Conclusão

Pode-se observar que o CQ de um serviço de radioterapia é um universo de medidas, verificações, treinamentos, manutenções e registros.

Para tornar todo esse processo factível com os recursos disponíveis, é necessário que o físico responsável faça uma análise detalhada de quais máquinas devem ser submetidas ao controle, da frequência com que os testes devem ser feitos e quem irá realizá-los. Ele também deve estabelecer uma agenda com definição das datas dos testes, deve criar planilhas para registro dos resultados encontrados e das comparações com os valores de referência gerados no comissionamento e, finalmente, deve manter documentos com a descrição detalhada de como todos os testes devem ser realizados.

Uma vez que esse tema é extenso, um artigo específico com a descrição dos procedimentos para a realização dos principais testes será publicado numa outra oportunidade.

Referências

1. Hanley J. TG142 AAPM Quality Assurance of Medical Accelerators. [Proceedings of 26th Annual Meeting of American College of Medical Physics, Virginia Beach; 2009].
2. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Methods for Evaluating QA Needs In Radiation Therapy. AAPM Task Group 100.
3. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality Assurance of Medical Accelerators. AAPM Task Group 142.
4. International Atomic Energy Agency (IAEA). Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Report Series. IAEA TRS-430. 2004; Vienna, Austria
5. Van Dyk J. The modern technology of radiation oncology. Wisconsin, USA: Medical Physics Publishing; 1999.
6. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Comprehensive QA for Radiation Oncology, AAPM Task Group 40, Report 40. Med Phys. 1994;21(4):581-618.
7. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM Task Group 50 Report 72. EUA; 2001.

Quadro 12. Testes de garantia da qualidade dos equipamentos de medida

Tipo de instrumento	Teste	Especificações e Tolerâncias	Frequência
Referência	Calibração em Laboratório Padrão Secundário de Dosimetria	Certificado de calibração	Bianual
Local	Linearidade	0,50%	Bianual
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	Bianual
	Sinal extracâmara	0,50%	Inicial
	Fuga	0,10%	Em cada uso
	Verificação de constância	2%	Em cada uso
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	Inicial
	Efeito de polaridade	1%	Em cada uso
Instrumento de campo	Comparação com referência local	1%	Anual
	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	Bianual
	Sinal extracâmara	Registrada e/ou corrigida	Bianual
	Fuga	0,10%	Em cada uso
	Verificação de constância	2%	Em cada uso
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	Inicial
Dosimetria relativa			
	Com filme		
Com filme	Característica sensitométrica	Registrada	Para cada lote de filmes
	Linearidade do densitômetro	Registrada e/ou corrigida	Anual
TLD	Calibração	Registrada	Para cada lote de TLD
	Linearidade	Registrada	Para cada lote de TLD
Câmara de ionização	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	Para cada lote de TLD
	Sinal extracâmara	1%	Inicial
Diodo	Dependência energética	Registrada e/ou corrigida	Inicial
	Linearidade	Registrada e/ou corrigida	Inicial
	Fuga	2%	Anual
Analisadores de feixe	Ajuste mecânico	2mm	Inicial
	Exatidão posicional	2mm	Em cada uso
	Tensão de coleção do detetor	Registrada e/ou corrigida	Em cada uso
	Linearidade do detetor	0,50%	Inicial
	Sinal extracâmara	0,50%	Inicial
	Fuga do detetor	0,50%	Em cada uso
	Exatidão da análise de dados	1%	Inicial
	Exatidão da impressão	1 mm	Inicial
Acessórios			
Colocação	Exatidão	2mm	Em cada uso
	Histerese	2mm	Em cada uso
Termômetro	Calibração	0,2 °C	Inicial
Barômetro	Calibração	1 mmHg	Trimestral
Réguas	Calibração	1 mm	Inicial
Monitor de área	Calibração	Certificado de calibração	Anual

8. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT. Report 82. Med Phys. 2003;30(8):2089-115.
9. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The Management of Respiratory Motion in Radiation Oncology. AAPM Task Group 76, Report 91. EUA; 2006.
10. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation. AAPM Task Group 29, Report 17. EUA; 1986.
11. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality Assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-

simulation process. AAPM Task Group 66 Report 83. Med Phys. 2003;30(10):2762-92

12. Rodrigo Rubo. INRAD, Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. Comunicação particular a respeito de controle de qualidade em Braquiterapia; 2009.
13. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality Assurance for Clinical Radiotherapy Treatment Planning. AAPM Task Group 53 Report 62. Med. Phys. 1998;25:1773-829.
14. International Atomic Energy Agency (IAEA). TECDOC-1151 Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Protocolo de controle de qualidade. Vienna. Ministério Saúde: INCA, RJ; 2000.