

**Protocolo de Calibração
IAEA TRS #277**

Eugenio del Vigna Filho

**Protocolo de
Controle de Qualidade**

Maria Lúcia Ferreira

Protocolo de Calibração IAEA TRS #277

Eugenio del Vigna Filho

INTRODUÇÃO

RADIOTERAPIA é a modalidade de tratamento, principalmente das neoplasias malignas, que entrega uma quantidade controlada de radiação ionizante numa região limitada do corpo do paciente. Na maioria dos casos esta quantidade (dose) é aplicada fracionadamente, num certo período de tempo, com o objetivo de eliminar as células malignas que estão dentro do volume irradiado.

Em geral, quanto maior a quantidade de radiação, maior a probabilidade de eliminação das células anormais. Entretanto, existe um limite superior, que é dado pela tolerância das células e tecidos normais presentes no volume irradiado. A radiação pode induzir mudanças significativas nos tecidos normais e, idealmente, estes danos não devem atingir o estágio onde seja impossível a recuperação funcional e morfológica do tecido.

Assim sendo, principalmente na radioterapia curativa, o radioterapeuta tem como objetivo liberar a máxima quantidade de radiação ao tumor, sabendo que ela está muito próxima ou até se superpõe à de tolerância do tecido normal.

Estas considerações trazem a importante questão do **GRAU de RIGOR** necessário para a dose entregue ao paciente. Seu conhecimento é importante por diversos motivos:

- i. O equipamento de radioterapia deve ser projetado e construído de modo que se obtenha, rotineiramente, um feixe de radiação com as necessárias exatidão e precisão.
- ii. Deve-se programar e executar procedimentos de dosimetria física e manutenção que assegurem que o equipamento mantém suas especificações originais em toda vida útil.
- iii. A distribuição de dose para uma dada configuração de feixes ou fontes (dosimetria

clínica) deve ser realizada rotineiramente pelos físicos e médicos envolvidos no tratamento.

- iv. Quanto maior a precisão necessária, mais complexos, demorados, trabalhosos e custosos serão os procedimentos técnicos e dosimétricos.
- v. O tratamento de um paciente é feito em aplicações diárias e pode se estender por várias semanas. Numa aplicação podem ocorrer erros inaceitáveis, por exemplo, no posicionamento do paciente, na posição do volume tumoral ou nos parâmetros dosimétricos do feixe.

Sem dúvida alguma, o tratamento será otimizado e os erros controlados e minimizados com a implantação de um rígido Programa de Qualidade, que deve incluir, por exemplo:

- a) Os melhores equipamentos e fontes de tratamento possíveis;
- b) Os melhores métodos diagnósticos disponíveis para a localização tumoral;
- c) Procedimentos adequados de set-up.
- d) Métodos dosimétricos padronizados na determinação das doses absoluta e relativa;
- e) Técnicas que proporcionem distribuição adequada de dose nos volumes tumoral e normal.
- e) Equipamentos auxiliares que contribuam para o aumento da precisão e exatidão requeridas.

Para que um tratamento seja aceitável, a dosimetria clínica deve ser executada com alto grau de rigor: Os valores de exatidão abaixo, se obedecidos, indicam boa radioterapia:

- $\pm 3\%$ na calibração do feixe de radioterapia;
- $\pm 5\%$ na liberação da dose prescrita (incluindo distribuição da dose em profundidade; blindagens; filtros; posicionamento; etc.).

Discutiremos a seguir, resumidamente, os princípios radiobiológicos que exigem e justificam a necessidade de rigor em radioterapia.

Mostraremos resultados de estudos “in-vitro” (que são estudos não clínicos e que, rigorosamente, não podem ser extrapolados para seres humanos) e de estudos clínicos “in-vivo” que relacionam as probabilidades de controle local do tumor com as de aparecimento de efeitos adversos em função da dose.

Também mostraremos os níveis de incerteza na determinação da dose no volume tumoral e na sua vizinhança que podem ser obtidos com um trabalho cuidadoso e apurado.

MODELO TEÓRICO PARA A RESPOSTA TUMORAL À IRRADIAÇÃO FRACIONADA

No modelo teórico a seguir, o tumor é considerado como um conjunto de células cuja taxa de divisão é independente de qualquer mecanismo homeostático. Então a taxa de crescimento do tumor é representada por um único parâmetro e temos controle local quando todas as células tumorais forem destruídas. A fração, S , de células sobreviventes a uma dada dose, D , é descrita por:

$$S = e^{-JD} [1 - (1 - e^{-KD})^N]$$

onde J e K são parâmetros de radiosensibilidade para os componentes de alvo único e alvos múltiplos e N é o número de extrapolação. Assumindo que ocorre reparo total do dano subletal no período entre cada fração da dose e que o crescimento tumoral entre frações é exponencial (com um tempo de duplicação celular de $L/0,693$ dias), a proporção de células vivas após f frações, cada uma de dose D , liberada

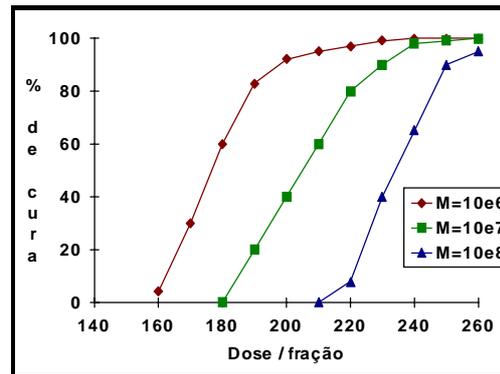
$$S = e^{-JD} [1 - (1 - e^{-KD})^N] f e^{T(f-1)/L}$$

Assumindo que o tumor consiste inicialmente de M células, a probabilidade de que nenhuma célula permaneça viva depois de um dado regime de radioterapia será: $P(0) = e^{-MS}$

Este modelo permite o cálculo da probabilidade da cura de um tumor em função da dose, para um dado conjunto de parâmetros J , K , N , L , e dele podemos concluir que:

- I. A probabilidade de cura de um tumor é extremamente dependente da dose;
- II. Pequenas variações na dose têm influência considerável na probabilidade de cura.

O gráfico abaixo mostra a probabilidade de cura versus dose por fração para um tumor epidermóide com M células:



Probabilidade de cura versus Dose por fração para um modelo de tumor epidermóide com M células.

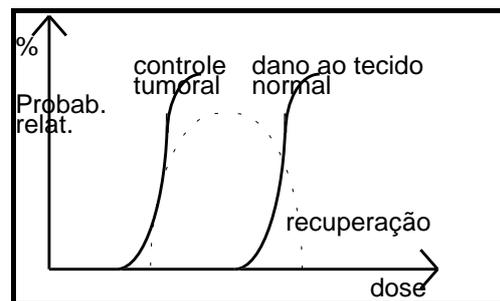
Como exemplo, num tumor com $M = 10^7$ células tratado por 20 frações em 27 dias, observa-se:

- i. Para dose diária de 220 cGy, a probabilidade de cura do tumor é de 80%;
- ii. Para dose diária de 200 cGy, a probabilidade de cura do tumor é de 40%.

Portanto, uma redução de 10% na dose, diminui a probabilidade de cura do tumor de 80% para 40%.

Estudos Clínicos

Para que um tumor seja tratado com radiação ionizante espera-se que, para a mesma dose, sua resposta seja maior que a do tecido normal e que sua capacidade de regeneração seja menor que a do tecido normal. Isto acontece na grande maioria dos casos e o gráfico abaixo ilustra estes conceitos.



Assim sendo, podemos admitir que o limite máximo da dose tumoral seja governado pela capacidade de recuperação dos tecidos normais no volume irradiado e não pela que proporcionaria máxima probabilidade de controle. Obedecendo-se esta regra, obtém-se alto nível de controle e evita-se complicações desnecessárias e muitas vezes irreversíveis.

As condições que caracterizam um maior favorecimento à radioterapia ocorrem quando as curvas de dano ao tumor (controle tumoral) e as de dano ao tecido normal estão bastante separadas. Portanto, um dos objetivos principais da modalidade é maximizar essa diferença, chamada de razão terapêutica.

Estas curvas dependem de vários fatores como: tipo celular do tumor e dos tecidos sadios; radiosensibilidade; tempo total e tempo entre frações; fracionamento; etc.

Nas tabelas a seguir, estão listados resultados de vários estudos, com diferentes tipos de tecidos:

Local do Tumor	Sensibilidade
Pele e Lábio (Strandquist-1944)	17 %
Laringe Supraglote (Shukovsky-1979)	5 %
Laringe Supraglote(H. Hansem-1979)	6 %
Linfoma (Fuks -1973)	19 %
Laringe (H. Hansem-1979)	10 %
Amígdala (Shukovsky-1974)	16 %
Bexiga(Batterman-1981)	13 %

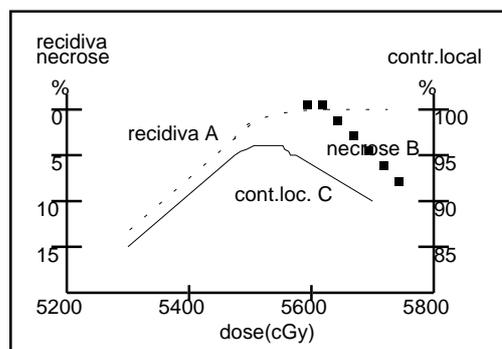
Na tabela acima temos a sensibilidade percentual para uma mudança de 75% para 50% na probabilidade de controle local, obtidas das curvas dose-resposta tumoral. Por exemplo, para laringe, redução de 10% na dose reduz a probabilidade de cura de 75% para 50%. Para linfoma, 19% de diminuição na dose reduz a chance de cura igualmente de 75% para 50%. Tumores da supraglote são extremamente doses dependentes.

Na tabela abaixo mostramos a sensibilidade percentual quanto a complicações do tecido normal para um aumento de 25% para 50% na taxa de complicações.

Efeito no Tecido Normal	Sensibilidade
Pele e Lábio(Strandquist-1944)	10 %
Mielite(Phillips-1979)	15 %
Intestino e Bexiga(Morrison-1975)	9 %
Plexo Braquial(Svenson-1975)	5 %
Pneumonite Actínica(Van Djic-1976)	6 %
Destruição tardia da Pele(Batterman-1981)	4 %

Vemos que, dependendo do tipo de tecido normal, uma variação entre 4 e 15% na dose, acarreta um aumento de 25 para 50% na taxa de complicações.

Bastante importantes são os resultados de Easson (1967) em tumores da laringe.



A taxa de recidiva (A) diminui quase linearmente com o aumento da dose, enquanto que a taxa de necrose (B) aumenta de forma significativa a partir de certo valor da dose. A taxa de controle local (C) aumenta até certo ponto, caindo depois rapidamente em função do aumento da taxa de necrose.

Outros resultados bastante interessantes são os do M.D. Anderson Cancer Center, EUA:

Em fevereiro de 1959 seu serviço de radioterapia mudou a unidade de dose de R (roentgen) para rad, mas, durante algum tempo, manteve o mesmo valor numérico para representar a dose. Se usavam 5000 R para tratar um tumor, passaram a usar 5000 Rads. Este procedimento aumentou a dose absorvida real no tumor entre 7% e 10% (dependendo da energia).

Até fevereiro de 1959, a radioterapia de tumores pequenos da corda vocal não causava complicação séria nos tecidos normais. Nos 2 anos seguintes, cerca de 10% dos pacientes apresentaram significativo edema de laringe.

Em novembro de 1961, o tempo total de tratamento foi aumentado em 1 semana e a dose total permaneceu a mesma. (reduziu-se proporcionalmente a dose diária). Com esta mudança cessaram os casos de edema agudo.

Foram observados também resultados semelhantes em pacientes submetidos à irradiação de toda pelve com raios-X de 22 MV. Até fevereiro de 1959 observava-se sigmoidite moderada em cerca de 5% dos pacientes tratados com 4000R. Com dose total de 6000R, num fracionamento diferente, 10% dos pacientes apresentavam sigmoidite mais acentuada, mas não proibitiva. A partir de fevereiro de 1959, os pacientes em ambos regimes de tratamento receberam o mesmo número (4000 ou 6000), só que agora de rads. O resultado foi um aumento significativo, tanto na quantidade quanto na severidade das complicações. Isto forçou uma redução na dose total liberada, o que diminuiu o número e severidade das complicações.

Das discussões anteriores podemos chegar às seguintes conclusões:

I. A probabilidade de produção de necrose no tecido normal aumenta rapidamente quando a dose de radiação excede a “dose ótima”. Esta dose ótima é a usada rotineiramente na clínica, fruto da experiência do radioterapeuta, normalmente associada com uma probabilidade pequena e aceitável de complicações. Um aumento de 10% na dose ótima ocasiona aumento considerável e facilmente observável na frequência de complicações e necrose.

II. A probabilidade de controle local de um tumor potencialmente curável diminui se a dose liberada estiver abaixo da dose ótima. Diferença de 10% na dose pode diminuir o controle local várias vezes.

III. Através de um planejamento cuidadoso e de uma execução correta, a variação da dose no mesmo paciente e de um paciente para outro não é grande e pode-se atingir o limite sugerido, ao redor de $\pm 5\%$.

Sabendo que variações de $\pm 10\%$ na dose podem influir significativamente no tratamento, pode-se inferir que: A radioterapia necessita um sistema de dosimetria que permita liberar dose ótima ao volume tumoral e a volumes críticos com uma precisão em torno de $\pm 5\%$ ou menos, se possível.

Esta demanda na incerteza da dose ao paciente não é fácil de ser atingida. A maior parte delas esta relacionada a dosimetria física e clínica e à definição do volume alvo (isto é, ao contorno do tumor, geometria do paciente, inhomogeneidades, movimento do paciente, etc.).

Incertezas na Determinação da Dose e na sua Distribuição

Nas diversas etapas da dosimetria, até o final do tratamento, surgem várias incertezas, que podem ser atribuídas à:

I. Variações associadas à fonte de radiação (mudanças na calibração no decorrer do tempo; flutuações no rendimento e na energia; etc.).

ii. Variações induzidas durante o set-up dos pacientes (principalmente não ser simples se reproduzir o posicionamento relativo ao feixe em cada aplicação).

III. Desvios na determinação da dose absorvida e na sua distribuição no volume irradiado (dosimetria não padronizada; incertezas na dosimetria; uso de técnicas inadequadas; conhecimento insuficiente das dimensões do paciente e das inhomogeneidades, etc.).

Considerando-se que a incerteza total

aceitável num tratamento é de $\pm 5\%$, então as variações introduzidas em cada passo do processo de tratamento devem ser muito menores. Estudo de Andreo (1990) mostra que a incerteza associada à calibração do feixe em condições padrão usando o protocolo da AIEA é de 1,6% para ^{60}Co e 2,5% para fótons de alta energia. Assim sendo, a margem de incerteza na dosimetria clínica deve ser da ordem de 2 a 4%, bastante difícil de ser conseguido na prática.

Entretanto todos os esforços possíveis devem ser feitos para diminuir as incertezas e evitar os erros (geralmente grosseiros) e se executar tratamentos aceitáveis e confiáveis, passíveis de reprodução e intercomparação.

Para que os erros sejam evitados e as incertezas minimizadas, os seguintes fatores devem ser freqüentemente monitorados:

- I.** Calibração dos dosímetros.
- II.** Confiabilidade dos dosímetros.
- III.** Calibração dos feixes de radiação.
- IV.** Confiabilidade das máquinas.
 - Verificação da distância de tratamento.
 - Verificação do tamanho dos campos.
 - Fluxo de radiação X tamanho de campo.
 - Não uniformidade da dose no campo.
 - Parâmetros de dose usados no serviço.
 - Comportamento do feixe em diferentes meios.
 - Parâmetros dos equipamentos auxiliares.
- V.** Posicionamento do paciente (set-up).
- VI.** Etc.

A dosimetria física, parte primordial da radioterapia, deve ser a mais rigorosa possível. Ela deve assegurar que a dose liberada ao paciente num serviço é reprodutível e que é a mesma em qualquer parte do mundo. Este último requisito é importante para a consistência dos tratamentos e exige o uso de um protocolo de dosimetria que seja aceito pela comunidade.

As incertezas também serão menores com o uso de máquinas adequadas, com instrumentos de dosimetria confiáveis e precisos, com o uso de técnicas de imobilização seguras e confortáveis, com o emprego de métodos diagnósticos ótimos, e, com a presença de médicos, físicos e técnicos bem treinados e experientes.

É importante ressaltar que nem todos os pacientes serão beneficiados com nível $\pm 5\%$: A dose ótima para cada tipo de tecido do corpo humano não é conhecida com certeza e para os que já apresentam metástases, a melhoria do tratamento do tumor primário não tem grande influência nas taxas de sobrevivência. É claro que dosimetria e planejamento cuidadoso, execução correta, e registro adequado da resposta, levarão

ao estabelecimento de doses ótimas, proporcionando maiores taxas de cura com menores efeitos indesejáveis. Além disso, mesmo nos tratamentos paliativos, um maior rigor na dosimetria e tratamento proporcionará melhor qualidade de vida para os pacientes.

TÓPICOS DE DOSIMETRIA

Porquê Medir Dose?

A radiação ionizante e seus efeitos podem ser descritos por várias quantidades: Fluxo; Fluência; Exposição; Kerma; Dose; Equivalente de Dose; etc. Estas podem ser classificadas em 3 categorias:

- I. Quantidade que descreve a fonte: Atividade; Intensidade, etc. (úteis para radionuclídeos).
- II. Quantidades que se relacionam com o feixe de radiação e suas partículas: Fluxo; Fluência de Energia; etc. (úteis para descrever os feixes primários e usados em radiologia diagnóstica).
- III. Quantidades que medem o efeito da radiação no meio: Kerma; Exposição; Dose; etc. (da maior importância em radioterapia).

Na radioterapia, a ação mais importante da radiação é a de destruir células tumorais. Para fótons este efeito está relacionado com a quantidade de energia depositada numa certa massa de tecido. Portanto, o objetivo principal da dosimetria em radioterapia é o de medir ou estimar a dose absorvida em vários tecidos de um paciente.

Dose Absorvida

Dose Absorvida ou simplesmente, DOSE, é a quantidade de energia média depositada por unidade de massa de um meio irradiado:

$$D = d\bar{E}/dm$$

onde $d\bar{E}$ é a energia média depositada num meio de massa dm . A massa dm deve ser bastante pequena, mas não infinitesimal, para que a energia média não sofra flutuações estatísticas dentro dela. Dose absorvida é, pois, uma função de ponto, contínua e diferenciável, o que permite definir Gradiente e Taxa de Dose.

A unidade de Dose no SI é o Gray (Gy) (Inmetro-1979): $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$

Taxa de Dose Absorvida é definida como

$$\dot{D} = dD/dt$$

e tem como unidade o Gy/s.

Kerma

Para fótons X ou g, que são radiações indiretamente ionizantes, a transição da fluência de energia para dose é convenientemente intermediada pela grandeza conhecida como KERMA, acrograma em inglês de energia cinética liberada no meio absorvedor.

O kerma caracteriza a fluência de fótons e a fluência de energia no meio e, ao mesmo tempo, representa a energia liberada pelos fótons nesse meio (tendo como unidade o Gray).

A energia liberada será (quase toda) depositada no meio, dando origem à Dose.

Se, $d\bar{E}_{tr}$ for a energia transferida pelos fótons para uma massa dm , o kerma nesse ponto será: $K = d\bar{E}_{tr}/dm$ Se, nesse mesmo ponto tivermos uma fluência F de fótons com energia E , o kerma será:

$$K = \Phi E \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$$

Esta equação nos dá a energia liberada por unidade de massa, já que existe um fluxo de energia (FE) incidente na massa unitária (região de área unitária e comprimento $1/r$) e uma fração

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$ dessa energia é liberada nesse volume.

Se tivermos um espectro de energia, como no caso dos raios-X, o kerma para cada componente de energia numa profundidade z será:

$K_n(z) = \Psi_n(z) \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_n$ e o kerma total será a somatória das componentes.

O kerma inclui toda energia transferida para as partículas carregadas. Entretanto, nem toda esta energia transferida será absorvida no meio; pequena parte será irradiada como radiação de frenagem e não contribuirá para a dose absorvida localmente. Para levar este fato em conta, o kerma é dividido em duas partes: kerma de colisão (K_c) e kerma de radiação (K_r). O kerma de colisão será igual à dose absorvida, exceto para ínfima parte causada pelo transporte das partículas carregadas para fora do local onde a energia for transferida e medida.

Se definirmos g como a fração da energia transferida que é convertida em radiação de frenagem e portanto, não absorvida localmente, o kerma de colisão será:

$$K_c = (d\bar{E}_{ir}/dm)(1-g) = D.$$

Exposição e Dose

Se quisermos medir Dose, devemos relacioná-la a uma grandeza que o instrumento possa detectar. Até hoje, esta grandeza é a exposição X , carga liberada em ionizações por unidade de massa do material do detetor. Tipicamente, este material é o ar na dosimetria com câmaras de ionização.

$$X = dQ/dm$$

onde dQ é o valor absoluto da carga total de ions (de mesmo sinal) no ar seco, quando todos os elétrons liberados pelos fótons na massa dm de ar são nela completamente freiados.

A unidade de exposição no SI é o C/Kg, embora temporariamente possa se usar a unidade especial roentgen (R):

$$1R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/Kg.}$$

Sabendo que W (eV por par de ions) é a energia média gasta no ar para produzir um par de ions e que e é a carga do elétron, W/e será a energia depositada no ar por Coulomb de carga liberada. Note-se que (e/W) nos dá a quantidade de Coulombs de carga liberada por Joule de energia. (W/e) para ar seco = 33,97 J/C).

Conjugando os dois conceitos anteriores, podemos obter a **Dose Absorvida no Ar** multiplicando a carga produzida por unidade de massa (exposição) pela energia requerida para produzir um par de ions (W/e) .

$$D_{ar} = X (W/e)_{ar}$$

Note-se que esta relação também é o kerma de colisão no ar quando houver condições de equilíbrio de partículas carregadas, pois:

$$D_{ar} = (d\bar{E}_{ir}/dm)(1-g) \text{ e } D_{ar} = X (W/e)_{ar}$$

Portanto:

$$X = K_{ar} (1-g) (e/W)_{ar}$$

Dose Absorvida no Ar

A determinação da dose absorvida a partir da exposição é bem simples se estivermos em condições de equilíbrio eletrônico (EPC). Entretanto, para energias de megavoltagem, a fluência eletrônica que produz a dose num ponto é conseqüência da fluência de energia dos fótons que interagiram bem antes dele e, conseqüentemente, estas duas grandezas não se referem ao mesmo ponto e não podem ser relacionadas diretamente. Também ocorre que o calculo da dose a partir da exposição é mais complicado se não tivermos um rigoroso equilíbrio eletrônico e exige várias correções dependentes da energia.

Assim sendo, a medida da exposição e sua conversão para a dose são limitadas na prática para energias de fótons até as do ^{60}Co .

Se existir EPC, a dose num ponto do meio é:

$$D_{ar} = X (W/e)_{ar}.$$

Inserindo unidades:

$$D_{ar} (\text{J/C}) = X(\text{R}) \times 2,58 \times 10^{-4} (\text{C/Kg}) \times 33,97 (\text{J/C})$$

$$D_{ar} (\text{J/C}) = 0,876 \times 10^{-2} (\text{J/Kg})/\text{R} \times X(\text{R}), \text{ e como } 1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J/Kg;}$$

$$D_{ar} (\text{rad}) = 0,876(\text{rad/R}) \times X(\text{R})$$

Podemos ver que o fator de conversão roentgen-rad no ar em EPC é 0,876.

Dose Absorvida em Qualquer Meio

Se tivermos EPC, a dose no meio pode ser obtida a partir da fluência de energia Y e do coeficiente médio de absorção de energia em massa

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right): \Rightarrow D = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)$$

Supondo que Y_{ar} é a fluência de energia num ponto no ar e que Y_m é a fluência de energia num meio qualquer no mesmo ponto, então, sob EPC, a dose no meio relaciona-se com a dose no ar por:

$$\frac{D_m}{D_{ar}} = \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot A$$

onde A é um fator de transmissão que iguala as fluências de energia Y_{ar} e Y_m no ponto.

Relacionando as equações anteriores teremos: $D_m = X (W/e)$

$$\frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot A$$

Se X for dado em R e D_m em rad, teremos:

$$D_m = 0.876 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}} \cdot X \cdot A$$

A quantidade $0.876 \cdot \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_{ar}}$ é

conhecida como fator f_m ou simplesmente fator f e denominada fator de conversão roentgen-rad. Portanto:

$$D_m = f X A$$

Este fator depende dos coeficientes de absorção de energia em massa do meio e do ar e, portanto é uma função da energia dos fótons e da composição do meio absorvedor. Valores de f são encontrados na literatura. Como Z é próximo para água, tecido mole e ar, os coeficientes de absorção variam pouco com a energia dos fótons, fazendo com que f varie pouco e com que a dose nestes meios seja quase a mesma, principalmente em megavoltagem.

Medida da Radiação Ionizante

Histórico

Nos primórdios da radioterapia media-se a quantidade de radiação com base em efeitos químicos e biológicos detectáveis na época. Por exemplo, usava-se a mudança de cor de alguns compostos químicos (cromoradiômetro de Holzknecht-1902, com unidade H), métodos fotográficos (quantímetro de Kienbock com unidade X) ou o avermelhamento da pele como indicador da radiação recebida (Skin Eritema Dose ou SED). Entretanto, nesse tempo, eles eram pouco entendidos, pouco confiáveis e bastante variáveis, dando uma idéia fraca da dose.

A capacidade ionizante dos raios-X foi notada e usada por Crookes (radiômetro) e estudada pelo próprio Roentgen e também por Thomson e Rutherford. Medidas de dose baseadas em câmaras de ionização foram feitas por Blythswood e Scoble em 1907 e por Villard em 1908. Este também sugeriu uma unidade de medida que mais tarde foi usada para a grandeza exposição.

Dosímetros logo começaram a ser industrializados, por exemplo, o Ionômetro de Siemens & Halske e o Iontoquantímetro de Reiniger, Gebbert & Schall.

Em 1918, Friedrich introduziu uma unidade “e” para medidas de exposição. Em 1925 foi nomeada a primeira ICRU que propôs uma quantidade denominada “roentgen” para a grandeza que hoje conhecemos como exposição. Esta unidade, que já foi redefinida várias vezes, foi oficialmente adotada pelo ICRU em 1928.

Para que ela fosse implementada, tornou-se necessário construir um detetor, a *Câmara Livre ao Ar*, onde a ionização num volume de ar bem definido “sem paredes” pudesse ser medida. Tais câmaras padrão foram construídas no NBS-EUA, no NPL-UK, no PTB-Alemanha e na Suécia, nos anos de 1927-1929 e são até hoje empregadas como padrão de referência primária em laboratórios nacionais, principalmente para radiação de baixa energia.

Medidas acuradas com esta câmara são trabalhosas e exigem consideráveis cuidados. Por isso mesmo são usadas somente em laboratórios padrão primário nacionais.

A câmara livre ao ar é um instrumento projetado para medir exposição de acordo com sua definição. Um requisito essencial é que os elétrons liberados pelos fótons do feixe gastem toda sua energia ionizando o ar entre suas placas. Esta condição só existirá se o alcance deles for menor que a separação entre os eletrodos de placas paralelas e que o volume. Outra condição importante é que o campo elétrico seja uniforme entre as placas.

Várias limitações de projeto impedem que ela seja usada para feixes de alta energia: Na medida que a energia aumenta, o alcance dos elétrons liberados no ar aumenta rapidamente, fazendo com que a separação necessária entre as placas também aumente. Se a separação for muito grande, além do instrumento se inviabilizar pelo tamanho, haverá ainda grande recombinação de ions e não uniformidade de campo elétrico.

Embora a separação das placas possa ser reduzida pelo uso de alta pressão do ar, ainda se tem problema relativo à atenuação do ar, espalhamento de fótons e redução na eficiência da coleta de ions, o que faz com que, na prática, o uso desta câmara se limite para radiações de até 3 MeV, acima do qual o roentgen não pode ser definido com precisão.

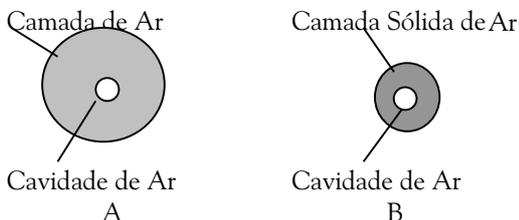
Para evitar os problemas de uso da *Câmara Padrão Livre ao Ar*, foi desenvolvido o conceito de um instrumento que fosse pequeno e fácil de trabalhar, mas que guardasse as características de absorção do ar. A solução proposta foi a de uma câmara cujas paredes fossem sólidas e densas, mas equivalentes ao ar quanto à atenuação dos elétrons secundários.

Câmaras deste tipo são conhecidas como câmara dedal, por causa de sua semelhança com um dedal de costura e são os principais e mais utilizados instrumentos na dosimetria em radioterapia. Os princípios de seu funcionamento são bem conhecidos e as medidas podem ser facilmente realizadas com alta precisão na maioria das situações clínicas. Embora o uso do roentgen e de exposição tenham sido substituídos pela dose absorvida e pelo Gray, a determinação

da ionização no ar (ou noutro meio) permanece até hoje como o padrão para todas as técnicas dosimétricas.

Câmara Dedal

O princípio de funcionamento de uma câmara dedal é mostrado a seguir:



Na figura A temos um volume esférico de ar circundando uma cavidade de ar no seu centro. Suponhamos que a esfera de ar é irradiada uniformemente por um feixe de fótons e que a distância entre a esfera interna e a externa seja igual ao alcance máximo dos elétrons gerados na camada de ar. Se o número de elétrons que entram na cavidade for igual ao dos que saem, teremos equilíbrio eletrônico na cavidade. Suponhamos também que podemos medir a carga resultante de ionizações que é produzida na cavidade pelos elétrons liberados na camada de ar que a circunda. Então, se soubermos o volume ou a massa de ar dentro da cavidade, podemos calcular a carga produzida por unidade de massa, ou seja, a exposição no centro da cavidade.

Suponhamos agora que a camada de ar que circunda a cavidade seja comprimida e resulte numa parede (camada) sólida. Teremos então a situação B, câmara dedal. Embora a parede desta câmara seja sólida, ela será equivalente ao ar, isto é, seu número atômico efetivo será o mesmo que o do ar. Além disso, a espessura de sua parede será tal que teremos equilíbrio eletrônico dentro da cavidade com ar. Para isto a espessura da parede deverá ser igual ou maior que o máximo alcance dos elétrons liberados nessa parede. Desde que a densidade da parede sólida equivalente ao ar é muito maior que a da câmara livre ao ar (que é densidade do ar), a espessura da parede será bastante reduzida. Por exemplo, para radiação de 100 a 250 KVp, a parede deve ter cerca de 1 mm, enquanto que para ⁶⁰Co, ela terá 5 mm (assumindo que tenha densidade unitária). Na prática tais câmaras são construídas com parede muito fina (cerca de 1 mm) e suplementadas por capas de plásticos bem ajustadas (capas de build-up) de espessuras suficientes para assegurar equilíbrio eletrônico na cavidade.

Normalmente a parede é fabricada com a forma de um dedal de costura cilíndrico, tendo a superfície interna revestida por um material eletricamente condutor, que se torna um dos eletrodos de coleção de ions. O outro eletrodo é um cilindro fino de baixo número atômico (grafite ou alumínio) que é inserido no eixo do dedal, mas mantido isolado da parede. Uma voltagem conveniente é aplicada entre os 2 eletrodos para coletar os ions produzidos na cavidade de ar.

A maioria das ionizações produzidas na cavidade provém dos elétrons liberados na parede externa (pelo menos até 2 MV). Para que a câmara dedal seja equivalente à câmara livre ao ar, sua parede deve ser equivalente ao ar. (espectro de energia dos elétrons liberados na parede e no ar semelhantes).

Para que a câmara dedal seja equivalente ao ar, o número atômico efetivo do material da parede e do eletrodo central devem ser tais que o sistema como um todo se comporte como a câmara livre ao ar. Na maioria das vezes a parede é feita de grafite (carbono), e/ou de baquelite ou de plástico, que têm no lado interno uma demão condutora de grafite ou por uma mistura condutora de baquelite e grafite. Geralmente o número atômico efetivo da parede é um pouco menor que o do ar e próximo ao do carbono ($Z = 6$). Conseqüentemente, tal parede gerará menos ionizações na cavidade de ar do que a de uma câmara livre ao ar. Entretanto, esta perda geralmente é compensada pelo eletrodo central, através de seu maior número atômico (Al), suas dimensões e, pela geometria de sua colocação dentro da câmara.

Calibração da Câmara Dedal

Uma câmara dedal pode ser usada diretamente para medir exposição se:

- I. For equivalente ao ar;
- II. O volume de sua cavidade for conhecido;
- III. Sua parede tiver espessura suficiente para oferecer condições de equilíbrio eletrônico.

Se essas premissas forem obedecidas, a exposição X será:

$$X = (Q/rV) \cdot (1/A)$$

Nesta equação, Q é a carga dos ions liberados na cavidade de ar de densidade r e volume V e A é a fração da fluência de energia transmitida através da parede equivalente ao ar com espessura para equilíbrio eletrônico.

Este fator A é pouco menor que 1,00. Ele é introduzido para se calcular a exposição a partir da fluência de energia que existiria no ponto de medida se a câmara não estivesse presente. Ele corrige a perturbação que aparece na colocação da câmara no ponto de medida.

Dificuldades de ordem prática fazem com que seja muito difícil obedecer às condições anteriores e o uso da equação acima. Primeiro é praticamente impossível se construir uma câmara dedal que seja equivalente ao ar (embora, com uma combinação apropriada de materiais para a parede e para o eletrodo central se possa ter câmara bastante aceitável num intervalo limitado de energia). Segundo e principalmente, é bastante difícil determinar com rigor o volume da câmara (por medições).

Deste modo, na prática atual, as câmaras dedal são sempre calibradas em relação a detectores padrão em laboratórios nacionais (câmara livre ao ar para raios-X até centenas de KV; câmara padrão de cavidade com parede quase equivalente ao ar e volume bem conhecido para energias até ^{60}Co). Na calibração da câmara dedal por comparação com padrão elimina-se a necessidade de saber seu volume.

O uso de espessura adequada de parede, necessária para se obter equilíbrio eletrônico, introduz alguma atenuação no fluxo de fótons. Esta atenuação é levada em conta na equação anterior pelo fator $1/A$, que pode ser determinado pela extrapolação linear a zero da curva de resposta da câmara quando se varia a espessura da parede.

Entretanto, esta correção já é levada em conta quando se calibra a câmara dedal por comparação com um padrão, pois ela é inerente ao fator de calibração. Assim sendo, quando o fator de calibração é aplicado à leitura da câmara (corrigida para temperatura e pressão na cavidade), ele converte esta leitura para a exposição real no ar livre (sem câmara). O valor da exposição assim obtido por comparação é então livre da atenuação introduzida pela parede e, portanto da perturbação introduzida pela câmara no fluxo de fótons.

Características Desejáveis de um Dosímetro

Do ponto de vista da física, o detector de radiação ionizante ideal para radioterapia deveria medir Dose, energia absorvida por unidade de massa.

Entretanto, nenhum dos existentes mede a energia absorvida diretamente (exceto o calorímetro). Eles se valem de efeitos indiretos para caracterizar o impacto da radiação nos tecidos (ionização; mudanças químicas; etc.). A quantidade desse efeito mensurável é então convertida em dose. Na prática, esta etapa pode ser difícil e envolver várias hipóteses e fatores.

Os dosímetros empregados na clínica e sua resposta à dose deve ser comparada com outro dosímetro que tenha resposta conhecida e seja aceito como padrão. Este processo é

chamado de CALIBRAÇÃO do dosímetro e é um dos mais importantes passos na física da radioterapia. Geralmente ela é feita em laboratórios nacionais (padrão primário ou secundário - no Brasil, no LNMRI/IRD/CNEN ou no IPEN/CNEN) e dela resulta um Certificado de Calibração. O uso de protocolos de dosimetria assegura que a calibração do dosímetro (e que seu uso na clínica) é feita de maneira apropriada.

No contexto de dosímetros primários e secundários, é importante esclarecer a diferença entre dosimetria absoluta e dosimetria relativa.

Dosimetria absoluta é uma técnica que permite obter diretamente a dose absorvida (em Gy). Ela envolve um certo número de fatores que relacionam a leitura do instrumento à dose absorvida. Normalmente, em radioterapia, para cada energia da radiação somente um valor de dose absoluta é obtido experimentalmente. Tipicamente a medida é feita em condições padronizadas (p.ex: campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$; DFS = 100 cm; dosímetro a 5 cm de profundidade num fantoma de água). Esta condição dosimétrica também é conhecida como *Calibração* (do feixe). Ela relaciona a marcação na máquina (tempo de feixe ou unidades monitor) à dose absoluta em condições de referência.

Todas as outras medidas são obtidas por comparação a padrão, isto é, por *Dosimetria Relativa*. Como exemplo podemos citar: Percentagem de Dose Profunda; TAR; TMR; TPR; Isodoses; fatores campo, bandeja, filtro em cunha e compensador, etc. Em geral nenhum fator de correção é necessário já que a dosimetria relativa é a comparação de duas leituras, uma delas em condições padronizadas.

Somente alguns tipos de dosímetros podem ser usados na dosimetria absoluta, dentre eles o calorímetro, os ionométricos (câmara de ionização) e químicos (Fricke).

Nestas técnicas, uma constante (W/e; G; etc.) é usada para converter a leitura em dose. A maioria das outras, semicondutores, TLD, filmes, etc., são aceitáveis somente na dosimetria relativa, pois exigem medidas de referência para interpretação de seus resultados.

Na prática, o dosímetro mais adequado à radioterapia é a câmara de ionização. Para atender as necessidades dosimétricas ela deve apresentar as seguintes características:

I. Sua sensibilidade ou seu fator de calibração deve sofrer mínima variação num grande intervalo de energias;

II. Seu volume deve ser tal que permita medidas em todo intervalo esperado de dose. A sensibilidade (carga coletada por unidade de exposição) deve ser diretamente proporcional ao volume sensível da câmara.

III. A variação da sensibilidade deve ser mínima com a direção da radiação incidente. Embora esta variação seja pequena em câmaras cilíndricas, deve sempre usá-la na mesma configuração especificada na calibração no laboratório padrão (em geral com uma marca voltada para o feixe incidente).

IV. A influência do cabo deve ser mínima. Uma câmara apresenta “stem leakage” se medir radiação produzida em qualquer lugar que não seja seu volume sensível.

V. Deve ser calibrado num laboratório padrão para cada energia de interesse clínico.

VI. Deve apresentar mínima perda por recombinação de ions. Se a voltagem não for suficiente ou se o campo elétrico for baixo em locais internos (o que acontece nas vizinhanças de concavidades ou cantos), os ions formados podem se recombinar e não contribuir na medida. Este problema é maior em feixes de alta taxa de dose e pulsados.

vii. Para minimizar o risco de erros sérios, é boa prática repetir a calibração do instrumento em intervalos regulares (2 anos). Também é indicado que se façam checagens regulares por comparações com fonte padrão do serviço (^{90}Sr) ou, no mínimo, comparações com instrumentos de outra instituição.

Equipamento Para a Medida da Dose em Radioterapia

O sistema de escolha para a medida da dose em um feixe de radioterapia consiste de um **Eletrômetro**, calibrado em termos de carga ou corrente por unidade de escala e **uma Câmara de Ionização**. O serviço deve possuir uma ou mais câmaras para os diferentes feixes.

Câmara de Ionização e Eletrômetro

A CI deve ser robusta, acurada, sensível, fornecer resposta rápida e ser fácil de usar. Deve ainda poder ser calibrada em laboratório padrão ou ter sua calibração referenciada a uma calibração padrão.

Deve ser possível usar a mesma CI para energias médias (100 KV - 300 KV), para ^{60}Co , para fótons de Megavoltagem (2 MV - 40 MV) e para elétrons de energia maior que 5 MeV.

Para raios-X de energia média, a resposta em termos de unidade de carga ou unidade de divisão de escala por kerma no ar não deve variar acima de $\pm 2\%$. Isto se consegue com CI de parede menor que $0,1 \text{ g/cm}^2$, de material equivalente ao ar. Na calibração livre ao ar para ^{60}Co , deve-se usar capa de build-up.

Câmaras cilíndricas são as mais indicadas e usadas na radioterapia. Elas devem ter volume entre $0,1$ e 1 cm^3 , diâmetro interno máximo de

7 mm e comprimento interno máximo 25 mm. Estas dimensões vem da harmonização entre uma sensibilidade aceitável e de uma capacidade de se ter dose puntual.

Por razões técnicas e dosimétricas, os materiais de construção da CI devem ser os mais homogêneos possíveis (mesmo material). Entretanto o eletrodo central pode ser de material diferente da parede. Também não é necessário que a capa de “build-up” e a parede sejam do mesmo material. A câmara deve ser aberta ao ar e construída de forma tal que entre rapidamente em equilíbrio com o meio ambiente. Várias câmaras de ionização existem no mercado. Uma boa relação delas é encontrada no TRS 277 da AIEA. Provavelmente, a mais usada e confiável no mundo todo para a dosimetria de fótons seja a Câmara Farmer (modelo NE 2571).

Para raios-X de baixa energia ($< 100 \text{ KV}$) e para elétrons de energia menor que 5 MeV, deve-se usar câmaras de placas paralelas de parede frontal fina (menor que 1mm). A distância entre as placas deve ser $\leq 2 \text{ mm}$ e o diâmetro do eletrodo coletor $< 20 \text{ mm}$. O eletrodo coletor deve ser circundado por um anel de guarda isolante para diminuir a polarização.

A carga induzida numa CI é muito baixa e deve ser medida por um eletrômetro sensível e de elevada impedância ($> 10^{14} \text{ W}$). Idealmente deve se ter um mostrador digital com resolução 0,1% (4 dígitos). A estabilidade a longo prazo não deve exceder $\pm 0,5\%$ num ano.

O eletrômetro deve permitir variação da voltagem aplicada nas paredes da câmara, a fim de se determinar a eficiência de coleção de ions. Isto é importante para aceleradores lineares onde a radiação é pulsada. Deve ainda ser possível reverter a polaridade nas paredes da CI para se determinar o efeito polaridade, importante na dosimetria de elétrons. Bons eletrômetros são fabricados pela Nuclear Enterprises (NE 2570 B), pela Keythley (35614) e por outros fabricantes.

Simuladores de Tecido - Fantomas

Em radioterapia, o termo *fantoma* é usado para descrever um material que imita o tecido humano de interesse nas propriedades de espalhamento e absorção da radiação.

Genericamente, podemos ter 2 tipos de fantomas: *Geométricos*, que reproduzem razoavelmente as propriedades do tecido, mas reduzem a complexidade da anatomia humana a formas cúbicas ou cilíndricas e *Antropomórficas*, que simulam tanto a anatomia humana quanto as propriedades de interação.

Fantomas são parte importante dos procedimentos dosimétricos. Como tal deve ser objeto de extremo cuidado na escolha e fazer parte integral do programa de controle de qualidade. Frequentemente são negligenciados aspectos importantes como:

- O material pode secar, mudar densidade ou encolher? (importante em antropomórficos).
- O material acumula carga? (importante na dosimetria de elétrons com acrílico).
- A superfície permanece plana e lisa? Podem se deformar com a pressão da água ou com armazenamento deficiente?

Um material simula tecido quando ambos têm a mesma composição elementar. Como a composição elementar varia nos diferentes tecidos e órgãos, não existe material único que simule convenientemente todos os tecidos. Entretanto, para radioterapia, na maioria das vezes é suficiente distinguir entre tecido muscular, pulmonar e ósseo.

Felizmente, a maioria dos tecidos e órgãos (pele, rins, fígado, cérebro, etc.) podem ser considerados equivalentes ao músculo (e à água). Isto não é sempre correto, principalmente para baixas energias, onde a diferença entre músculo e gordura pode ser substancial. Em alguns casos pode ser necessário incluir o ar, por exemplo, na dosimetria onde existam cavidades ou passagens e também porque o ar é usado nas medidas de exposição e kerma nos protocolos.

O simulador de tecido mais conveniente é a **Água**. Ela tem composição química simples, é líquida, transparente, barata, e fácil de obter. No ser humano é o componente mais abundante e tem número atômico efetivo e densidade muito próxima às do tecido muscular. Em vista disso, a água é o meio de escolha para simulador universal e indicada como referência na medida da dose de feixes de fótons e elétrons.

O fantoma mais versátil da radioterapia é o *tanque de água*. O mais comum é um cubo de acrílico com 50 x 50 x 50 cm³. Geralmente um dispositivo eletromecânico montado no tanque permite o movimento da CI em 3 dimensões. Este arranjo permite a obtenção de dose, de dose em profundidade, de perfil do campo, de curvas de isodose e de outras grandezas. O set-up deste dispositivo é um pouco trabalhoso e demanda certo tempo e muito cuidado. Além disso, uma limitação importante é a de só poderem ser usados com a máquina na vertical.

Um fantoma de água deve ter dimensões tais que, para o campo máximo a ser dosado, exista sempre uma margem de 5 cm em todos os lados (inclusive em profundidade), tomadas na profundidade de medida.

Na dosimetria absoluta de um feixe no hospital pode-se usar um fantoma menor, para facilitar e agilizar os procedimentos. Suas dimensões mínimas devem ser 20x20x10 cm para até 6 MV e 20x20x15 cm para energias maiores (onde a calibração deve ser feita a 10 cm de profundidade). Geralmente ele é fechado, tem paredes de 4 mm de acrílico e um cilindro oco também de acrílico onde a câmara de ionização se encaixa. O eixo do cilindro, que coincide com o eixo central da CI, normalmente fica a 5,0 cm ou 10 cm da superfície.

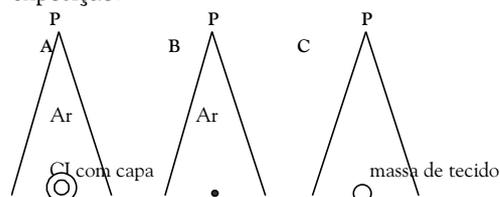
Sua parede deve ser a mais fina possível (1 mm) para não perturbar as medidas. Deve-se proteger a CI da água e ainda permitir sua ventilação. Para isto, deixar pequena folga entre ela e a parede do cilindro (< 0,5 mm).

Fantomas plásticos (poliestireno, acrílico ou água sólida) são muito úteis na radioterapia, principalmente na dosimetria relativa, já que são mais fáceis de usar. Cuidado especial deve ser tomado no uso de plásticos não condutores, principalmente se o feixe for de elétrons e o fantoma muito espesso. Neste caso, elétrons podem se acumular no bloco e gerar enorme campo elétrico ao redor da câmara. Este campo direcionará o fluxo eletrônico para a cavidade, aumentando erroneamente o sinal na câmara.

Medida da Dose em Ar com uma CI

A calibração em Exposição de uma câmara de ionização no ar consiste em se comparar sua resposta com a de um sistema padrão (CI livre ao ar ou CI dedal padrão) em condições de equilíbrio eletrônico. Nas baixas energias (raios-X superficial ou de ortovoltagem), geralmente a parede da câmara tem espessura suficiente (1 cm²/g) para proporcionar EPC. No caso de alta energia, só a parede não é suficiente e tem que ser complementada por uma capa de *build-up* para oferecer EPC. Geralmente a capa é feita de acrílico embora outros materiais possam ser usados (p.ex. Delrin).

Suponhamos que uma CI dedal seja irradiada por um feixe e que uma leitura M (corrigida para condições atmosféricas, fuga, eficiência de coleção, etc.) seja obtida. Teremos então a situação A da figura e a exposição X dada por: $X = M N_x$, onde N_x é o fator de calibração da CI numa dada energia em exposição.



A grandeza obtida é a exposição no ponto P (centro do volume sensível da CI), no ar livre, na ausência da câmara (situação B). Em outras palavras, a perturbação introduzida pela câmara é removida ao se usar o fator de calibração (porque a calibração no laboratório padrão foi realizada em condições idênticas).

Considere-se agora que uma pequena quantidade de tecido mole (suficiente para proporcionar equilíbrio eletrônico em seu centro) é colocada no Ponto P (situação C). A dose no centro desta massa de tecido é chamada de *dose no espaço livre* (Johns & Cunningham). A dose no espaço livre pode ser derivada da exposição no ar livre por:

$$D_{cl} = f_{\text{tecido}} \cdot X \cdot A_{eq}$$

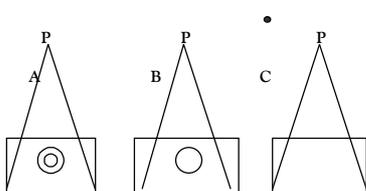
onde A_{eq} é um fator de transmissão que representa a razão entre a fluência de energia no centro da massa de equilíbrio e a fluência de energia no ar, no mesmo ponto (razão da fluência de energia no ponto P na situação C e da fluência de energia em P na situação B). (^{60}Co : $A_{eq} = 0,985$).

A medida de dose no espaço livre só é possível até a energia do ^{60}Co porque depende diretamente da medida de exposição, que, na prática, só pode ser feita até 2-3 MV. Em princípio ela poderia ser usada para energias maiores, mas isto exigiria capas de build-up cada vez maiores e, portanto inconvenientes. Além disso, campos pequenos não poderiam ser dosados.

Felizmente, as calibrações de feixes de radioterapia podem ser feitas por medidas diretas em fantasmas para qualquer energia. Este procedimento elimina as limitações impostas pela exposição e é mais prático.

Medida da Dose num Fantoma usando uma Câmara de Ionização Calibrada no Ar

As equações anteriores nos fornecem a base para o cálculo da dose em qualquer meio (p.ex. água) partindo da medida da exposição. Procedimentos similares são válidos quando uma CI envolta pela capa de equilíbrio eletrônico for colocada dentro do meio.



Na situação A temos uma CI com capa de build-up, com seu centro no Ponto P, inserida dentro de um meio material (p.ex. água) e exposta a um feixe de fótons cuja fluência de energia é Y_b em P. Se a energia do feixe incidente for tal que exista equilíbrio eletrônico dentro da cavidade de ar da CI, a exposição em P, quando a câmara e capa forem removidas será dada por: $X = M N_x$

A exposição assim medida será então a exposição no ar livre no ponto P devido à fluência de energia Y_c que existiria em P na cavidade cheia de ar de tamanho igual às dimensões externas da capa (situação B).

Para converter esta exposição em dose absorvida em P no meio absorvedor, o ar da cavidade deve ser substituído pelo material do meio (situação C). Neste caso:

$$D_{\text{meio}} = f_{\text{meio}} \cdot X \cdot A_m \text{ ou}$$

$$D_{\text{meio}} = M N_x (W/e) (m_{en}/t)_{m,ar} A_m$$

onde A_m é um fator de transmissão que corrige para a diferença que surge quando a fluência de energia dos fótons no ponto P na cavidade de ar é substituída pela fluência no meio. O fator A_m é dado por y_m/y_c (fator deslocamento).

É interessante notar que a diferença entre A_{eq} e A_m é muito pequena para um meio equivalente a tecido porque a pequena massa de equilíbrio de tecido para a qual A_{eq} é aplicado é pouca coisa menor que a massa do meio que é deslocada por uma câmara dedal típica (mais capa de build-up) empregada em radioterapia. Assim sendo, as 2 equações anteriores que determinam a dose com uma CI (no espaço livre e num meio) são essencialmente iguais.

Uma questão interessante é a do uso da capa de build-up: *Será necessário usar a capa de build-up ao se fazer a calibração num meio?*

Se a CI foi calibrada para exposição no ar com sua capa de build-up (para se ter EPC na cavidade de ar) e se uma parte significativa das ionizações no ar da cavidade resultam dos elétrons produzidos na capa, a troca da capa pelo meio pode, em princípio, alterar a leitura na câmara (a substituição poderia alterar a fluência de fótons e de elétrons em virtude da diferença de composição entre o meio e a capa).

Entretanto, como a capa e o meio têm composições muito próximas, não se observam diferenças experimentais significativas ao se usar ou não a capa num meio. Na maioria das vezes, por razões práticas, prefere-se usar a câmara de ionização sem a capa de build-up quando a dosimetria é feita em fantoma.

Modelo de um Dosímetro em Termos da Teoria da Cavidade de Bragg-Gray

Já vimos antes que a determinação da dose absorvida a partir da Exposição é sujeita a várias limitações. Por exemplo, ela não pode ser usada para energias maiores que 3 MV e em casos onde não existe equilíbrio eletrônico.

Além disso, ela é definida somente para raios X e g e não pode ser usada na dosimetria de feixes de partículas (elétrons, nêutrons, prótons, etc.).

Para superar tais problemas, implantou-se uma teoria de dosimetria a partir da qual o cálculo da dose pode ser feito diretamente de medidas ionométricas num meio absorvedor, a teoria de Bragg-Gray, onde somente elétrons secundários são medidos no detector. Esta situação é oposta àquela realizada sob condições de equilíbrio eletrônico, onde só se mede a energia transferida dos fótons no detector (CI mais capa de build-up).

Se um detector é colocado num meio absorvedor e se suas dimensões são pequenas, a contribuição dos fótons para a energia

$$E_{in}^{\gamma} - E_{out}^{\gamma} - E_{out}^{\gamma,e} - E_{out}^{e,\delta} + E_{in}^{\delta} - E_{out}^{\delta} = 0$$

depositada é muito pequena se comparada com a energia depositada por elétrons. Se a CI puder ser construída de modo a permitir também equilíbrio de elétrons delta, então:

onde E_{in}^{δ} é a energia que penetra e E_{out}^{δ} a energia que escapa do detector. g indica fótons, e refere-se a elétrons secundários e d a elétrons delta. Os índices mistos são interações no detector.

Esta equação caracteriza as condições de BG, onde nem fótons nem elétrons delta contribuem para a energia depositada no detector.

A CI ideal para condições de Bragg-Gray deve ser bem pequena para evitar perturbação no fluxo de elétrons secundários. Ela também deve ter parede bem fina, para se ter certeza que (quase) todos os elétrons detectados foram gerados no meio. Por esta razão esta teoria se aplica somente para energia de fótons maior que 300 KV, onde o alcance de elétrons secundários é suficiente para passar pela fina parede.

Quando a cavidade é pequena e sua introdução no meio não altera o numero e/ou a distribuição dos elétrons que existiriam nesse mesmo local sem ela, pode-se determinar a dose no meio pela relação de Bragg-Gray:

$$D_{meio} = J_g \cdot (W/e) \cdot (\bar{S}/\rho)_g^{meio}$$

onde D_{meio} é a dose absorvida no meio (na ausência da cavidade), J_g é a carga (ionizada de mesmo sinal) por unidade de massa do gás,

$(\bar{S}/\rho)_g^{meio}$ é a razão entre os poderes de freiamento em massa médio do meio e do gás da cavidade para os elétrons que cruzam a cavidade e $J_g (W/e)$ é a energia absorvida média por unidade de massa do gás.

A quantidade J_g pode ser determinada numa CI de volume ou massa de ar conhecido se a câmara for conectada a um eletrômetro.

Entretanto, o volume (ou massa de gás) na cavidade não é fácil de ser determinado diretamente, principalmente com a exatidão necessária para radioterapia. Por causa disto, se recomenda o uso de um método indireto para medir J_g , empregando calibração em exposição da câmara por intercomparação. Estritamente falando, a obtenção de um fator de calibração em termos de exposição num feixe de ^{60}Co ou outra energia é a obtenção do volume da CI.

Interações Eletrônicas

Vale a pena discutir aqui um pouco sobre interações dos elétrons num meio, para reforçar o entendimento sobre poder de freiamento.

Na medida em que elétrons viajam num meio, eles interagem com átomos desse meio por causa de forças coulombianas. Os processos de interação são:

- *Colisão elástica* com elétrons atômicos;
- *Colisão elástica* com o núcleo atômico.
- *Colisão inelástica* com elétrons atômicos (originando ionização e excitação);
- *Colisão inelástica* com núcleos atômicos (originando radiação de freiamento);

Nas colisões inelásticas, uma parcela da energia cinética dos elétrons é gasta produzindo ionizações no meio e outra parte é usada em novas formas, p.ex., excitação atômica ou radiação de freiamento. Nas colisões elásticas a energia cinética não se perde, mas pode ser redistribuída pelas partículas que emergem.

Num meio de baixo numero atômico (como água e tecido), os elétrons perdem energia inelasticamente principalmente por ionizações, (ao interagirem inelasticamente com elétrons atômicos do meio). Num meio de alto número atômico (como Pb ou W) os elétrons perdem energia principalmente por colisões inelásticas com o núcleo, emitindo radiação de freiamento. Após a colisão elétron-elétron do meio, este ultimo pode ganhar grande velocidade e ainda causar novas ionizações. Este novos elétrons são conhecidos como raios delta.

Na medida que um feixe de elétrons cruza o meio, sua energia é continuamente degradada. No final eles chegam ao equilíbrio térmico e são capturados pelos átomos do meio. Portanto, quando um elétron atravessa um meio, perde energia por colisão (ionização e excitação) e por radiação (de freiamento). A taxa de absorção depende da densidade eletrônica do meio.

A taxa de perda de energia por unidade de massa (g) e por unidade de área (cm²), é denominada *poder de freiamento de massa*, e é muito maior para materiais de baixo Z que para os de alto Z. Isto acontece porque materiais de alto Z têm menos elétrons por grama e porque tem seus elétrons mais fortemente ligados ao núcleo e, portanto mais difíceis de serem arrancados ou excitados.

Um fenômeno que pode influenciar na dosimetria com CI (quando se relaciona deposição de energia num meio qualquer e num gás) é a *polarização*. Um elétron de alta energia perde mais energia por grama por cm² num gás do que num meio mais denso, devido à apreciável polarização do meio condensado. Átomos próximos ao trajeto dos elétrons resguardam e evitam que os que estão mais distantes influenciem na interação. Assim sendo, a razão dos poderes de freiamento da água e do ar varia com a energia dos elétrons e, por isso, o fator de conversão ar-água para a CI varia com a profundidade de medida.

Matematicamente podemos expressar o poder de freiamento de massa total de um meio $(S/p)_{tot}$, para partículas carregadas, como o quociente de dE por rdl, onde dE é energia total perdida pela partícula ao atravessar um comprimento dl num material de densidade r. $(S/p)_{tot} = (S/p)_{col} + (S/p)_{rad}$ onde o primeiro termo refere-se a perdas por colisão e o segundo a perda por radiação.

A teoria de Bragg-Gray tem sido estudada por muitos investigadores e passada por várias modificações, principalmente quanto ao uso do poder de freiamento.

Por exemplo, uma diferença essencial entre os protocolos de dosimetria da AIEA e da AAPM é no uso de diferentes conceitos na definição do poder de freiamento. O protocolo da AAPM, (que usa a teoria de Spencer-Attix), emprega poder de freiamento restrito L/p. No protocolo da AIEA, L/p é substituído pelo poder de freiamento "irrestrito" (poder de freiamento de massa), S/p.

Queremos ressaltar também que, em cada protocolo, a notação usada para representar poder de freiamento (e coeficientes) é diferente. A notação acima é usada pela AAPM. O TRS 277 usa $s_{w,ar}$ para representar poder de freiamento.

Protocolos de Calibração

Introdução

A dosimetria da radioterapia pode ser dividida em 2 classes:

Dosimetria Relativa, onde a dose medida num ponto de interesse é relacionada à dose dada num ponto de referência em condições padronizadas (PDP; TAR; TMR; Isodoses; etc.).

Dosimetria Absoluta, onde a dose é determinada no ponto de referência em condições padronizadas.

Como toda dosimetria relativa é referenciada à absoluta, é de extrema importância que esta seja feita com o máximo rigor possível. Ela deve ser reprodutível internamente (1 Gy na SCBH hoje deve ser 1 Gy em qualquer outra data) e externamente (o mesmo em BH, São Paulo, Rio, ou qualquer outro lugar). Para isso, os procedimentos para sua obtenção devem ser cientificamente adequados e seguidos pela comunidade da área.

Um protocolo é um conjunto de normas e procedimentos que, quando seguidos, asseguram que os usuários medirão a dose da mesma maneira e obterão resultados iguais.

Infelizmente, existem vários protocolos de dosimetria, propostos por diferentes órgãos e diferentes países, cada um com particularidades dirigidas à sua comunidade (AAPM TG21-1983; NACP-1980; HPA-1980; SEFM-1984; SSRBR-1986; NCS-1986; CFMRI-1987; AIFB-1988; etc.). Felizmente, a determinação da dose absoluta é similar na maioria deles, não trazendo grandes diferenças nos resultados finais.

O Protocolo TRS 277 da AIEA (1989-1999) foi proposto com o objetivo de unificar e facilitar a determinação da dose absoluta em radioterapia universalmente. No Brasil, ele é o protocolo mais usado (e recomendado pela ABFM e pelo LNMRI/CNEN).

Para ajudar no entendimento, decidimos discutir primeiro (e resumidamente) as bases e usos do protocolo da AAPM (TG 21) e depois detalhar o TRS 277 da AIEA. Na comparação entre os dois estaremos restritos a feixes de fótons de megavoltagem, muito embora vários procedimentos e correções discutidas também se apliquem a feixes de fótons de menor energia e a feixes terapêuticos de elétrons.

Ambos assumem que o dosímetro do usuário é enviado para um laboratório de dosimetria padrão, primário (LPP) ou secundário (LPS), que providencia uma calibração feita num feixe de energia conhecida. (no Brasil temos 2 LPS: LNMRI/IRD/CNEN e IPEN/CNEN). Esta calibração geralmente é feita no ar por comparação com uma CI padrão do laboratório.

O objetivo dos protocolos é derivar a dose absorvida em água ou tecido na situação do usuário (hospital) a partir de um fator de calibração obtido da medida em ar em condições de equilíbrio eletrônico (laboratório padrão). A medida na dose no hospital é feita tipicamente sob condições de Bragg-Gray.

Formalismo e Correções

O formalismo geral é similar nos dois protocolos. Ele pode ser descrito pela fórmula:

$$D = M \cdot p_c \cdot p_f \cdot k_{ac} \cdot N_{lp}$$

onde, D é a dose absorvida no fantoma (água), M é a leitura do eletrômetro, p_c representa as

correções referentes à câmara, p_f representa as correções referentes ao fantoma e à qualidade da radiação e N_{lp} é o fator de calibração emitido pelo laboratório padrão para o sistema de dosimetria (CI + eletrômetro). Se o fator de calibração N_{lp} foi derivado a partir da calibração em ar com capa de build-up no laboratório padrão (o que acontece sempre no Brasil para MV), aplica-se ainda o fator k_{ac} , que corrige para a calibração padrão ter sido feita no ar.

A tabela abaixo é uma compilação destes fatores:

Fator	Correção para	Cálculo
a) fatores de correção para a câmara de ionização		
p_T	Temperatura	$= T/T_{pad}$
p_P	Pressão	$= P_{pad}/P$
p_{ur}	Umidade do Ar	$= 1,00$ (30-70 %)
p_{ion}	Recombinação	2 voltagens
p_{pol}	Efeitos da Polaridade	Média de M^+ ; M^-
b) fatores de correção da calibração no ar		
k_{att}	Absorção e espalhamento na parede, na capa de build-up e no eletrodo central.	Ver TRS 277
k_m	Material da parede e da capa de build-up	Ver TRS 277
k_{cel}	Material do eletrodo central	Ver TRS 277
k_{stem}	Para a haste da câmara	$= 1,00$ (CI boa)
c) fatores de correção do fantoma		
p_{par}	Material da parede	Ver TRS 277
p_d	Ponto efetivo de medida (no TRS 277, deslocamento da CI)	
p_{flu}	Perturbação na fluência	
p_{cel}	Eletrodo central (geralmente combinado com k_{cel})	

As condições experimentais que exigem correções para a CI são as seguintes:

I. Temperatura e Pressão:

Os protocolos exigem que a câmara de ionização seja aberta ao ar. Assim sendo, o número de moléculas de ar na cavidade varia com a temperatura e com a pressão. Como a CI é calibrada no laboratório padrão (onde temos T_{pad} e P_{pad}), mas é usada no hospital (onde temos T e P , diferentes daquelas do local de calibração padrão), deve-se aplicar uma correção para o número de moléculas de ar na cavidade. Como as condições ambientais no hospital geralmente não são muito diferentes das do laboratório padrão, pode-se usar uma correção de 1ª ordem:

$$F(P,T) = [(P_{\text{pad}}/P) \cdot (T/T_{\text{pad}})]$$

No protocolo da AIEA, $T_{\text{pad}} = 293,15$ °K (20,0 °C) e $P_{\text{pad}} = 101,325$ kPa (estes valores são os usados no LNMRI). É interessante notar que no da AAPM, a temperatura padrão é definida como 295,2 °K (22,0 °C).

Bastante cuidado deve ser tomado com os instrumentos (termômetro e barômetro) e com os procedimentos de medida de temperatura e pressão. Eles devem ser bastante acurados e fazer parte do programa de controle de qualidade da dosimetria da instituição. De preferência, o termômetro deve ser de Hg, com sensibilidade para 0,1 °C e intervalo de medida 0 – 100 °C e o barômetro também de Hg, com sensibilidade 0,1 kPa e intervalo de medida 80 – 110 kPa (pode-se usar também barômetro aneróide, mas este deve ser calibrado contra um padrão de Hg).

O termômetro e barômetro devem ser calibrados em laboratório padrão (no Brasil no Inmetro-RJ). Se não puderem ser calibrados, devem pelo menos ser aferidos contra termômetro e barômetro padrão de serviço meteorológico próximos, geralmente de aeroportos. Neste caso tomar muito cuidado com a grandeza que se compara porque, nos aeroportos se usa a pressão corrigida para o nível do mar e o que se quer é a pressão local. Vale a pena ir até o serviço de meteorologia e checar com o mesmo qual a grandeza referenciada e a comparação dos instrumentos.

A temperatura a ser medida é a da cavidade de ar no fantoma. Na maioria das vezes a temperatura é tomada na sala do aparelho e isto pode trazer erro sério no resultado final. Deve-se medir a temperatura dentro do fantoma, na posição da CI, ou, no mínimo, referenciá-la à temperatura da sala.

Deve-se notar que a temperatura pode causar variação nas dimensões físicas dos

componentes da CI (alterando o volume ativo de ar) e também influenciar os componentes eletrônicos do eletrômetro. Estes efeitos são difíceis de serem medidos, mas, felizmente, são de pequena monta e podem ser desprezados.

II. Umidade:

Idealmente, todas as medidas deveriam ser feitas em condições de baixa umidade. O fator (W/e) usado na dosimetria refere-se ao ar seco, mas, tipicamente, as medidas no hospital são feitas sob umidade relativa entre 20% e 70%. Felizmente, neste intervalo, em condições normais, a influência é negligível ($\pm 0,1$ %).

Entretanto, em condições de alta UR, pode haver fuga adicional na CI e no eletrômetro, devido à umidade nas superfícies. Se UR $\geq 70\%$ deve-se medir a fuga cuidadosamente e levá-la em conta se for significativa.

Geralmente, os dosímetros são construídos de modo a manter a umidade como fonte de erro a valores bem menores que 1 %. Assim sendo, a correção para umidade pode ser omitida ($p_{\text{ur}} = 1,00$), em particular se a calibração no laboratório padrão for feita a 50% (o que ocorre no LNMRI). Entretanto, se a calibração no laboratório padrão for feita em relação ao ar seco, uma correção para umidade deve ser aplicada. O TRS 277 recomenda $p_{\text{ur}} = 0,997$ para radiação de ^{60}Co nesta condição (ar seco).

III. Polaridade:

O número de elétrons primários e de elétrons secundários que entram e que saem do eletrodo coletor não é o mesmo. Também, se o campo elétrico é paralelo à direção da radiação, as partículas carregadas secundárias de diferentes polaridades ganharão diferentes velocidades ao se dirigirem para os eletrodos. Estes fatos induzem o efeito polaridade onde a direção do campo elétrico (polaridade) numa CI pode afetar suas medidas.

Este efeito pode ser levado em conta medindo-se o sinal em ambas polaridades e tomando se a média aritmética delas como medida real. Embora este fenômeno seja mais importante em feixe de elétrons e em CI de placas paralelas, ele pode afetar as medidas em fótons de megavoltagem (particularmente na região de build-up e na de penumbra, onde não há equilíbrio eletrônico). Ele depende do projeto da câmara e das condições de irradiação e, por isso, deve ser medido em cada situação.

IV. Recombinação:

Mesmo que se use a voltagem ideal recomendada pelo fabricante da CI (300 V), existirá sempre um certo número de ions que se recombinam na cavidade antes de chegar aos eletrodos. Esta perda no sinal é insignificante para radiação contínua (^{60}Co), mas pode ser

maior que 1% para radiação pulsada dos aceleradores. Ela pode ser levada em conta empregando-se diversos métodos, dos quais o mais comum e aceito (e recomendado no TRS 277) é o método das duas voltagens.

Neste método, tomam-se leituras em 2 voltagens: V_1 , voltagem normal de operação e V_2 , voltagem mais baixa, que, idealmente, deve ser pelo menos 3 vezes menor que V_1 (p. ex., $V_1 = 300$ V e $V_2 = 75$ V). Da razão das 2 leituras (médias) e da razão entre as voltagens pode se obter o fator recominação a partir de gráficos ou de equações e tabelas. (ver TRS 277).

Enquanto os fatores de correção para T, P e UR dependem só das condições ambientais (no laboratório padrão e no hospital), os fatores polaridade e recominação dependem da energia do feixe. Assim sendo, estes devem ser determinados individualmente para cada energia.

Na maioria dos protocolos é recomendado que a calibração seja feita com uma câmara de ionização tipo Farmer num fantoma de água. Esta calibração não é feita na profundidade de dose máxima e sim numa certa profundidade padronizada (5,0 cm para $TPR_{20,10} < 0,7$ e 10,0 cm para $TPR_{20,10} > 0,7$). Este procedimento evita problemas de contaminação do feixe de fótons por elétrons (gerados no cabeçote e em dispositivos auxiliares), evita erros na medida da profundidade de dose máxima e coloca o ponto de calibração numa profundidade que é próxima à de tumores tratados com a energia escolhida.

Como as câmaras são abertas ao ar, e, quase todas, eletricamente sensíveis à água, devem ser protegidas durante as medições. Isto pode ser feito colocando-a numa capa fina de acrílico ($d \approx 1$ mm) ou numa luva (camisinha) de borracha. Deve-se tomar cuidado para manter a CI sempre ventilada. No uso de certas luvas (p.ex. da NE), tomar cuidado extra porque elas podem vir com talco (para facilitar a introdução da câmara na luva), que pode entrar na CI pelo buraco de ventilação e causar fuga excessiva e muitas vezes, inviabilizar o uso da mesma. Se a luva vier com talco, este deve ser retirado antes da introdução da CI.

v. k_m :

$$k_m = (\bar{S})_{ar}^m \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_m^{ar}$$

O fator k_m corrige a falta de equivalência com o ar do material da parede da CI na calibração no feixe de ^{60}Co . Se o material da parede da CI e da capa de build-up for o mesmo, pode-se escrever:

Se a parede e a capa de build-up não forem do mesmo material, teremos:

$$k_m = \alpha (\bar{S})_{ar}^{par} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{par}^{ar} + (1-\alpha) \cdot (\bar{S})_{ar}^{cap} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{cap}^{ar}$$

onde, α é a fração da ionização na cavidade devido aos elétrons da parede e $(1-\alpha)$ é a fração da ionização devido aos elétrons da capa.

Valores de k_m , α e $(1-\alpha)$ são encontrados no TRS 277 para vários materiais e para vários arranjos de CI e capas de build-up.

vi. k_{cel} :

A equação anterior corrige a falta de equivalência com o ar apenas da parede e da capa de build-up. Portanto, não inclui a falta de equivalência do material do eletrodo central. Para eletrodos de grafite ou plástico a correção é muito pequena e pode ser desprezada. Entretanto, a maioria das CI emprega eletrodo central de alumínio, para o qual a correção não é desprezível. Num feixe de ^{60}Co , a resposta da CI com eletrodo central de Al é significativamente maior quando comparada com outra de eletrodo central equivalente ao ar. O valor da diferença varia com seu diâmetro (massa). Na prática, para CI tipo Farmer com eletrodo central fino de Al ($r < 2,5$ mm), o fator k_{cel} é tomado como unitário ($k_{cel} = 1,000$) para fótons nas energias de megavoltagem (< 25 MV). Isto pode ser feito porque, na calibração da dose no hospital, haverá também um aumento da resposta e teríamos que levá-lo em conta ao determinar o fator de perturbação. Na energia do ^{60}Co (e nas energias de fótons até 25 MV), estas correções se cancelam. Isto já não ocorre para fótons com mais de 25 MV nem para feixe de elétrons (ver TRS 277).

VII. K_{att} :

O fator k_{att} leva em conta a diferença de atenuação e espalhamento dos fótons no meio (água) e nos materiais da CI e da capa de build-up. Valores de k_{att} são encontrados na literatura e o TRS 277 os apresenta para um grande número de CI comercializadas.

As bases físicas para os fatores de correção, sejam do fantoma e da energia (p_i) ou da calibração em ar (k_{ac}), são similares nos diferentes protocolos. Entretanto, eles recebem nomes diferentes e são combinados de diferentes maneiras. Além disso, seus valores podem ter origem de diferentes publicações e fontes.

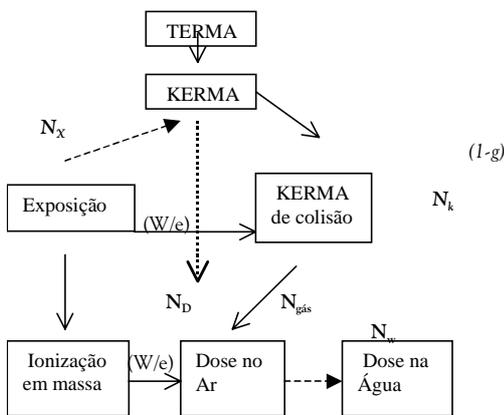
Dentre as correções no fantoma, merece destaque a correção para o ponto efetivo de medida, que é dependente da qualidade da radiação. Enquanto a maioria dos protocolos usa um fator de correção p_d , o da AIEA trata o problema de maneira diferente. Ele admite que o ponto efetivo de medida se localiza numa

posição representativa, o que resulta num deslocamento da posição da câmara (centro) em profundidade. Esta correção será discutida mais adiante.

Nos protocolos da AAPM e da AIEA, um fator de calibração N_{ip} é derivado da calibração de um feixe de ^{60}Co em ar. Neste caso, o fator N_{ip} é representado como N_x (para exposição no ar) ou como N_k (para kerma no ar).

Partindo-se deste fator (N_x ou N_k), determina-se a seguir um outro fator específico do protocolo, o fator de calibração da dose absorvida no fantoma relativo à dose no ar na CI. Este fator é conhecido como N_D no protocolo da AIEA e $N_{gás}$ no protocolo da AAPM.

A relação entre esses fatores e suas grandezas físicas é mostrada na figura abaixo:



A principal correção na obtenção de N_D é:

I. Se N_x for dado, deve-se corrigir para a energia necessária na produção de um par de íons, (W/e) .

II. Se N_k for usado, deve-se corrigir para a perda devido à radiação de freiamento, $(1-g)$.

Assim sendo, a dose absorvida relativa ao ar na CI (fator N_D) será:

$$N_D = N_x (W/e) k_{ac} \quad \text{ou} \quad N_D = N_k (1-g) k_{ac}$$

O fator g depende da energia efetiva dos elétrons secundários produzidos pelo feixe, da composição elementar e do volume ativo da câmara. Para materiais equivalentes à água:

Valor de g para água		
0,1 MeV	1 MeV	10 MeV
0,0007	0,005	0,004

produzir um par de íons, por unidade de carga, (W/e) é tomada como 33,97 J/C. Esta quantidade varia muito pouco com a energia dos elétrons secundários e, na prática, pode ser assumida como constante nas energias de megavoltagem.

Antes de discutir resumidamente o protocolo da AAPM e detalhadamente o da AIEA, vamos resumir os problemas que podem ser identificados na sua aplicação e verificar possíveis melhorias imediatas (essencialmente, calibrar o dosímetro no laboratório padrão em termos de dose absorvida e usar protocolo preparado para levá-lo em conta).

Problemas no Uso dos Protocolos Atuais

I. Os laboratórios padrão não possuem feixes de mesma energia que o centro de radioterapia. Assim sendo, a calibração em uma energia tem que ser transferida para as outras qualidades.

II. A maioria dos laboratórios padrão usa padrão primário que mede exposição e/ou kerma no ar. A conversão desta medida para dose absorvida noutra meio não é trivial.

III. Quando a CI é colocada num meio, altera o campo de radiação nesse meio. As correções que devem ser aplicadas são diferentes entre o feixe de padrão e o do usuário.

IV. A leitura de uma CI é afetada pelas condições ambientais e por fatores operacionais.

V. As correções e conversões dos itens i e iii dependem dos materiais constituintes e do projeto da CI e do tipo e energia do feixe.

VI. Geralmente, o usuário possui um dosímetro (referência local) que é enviado para calibração em várias energias no laboratório padrão. Os dosímetros de campo devem ser referenciados ao dosímetro local calibrado, para todas as situações dosimétricas do hospital. Isto introduz nova série de incertezas.

Calibração da Dose em Água

Os protocolos atuais são documentos complexos, que exigem grande rigor na sua implementação e aplicação. Basicamente, usam-se câmaras de ionização calibradas em laboratório padrão em termos de kerma no ar e a teoria da cavidade de Bragg-Gray, mais um grande numero de dados para se determinar a dose absorvida em água, nas situações de interesse local. Conforme já visto, existem vários problemas na aplicação, que exigem nova abordagem conceptual e prática.

Atualmente, alguns laboratórios padrão já usam como padrão primário a calibração da dose em calorímetros (de grafite no NPL; BIPM; NIST; NRC; de água no NIST; NRC;) possibilitando que o padrão seja expresso em termos de dose absorvida e não de kerma ou exposição no ar. Como resultado, eles podem determinar diretamente o fator de calibração N_D , o que tem uma série de vantagens; A calibração

da radiação do usuário é mais bem referenciada ao padrão, já que exige menos passos e, portanto, a aplicação de menos fatores de correção. Com isso, temos menos fonte de erros, menor probabilidade de cometer erros na calibração do feixe no hospital e, portanto, diminuição na incerteza geral.

Idealmente, a medida padrão referenciada à água deveria ser feita para cada energia do usuário. Entretanto, na prática isto é impossível, pois seria muito caro o laboratório padrão possuir equipamentos com todas as energias do usuário. Assim sendo, a calibração em água é feita só para a energia do ^{60}Co . De qualquer modo, esta abordagem possibilita a confecção de protocolos de dosimetria muito mais simples para os laboratórios padrão e para os usuários finais.

Basicamente, a determinação da dose em água no centro da câmara, quando a mesma é substituída por água será:

$$D = M N_D,$$

onde, M é a leitura corrigida para as condições ambientais normais e N_D é o fator de calibração referenciado à água para a energia do usuário.

Alguns protocolos baseados nesta sistemática têm sido propostos, dentre eles o da HPA (1990) e o da AAPM (TG 51-1999). Está em fase final de preparo o protocolo da AIEA, que deverá ser discutido futuramente no Programa de Qualidade em Radioterapia. Uma cópia do draft v.5 dele pode ser obtida na home page da AIEA ou com o autor desta apostila.

Protocolo da AAPM – TG21 (1983)

O protocolo de dosimetria da AAPM (1983) é centrado no fator de calibração na cavidade de gás, $N_{gás}$. Este fator é emitido pelo laboratório padrão para cada câmara do usuário. O fator $N_{gás}$ é, basicamente V_c , a parcela que determina o volume efetivo da CI, que é muito difícil de ser obtido diretamente. Assim sendo: $N_{gás} = [(W/e)/(r_{ar} V_c)]$ onde r_{ar} é a densidade do ar em condições padrão de temperatura e pressão. Note-se que o protocolo da AAPM define 22,0 °C como padrão de temperatura, T_{pad} . Outros protocolos, como o da AIEA, tomam como padrão $T_{pad} = 20,0$ °C. Ambos adotam como padrão de pressão, P_{pad} , 101,325 kPa (760 mm Hg).

Note-se também que o protocolo original da AAPM usa $(W/e) = 33,7$ J/C enquanto que o da AIEA usa $(W/e) = 33,97$ J/C. Esta diferença existe porque, na época da publicação do TG 21, o valor aceito para (W/e) para ar seco era

33,85 J/C e ele propunha que se o corrigisse para 50% de umidade relativa (correção de 0,997). Embora o usuário possa usar o valor original por razões de consistência, o melhor valor de (W/e) é 33,97 J/C, já que a definição de exposição exige ar seco como padrão e também porque o NIST já emite N_x corrigido para os efeitos da umidade.

$N_{gás}$ relaciona-se com o fator de calibração N_x por:

$$N_{gás} = N_x k (W/e) A_{ion} A_{wall} b_{wall} (1/k_m), \text{ onde}$$

- $k = 2,58 \times 10^4$ C/(Kg R) corrige para o uso da unidade roentgen na AAPM. Ele não aparece quando se usa C/Kg como unidade de exposição;
- A_{ion} corrige para recombinação de ions nas condições de referência do laboratório padrão (1,00 para ^{60}Co);
- A_{wall} corrige a atenuação e espalhamento dos fótons na parede da câmara e na capa de build-up na energia do ^{60}Co . Ele é razão entre a fluência de energia dos fótons no centro da cavidade com a CI + capa, no ar, e a fluência que existe no mesmo ponto, sem a câmara e a capa (só ar);
- b_{wall} é a razão entre a dose absorvida e o kerma de colisão na parede da câmara, em condições de equilíbrio eletrônico. Embora o protocolo original use b_{wall} e A_{wall} , os valores de A_{wall} obtidos pelo método de Monte Carlo (e usados no protocolo) já incluem b_{wall} . Portanto, seu uso no protocolo é um erro.
- k_m corrige para a diferença nos materiais componentes da câmara e de sua capa de build-up e do ar.

No protocolo da AAPM:

Se aplicam os poderes de freiamentos restritos, (L/r) . Nos outros protocolos (p.ex., no da AIEA), usam-se os poderes de freiamento de massa, 'S'.

O termo a na equação acima descreve a fração da ionização no detector causada pelos elétrons gerados na parede da CI e $(1-a)$ é a fração da ionização na cavidade causada pelos elétrons gerados na capa de build-up.

Se $N_{gás}$ é conhecido, a dose no meio de interesse, D_m , pode ser calculada por:

M é a leitura no eletrômetro corrigida para temperatura, pressão e polaridade;

$$D_m = M \cdot N_{gás} \cdot \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{gás}^m \cdot P_{ion} \cdot P_{repl} \cdot P_{wall}$$

$$k_m = \alpha \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{ar}^{par} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{par}^{ar} + (1 - \alpha) \left(\frac{\bar{L}}{\rho}\right)_{ar}^{cap} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{cap}^{ar}$$

- $(L/r)_{gás,m}$ é a razão entre o poder de freiamento de colisão restrito médio em massa do material do fantoma e o poder de freiamento de colisão restrito médio em massa do gás da cavidade (ar);
- P_{ion} é o inverso do fator de recombinação e leva em conta as perdas na leitura que ocorrem pela recombinação dos ions no feixe do usuário. Ele depende da taxa de dose (ou da dose por pulso), da geometria da câmara e da voltagem entre os eletrodos. Uma maneira de determiná-lo e usar o método das 2 voltagens. Para CI Farmer a 300 V numa taxa < 500 Gy/min, $P_{ion} \leq 1,005$;

- P_{repl} é o fator de correção de reposição, que leva em conta o gradiente de dose na cavidade e o efeito do ar na cavidade, e depende da qualidade da radiação, do projeto e material usado na câmara e da posição da câmara no fantoma. Ele está fisicamente relacionado com o fator de perturbação de fluência, p_{flu} , listado anteriormente.

O fator P_{repl} origina-se de uma combinação de 2 efeitos: A correção para o gradiente de dose na cavidade, P_{grad} , e a correção para a perturbação na fluência dos elétrons causada pela substituição do material do fantoma pelo detector, P_{flu} . Se a medida for feita na profundidade de dose máxima ou além, não é necessário corrigir para a fluência porque teremos equilíbrio eletrônico transiente. Nos feixes de megavoltagem, onde o gradiente de dose é mais lento, a correção P_{grad} é muito pequena para cavidades pequenas;

P_{wall} é o fator que corrige a diferença

$$P_{wall} = \left[\alpha \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^{par} \left(\frac{\bar{L}_{en}}{\rho} \right)_{par}^m + (1 - \alpha) \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^m \right] 1 / \left(\frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{gás}^m$$

- entre o material da parede e o do fantoma. Para fótons:

onde (L/r) é a razão dos poderes de freiamento em massa restrito médio e (m/r) é o coeficiente de absorção de energia em massa médio. O termo α aqui se refere à fração das ionizações no gás da cavidade do detector causada pelos elétrons na parede da câmara e, portanto, $(1-\alpha)$ é a fração das ionizações causadas no mesmo local pelos elétrons gerados no meio (fantoma). Para feixes de megavoltagem a geralmente é muito pequeno porque, na prática, em fantoma, se usa câmara de parede fina em condições de BG sem a capa de build-up.

Deve-se notar que nas equações anteriores, a notação A dos fatores refere-se a medidas no ar e a notação P dos fatores refere-se a medidas no fantoma.

O protocolo TG-21 da AAPM é um documento

complexo, que exige várias correções para uma boa dosimetria. Por isso mesmo a AAPM acaba de publicar um novo protocolo baseado na calibração da dose em água, que vem simplificar e facilitar as medidas de dose absoluta nas condições do usuário. Este novo documento, o "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photons and electron beams" está publicado em Med. Phys. 26(9), september 1999, 1847-1870. Ele é mais simples que o TG-21 porque não se necessita de grandes tabelas de relação de poderes de frenagem e de coeficientes de absorção de energia em massa e nem se precisa calcular qualquer fator dosimétrico teórico. O TG-21 foi discutido nesta apostila somente por intenções didáticas e não se aconselha nem nunca se aconselhou seu uso no Brasil. Do mesmo modo, não se aconselha o uso do TG-51 no nosso meio.

Nosso objetivo agora é apresentar o protocolo da AIEA-TRS 277, que é o empregado na maioria dos serviços de radioterapia brasileiros. Deve-se ressaltar que o TRS 277 deverá em breve ser substituído por novo protocolo, o AIEA's *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water*, que está em fase final de preparação e será adotado em futuro próximo no Brasil.

Protocolo de Dosimetria da AIEA-TRS 277 (1987) (1997-2ndEd.)

Introdução

Em 1987, a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA-Vienna) publicou o Technical Report Series n° 277 (TRS 277), intitulado *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – An International Code of Practice*, com a intenção de padronizar a medida da dose absorvida nos procedimentos de radioterapia. Nesta época, a agência já tinha vários programas relacionados à área, dos quais se destacavam a intercomparação da dose por TLD e a cadeia de laboratórios secundários.

Sabendo da existência de vários protocolos e da necessidade de padronização, um grupo de especialistas de diferentes nações foi convocado para elaborar um documento que, baseado nas experiências anteriores, pudesse servir aos físicos dos hospitais do mundo todo e sua grande variedade de dosímetros.

Este protocolo, que tem sido aceito e adotado em vários países, passou por uma revisão em 1992 (AIEA-TECDOC-897) e foi

republicado com as mudanças sugeridas em 1997 (AIEA-TRS 277-2ª Edição). A discussão a seguir é baseada nesta última publicação.

Os objetivos principais do protocolo são: i. descrever detalhadamente os procedimentos e, ii. fornecer os melhores valores possíveis dos coeficientes de interação e dos fatores de correção que, irão permitir a determinação da dose absorvida de um feixe de radiação com a necessária exatidão.

A cadeia de medidas e procedimentos do protocolo é mostrada abaixo:

Passo	Processo	Equação
1	Estabelecimento da Dose Padrão num Laboratório de Dosimetria Padrão Nacional (LPS) usando Técnica Dosimétrica Absoluta	
2	Calibração do Dosímetro do Hospital (câmara de ionização + eletrômetro) usando a Dose Padrão do LPS.	LPS fornece N_x ou N_k
3	Determinação de N_D no Hospital	Ver texto
4	Medida da Dose no Feixe de Tratamento	Ver texto

No Brasil temos 2 LPS- O IPEN/CNEN em SP que calibra CI dedal para ^{60}Co e CI de placas paralelas para 10-50 KV (0,04-2,25 mm Al) e o LNMRI/IRD/CNEN no Rio, que calibra CI dedal nas energias 102 KV (0,16 mm Cu); 140 KV (0,5 mm Cu); 186 KV (1,0 mm Cu); 224 KV (2,02 mm Cu); 250 KV (2,5 mm Cu) e ^{60}Co para teleterapia e CI dedal para braquiterapia HDR.

O IPEN calibra cerca de 80 dosímetros por ano e o LNMRI 50. A periodicidade recomendada para calibração de dosímetros para radioterapia é de 2 anos. O LNMRI também oferece anualmente um Curso de Atualização de Dosimetria em Radioterapia onde aborda todos os detalhes do protocolo da AIEA.

Vale a pena destacar aqui que o LNMRI terá, em breve, condições de calibrar o dosímetro diretamente em termos de dose absorvida em água para ^{60}Co , o que permitirá o uso do novo protocolo da AIEA em termos de D_w .

O intervalo de energias coberto pelo TRS 277 é o seguinte:

- Raios-X de baixa energia (10 - 100 KV).
- Raios-X de média energia (100 – 300 KV).
- Fótons de alta energia ($E \geq 0,66$ MeV).
- Elétrons de alta energia ($5 \text{ MeV} \leq E_0 \leq 50 \text{ MeV}$).

Neste documento, vamos apresentar inicialmente as recomendações do protocolo para a determinação da dose absorvida de um feixe de fótons de megavoltagem e depois para feixes

de quilovoltagem. As recomendações para a dosimetria de elétrons serão descritas em outra apresentação.

Apesar dos autores terem tentado fazer um documento o mais simples possível, ele ainda é bastante complexo devido à variedade de energias cobertas, de várias câmaras que podem ser usadas e de uma grande quantidade de dados científicos e técnicos (grande quantidade de informações). O conselho que se dá para o uso prático é que o usuário no hospital estude e entenda o protocolo geral e depois o adapte para suas condições próprias, seguindo os procedimentos dos diagramas de fluxo e, principalmente, usando fichas de trabalho (alguns exemplos são dados no apêndice).

Todas as grandezas usadas no TRS 277 são definidas no ICRU 33. As mais importantes para o protocolo são: a dose absorvida (unidade Gray); a taxa de dose absorvida (Gy/s); o kerma (Gy) e a exposição (C/kg).

Os valores numéricos das principais constantes usadas são as recomendadas pelo CCEMRI (I) em 1985:

- Poder de freiamto dos elétrons: ICRU 37;
- $(W/e) = 33,97 \text{ J/C}$;
- valores de g de Boutillon;
- Coefficientes de absorção de Hubbell.

Dosímetro para Megavoltagem

O detector recomendado (para qualquer feixe e energia) é a câmara de ionização. Geralmente o sistema de dosimetria consiste de uma câmara de ionização e de um eletrômetro. É aconselhável que o hospital possua pelo menos 2 sistemas de dosimetria: Um para ser usado como referência local (que será enviado para calibração no LPS) e outro que será o dosímetro de campo, para ser usado na rotina.

Câmara de Ionização

A CI indicada é a dedal (cilíndrica). Ela deve ter espessura de parede $< 0,1 \text{ g/cm}^2$ (preferível $\approx 0,05 \text{ g/cm}^2$) e diâmetro do eletrodo central $\approx 2,0 \text{ mm}$. O diâmetro interno da cavidade deve ser $\leq 7 \text{ mm}$ e o comprimento $< 25 \text{ mm}$. De preferência, os materiais da parede e do eletrodo central devem ser iguais e de baixo Z. Entretanto, admite-se materiais diferentes desde que a geometria e composição permitam que a atenuação, absorção e espalhamento sejam equivalentes às do ar. O efeito da polaridade na câmara deve influir com menos de 0,2 %.

Como a calibração no LPS é feita no ar livre num feixe de ^{60}Co , deve-se adicionar à câmara uma capa de build-up para oferecer equilíbrio eletrônico. A espessura da capa mais parede deve estar então entre 0,4 e 0,6 g/cm² (preferencialmente deve ser 0,45 g/cm²). Não é necessário que a capa e a parede sejam do mesmo material, mas é essencial que a composição de ambas seja bem conhecida.

Também é necessário que a cavidade de ar não seja selada, ou seja, que a câmara seja aberta ao ar (à atmosfera). Ela deve ser projetada para entrar rapidamente em equilíbrio com o ambiente (equilibrar T e P).

Uma lista de câmaras de ionização que podem ser usadas é dada na Tabela II, pag. 12 do TRS 277–2nd Ed. A mais usada nos serviços de radioterapia brasileiros é a “Farmer”-NE 2571, que atende bem as condições do protocolo. Ela tem 24,0 mm de comprimento interno, 3,15 mm de raio interno, parede de grafite com espessura 0,065 g/cm² e vem com capa de build-up de Delrin com espessura 0,551 g/cm². Seu eletrodo central é de alumínio e tem 1,0 mm de diâmetro. Embora o Al tenha número atômico relativamente alto ($Z=13$), ele, o diâmetro e a geometria foram escolhidos propositadamente para compensar a parede de carbono ($Z=6$). Deste modo, ela torna-se praticamente equivalente ao ar (e ao músculo ou água). Seu volume ativo aproximado é 0,6 cm³.

Entretanto, ela não é a única câmara que pode ser usada. Existe no mercado uma variedade de câmaras úteis e fica ao critério do usuário a escolha da mais adequada.

Eletrômetro

A carga (ou corrente) induzida numa câmara de ionização é extremamente pequena e depende essencialmente do volume (massa) de ar na cavidade. Para se ter uma idéia dos limites de detecção e da exatidão requeridos de um eletrômetro para dosimetria em radioterapia, vale a pena sair um pouco da discussão do protocolo e tecer as seguintes considerações.

A dose típica que se deseja detectar em radioterapia é 1 Gy, com uma exatidão pelo menos de 1 mGy ($\pm 0,1\%$). Se assumirmos que o volume sensível da câmara de ionização deve ser de 0,1 cm³ nas condições ambientais normais, teremos uma massa de ar na cavidade de $1,293 \times 10^{-7}$ kg. Assim sendo, a energia depositada na CI por 1 Gy será $1,293 \times 10^{-7}$ J. Esta energia é usada para produzir partículas carregadas (ions) no ar, à razão de 33,97 J/C (que é a energia média necessária para produzir um par de ions no ar).

Portanto, a carga criada por 1 Gy em 0,1 cm³ de ar será $Q = E/(W/e)$, ou seja, 3,8 nC. Esta carga consiste então de $2,3 \times 10^{10}$ cargas elementares de $1,6 \times 10^{-19}$ C, ou seja, de $2,3 \times 10^{10}$ ions. Como queremos uma resolução de 1 mGy, precisamos de um eletrômetro que possa medir corretamente carga mínima na faixa de pC (10^{-12} C). Supondo ainda que a dose de 1 Gy seja liberada em 15 s (típico de aceleradores lineares, onde a taxa de dose no isocentro é cerca de 4 Gy/min), é necessário que o eletrômetro detecte correntes na faixa de pA (10^{-12} A) ou menos, para evitar a ocorrência de leituras falsas.

O protocolo recomenda o uso de eletrômetros bem sensíveis (da ordem de dezenas de fC) e com alta impedância de entrada ($> 10^{14}$ W). Ele pede que o instrumento tenha mostrador digital e seja capaz de resolução de 4 dígitos ou 0,1 %. Recomenda ainda que a estabilidade em longo prazo seja melhor que $\pm 0,5\%$ em 1 ano. Embora ele admita que a câmara e o eletrômetro sejam calibrados separadamente, o sistema deve ser calibrado conjuntamente (CI + eletrômetro) para evitar possíveis erros grosseiros.

Ele aconselha ainda que o eletrômetro permita mudança de polaridade e de voltagem na câmara para que se possa medir o efeito polaridade e a eficiência na coleção de ions. Vários bons eletrômetros existem no mercado. Dentre eles citamos: Farmer 2570; Farmer Ionex; Keithley 35614; CMNC 11; etc.

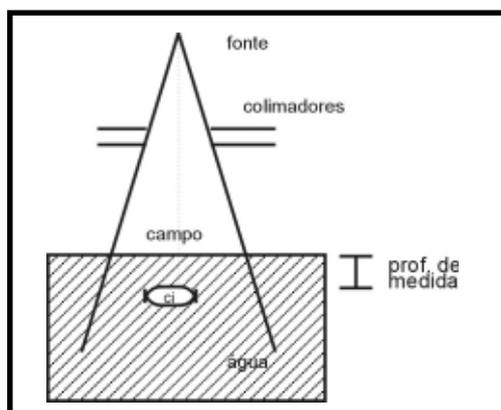
Fantomas

O meio de referência recomendado para a determinação da dose é a água. O protocolo admite que outro meio (poliestireno; acrílico; água sólida; etc.) possa ser usado, mas exige que a dose seja sempre referenciada à água.

As dimensões do fantoma devem ser tais que, mesmo para o máximo tamanho de campo a ser empregado, na profundidade de medida, ainda sobre uma margem de 5 cm nos 4 lados do campo e na profundidade. Conforme já visto, deve-se evitar o contato direto da CI com a água, protegendo-a adequadamente.

Geometria do Feixe de Radiação

A posição de todos componentes do arranjo experimental deve ser, apurada, reprodutível e descrita univocamente. São posicionáveis: o feixe de radiação e seu sistema de colimação, o fantoma e a CI no fantoma.



Antes da medida da dose, deve-se checar o alinhamento dos diferentes sistemas da máquina (normalmente, eles já fazem parte do programa de controle de qualidade da dosimetria do serviço), principalmente:

I. Eixo de rotação dos colimadores

Com um objeto pontiagudo colocado no eixo ou com o "cross-wires" marca-se um ponto num papel (a DFI). Roda-se o colimador e marcam-se os pontos para diferentes ângulos. Nenhum ponto deve distar mais que 1 mm do centro da figura formada. O eixo de rotação dos colimadores deve coincidir com o eixo do campo geométrico, que é uma linha que passa pelo centro da fonte e pelo centro do sistema de colimação (raio central).

II. Eixo do campo de radiação

É uma linha que passa pelo centro da fonte e pelo centro da área onde a dose excede os 50% da máxima, no plano de referência \wedge ao raio central, na profundidade de dose máxima. Expõe-se um filme (na DFI) ao campo de radiação e determinam-se os pontos de 50% da densidade óptica máxima e o ponto médio entre dois 50% opostos, para dois ângulos do colimador a 180°. A fonte estará centrada quando a distância entre os 2 pontos médios for \leq 2 mm.

III. Congruência do campo luminoso e o de radiação

Expõe-se um filme radiográfico a um campo de radiação, na distância normal de tratamento (DFI). No envelope deve haver marcas (de chumbo p. ex.) correspondentes aos limites do campo luminoso e que se mostrarão no filme exposto. Inspetiona-se a diferença entre as marcas de chumbo (campo luminoso) e a imagem radiográfica (campo de irradiação). O limite do campo de irradiação é tomado na linha de 50% da DO máxima. Se a congruência entre os dois campos estiver dentro de 2 mm de cada lado, os campos são coincidentes. Este teste deve ser feito para diferentes ângulos do Gantry (0°, 90°, 180°, 270°). Deve-se verificar antecipadamente se o perfil da DO no filme é proporcional ao perfil da dose do feixe.

Especificação e Determinação da Energia do Feixe de Radiação

Vários parâmetros necessários para a determinação da dose absorvida dependem da qualidade (energia) do feixe de radiação. Dentre eles podemos citar: coeficientes de absorção de fótons; poderes de freiamto de elétrons; fator perturbação; etc. Assim sendo, é necessário especificar correta e univocamente para qual energia o feixe está sendo calibrado. A caracterização completa de um feixe envolve vários parâmetros, (tipo da partícula do feixe, espectro de energia, distribuição angular, etc.), que em geral, são muito difíceis de obter.

Felizmente, a caracterização completa do feixe não é necessária para uma boa dosimetria. A maioria dos fatores ou das razões entre os fatores empregados nos protocolos varia pouco com a energia e, mesmo grandes diferenças no espectro têm pequena influência nos cálculos finais. Assim sendo, podemos ter uma boa dosimetria com menos detalhes quanto à energia, empregando métodos práticos de especificação de qualidade que, em geral, envolvem um único parâmetro.

O fator que mais influencia o espectro de raios-X é a energia dos elétrons que atingem o alvo. Daí vem o método tradicional de especificar a qualidade do feixe; *Designar a energia do feixe de elétrons*. Neste método, a qualidade do feixe de raios X é expressa na forma do potencial acelerador nominal em megavolts (MV). Ela é bastante empregada pelos fabricantes.

Entretanto, a medida direta da energia dos elétrons não é fácil, de modo que a energia em MV é mais bem derivada pela comparação com valores publicados de dose profunda. Um exemplo clássico deste procedimento é empregado no suplemento 17 do BJR.

No BJR 17 se recomenda que a energia dos raios-X do feixe de megavoltagem de uma máquina seja especificada por comparação da profundidade medida para a isodose de 80% (d_{80}) no raio central de um campo 10 x 10 cm² a 100 cm de distância com a profundidade tabelada para as mesmas condições.

O problema com o método MV é que a forma exata do espectro de frenagem depende de vários fatores além da energia dos elétrons (material do alvo, componentes do cabeçote da máquina, etc.) e se entra numa rota circular. A determinação do MV depende de d_{80} , que depende da máquina, que depende do MV.

Os protocolos modernos especificam a energia em termos de propriedades atenuadoras do feixe. Uma alternativa ao MV que já obedece esta diretriz é especificar a energia diretamente

em termos de d_{80} , sem passar pela comparação com dados de pdp publicados e, portanto, sem usar MV. Este método também tem seus problemas porque o d_{80} pode ser afetado por elétrons de alta energia gerados pelo feixe de raios-X nos componentes da máquina e que podem chegar à superfície e penetrar no meio. (Lembrar que d_{80} é a profundidade onde temos 80% da dose profunda. A determinação de pdp envolve a medida da dose máxima, que está próxima à superfície e pode ser afetada pelos elétrons espalhados na cabeça e que contaminam o feixe de fótons primários).

O protocolo da AIEA especifica a energia dos raios-X em termos do Índice de Qualidade, que é definido como a razão da leitura da CI numa profundidade de 20 cm pela leitura numa profundidade de 10 cm para a mesma distância fonte-câmara, num fantoma de água, num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na câmara. Esta relação é conhecida como relação tecido-fantoma 20/10 ou $TPR_{20/10}$. Teoricamente esta relação é independente da distância fonte-câmara, mas na prática ela é tomada na posição do isocentro. Uma alternativa ao índice dos TPR é defini-lo em termos de PDP. Neste caso o IQ é a relação entre as pdp a 20 cm e a 10 cm em água (PDP_{20}/PDP_{10}), para uma distância fonte superfície fixa (100 cm) e campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na superfície. Este índice é citado no TRS 277 (tab XIII) e seu inverso é quem especifica a energia no protocolo de dosimetria do NACP.

Uma relação destes diferentes índices (interpolação de dados do BJR 17) vem abaixo:

$TPR_{20/10}$	$PDP_{20/10}$	d_{80}	MV
0,57	0,50	5,1	^{60}Co
0,60	0,52	5,6	3,5
0,62	0,535	5,8	3,9
0,64	0,55	6,1	4,4
0,66	0,57	6,4	5,0
0,68	0,585	6,7	5,8
0,70	0,60	7,1	7
0,72	0,615	7,6	8
0,74	0,63	8,2	9,5
0,75	0,64	8,5	10,5
0,76	0,645	8,8	12
0,77	0,655	9,1	14
0,78	0,66	9,5	20
0,79	0,675	10,6	25

Outro método alternativo é indicado pelo TG 51 da AAPM (1998). Ele consiste em se usar como Índice de Qualidade a percentagem de dose profunda a 10 cm, na DFS = 100 cm, da componente de fótons do feixe (i.é., sem a contaminação de elétrons), $PDP(10)_x$. A contaminação eletrônica é retirada por correção

matemática no valor medido de pdp ou pela colocação de uma lâmina de Pb de 1mm a 50 cm antes do fantoma (depois se leva em conta a existência do Pb na determinação de pdp).

Queremos ressaltar aqui, para se ter consistência, o índice a ser usado deve ser o recomendado no protocolo adotado.

Para fótons de alta energia, o TRS 277 especifica o seguinte:

- Radiação de ^{60}Co $E = 1,25 \text{ MeV}$;
(embora os feixes de fótons das máquinas de ^{60}Co incluam uma certa quantidade de radiação espalhada de baixa energia, o feixe γ é essencialmente monoenergético, já que, na origem, é composto por 50 % de g de 1,17 MeV e 50 % de g de 1,33 MeV - média de 1,25 MeV).
- Raios-X de Aceleradores E dado por $TPR_{20/10}$. Este índice é usado para a obtenção de $(s_{w,ar})_u$ nas condições do usuário. A correlação entre $(s_{w,ar})_u$ e $TPR_{20/10}$ foi investigada extensivamente através do método de Monte Carlo e mostrou que os valores tabelados concordam com os do método dentro de $\pm 0,5$ % para os feixes típicos de radioterapia.

Cadeia Metrológica

A cadeia metrológica da determinação da dose absoluta nas condições do usuário inicia-se num laboratório padrão primário (LPP), p. ex., no CCEMRI, passa para o laboratório padrão secundário (LPS), p.ex., LNMRI, depois para o dosímetro de referência do usuário, que o usa diretamente no feixe, ou, de preferência, o usa para aferir outro dosímetro, que será o instrumento de uso na rotina (ver fig. 10 do 277).

Em princípio, a mesma quantidade (exposição, kerma em ar, kerma em água ou dose) deveria ser medida em cada passo. Do mesmo modo, as condições de irradiação, espectro, meio, geometria, etc. deveriam ser as mesmas. Entretanto, na maioria das situações no hospital, nem a quantidade medida nos LPP e LPS na calibração do dosímetro nem as qualidades dos feixes locais são as mesmas.

Assim sendo, o principal objetivo do protocolo passa a ser a determinação da dose absorvida em água (nas condições do usuário) usando uma câmara de ionização calibrada em termos de kerma no ar. Para evitar erros desnecessários deve-se usar dados consistentes em todos os passos. Para enfatizar este ponto, toda a cadeia é analisada a seguir.

Padrão Primário

Diversos padrões primários para a dose absorvida em grafite (D_{gr}), exposição no ar livre (X), kerma no ar (K_{ar}) foram desenvolvidos nos LPP. Em geral, a intercomparação de dose entre eles para a energia do ^{60}Co mostra concordância dentro de 0,2 - 0,3%. Note-se aqui que a incerteza absoluta na Exposição padrão para radiação de ^{60}Co é maior que a consistência entre os padrões. A razão disto deve-se a que Exposição é medida em termos de carga elétrica e de massa de ar existente numa cavidade e tem que ser determinada com o auxílio de vários parâmetros de interação (que convertem as medições em energia absorvida). A mesma discussão vale para o kerma no ar.

Normalmente, o LPP calibra a câmara do LPS em termos de exposição ou de kerma no ar, partindo da dose absoluta medida num fantoma de grafite. (alguns LPP já calibram em termos de dose em água, D_{wc}). A exposição e o kerma no ar são dados por:

Onde c simboliza condições de calibração, (normalmente ^{60}Co) e J_{ar} é a ionização específica medida pela câmara na mesma posição em que a dose padrão primária foi medida. Os outros coeficientes já foram discutidos anteriormente. O valor de (W/e) no ar seco assumido pelo protocolo é 33,97 J/C. Conforme já vimos, ele é diferente do valor empregado no AAPM TG 21 original, que foi baseado no ICRU 43. O valor assumido para g na energia do ^{60}Co é 0,3 % ($g = 0,003$). Lembrar que g é a fração da energia das partículas secundárias (e^-) perdida na forma de radiação de freiamento quando essas partículas (sua energia) estão sendo absorvidas no ar.

Das equações acima se pode ver que a determinação do kerma no ar inclui o produto dos fatores ' $S_{gr,ar}$ ' e (W/e) , que tem incerteza menor que cada um deles separadamente. Assim sendo, o kerma no ar apresenta menor incerteza que a exposição e preferencialmente é a grandeza que deve ser referenciada pelo LPS.

Padrão Secundário

O LPP emite para a câmara do LPS um fator de calibração \dot{A}_k (para kerma no ar) ou \dot{A}_x (para exposição). Alguns LPP já emitem o fator $N_{D,w}$ (dose em água), que será usado em futuros protocolos, diminuindo as incertezas e simplificando os procedimentos dosimétricos.

O trabalho principal do LPS é então transferir a calibração do LPP para o usuário. Outra função importante dos LPS é a de treinar e ajudar os usuários na dosimetria.

Normalmente, o LPS calibra a câmara do usuário por comparação com sua câmara padrão secundário em termos de kerma no ar num feixe

de ^{60}Co (ainda que alguns usem exposição). Essa comparação pode ser feita por intercambiamento (onde a CI do usuário é colocada no mesmo ponto da CI do LPS) ou por irradiação direta (onde as 2 câmaras são irradiadas lado a lado no mesmo feixe). Nesta etapa a câmara do usuário é irradiada com a capa de build-up.

Partindo de seu \dot{A}_k o LPS emite um fator de calibração N_k para a câmara (sistema de dosimetria) do usuário. Pode-se escrever então:

$$N_k = (K_{ar,c})/M_c$$

onde M_c é a leitura no dosímetro do usuário nas condições de calibração do LPS (atenção para temperatura, pressão e umidade padrão).

Dosímetro do Hospital

Partindo do valor N_k emitido pelo LPS para o dosímetro de referência local para a energia de calibração c (^{60}Co) o usuário no hospital deve determinar primeiro $N_{D,c}$, fator de calibração de dose no ar para ^{60}Co . Em seguida, no seu feixe de radiação, deve determinar a dose absorvida na água em fantoma em condições padronizadas.

Além da referência local, o hospital deve ter outro dosímetro (de campo), que deverá ser aferido regularmente em relação ao primeiro.

É essencial que o dosímetro seja calibrado periodicamente (cada 2 anos) e que seja regularmente aferido numa fonte padrão de ^{90}Sr - ^{90}Y (cada 3 meses e antes e depois de ser enviado para calibração). Se a aferição em qualquer data mostrar desvio maior que $\pm 2,0\%$ (relativo ao padrão de ^{90}Sr), sua causa deve ser encontrada e nova calibração realizada.

Medida da Dose

Absoluta no Hospital

Nosso objetivo agora é determinar a dose absoluta nas condições de tratamento, ou seja, como utilizar N_k (válido para ^{60}Co no LPS) para obter a dose absorvida nos feixes de fótons de megavoltagem usados na radioterapia local. Devemos nos lembrar que o fator N_k (calibração no LPS) foi obtido em termos de kerma no ar para ^{60}Co e a CI foi irradiada com a capa de build-up presente. Geralmente a irradiação livre ao ar no LPS é feita à distância fonte centro da câmara de 100 cm e com campo de 10 x 10 cm² na câmara. Estas condições não são essenciais, mas são usadas para evitar a contaminação gerada no cabeçote da máquina e manter geometria semelhante à do hospital.

O TRS 277 recomenda que a dose seja obtida num processo de 2 etapas. Primeiro determina-se teoricamente um fator de conversão N_D (dose na cavidade de ar da CI) e

depois se determina à dose absorvida em água no ponto de interesse, a partir de medidas no fantoma.

1ª Etapa – Determinação de N_D :

A dose absorvida (média) dentro da cavidade de ar da nossa câmara $\dot{I}_{ar,c}$, pode ser obtida do kerma em ar $K_{ar,c}$ por:

$$\dot{I}_{ar,c} = K_{ar,c} (1-g) k_{att} k_m,$$

onde g é a fração da energia dos elétrons secundários perdida por frenagem, k_{att} é o fator que leva em conta a atenuação e o espalhamento no material da câmara incluindo a capa de build-up e k_m é o fator que leva em conta a falta de total equivalência do material da CI com o ar.

Valores de k_{att} e k_m para várias câmaras são dados na tabela XVIII do TRS 277. Por exemplo, para a câmara Farmer NE 2571, $k_{att} = 0,990$ e $k_m = 0,994$.

O fator de dose absorvida no ar pode ser definido como: $N_{D,c} = D_{ar,c} / M_c$ onde M_c é a leitura do eletrômetro na calibração. Conjugando as 2 equações teremos, $N_{D,c} = N_k (1-g) k_{att} k_m$.

Agora assumindo que $N_{D,c} = N_{D,u} = N_D$, onde u significa energia do usuário, teremos:

$$N_D = N_k (1-g) k_{att} k_m$$

A hipótese de que $N_{D,c}$, que é determinado para a energia de calibração do LPS (^{60}Co), também vale para a energia do usuário (i.é. $N_{D,c} = N_{D,u}$), só é verdadeira se $W_c = W_u = W$, ou seja, se a energia necessária para criar um ion par for à mesma nas diferentes energias. Embora para altas energias isto possa não acontecer, sabe-se que a variação de W com a energia é muito pequena e pode ser desprezada. Deste modo podemos deixar de usar o subscrito e escrever a ultima equação acima. Observe-se aqui que N_D no TRS 277 é igual ao $N_{gás}$ do AAPM-TG21.

Sendo isto válido, teremos também que:

$$N_D = D_{ar,u} / M_u \text{ e, portanto } \dot{I}_{ar,u} = M_u N_D$$

onde M_u é a leitura no eletrômetro nas condições do usuário corrigida para os efeitos da pressão, temperatura, umidade e polaridade.

2ª Etapa - Determinação da Dose Absorvida em água, no ponto de interesse dentro de um fantoma de água, $D_w(P_{ef})$:

Nesta segunda etapa, usa-se a equação de Bragg-Gray para determinar a dose em água, no ponto de interesse, isto é, no ponto efetivo de medida. (a seguir usaremos a notação do TRS 277).

A dose no ponto (efetivo) será dada por:

$$D_w(P_{ef}) = \dot{I}_{ar,u} (s_{w,ar})_u p_u, \text{ onde}$$

$(s_{w,ar})_u$ é a razão entre os poderes de freiamto médio da água e do ar para a energia do usuário

no ponto de interesse. Valores de $(s_{w,ar})_u$ são dados na tabela XIII do TRS 277)

p_u é um fator de correção de perturbação (fisicamente similar ao P_{wall} do AAPM TG21), que será discutido a logo a seguir:

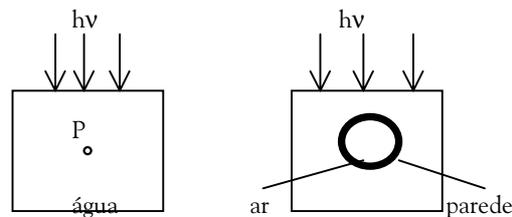
Combinando as 2 equações anteriores teremos,

$$D_w(P_{ef}) = M_u N_D (s_{w,ar})_u p_u$$

que é a equação básica do protocolo para a determinação da dose absoluta em condições padronizadas no hospital.

Correção da Perturbação na Fluência

A fluência de fótons e elétrons no fantoma de água é perturbada no volume que é ocupado pela câmara quando se realiza uma medida. Ao introduzirmos a CI (parede+cavidade com ar), tiramos o mesmo volume de água e o meio onde medimos a dose não é mais o mesmo. Queremos a dose em água, mas certo volume da mesma agora é parede da CI mais ar. Esta substituição acarreta pequena, mas influente mudança na fluência, que pode ser dividida em 2 partes. Uma relativa às diferenças introduzidas pela parede da CI e pelo ar da cavidade e outra relativa ao gradiente de dose em profundidade (resolução espacial) no volume da câmara (a pdp varia mais rapidamente no ar que na água que ele substituiu e o ponto efetivo de medida não é exatamente o centro de uma CI cilíndrica de diâmetro finito). Este fenômeno tem sido abordado de maneira diferente em diferentes protocolos (P_{wall} e P_{repl} no AAPM TG2; ponto efetivo no TRS 277).



Deve-se determinar a dose num ponto P na água. Coloca-se um CI (parede+ar) calibrada livre no ar (kerma) com seu centro no ponto P (sem a capa de build-up). A câmara desloca um volume de água igual ao seu volume externo. O meio agora não é mais água e sim material da parede + ar. A fluência de fótons e de elétrons em P não é a mesma que antes. A “dose” que a CI marca não é a dose absoluta em P. Para se ter a dose em P deve-se corrigir a medida para as diferenças dos meios quanto à produção e espalhamento de elétrons e quanto à mudança no gradiente de dose em profundidade.

O TRS 277 recomenda que o efeito de perturbação na fluência seja corrigido:

i. Aplicando um *fator de perturbação* p_u , que corrige para a primeira parte acima (diferenças nas propriedades da parede e do correspondente volume de água quanto à produção e espalhamento de elétrons e diferença no espalhamento de elétrons no ar da cavidade e na água quando esta é substituída pelo ar da cavidade), e ao mesmo tempo,

ii. Usando um *ponto efetivo de medida*, que corrige para a segunda parte acima (diferença surgida no gradiente de dose dentro da cavidade). Esta correção é efetuada localizando-se o ponto de interesse na frente do centro da câmara (ponto efetivo mais próximo à fonte do que o centro da CI).

As equações (de Bragg-Gray) acima já levam em conta os dois efeitos na fluência. Embora fisicamente eles não possam ser separados, é possível obter p_u experimentalmente (e, portanto, corrigir de acordo com o protocolo).

Para fótons de megavoltagem, p_u pode ser calculado pela equação de Almond e Svensson (lembrar que no fantoma as medidas são tomadas com a CI *sem* a capa de build-up):

$$p_u = \frac{\alpha s_{wall,ar} (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,wall} + (1-\alpha) s_{w,ar}}{s_{w,ar}}$$

Onde

a é a fração da ionização total no ar da cavidade gerada por elétrons que vem da parede da Câmara e (1-a) é a fração deles vinda do fantoma. Valores de a para diferentes espessuras de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na fig. 16 do TRS 277.

Valores de $s_{wall,ar}$ (razão entre o poder de freiamento de elétrons médio da parede e o do ar) para vários materiais de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na tabela XX do TRS 277.

Valores de m_{en}/ρ (coeficientes de absorção de energia em massa) para os vários materiais de parede em função do índice de qualidade do feixe são dados na tabela XXI do TRS 277.

Obviamente, os valores das fig. 16 e das tabelas são empregados para a determinação de p_u .

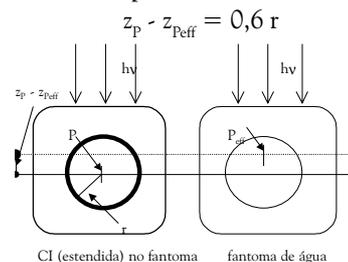
Outra maneira (bastante prática) de se determinar o fator de perturbação p_u é tirar esse valor diretamente da fig. 14 do TRS 277, onde temos curvas de dependência de p_u com o índice de qualidade para os vários materiais de parede que são normalmente encontrados nas câmaras de ionização comercializadas.

Devemos reafirmar aqui que o uso do valor de p_u obtido pelos métodos sugerido acima só é válido quando feito em conjunto com o uso do ponto efetivo de medida (i. é, se o ponto efetivo de medida da câmara de ionização for localizado no ponto de interesse durante as medições).

Vamos discutir agora a questão do ponto efetivo de medida. Fisicamente ele aparece porque o volume da câmara é finito (não puntual) e causa uma mudança na dose em profundidade ao se trocar a água por parede+ar. A dose em P na água é um pouco menor que a em P com a CI. A dose medida pela CI será a dose de um ponto mais próximo da superfície (deslocado de P).

Esta situação é tratada no TRS 277 com a introdução do conceito de ponto efetivo de medida. O ponto efetivo de medida é o local puntual onde a dose é especificada.

Para feixes de fótons de megavoltagem o protocolo TRS 277-2nd Ed (1997) recomenda que o ponto efetivo de medida deve ser localizado a uma distância 0,6r à frente do centro geométrico de uma câmara cilíndrica de raio r. Se z_p for a profundidade do centro da câmara e se z_{peff} for a profundidade do ponto efetivo:



Em outras palavras;

Se a CI for tipo Farmer com diâmetro interno da cavidade de 6,3 mm ($r_i = 3,15$ mm) e usarmos como fantoma padrão um tanque fechado de água que tem um cilindro oco de parede fina de acrílico com eixo central a 5,0 cm de profundidade (portanto o centro da CI estará a 5,0 cm de profundidade), o ponto efetivo de medida estará a 4,8 cm de profundidade.

Observe-se aqui que a recomendação atual (0,6r) é diferente daquela do protocolo original (1987), onde se aconselhava um deslocamento do ponto efetivo em relação ao centro da CI de 0,75r para “alta energia” e 0,5r para ^{60}Co .

Condição Padrão e Correções na Determinação da Dose Absorvida em Água

O fator de calibração de uma câmara de ionização é a razão entre o valor verdadeiro da quantidade a ser medida e o valor medido em condição padrão. Esta pode ser vista como um conjunto de quantidades de influência para o qual o fator de calibração é válido, independente de outras correções. Estas quantidades de influência são definidas como quantias que, mesmo não sendo objeto da medida, influenciam na determinação da grandeza a ser mensurada.

Elas podem ser de diferentes naturezas, p.ex., temperatura, umidade, voltagem de polarização, etc. podem vir do próprio dosímetro, p.ex., fuga, desvio do zero, aquecimento, etc. ou podem estar relacionadas com o campo de radiação, p.ex., qualidade do feixe, taxa de dose, tamanho de campo, etc. Durante a calibração de um dosímetro ou da medida da dose de um feixe elas devem ser padronizadas para que as medições sejam as mais apuradas possíveis. A maioria pode ser mantida constante no processo e no tempo, mas outras, como temperatura, pressão, umidade, taxa de dose, polaridade, etc. podem mudar em relação às padronizadas e geralmente necessitam de um ajuste para fornecer a “influência” correspondente às condições padronizadas.

O TRS 277 recomenda como condição padrão de geometria de irradiação na calibração de uma câmara de ionização “livre ao ar” no LPS, na energia do ^{60}Co , que vai ser usada na medida da dose absoluta no hospital, que a câmara seja irradiada no ar, com sua capa de build-up presente, a uma distância fonte-centro de 100 cm num campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ nessa distância. Vale notar que este é o procedimento empregado no LNMRI/IRD/CNEN.

Ele recomenda também que a medida da dose absoluta no hospital seja feita com uma câmara de ionização dentro de um fantoma (de preferência de água) nas seguintes condições geométricas para fótons de megavoltagem:

- Campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (na superfície do fantoma);
- Profundidade (do ponto efetivo) no fantoma:
I. 5,0 cm para ^{60}Co e $\text{TPR}_{20/10} \leq 0,70$
II. 10,0 cm para $\text{TPR}_{20/10} > 0,70$
- $0,6r$ para $z_{\text{Peff}} - z_p$;
- DFS igual à usada nos tratamentos.

Notar aqui que para $\text{TPR}_{20/10} = 0,7$, a energia em MV será aproximadamente 7 MV. Deste modo, para fótons de 4 - 6 MV a calibração deve ser feita com a CI a 5 cm de profundidade e para energias maiores ela deve ser feita a 10 cm.

A idéia por trás da recomendação de se usar 2 profundidades é a de que feixes de baixo MV são freqüentemente usados para tratar tumores situados em médias profundidades ($> 5 \text{ cm}$) enquanto que os de alto MV são principalmente para lesões profundas. O objetivo principal é se ter a dose mais correta possível no centro do volume alvo. Além disso, assegura-se que a profundidade padrão é sempre maior que o alcance de elétrons secundários.

Deste modo se tem, no ponto de medida, condição de equilíbrio eletrônico e ao mesmo tempo se evita a contaminação por elétrons secundários espalhados no cabeçote. Entretanto, seria mais prático, simples e apurado usar só uma profundidade de referência (10 cm) na calibração de fótons de alta energia. Esta situação é sugerida pelo ESTRO (# 3) e adotada pelo TG-51.

O TRS 277 recomenda enfaticamente ainda que, além da CI usada na calibração do acelerador (e de raios-X de quilovoltagem), se tenha um sistema dosimétrico adicional de monitoração constante para levar em conta as possíveis flutuações no rendimento da máquina. A maioria dos aceleradores já tem este sistema vindo de fábrica, o dosímetro monitor, situação não encontrada nas máquinas de quilovoltagem. O TRS 277 recomenda mais:

- *Aquecimento*: Antes de qualquer medida deve-se ligar o dosímetro e deixar tempo suficiente para que ele entre em equilíbrio térmico com o ambiente (@ 1 hora). Também se deve cuidar para que o fantoma esteja em equilíbrio térmico com o ambiente. Lembrar que a água demora mais para equilibrar térmicamente (principalmente se for tirada da torneira, quando o equilíbrio pode demorar 1 dia). É aconselhável que o fantoma com água fique sempre dentro da sala de terapia.

- *Corrente de fuga*: A corrente de fuga deve ser medida e seu valor deve ser insignificante quando comparado com a corrente obtida de medidas de dose. Pode se tomar como insignificante fuga relativa $< 0,1 \%$.

- *Efeito Polaridade*: O efeito polaridade deve ser medido e levado em conta. Para fótons de megavoltagem deve ser $< 0,2 \%$. O valor de leitura (de carga, corrente ou unidade de escala) que deve ser usado na equação da determinação da dose é o valor médio das leituras obtidas nas duas polaridades de voltagem da câmara:

$$M_{U0} = (M_{U0+} + M_{U0-})/2$$

onde, M_{U0} é a leitura a ser usada na medida da dose (leitura verdadeira);

M_{U0+} é o valor médio das leituras do eletrômetro na voltagem de trabalho positiva;

M_{U0} é o valor médio das leituras do eletrômetro na voltagem de trabalho negativa.

Muitas vezes, na rotina, se usa só uma polaridade no pressuposto que a correção é pequena. Isto é permitido desde que se comprove regularmente por medidas locais que o efeito polaridade é menor que 0,2%.

- *Temperatura e Pressão:* A câmara de ionização deve ser aberta ao ar ambiente. Assim sendo a massa de ar durante as medidas no hospital pode ser, e geralmente o é, diferente daquela para a qual a calibração no LPS foi feita. O fator de correção a ser aplicado, P_{TP} , será:

$$P_{TP} = \frac{P_0(273,15+T)}{P(273,15+T_0)}$$

onde, T em °C e P em kPa são a temperatura e pressão local no ambiente do fantoma e T_0 e P_0 são a temperatura e pressão dadas pelo LPS como padrão ($T_0 = 20,0$ °C e $P_0 = 101,325$).

- *Umidade:* A umidade do ar ambiente tem pequeno efeito na carga produzida na cavidade da câmara (exceto quando a parede da CI é higroscópica, p.ex., nylon ou plástico A-150). Se o fator de calibração do LPS é dado para umidade relativa de 50%, nenhuma correção é necessária no intervalo $20\% \leq UR \leq 70\%$ e 15 °C $\leq T \leq 25$ °C. Caso $UR > 70\%$ deve-se verificar sua influência na fuga elétrica, que pode vir a ser $> 0,2\%$ e influir negativamente na medida. Neste caso medir cuidadosamente a corrente de fuga e levá-la em conta na determinação de M_{U0} .

- *Recombinação:* A coleção incompleta das cargas produzidas no ar da cavidade torna necessária uma outra correção. O efeito depende da geometria da CI, da voltagem aplicada e da taxa de produção de cargas na cavidade (que depende da taxa de dose do aparelho). Conforme já vimos, para radiação pulsada de aceleradores (especialmente em feixes “escaneados”), o efeito de recombinação pode ser significativo e tem que ser corrigido.

Embora o fator de correção de recombinação, p_s , possa ser determinado teoricamente, no TRS 277 é recomendado que ele seja obtido experimentalmente no hospital pelo método das 2 voltagens: Toma-se uma série de medidas de carga na voltagem normal de operação V_1 e uma série de medidas da mesma grandeza com uma voltagem menor V_2 . Os valores médios serão Q_1 (para V_1) e Q_2 (para V_2). A razão V_1/V_2 deve ser ≥ 3 . O fator de recombinação será:

$$p_s = a_0 + a_1 (Q_1/Q_2) + a_2 (Q_1/Q_2)^2$$

As constantes a_i para radiação pulsada e vários V_1/V_2 são dadas na tabela VIII do TRS 277. Para radiação “escaneada” deve-se usar os

valores a_i da tabela IX. Para radiação continua o fator de correção p_s pode ser tirado diretamente da fig. 13. Neste ultimo caso (p. ex. ^{60}Co) geralmente ele é muito pequeno e pode ser desprezado.

Resumindo o protocolo AIEA TRS 277:

- 1.O LPS fornece um fator de calibração em termos de kerma no ar para ^{60}Co , N_K , para o dosimetro (câmara+eletrômetro) do hospital. O dosimetro deve ter as características recomendadas no protocolo;

- 2.O físico do hospital determina o fator de calibração do dosimetro em termos de dose no ar, N_D , que é o mesmo para qualquer energia de fótons de megavoltagem, usando:

$$N_D = N_K (1-g) k_{att} k_m$$

- 3.O físico do hospital determina a dose absorvida em condições padronizadas, $D_w(P_{eff})$ com o dosimetro calibrado no LPS, seguindo as recomendações do protocolo quanto a fantoma, geometria, correções, etc. usando:

$$D_w(P_{eff}) = M_u N_D (s_{w,ar})_u p_u$$

Determinação da Dose em Condições Diferentes do Padrão (Dose Relativa)

Uma vez que a dose em condições padronizadas foi obtida (dose absoluta), torna-se possível determinar a dose para quaisquer outras condições por meio de distribuições relativas (p.ex., percentagem de dose profunda; curvas de isodose; relação tecido-fantoma; etc.).

Tais distribuições devem ser obtidas para todas as possíveis combinações de energia, tamanho de campo, DFS, etc., usadas no hospital. Como cada máquina pode apresentar características dosimétricas diferentes, as distribuições devem ser obtidas experimental e individualmente para cada uma. Entretanto a falta de instrumentação adequada pode justificar o uso de distribuições de dose publicadas na literatura ou pelo fabricante. Neste caso o físico do hospital deve se certificar de sua validade, comparando alguns valores medidos com os publicados.

Os fatores de correção a serem aplicados às leituras do eletrômetro podem ser considerados independentes da profundidade para uma dada qualidade de feixe de MV. Isto quer dizer que a distribuição de ionização relativa é equivalente à distribuição de dose relativa e pode-se usar as razões de ionizações como razão de dose. Isto simplifica bastante os procedimentos dosimétricos.

Um ponto importante é o do ponto efetivo de medida com CI. Conforme previsto no formalismo da dose absoluta, o ponto efetivo de medida está sempre deslocado 0,6r para frente em relação ao centro da câmara. Por exemplo, se fizermos medidas de PDP num fantoma de água e colocarmos o centro de uma CINE 2571 a profundidades de 2,0, 5,0, 10,0, 15,0 cm; etc., como normalmente acontece nos experimentos, a leitura no eletrômetro na verdade serão de profundidades 1,8; 4,8; 9,8; 14,8 cm, etc.

O TRS 277 não formaliza os procedimentos necessários para se obter dose relativa (nem é seu objetivo). Em vista disso, a ESTRO publicou em 1997 seu booklet n° 3: *Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams*, que sistematiza os procedimentos dosimétricos relativos no hospital. Sugerimos que as recomendações desta publicação sejam adotadas, o que trará, sem dúvida, melhoria acentuada na dosimetria e na radioterapia.

Incertezas Associadas

Cada ação prática na determinação da dose absoluta pelas recomendações do protocolo introduz incertezas que aumentam a imprecisão da medida. Sua avaliação nos dá uma idéia da exatidão do valor da dose absoluta.

Se os procedimentos do protocolo forem rigorosamente seguidos, os valores abaixo representam com bastante correção as incertezas associadas a cada etapa (Andreo-1990):

Procedimento ou Quantidade Física	Incerteza (%)
Coeficientes de interação no LPP	0,4
Medida da taxa de kerma no ar com a câmara padrão do LPP	0,3
Calibração do dosimetro do LPS	0,3
Calibração do dosimetro do hospital	0,3
Transferência da calibração da taxa de kerma no ar para um ponto de referência na energia do ⁶⁰ Co (no hospital)	0,5
Calibração do dosimetro de campo	0,5
Incerteza combinada (quadrática)	1,0

Iniciando com a determinação do kerma no ar no LPP num feixe de ⁶⁰Co e terminando com a calibração em kerma no ar do dosimetro de campo do hospital, a incerteza total será $\pm 1\%$ (1 s), para fótons de megavoltagem.

Procedimento ou Quantidade Física	Incerteza (%)	
	⁶⁰ Co	MV
Coeficientes de interação e fatores de correção ($k_m, k_{att}; s_{w,ar}; TPR_{20/10};$ etc.)	1,1	1,4
Medida com dosimetro de campo no feixe de radioterapia	0,5	1
Dose Monitor (tempo) na máquina	0,5	1,5
Incerteza combinada (quadrática)	1,3	2,3

Incertezas associadas à determinação da dose no ponto de referência num fantoma de água usando uma câmara calibrada no LPS em termos de kerma no ar.

Combinando quadráticamente as 2 incertezas totais anteriores teremos a incerteza total associada à determinação da dose absoluta no hospital. Isto nos dá 1,6 % para feixe de terapia de ⁶⁰Co e 2,5% para feixe de terapia de megavoltagem. Portanto, o uso do protocolo nos assegura que podemos determinar a dose absoluta de um feixe de radioterapia de megavoltagem com exatidão melhor que $\pm 3,0\%$.

Entretanto, embora óbvio, deve ficar bem claro que esta exatidão não é a da dose liberada ao paciente. Neste caso ainda temos que considerar as incertezas associadas à obtenção da dose relativa, ao posicionamento do paciente, etc. (e não esquecer dos eventuais erros grosseiros).

Controle de Qualidade do Dosimetro e da Medida da Dose Absoluta

O modo tradicional de testar a qualidade da radioterapia é analisar os resultados dos tratamentos. Modernamente este procedimento é mais sofisticado e recebe o nome de Sistema da Qualidade. Um sistema de qualidade é um processo onde a performance é medida e comparada com padrões e também uma série de ações necessárias para se chegar e se manter nos padrões.

O Programa de Qualidade em Radioterapia, do qual esta apostila discute pequena parte, tem como objetivo estabelecer padrões para a radioterapia brasileira e será discutido em outra apresentação. Recomendamos aos interessados consulta à bibliografia, principalmente ao Protocolo de Garantia de Qualidade Arcal XXX, ao ESTRO booklet n° 4, "*Practical Guidelines For The Implementation Of a Quality System in Radiotherapy*", ao ESTRO booklet n° 2, "*Recommendations For A Quality Assurance Programme In External Radiotherapy*" e ao AIEA TECDOC-1040, "*Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Medical Physics, Radiation Protection and Safety Aspects*".

Faz parte obrigatória de um Sistema de Qualidade o controle de qualidade do dosimetro e da dose medida em condições padrão. Este controle consiste na formalização de vários procedimentos de medida que devem ser executados a fim de se chegar a um valor correto e consistente da dose absoluta.

O TRS 277 trata brevemente deste problema na premissa de que tal programa seria discutido numa nova publicação do ICRU.

Basicamente, um Programa de Controle de Qualidade do dosímetro e da dose consiste em:

- I. O hospital deve possuir 2 instrumentos: 1 para servir como padrão local e outro para rotina;
- II. Cada instrumento deve se compor de câmara de ionização mais eletrômetro (no mínimo 2 CI) que atendam os requisitos do protocolo (a 2ª CI pode ter características menos restritivas, mas deve ser de “boa qualidade”);
- III. O dosímetro padrão local deve ser calibrado num LPS que se referencie a um LPP (no Brasil o LNMRI/IRD/CNEN ou o IPEN/CNEN). O LPS deve emitir um Certificado de Calibração do Dosímetro que seja datado e que contenha o fator de calibração para ^{60}Co . No caso de quilovoltagem deve conter fatores para várias energias, as mais próximas possíveis das empregadas no hospital.
- IV. O Certificado deve explicitar ainda a linearidade da resposta, a fuga elétrica, o efeito haste e a abertura para a atmosfera (obviamente nas condições do LPS).
- V. O dosímetro padrão local deve ser calibrado no LPS a cada 2 anos. Ele deve ser usado só para a medida da dose absoluta nas energias do hospital a intervalos regulares (p.ex., cada 3 meses) e para aferir o dosímetro de campo.
- VI. O dosímetro de campo deve ser aferido pelo padrão local a cada 3 meses. Ele deve ser empregado para a calibração dos feixes na rotina (diária ou semanalmente) e para as medidas de dose relativa (na frequência prevista no programa de controle de qualidade da dosimetria geral).
- VII. O dosímetro padrão local e o de campo devem ser testados em intervalos regulares (cada 3 meses) para fuga elétrica, repetibilidade, reprodutibilidade e constância do fator de calibração. Estes testes devem ser feitos por exposição reprodutível e apurada da CI numa fonte de $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ apropriada (ou numa fonte de terapia de ^{60}Co). Eles também devem ser feitos imediatamente antes e depois da calibração no LPS, para assegurar que o transporte não afeta a sensibilidade e o fator de calibração.
- VIII. O físico usuário deve seguir sempre as recomendações do fabricante quanto aos cuidados e manutenção dos dosímetros. Estes instrumentos são delicados e devem ser manuseados com esmero.
- IX. O eletrômetro deve ser armazenado numa

bolsa, seguro e isolado, preferencialmente livre de umidade (com sílica-gel).

- X. A câmara de ionização deve ser armazenada do mesmo modo, preferencialmente num dessecador com sílica-gel. Não se recomenda o armazenamento em estufa porque a temperatura pode se descontrolar e danificar o instrumento.
- XI. A linearidade da resposta entre a leitura do dosímetro e exposição num feixe deve ser melhor que $\pm 1\%$. Ela deve ser checada regularmente (p.ex., cada 6 meses).
- XII. A eficiência de coleção da CI deve ser determinada para todas as condições nas quais ela vai ser usada. Fuga elétrica e efeito haste devem ser medidos e levados em conta se necessário.
- XIII. Todas as leituras devem ser corrigidas para a diferença entre as condições ambientais locais e as da calibração no LPS. A dosimetria só pode ser realizada após o dosímetro entrar em equilíbrio térmico com o ambiente.
- XIV. Na medida da dose absoluta, várias leituras (~ 5) devem ser tomadas para cada voltagem e cada polaridade. O valor verdadeiro será a média das leituras. A precisão da série de medidas (em termos de s) deve ser $0,5\%$.
- XV. Quando possível, a calibração do feixe local deve ser feita por outro físico e com outro dosímetro e os resultados comparados. Também é indicada uma intercomparação de dosímetros de diversos hospitais num mesmo feixe.
- XVI. A dosimetria absoluta deve ser auditada regularmente (cada ano) por intercomparação independente, p.ex. TLD ou CI. Este serviço é executado pelo IRD/CNEN como parte de sua fiscalização de centros de radioterapia.
- XVII. Todos os procedimentos dosimétricos devem ser registrados e guardados. Recomenda-se que, como parte do Programa de Controle de Qualidade, se tenha várias fichas de controle, uma para cada procedimento.

Fichas de Trabalho (Worksheets)

O TRS 277 recomenda o uso de ficha de trabalho e de diagrama de fluxo para cada procedimento dosimétrico. No seu apêndice B ele mostra exemplos práticos de várias fichas e fluxogramas. Sugerimos que os físicos do serviço se familiarizem com as mesmas e elaborem as suas, de acordo com as necessidades locais.

Recentemente, Andreo (AIEA) elaborou planilhas (macro) para Excel 4 com várias fichas de trabalho baseadas no TRS 277, muito simples de se usar (TRS-277E.xls; TRS-277X.xls; TRS-381.xls). Preenchendo-as com os dados dosimétricos locais é possível se determinar o N_D e a dose absorvida em condições padrão no hospital para as condições cobertas pelo TRS 277. Uma cópia pode ser obtida na Internet no seguinte endereço:

http://www.iaea.or.at./programmes/nahunet/e3/dmrip_e3_codes_of_prac.html

Neste mesmo endereço encontra-se também cópia do novo protocolo da AIEA, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standard of Absorbed Dose to Water (COP-NDw.v5)* e cópia do TECDOC-1040, *Design and implementation of a radiotherapy programme: Clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects*.

No final desta apostila (apêndice), apresentamos um fluxograma e alguns exemplos de Fichas de Trabalho de procedimentos de dosimetria que são usados no Instituto de Radioterapia Geral e Megavoltagem de Minas Gerais – Hospital Belo Horizonte. Apresentamos também alguns resultados de Controle de Qualidade da Dosimetria dessa instituição. Estes exemplos e resultados são mostrados somente para ilustrar o uso do protocolo AIEA TRS 277. Conforme já dito antes, sugerimos que cada centro elabore seu próprio Sistema de Qualidade, incluindo o controle de qualidade da dosimetria absoluta em consonância com o protocolo.

Quando tudo mais falha leia as instruções.

DOSIMETRIA NA RADIOTERAPIA KV

Introdução

O TRS 277: *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – An International Code of Practice*, é um conjunto de procedimentos e especificações cuja intenção é proporcionar aos centros de radioterapia condições de determinar a dose absoluta em condições padronizadas nos diferentes tipos de teleterapia. Ele divide a modalidade em 3 grupos:

- I. Raios-X de Alta Energia (MV);
- II. Raios-X de Quilovoltagem (KV);
- III. Elétrons de Alta Energia;

O uso do protocolo para fótons MV já foi discutido anteriormente. A dosimetria de elétrons será mostrada em outra apresentação.

Nosso objetivo agora é apresentar o formalismo para a determinação da dose absoluta em condições padronizadas para raios-X de quilovoltagem (KV). Por razões de técnica dosimétrica e praticidade, o TRS 277 divide os raios-X de KV em 2 grupos:

- I. Média Energia (100 – 300 kV)
- II. Baixa Energia (10 – 100 kV)

As diferenças essenciais na dosimetria dessas qualidades referem-se ao tipo de câmara de ionização e ao fantoma e condições geométricas nas calibrações. Assim sendo, discutiremos as duas modalidades em separado, como o faz o protocolo.

Dosimetria de Fótons de Média Energia: 100 kV a 300kV (0,16 mm Cu CSR 4,0 mm Cu)

Instrumental e Geometria

Uma das idéias básicas do TRS 277 é a do uso da mesma câmara de ionização para raios-X de média energia, para gama do ^{137}Cs e ^{60}Co e para fótons MV. Particularmente, a CI para média energia deve ser tal que, no intervalo proposto, sua resposta em unidades de escala ou unidades de carga por kerma no ar varie menos que $\pm 2\%$. Note-se que esta restrição não é atendida por várias CI comercializadas (p.ex., a NE 2581).

As recomendações quanto ao sistema de medida (CI + eletrômetro), fantoma e geometria de irradiação são as mesmas tanto para MV quanto para média energia. Como já foram discutidas anteriormente, não serão aqui apresentadas.

Gostaríamos só de ressaltar que a CI “Farmer” NE 2571 e um bom eletrômetro (Farmer 2570; Keithley 35614, etc.) servem tanto para MV quanto para 100 KV (e elétrons)

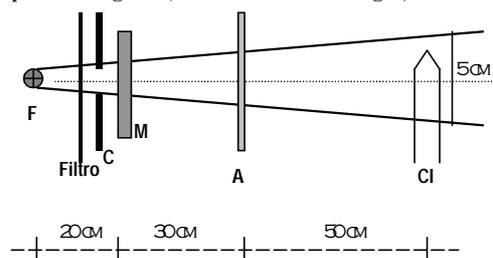
Caracterização da Energia (Qualidade)

A qualidade de um feixe de raios-X é normalmente especificada pelo potencial no tubo (ddp), pela filtração total e pela primeira camada semi-redutora (CSR). Melhor ainda especificar o coeficiente de homogeneidade, ($CH = 1^\circ\text{CSR}/2^\circ\text{CSR}$).

Vários fatores que influenciam na determinação da dose absoluta (p.ex. fator de calibração da CI, de conversão de kerma em dose, de retroespalhamento, etc.) são dependentes da energia. Em quilovoltagem, a energia é expressa em termos de camada semi-redutora em alumínio ou cobre. Alumínio (pureza melhor que 99,8 %) é usado para baixa energia e cobre (pureza »99 %) para média energia. Nas medidas de CSR, a espessura do absorvedor (das placas de Al ou Cu) deve ser conhecida com precisão melhor que ± 5 mm ou que ± 1 %, o que for mais restritivo.

Camada Semi-Redutora é a espessura de um material absorvedor que reduz a taxa de kerma no ar de um feixe de raios-X para 50 % da intensidade do feixe não atenuado, em condições de “boa geometria”. Estas condições significam feixe monodirecional estreito e distâncias adequadas entre fonte, filtro, atenuador e detector.

A figura abaixo mostra um set-up que oferece condições de “boa geometria” e que é recomendado para a determinação experimental da camada semi-redutora de feixes de quilovoltagem (média e baixa energia).



Arranjo experimental para a determinação da camada semi-redutora. F é o foco do tubo de raios-X; C é o colimador ou diafragma; M é uma câmara monitora de radiação; A é o absorvedor de espessura variável (Al ou Cu) e CI é a câmara de ionização. A colimação deve ser tal que o diâmetro do campo na CI seja pouco maior que seu tamanho ativo ($\gg 5$ cm). As distâncias foco-monitor, monitor-absorvedor, absorvedor-CI não são críticas (desenho fora de escala).

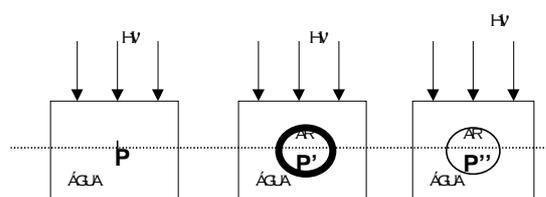
Formalismo

Os LPS geralmente possuem padrões em termos de kerma no ar ou exposição para várias energias de raios-X no intervalo de média energia. O LNMRI oferece calibração em termos de kerma no ar (N_k) para as seguintes qualidades:

KV	102	140	186	224	250
CSR (mm)	0,16	0,50	1,00	2,02	2,50
	Cu	Cu	Cu	Cu	Cu

Na determinação da dose absorvida num fantoma de água partindo da calibração em termos de kerma no ar para média energia, o TRS 277 se utiliza metodologia um pouco diferente daquela empregada para fótons de megavoltagem. A principal razão para isto é que nenhum dos elétrons gerados na água chegará até a cavidade de ar. (P. ex., um elétron de 200 KeV tem alcance máximo em grafite $< 0,3$ mm, ou seja, menor que a espessura da parede da maioria das CI indicadas). Portanto, a maioria das ionizações no ar da cavidade será induzida por elétrons gerados na parede (alguns serão produzidos no próprio ar).

O formalismo do TRS 277 é o mesmo que o descrito por Johns & Cunningham (The Physics of Radiology; 4th Ed. -pp 246).



I. Queremos determinar a dose absorvida num Ponto P de um fantoma de água;

II. Colocamos uma câmara de ionização no fantoma com seu centro P' no ponto P.

III. Tomamos leituras M_u .

Estas leituras correspondem ao kerma no ar num ponto P'' (centro da cavidade de ar dentro d'água), já que a CI é calibrada para indicar kerma em ar (isto é, como se a CI não estivesse presente).

Portanto, temos o kerma no ar no centro de uma cavidade de ar (em P'') definida pelo diâmetro externo da CI. Os fatores de correção para atenuação da parede e para não equivalência do material da parede com o ar já estão computados no fator de calibração N_k .

O kerma no ar será dado então por:

$$K_{ar} = M_u N_k k_u$$

O fator de correção de qualidade da radiação k_u é introduzido porque a relação K_{ar}/M_u pode ser influenciada para as diferenças nos espectros de energia da calibração livre no ar (no LPS) e da medida no fantoma (no hospital).

Na prática, na maioria das situações, $k_u = 1$, já que o TRS 277 recomenda que a CI a ser usada seja tal que sua variação de resposta (i. é., leitura/ K_{ar}) seja menor que ± 2 % no intervalo de energias propostas (2 mm Al \leq CSR 3 mm Cu, ou, aproximadamente, entre 70 KVp e 250 KVp).

O kerma em água (K_w) pode ser obtido então por:

$$\frac{K_w}{K_{ar}} = \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right)_{w,ar}$$

Sabendo que para raios-X de quilovoltagem a perda de energia de elétrons secundários por freiamento é negligível ($g = 0$), teremos:

e, portanto, $K_w \simeq D_w$ e daí:

$$D_w = M_u N_k k_u (m_{en}/\rho)_{w,ar} p_u$$

O fator p_u é introduzido na equação da dose em água acima porque sem ele teríamos a dose numa pequena massa de água no centro da cavidade "P". (Como a cavidade de ar e a CI substituem um certo volume de água, introduzem uma perturbação na fluência de fótons e de elétrons secundários. Portanto a fluência e a dose, não são a mesma em P e "P"). O fator p_u , fator perturbação, corrige então o deslocamento da água pela CI. O uso de p_u pressupõe que o centro da CI é o ponto efetivo de medida.

Neste ponto chamamos sua atenção:

Os valores de p_u na tabela XV do TRS 277-1ª Ed. (1987) estão errados (superestimados). Eles devem ser substituídos pelos novos valores publicados na tabela XV da 2ª Ed. (1997) e dados abaixo.

Voltagem no Tubo - KV	Camada Semi-Redutora mm Al Cu	mm	p_u
100	4,28	0,17	1,03
120	6,31	0,30	1,03
140		0,49	1,03
150		0,83	1,02
200		1,70	1,02
250		2,47	1,01
280		3,37	1,01

Fator de Correção de Perturbação p_u para Câmaras de Ionização Dedal, para Raios-X de Média Energia e Medidas Dentro de um Fantoma de Água a 5,0 cm de Profundidade. Qualidade dos Raios-X em termos de CSR. Valores de p_u válidos para CI com volumes entre 0,3 cm³ e 1 cm³, diâmetro externo entre 5 e 9 mm e espessura de parede aproximada de 0,5 mm.

Esta é a modificação mais importante no protocolo. Pode-se ver que o erro na dose pode chegar a mais de 10% (para 100 KV). Os valores de p_u acima foram obtidos para CI NE 2571 e PTW M 23331, mas podem ser usados para outras de geometria similar.

Medida da Dose Absoluta no Hospital

Conforme vimos acima, a dose em água pode ser obtida por:

$$D_w = M_u N_k k_u (m_{en}/\rho)_{w,ar} p_u$$

A CI recomendada é a mesma que a usada para megavoltagem. A geometria de irradiação é semelhante à de megavoltagem (fantoma de água; centro da CI a 5,0 cm de profundidade; distância fonte superfície igual à usual de tratamento; campo 10 x 10 cm²). O ponto efetivo de medida é o centro da CI (esta é a maior diferença em relação à calibração de MV).

Do mesmo modo que em MV, as medidas do eletrômetro devem ser corrigidas para condições ambientais (T; P; umidade) e para recombinação. Todas as recomendações feitas para MV valem para KV (calibração no LPS; cuidados com o dosímetro; aquecimento; fuga; polaridade; etc.).

O fator de calibração N_k a ser usado é aquele fornecido pelo LPS para a qualidade da radiação a ser dosada. Lembrar que ele é válido para o feixe primário em ar (não é influenciado pela penetração no fantoma). Assim sendo, a qualidade do feixe no hospital deve ser medida no ar, em termos de CSR, de acordo com a "boa geometria" já descrita. Como o LPS fornece valores de N_k para qualidades discretas, muitas vezes a qualidade do feixe no hospital não coincide com uma das calibradas. Neste caso deve-se obter o valor de N_k (para a energia a ser dosada) por interpolação entre os valores fornecidos pelo LPS.

O fator k_u , (que corrige a diferença de resposta da CI devido à diferença espectral nos feixes no ar e no fantoma), é igual a 1,00 para as CI indicadas no protocolo.

O termo $(m_{en}/\rho)_{w,ar}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia em massa médio da água e do ar, tomados à profundidade de 5,0 cm no fantoma. Os valores a serem usados nas medidas no hospital são dados na tabela XIV do TRS 277.

Notar que a recomendação do protocolo é que a calibração seja feita a 5 cm de profundidade em água. Como na maioria das vezes referenciamos a dose absoluta à superfície devemos determinar $D_w(0)$ partindo de $D_w(5)$. Isto é feito dividindo-se $D_w(5)$ pela PDP(5) nas mesmas condições de tamanho de campo e de DFS da calibração. Portanto precisamos conhecer com bastante precisão as doses relativas para cada qualidade, ou seja, precisamos

saber as percentagens de dose profunda para cada qualidade e condições de irradiação.

Nossa prática na radioterapia mostra que nunca se usa feixe de KV para profundidade maior que 3,0 cm. Assim sendo, a medida a 5,0 cm em água não representa corretamente a profundidade do volume alvo. Além disso, medidas de pdp em KV são bastante difíceis de serem feitas e é prática comum se usar valores tabelados (p.ex., do BJR 11 ou 17). Deste modo, a pdp a 5,0 cm pode não representar corretamente a do feixe do hospital e introduzir erro significativo na dose absoluta.

Embora não recomendado no protocolo, uma alternativa razoável para a calibração é determinar a dose absoluta na profundidade de dose máxima (superfície) ou na profundidade de 2,0 cm em água. Se esta geometria for aceita, deve-se usar então os valores de $(m_{en}/p)_{w,ar}$ para $z = 0$ cm ou $z = 2$ cm da tabela XIV. Para facilitar os procedimentos experimentais, pode-se usar um fantoma sólido (p.ex., acrílico) em lugar da água. Neste caso, usar $(m_{en}/p)_{acrílico,ar}$ e referenciar a dose à água. É óbvio que, como no LPS, as irradiações são feitas sem a capa de build-up para ^{60}Co .

DOSIMETRIA DE FÓTONS DE BAIXA ENERGIA: 10 KV A 100 KV (0,04 MM AL ≤ CSR ≤ 4,0 MM AL)

Instrumental

A CI recomendada para estas qualidades é a de placas paralelas com uma fina membrana na parede de entrada do feixe. Seu eletrodo coletor deve ter diâmetro ≤ 20 mm e seu anel de guarda ter largura > 3 mm. A variação na resposta (em termos de M/K_{ar}) deve ser $< \pm 2\%$ no intervalo 0,05 mm Al \leq CSR ≤ 2 mm Al (\gg entre 12 KV e 70 KV). O efeito polaridade deve ser $< 1\%$. Como exemplos de CI de placas paralelas do mercado citamos a RMI-Attix, a PTW-Markus, a NACP-Scanditronix, a Capintec PS-033, a Exradin P-11 e a NE 0,02 cc. Como é prática calibrar tais câmaras em fantoma sólido (evitando correções para retroespalhamento), algumas delas já vêm incorporada no fantoma. O IPEN/SP calibra CI de placas paralelas para qualidades 10 a 50 KV (CSR entre 0,04 e 2,25 mm Al).

O eletrômetro pode ser o mesmo que é usado para MV e média energia. Se for usado qualquer outro (muitas vezes adquire-se a CI de placas paralelas junto com eletrômetro do mesmo fabricante), ele deve atender as especificações do protocolo (já apresentadas na dosimetria MV).

Qualidade do Feixe

A caracterização do feixe de radiação para baixa energia é feita da mesma maneira que o de média energia. A camada semi-redutora deve ser especificada em termos de mm de Al e serem usadas placas absorvedoras com pureza melhor que 99,99 % em Al. O arranjo experimental para a determinação da CSR é semelhante àquele da média energia (entretanto, as distâncias entre os componentes podem ser menores).

Formalismo e Medida no Hospital

O objetivo principal na dosimetria de feixes de baixa energia é a determinação da dose absoluta na superfície do fantoma.

Estas medidas podem estar baseadas numa calibração no LPS em termos de dose absorvida na superfície do fantoma (N_D), ou numa calibração no LPS em termos de kerma livre ao ar (quando o LPS não tiver condições da primeira). Como vários laboratórios primários e secundários tem condições de calibrar a CI do hospital diretamente em termos de dose absorvida em água na superfície de um fantoma de água ($N_{D,w}$), ele é o de preferência por inserir menos passos na calibração e, portanto, diminuir as incertezas associadas.

Sabendo que a fluência de fótons diminui rapidamente com a profundidade, somente CI de placas paralelas com pequena separação inter eletrodos e fina janela de entrada são aceitáveis. Como sua construção impede o uso em água, deve-se usar fantoma sólido.

I. Se a CI for calibrada em termos de dose absorvida em água teremos:

$$D_w = M_u N_{D,w}, \quad \text{onde:}$$

D_w é a dose absorvida (em água) na superfície de um fantoma de água, nas mesmas condições do laboratório de calibração;

M_u é leitura da CI colocada na superfície do fantoma sólido, corrigida para condições ambientais, recombinação, polaridade, etc.;

$N_{D,w}$ é o fator de calibração fornecido pelo LPP ou LPS para a energia de interesse.

Deve-se notar aqui que não se pode usar diretamente a equação acima se, no LPS, a CI foi calibrada "livre no ar".

II. Se a CI for calibrada em termos de kerma em ar (livre no ar):

Neste caso o LPS fornece valores de N_k . Aqui a CI pode estar inserida num material extra, mas do qual faz parte integrante. A superfície anterior da janela de entrada da CI é o ponto efetivo de medida e deve ser colocada no ponto de referência (onde se quer medir a dose).

A medida da dose absoluta no hospital deve ser feita com a CI colocada num fantoma extra (do hospital), tendo sua face anterior coincidente com a superfície do fantoma (sólido).

Assim sendo, a dose em água no ponto de referência (que está em $z = 0$ cm e que é o ponto efetivo de medida) será:

$$D_w = M_u N_k B k_u [(m_{en}/p)_{w,ar}]^{ar livre}$$

onde **B** é o fator de retroespalhamento (backscatter) do campo padrão empregado no hospital. Valores de B para diversas qualidades e tamanhos de campo são encontrados na Tab.

XVI do TRS 277. O protocolo recomenda que o campo padrão deve ter 3×3 cm² ou 3 cm de diâmetro. Entretanto isto não é restritivo e pode-se usar como padrão qualquer outro (p.ex., diâmetro 5, 10 ou 20 cm).

k_u tem o mesmo significado que na média energia e seu valor, na prática, é 1.

O termo $[(m_{en}/p)_{w,ar}]^{ar livre}$ é a razão entre os coeficientes de absorção de energia em massa médio da água e do ar para ar livre. Valores deles em função da energia são mostrados na tabela da pag. viii do TRS 277-2ª Ed.

Programa de CQ dos Equipamentos de Dosimetria e do Acelerador Linear Clinac 6X

Monitor de Radiação Ambiental

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Monitor	Victoreen	490	2802
Sonda GM	Victoreen	489-4	5202
Certificado de Calibração: LCD/SPR/CDTN/CNEN – Nº 114/IRGM/98			
Procedimento	Tolerância		Frequência
Aferição no serviço com fonte de ¹³⁷ Cs	± 20%		semestral
Calibração no LCD/SPR/CDTN/CNEN	± 10%		anual

Dosímetro Clínico

Tipo	Fabricante	Modelo
Eletrômetro	Keithley	35 614
Câmara Ionização	Nuclear Enterprises	NE 2 571
Certificado de Calibração: LNMRI/IRD/CNEN – Nº D045/1198		
Procedimento	Tolerância	
Teste de Fuga	< 0,1%	
Teste de Linearidade	± 1%	
Teste de Reprodutibilidade	± 1%	
Aferição com fonte de ⁹⁰ Sr- ⁹⁰ Y	± 1%	
Calibração no LNMRI/IRD/CNEN	± 3%	

Termômetro e Barômetro

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Relógio Digital	Casio	Nº 1 376	12 546
Intervalo de Medida		Termômetro	Barômetro
Precisão (unidade de visualização)		-20,0 a 60,0 °C	46,0 a 110 KPa
		0,1 °C	0,1 KPa
Procedimento	Tolerância		Frequência
Aferição no SMMA	± 1%		Anual

Fonte Padrão de Aferição do Sistema de Dosimetria Clínica

Tipo	Fabricante	Modelo	Nº Série
Padrão de ^{90}Sr - ^{90}Y	Victoreen	540-D	195

Acelerador Linear Clinac 6X - Testes de Funcionamento

Parâmetros Operacionais	Tolerância	Frequência
Voltagem de Filamento em stand by	20 ± 1	diária
Vácuo em stand by	0	diária
Teste de 5 V e Tempos de Feixe e Filamento	Operacional	diária
Pressão do Freon no Guia de Onda	(40 ± 3) psi	diária
Temperatura da Água de Refrigeração Interna	(40 ± 10) °C	diária
Nível da Água de Refrigeração Interna	$(5,0 \pm 0,5)$ l	diária
Vácuo em "on" – Vácuo com Feixe	0	diária
Taxa de Dose no painel de controle	(150 ± 10)	diária
PS Current com o feixe ligado	(20 ± 1)	diária
PF Voltage com o feixe ligado	(36 ± 1)	diária
Corrente de Feixe	(40 ± 1)	diária
Funcionamento do Relógio do Painel de Controle	$\pm 0,1$ min	diária
Funcionamento do Integrador de Dose no Controle	± 1 cGy	diária
Funcionamento do Circuito Fechado de TV	operacional	diária
Funcionamento do Interruptor de Feixe da Porta	operacional	diária
Funcionamento dos Botões de Emergência	operacional	diária
Funcionamento das Lâmpadas Indicadoras de Feixe	operacional	diária
Funcionamento das Lâmpadas de Campo e Distância	operacional	diária
Funcionamento dos Lasers de Localização	operacional	diária
Ângulo de Rotação do Gantry e dos Colimadores	$\pm 1^\circ$	semanal
Centralização da Mesa de Tratamento	$\pm 1^\circ$	semanal
Folga nos Movimentos da Mesa	± 2 mm	Semanal

Acelerador Linear Clinac 6X - Testes Dosimétricos

Procedimento	Tolerância	Frequência
Padrão de Calibração da Dose (AIEA - 277)	$\pm 2\%$	quinzenal
Linearidade do Integrador de Dose (dose monitor)	$\pm 2\%$	mensal
Centralização dos Fios Cruzados (raio central)	± 1 mm	mensal
Posicionamento dos Lasers de Localização	± 2 mm	mensal
Tamanho de Campo (luminoso x indicado colimador)	± 1 mm	mensal
Indicador de Distância (range finder)	± 2 mm	mensal
Coincidência do Campo Luminoso com o de Radiação	± 2 mm	semestral
Simetria e Planura dos Campos de Radiação	$\pm 3\%$	semestral
Energia do Feixe (razão das ionizações a 10 e 20 cm)	$\pm 2\%$	semestral
Tabelas de Percentagem de Dose Profunda	$\pm 2\%$	semestral
Transmissão pelas Bandejas e Filtros em Cunha	$\pm 2\%$	semestral
Folga no Suporte <i>Raquete de Tênis</i> da Mesa	$< 0,5$ cm	semestral
Calibração Geral*	Ver Abaixo	anual
Simetria dos Colimadores (split field test)	± 1 mm	anual
Isocentro dos Colimadores	2 mm diâm.	anual
Isocentro do Gantry	2 mm diâm.	anual

Acelerador Linear Clinac 6X - Calibração Geral Anual

A *Calibração Geral Anual*, que é precedida por manutenção geral programada (ou de emergência quando os defeitos podem influir nos parâmetros), compreende todos os testes acima e:

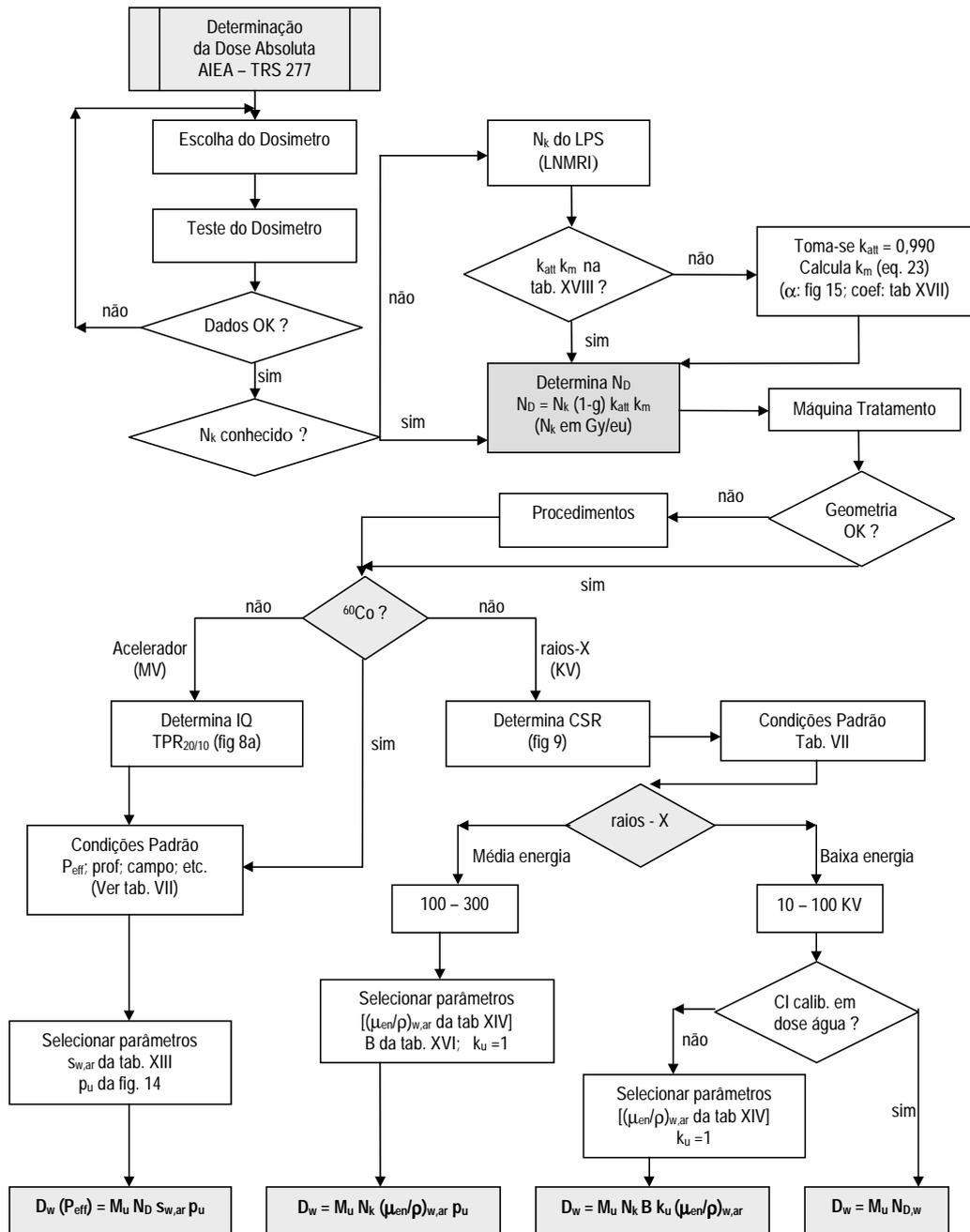
- 1)** Monitoração Radiométrica Ambiental nas Vizinhanças das Salas dos Aceleradores.
- 2)** Medidas da Radiação de Fuga pelas Blindagens da Cabeça dos Aceleradores.
- 3)** Teste dos botões de emergência, interruptor da porta e lâmpadas de aviso.
- 4)** Teste dos movimentos da mesa de tratamento.
- 5)** Verificação do funcionamento do relógio e do integrador de dose.
- 6)** Verificação da validade da lei do inverso do quadrado da distância *e para campos selecionados no intervalo de tamanho de campos usados (4x4 até 30x30 cm)*:
 - 1)** Determinação da dependência da dose com o tamanho de campo ($S_{c,p}$; S_c ; S_p).
 - 2)** Determinação dos fatores de transmissão das bandejas e dos filtros em cunha.
 - 3)** Determinação do perfil do campo (transv., longitud. e diagonal) em d_{max} , 10 e 20 cm.
 - 4)** Determinação da dose fora do raio central no ar (off axis ratios).
 - 5)** Determinação de tabelas de percentagem de dose profunda.
 - 6)** Determinação da dose superficial e da dose na região de build-up.

Determinação de curvas de isodoses.

Acelerador Linear Clinac 6X - Manutenção

- 1)** A manutenção das máquinas e dispositivos auxiliares tem por objetivo manter o padrão exigido neste programa de Garantia de Qualidade e realizar sempre o melhor tratamento.
- 2)** Qualquer desvio nos parâmetros previstos enseja uma manutenção curativa e a máquina ou dispositivo só é liberado após o conserto.
- 3)** A responsabilidade pela manutenção é do Serviço de Física Médica e Radioproteção, que assegura que os padrões do Programa de Garantia de Qualidade são atingidos.
- 4)** A manutenção dos equipamentos do IRGMVMG é feita por técnico em eletrônica especializado, treinado no próprio serviço, e com vasta experiência em máquinas e dispositivos auxiliares de Radioterapia. O técnico em eletrônica trabalha todos os dias úteis na instituição e, quando necessário, trabalha à noite ou nos finais de semana.
- 5)** O IRGMVMG possui uma oficina de manutenção apropriada, que possui todo o instrumental necessário e um estoque de peças de reposição conveniente para os consertos de defeitos mais freqüentes. A oficina e o técnico residente possuem estrutura e conhecimento adequados para a confecção de peças para o bom funcionamento dos equipamentos.
- 6)** No caso da inexistência de alguma peça de reposição ou da necessidade de assistência técnica mais especializada, o IRGMVMG conta com a assistência dos fabricantes dos equipamentos que mantém no Brasil estoque de peças e técnicos especializados.

Fluxograma para Determinação da Dose Absoluta – AIEA TRS 277



M_u corrigido para temperatura; pressão; recombinação; etc

Controle de Qualidade do Sistema de Dosimetria Padrão

Eletrômetro Keithley 35614 (s/n 38189) + Câmara de Ionização NE 2571 (s/n 1722)

Data: ____/____/____

Físico: _____

I. Condições de Operação

1. Tempo de Aquecimento (On) =	P =	kPa	T _i =	°C
2. Voltagem de Polarização = - 280 V (bias = 80%)	P _i =	kPa	T _i =	°C
3. Escala de Carga = 10 ⁻⁸ C	P =	kPa	T =	°C
4. Range = 2 V	Φ (P,T) =		UR =	

II. Teste de Fuga do Sistema

t _i =	s	t _f =	s	Fuga = (L _r -L _i)/(t _r -t _i) = ()/() × 10 ⁻⁸	Fuga =	× 10 ⁻¹⁴ C/s	
L _r =	ue	L _i =	ue	Fuga Absoluta =	C/s	Fuga Percentual =	%
% Fuga Máximo Aceitável = ± 0,5 %				Condições:			

III. Teste da Consistência da Calibração do Sistema de Dosimetria
Testes de Reprodutibilidade e Repetibilidade das Leituras

Método: Irradiação da CI na Fonte Padrão de ⁹⁰Sr

1. Fonte Padrão: Victoreen 540 D = s/n 195 (⁹⁰ Sr)		2. Meia Vida do ⁹⁰ Sr - T _{1/2} = 28,5 anos = 342 meses			
3. Data da Calibração Padrão: 09/09/1996		4. Fator Calibração Padrão: F _p = (1,208 ± 0,001) × 10 ⁻¹¹ C/s			
5. Data da Calibração Atual:		6. Fator Decaimento (t =): f _d =			
7. Leituras no Eletrômetro e Correções					R = [(L _r /t) × (Φ _{PMI} /f _d)]
Nº	Tempo t (s)	Leitura L (x10 ⁻⁸ C)	L _{corr.fuga} L _c (x10 ⁻⁸ C)	L _c /t (x10 ⁻¹¹ C/s)	R (x10 ⁻¹¹ C/s)
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
Fator Calibração Atual: F _a = [(ΣR _i) / n] ± σ _n			F _a = (±) × 10 ⁻¹¹ C/s		
Δ % = [(F _a - F _p) / F _p] × 100 =			Desvio Máximo Aceitável = ± 0,5 %		
σ _n (série de medidas) = ; σ _n % =			Condições:		

Ficha de Calibração do Acelerador Linear Clinac 6X - AIEA TRS 277 (2ª Ed./1997)

Data: ____/____/____

Físico: _____

Determinação do fator de calibração ND da câmara de ionização

1. Sistema de Dosimetria			2. Dados do Laboratório de Calibração (LNMRI/IRD)		
Eletrômetro:			Certificado de Calibração		
modelo: Keythley 35614	no série: 38189		No:	Data:	
Câmara de Ionização:			Fator Calibração (60Co): Nk = mGy ue ⁻¹		
modelo: NE 2571 - 0,6 cc	no série: 1722		Condições padronizadas do LNMRI		
parede	mat.: grafite espessura: 0,065 g.cm²		T0 = 20,0 oC	P0 = 101,325 kPa	UR = 50 %
capa bup	mat.: Delrin espessura: 0,551 g.cm²		campo = 10 x 10 cm ²		DFC = 100 cm
espessura total (capa + parede): 0,616 g.cm²			pol V = - 280 V	meio = Ar	capa = presente
raio interno da cavidade: 3,15 mm			Nk = G/ue		
3. Cálculo de ND (fator de calibração dose ar/kerma ar)					
W/e = 33,97 J/C	Katt Km = 0,985	g = 0,0032	ND = Nk ´ (1-g) ´ Katt Km		
ND = x 0,997 ´ 0,985 x			ND = Gy/ue		

Dose em Água na Profundidade de Dose Máxima

Keithley 35614 + NE 2571 - 0,6 cc

$$D_{\text{água}}(\text{max}) = MU_0 \cdot F(P,T) \cdot k_h \cdot p_s \cdot N_D \cdot s_{w,ar} \cdot p_u \cdot p_{cel} \cdot (1/\epsilon_{pdp}) \cdot 100$$

$$D_{\text{água}}(\text{max}) = 52,87 \cdot F(P,T) \cdot MU_0 \cdot p_s \text{ cGy}$$

$$F(P,T) = (101,325/P) \times [(273,15+T)/293,15]$$

1) Potencial Acelerador = 6 MV	6) Energia - $D_{20}/D_{10}(100 \text{ cm}) = 0,56$	11) $N_D = 40,35 \text{ cGy/ue}$
2) DFS = 80,0 cm	7) Profund. Ponto Efetivo = 4,8 cm	12) $s_{w,ar} = 1,123$
3) Tamanho de Campo = 10 x 10 cm ²	8) PDP (Peff) - pdp = 85,1 %	13) $p_s = 1,000$
4) Taxa Dose Nominal = 150 cGy/min	9) Calib Padrão ⁹⁰ Sr = 1,208 x 10 ⁻¹¹ C/s	14) $p_u = 0,994$
5) Meio = Água (fantoma calibração)	10) Escala e Bias = 20 x 10 ⁻⁸ C; - 80%	15) $k_h = p_{cel} = 1,000$

Data							
Fuga (x10 ⁻¹⁴ C/s)							
⁹⁰ Sr (x10 ⁻¹¹ C/s)							
P (kPa)							
T (°C)							
Umidade Relat.							
p_s							
$\Phi(P,T)$							
Monitor (UM)							
Leituras no Keithley (ue)							
Leitura Média MU_0 (ue)							
σ_{n-1}							
Dágua (max) (cGy)							
fator calib. (cGy/UM)							
desvio relativo ao padrão (%)							
Observação							

Protocolo de Controle de Qualidade

Maria Lúcia Ferreira

GARANTIA DE QUALIDADE (GQ) EM RADIOTERAPIA

“Todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume alvo, a dose mínima no tecido sadio, a exposição mínima de pessoal, e as verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento”.

A Proteção do paciente em radioterapia (Normas Básicas Internacionais de Segurança) significa 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, a qual é a meta mais importante da gestão do paciente com câncer”. A exposição do tecido normal durante as sessões de radioterapia deve ter o menor valor que se pode razoavelmente alcançar e que seja compatível com a administração da dose requerida pelo volume alvo de planejamento - objetivo também do tratamento.

A Garantia de Qualidade é necessária pois:

- Minimiza os erros no planejamento de tratamento e na administração da dose ao paciente, melhorando os resultados gerais da radioterapia, diminuindo a taxa de complicações e recidivas;

- Facilita a intercomparação de resultados entre distintos centros de radioterapia permitirão uma dosimetria e administração do tratamento mais uniforme e exata;
- Melhora o aproveitamento das características dos equipamentos modernos de radioterapia;
- É um método sensível e eficaz para reduzir os acidentes em radioterapia.

A GQ deve abranger todas as etapas do tratamento: diagnóstico e a localização do tumor, decisão sobre a estratégia de tratamento, planejamento e o cálculo de dose absorvida, administração do tratamento, verificação da dose cedida e controle dos equipamentos. Os resultados devem ser avaliados a curto e a longo prazo.

É importante salientar que a qualidade de um tratamento de radioterapia depende da conjunção de diversos fatores, isoladamente e em conjunto, sendo essencial a integração entre os profissionais envolvidos para analisar a qualidade da radioterapia, dentre os quais:

- clínicos - diagnóstico, localização do tumor, estratégia de tratamento e contínua reavaliação do tratamento;
- dosimétricos ou físicos - incerteza no cálculo da dose, otimização e sua verificação, integridade dos equipamentos;
- Práticos - manejo com o paciente.

O ARCAL XXX

É um Projeto de cooperação técnica regional patrocinado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) baseado nas recomendações do AAPM TG-40, e em publicações mais recentes tais como o AAPM TG-45 e AAPM TG-56

Objetivos do ARCAL XXX:

- Elaboração de um programa ou protocolo de Garantia de Qualidade em radioterapia para seu uso na América Latina, com ênfase nos aspectos físicos e técnicos levando em conta temas nos quais intervêm conjuntamente aspectos físicos e médicos;
- Recomendações para implantar um programa de GC incluindo detalhes sobre o tipo de testes e medidas para cada tipo de unidade de tratamento e equipamento de medida;
- Sugestão sobre procedimentos de medida, a frequência dos controles, os níveis de tolerância, e formulários para registrar as informações.

Requisitos Mínimos em Radioterapia

Dentre os requisitos mínimos em radioterapia, destacam-se: desenho e construção do serviço de acordo com regulamentos nacionais ou internacionais para licença e operação, disponibilidade de instalações e equipamentos adequados, unidades de tratamento e de produção de imagens compatíveis com os tratamentos realizados, equipamentos medidores de radiação, profissionais qualificados e sistemas de planejamento de tratamento.

Pessoal

O número de pessoas que trabalham na radioterapia deve ser proporcional ao volume de pacientes tratados, à quantidade de unidades de tratamento e à sofisticação dos tratamentos. Devem ter treinamento prévio adequado e participar de cursos de reciclagem sobre novas técnicas ou protocolos de tratamento.

Os profissionais devem ser comunicados sobre variações significativas nas características dos equipamentos (reparos ou alterações, variações de protocolos de calibração, detecção de um erro em qualquer procedimento). As variações nas rotinas de procedimento devem ser implementadas apenas depois da análise de todas as conseqüências e da comunicação das pessoas envolvidas, por escrito, especificando-se as decisões tomadas, os responsáveis e os detalhes das ações a tomar.

O radioterapeuta é responsável em última instância do tratamento do paciente, e tem a seu encargo a consulta, a avaliação clínica do paciente, a prescrição, estabelecimento do plano de tratamento através da análise do diagnóstico e do estado clínico, proposição do plano de tratamento (dose, fracionamento e técnica), aplicação do tratamento e avaliação do paciente durante o tratamento. Os pacientes devem ser avaliados ao menos uma vez por semana durante o tratamento (variações em seu estado clínico, resposta do tumor, toxicidade do tratamento, variações anatômicas, etc). Ao final, deve ser feito um sumário do tratamento e um plano de seguimento.

O físico médico tem a seu encargo a calibração dos equipamentos de tratamento, especificação dos equipamentos de radioterapia e instalações, realização dos testes de aceite, medidas e análise de dados, tabulação de dados para uso clínico, estabelecimento de procedimentos de cálculo dosimétricos, planejamento de tratamento, elaborar e executar o Programa de Garantia de Qualidade, supervisionar a manutenção dos equipamentos e ensino.

O técnico em radioterapia deve, em relação ao tratamento, administrar o tratamento ao paciente de acordo com a prescrição clínica e com o planejamento, observar a evolução clínica do paciente, prover cuidados ao paciente durante seu tratamento, observar o paciente durante a irradiação, comunicar o médico sobre reações. Em relação à unidade de tratamento, deve conhecer o funcionamento e o uso dos equipamentos e dos acessórios, assim como seus limites de segurança, auxiliar nos procedimentos de garantia de qualidade. Sempre que detectar problemas de funcionamento dos equipamentos deve reportá-los ao supervisor. O Técnico deve também conhecer e aplicar os regulamentos vigentes de radioproteção, detectando riscos de irradiação desnecessária contribuindo assim para a radioproteção do público e do paciente. Em relação ao planejamento do tratamento, deve entender os diferentes métodos de tratamento e os protocolos clínicos utilizados na instituição, executar os aspectos técnicos da localização e simulação do tratamento, utilizar e construir acessórios de imobilização e de posicionamento do paciente, moldes, etc, auxiliar na preparação de fontes de braquiterapia.

O dosimetrista deve participar no processo de simulação, realizar cálculos manuais ou computadorizados de dose, gerar o plano de tratamento, incluindo curvas de isodose usando os dados da localização ou da simulação, imagens de CT, MRI, sob supervisão do físico médico e do radioterapeuta, documentar o plano de

tratamento e transferi-lo aos técnicos, auxiliar o físico na calibração dos feixes das unidades de tratamento e nos controles de qualidade dos equipamentos de medida.

Equipamento

É essencial em qualquer instituição a disponibilidade de unidades de tratamento adequadas para os tipos de tratamentos oferecidos e a existência de um programa eficiente de manutenção e reparo destas máquinas. Todo equipamento recém-instalado deve passar pelos testes de aceite e pelo comissionamento para obtenção dos dados dosimétricos necessários para utilização clínica da unidade de tratamento.

É importante a existência de sistema de localização, simulação, posicionamento, alinhamento, imobilização e proteção do paciente, bem como os acessórios modificadores do feixe (filtros, blocos, etc.).

A instituição dever possuir o equipamento de dosimetria mínimo necessário em função do tipo e número de unidades de

tratamento. Na tabela I é mostrado o equipamento requerido para cada tipo de aparelho. É recomendável que haja um sistema de planejamento de tratamento computadorizado para agilizar e melhorar a qualidade do tratamento, submentendo-o também a testes de aceite e comissionamento.

Os testes de aceite consistem em medidas para garantir que as características da máquina apresentadas pelo fabricante se verificam de fato (poucos parâmetros), enquanto o Comissionamento é a realização de medidas exaustivas onde se obtém os dados dosimétricos para todas as configurações possíveis de tratamento, 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. É o conjunto de medidas de referência com as que se comparam os testes de controle de qualidade de cada equipamento de radioterapia.

Equipamento básico	Tipo de unidade		
	⁶⁰ Co	LINAC só com fótons	LINAC com elétrons
Equipamento adicional, referência local:			
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
Câmara de ionização tipo Farmer, 0.6 cm ³ paredes de plástico, capa para ⁶⁰ Co, cabo de 10 m, conectores. CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
Fontes radioativa para verificação da estabilidade das câmaras	X	X	X
Câmara de ionização cilíndrica de 0.1-0.3 cm ³ aprox., 10 m cabo (máx. diâmetro do eletrodo central 1 mm)	X	X	X
Câmara tipo plano-paralela para dosimetria de elétrons (min. anel de guarda 4 mm)			X
Eletrômetro compatível com as câmaras de ionização anteriores, calibrado em um Laboratório Padrão de Dosimetria	X	X	X
Eletrômetro adicional com voltagem de coleção variável (quociente V1/V2 igual ou maior que 3) e polaridade reversível (+/-)		X	X
Fantoma de água para calibração, de 30x40x40 cm ³ aprox., paredes de PMMA, com alojamento ou suportes para câmaras de ionização e sistema manual ou automático para o posicionamento		X	X
Fantoma de água para calibração e verificações, de 20x20x10 cm ³ com alojamento para câmaras a uma profundidade fixa	X	X	
Barômetro (escala mínima 1 hPa ou 0.5 mm Hg), tipo aneróide ou digital, calibrado.	X	X	X
Termômetro (escala mínima 0.25 graus C), calibrado ou contrastado	X	X	X
Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos., com leitor manual. Film-strip calibrado em DO para verificação da escala do instrumento.	X		
Densitômetro para medida de densidade ótica (DO) de filmes radiográficos automático.		X	X
Analisador de campo de radiação para medida de curvas de isodose, tanque de água de 50x50x40 cm ³ aprox., com mecanismo manual ou motorizado para o movimento vertical de instrumentos de medida		X	X
Equipamento complementar			
Nível de água de precisão	X	X	X
Paquímetro, régua de metal	X	X	X
Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
Multímetro (volt, ohm)	X	X	X
Sistema TLD (para verificação e dosimetria "in-vivo")		X	X
Matriz de diodos ou câmaras de ionização para controles diários de GC em aceleradores		X	X

Tabela I - Equipamento Mínimo necessário para a realização dos testes de GC em radioterapia com feixes externos.

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 foi calibrada para o range de qualidades em uso clínico. Abaixo de 100 kV são necessários os seguintes equipamentos:

1- Câmara de ionização para raios X, plano-paralela 0.3 cm³, 10 m cabo, calibrada em um Laboratório Padrão de Dosimétrica 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-reductora (HVL) destas qualidades.

2- Fantoma de plástico para câmaras de ionização de raios X de baixa energia.

Programa de Garantia de Qualidade

Com um programa de qualidade bem elaborado a instituição garante que a qualidade do serviço esta dentro de limites admitidos internacionalmente, assegura-se que dispõe dos mecanismos necessários para corrigir desvios e erros e que existem mecanismos adequados de retroalimentação para corrigir deficiências ou melhorar distintos aspectos do processo.

Sua elaboração é responsabilidade da própria instituição e dos administradores, chefes de serviços médicos e profissionais nas distintas áreas os quais compartilham as responsabilidades de sua execução.

Os elementos de um programa de Garantia de Qualidade consistem em: Manual escrito de garantia de qualidade, detalhes sobre o controle de qualidade, testes e procedimentos, frequência de realização dos testes, critérios de ação, documentação, designação dos responsáveis por cada ação e revisão periódica pelo grupo responsável.

A direção deve prover os meios estruturais e materiais para execução do programa, designando um responsável por estabelecer as linhas gerais do programa de garantia de qualidade e assentando recursos de pessoal, equipamento de medida, treinamento no uso de equipamentos, assim como facilitar a disponibilidade das unidades de tratamento para realização dos controles. A equipe de Garantia de Qualidade deve ser integrada por radioterapeutas, físicos médicos, técnicos em radioterapia, enfermeiras e pessoal administrativo.

É necessária uma análise e avaliação sistemática do programa de Garantia de Qualidade para verificar se as atividades e resultados do mesmo satisfazem os objetivos para os quais foram criados. É recomendado que seja realizada por profissionais não pertencentes à instituição, mas com a colaboração dos mesmos. A auditoria permite uma verificação de resultados dos processos de medida e controle de qualidade com instrumentos e metodologia independentes.

Erros e incertezas em radioterapia

Erro é a diferença entre o valor numérico de uma grandeza resultado de uma medição e o valor “verdadeiro” (ou de referência) desta grandeza. Se classifica em aleatório (diferença entre o **resultado de uma medida** e a média resultante de um infinito número de medidas da mesma grandeza específica efetuadas sob condições de repetitividade) e sistemático (diferença entre o **valor verdadeiro da grandeza específica** e a média que resultaria de um número infinito de medidas da mesma grandeza específica, efetuadas sob condições de repetitividade). Os erros podem ocorrer devido à diversos fatores, tais como:

(I) erros humanos

(II) erros instrumentais causados por falhas mecânicas, elétricas ou de “software”;

(III) erros aleatórios devido a causas desconhecidas ou a condições experimentais inconhecíveis nos processos de planejamento e execução do tratamento;

(IV) erros sistemáticos no processo, etc.

Incerteza de medição - dúvida acerca da validade do resultado de uma medição (falta de conhecimento exato da grandeza específica). É um parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos à grandeza específica. A incerteza expressa o fato de que existe um infinito número de valores que podem ser atribuídos a uma grandeza medida, dispersos em torno do resultado. Podem ser classificadas em:

(I) Incerteza do tipo A - incerteza avaliada pela análise estatística de séries de observações. Descrita por uma função densidade de probabilidade.

(II) Incerteza do tipo B - incerteza avaliada por outros meios que não a análise estatística de séries de observações é descrita por probabilidade subjetiva. Pode ser avaliada a partir de medidas prévias, experiência ou conhecimento do comportamento e propriedades de materiais e instrumentos, especificação do fabricante, dados de certificados de calibração, dados de referências extraídos de manuais, referências bibliográficas, etc.

O ICRU 24 concluiu: “ainda é muito cedo para generalizar, a evidência disponível para certos tipos de tumores indica a necessidade de uma exatidão de $\pm 5\%$ na ministração da dose a um volume alvo caso se deseja a erradicação do tumor primário”.

A radiobiologia e a radioterapia modernas confirmam a necessidade de ministrar dose com alta exatidão, sobretudo quando se aplica técnicas nas quais se aumenta a dose prescrita a níveis sem precedentes (“*dose escalation*” em radioterapia conformada).

Os erros estarão sempre relacionados, na física da radioterapia, à exatidão dos resultados obtidos, enquanto as incertezas estarão relacionadas à precisão, ou seja, ao equipamento, à metodologia, etc. As discrepâncias em relação ao conjunto de valores de referência ocorridas durante os testes de controle de qualidade deverão ser averiguadas pois podem representar fonte de erro um dos parâmetros relacionados à medida em questão.

Tolerâncias e Níveis de ação

As tolerâncias tabeladas nos manuais de qualidade funcionam como níveis de ação, ou seja, quando a medida do parâmetro correspondente exceder o valor tabelado deve-se tomar alguma medida ou ação corretiva. Estas tolerâncias refletem os padrões da prática da física de radioterapia das últimas décadas e estão expostos a modificações à medida que novas tecnologias forem introduzidas neste campo.

Os valores de tolerância foram estabelecidos com a intenção de que sua soma quadrática permita alcançar uma incerteza dosimétrica total de $\pm 5\%$ e uma incerteza espacial global de $\pm 5\text{ mm}$ (com um desvio padrão). Estas incertezas são consideradas aceitáveis clinicamente e tecnicamente alcançáveis.

Durante os testes de aceite são estabelecidos os valores de referência de cada parâmetro físico ou dosimétrico do equipamento. O controle de qualidade periódico tem a função de verificar se estes valores permanecem dentro dos limites de tolerância, ou seja, verificar a reprodutibilidade do parâmetro. Quando o resultado obtido for muito diferente do valor de referência, há a ocorrência de um “erro” e sua causa deverá ser investigada e corrigida. Como exemplo temos a taxa de dose de uma unidade de cobalto cujo resultado difere em mais de 2% do valor de referência. O erro pode ter ocorrido devido ao posicionamento da fonte dentro do cabeçote, erro na equação do decaimento,

problemas com a câmara, eletrômetro, barômetro, etc.

Sempre que um resultado superar o valor de tolerância, deverá ser tomada alguma ação corretiva. Isto não significa que o equipamento deverá ser paralisado. Por exemplo, se for encontrada uma diferença de 2,5 mm no tamanho de campo, deverá ser solicitado o reparo e enquanto isso não se deve tratar pequenos campos, onde este erro poderá ser significativo. A ação deve ser proporcional ao tipo de discrepância encontrada, abrangendo desde correções feitas pelo próprio físico até a interrupção dos tratamentos em casos extremos.

Garantia de Qualidade dos Equipamentos de Teleterapia

Garantia de Qualidade de todos os equipamentos é a avaliação contínua de suas características funcionais que 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. Deve também existir um monitoramento sistemático e manutenção preventiva dos equipamentos de tratamento e de medida.

O programa de GC deve basear-se em uma investigação geral dos parâmetros do estado de referência definidos durante os testes de aceite e o comissionamento do equipamento para seu uso clínico, não apresentando discrepâncias significativas em relação à estes valores iniciais. Devem ser verificados diariamente os parâmetros que podem afetar seriamente o posicionamento do paciente e também o posicionamento do campo de irradiação e dos volumes alvo (telômetros, laseres, etc.); bem como a dose aplicada ao paciente (constância do rendimento absoluto ou taxa de dose absorvida de referência, no caso de aceleradores), e os aspectos de segurança.

Os parâmetros cujas variações produzem efeitos menores no paciente ou que tenham menor probabilidade de variação ao longo do mês podem ser verificados mensalmente (por exemplo, congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe).

Os testes anuais incluem a verificação da constância de parâmetros determinados durante o comissionamento do equipamento e o cheque mais detalhado de parâmetros controlados mensalmente. Devem ser realizados testes adicionais para técnicas especiais, com periodicidade definida em função da utilização de tais técnicas, como, por exemplo irradiação de corpo inteiro, meio corpo,

radiocirurgia estereotáxica, radioterapia intraoperatória, terapia com elétrons de corpo inteiro, terapia rotacional com elétrons, etc.

Os simuladores de tratamento devem estar sujeitos aos mesmos requerimentos mecânicos que os equipamentos de cobalto e aceleradores e adicionalmete devem ser controlados em relação à qualidade da imagem que proporciona.

O Sistema de Planejamento Computadorizado deve ser tratado como um componente do instrumental médico utilizado no tratamento de câncer, devendo estar sujeito a um processo de controle com testes de aceite e comissionamento e que se estabeleça e implemente um programa de GC dos mesmos. Os sistemas de planejamento de tratamento devem ser comprovados com parâmetros típicos empregados na clínica e com periodicidade em função de sua complexidade. É recomendado checar diariamente os periféricos, e realizar novos testes de aceite sempre que for atualizado ou modificado, de preferência com testes experimentais.

GQ no Planejamento e Administração do Tratamento em Teleterapia

A GQ no processo de planejamento do tratamento começa com a aquisição dos dados do paciente e continua com o planejamento, a

implementação do plano e a verificação do tratamento. Neste processo é muito importante a interação entre o físico, o médico, o dosimetrista e o radioterapeuta.

Deve haver um procedimento de GQ em todas as distintas etapas do planejamento de tratamento, a saber:

Planejamento não gráfico, empregado fundamentalmente em campos simples e em campos opostos e paralelos, calculando a unidade monitor (ou tempo) para aplicar a dose prescrita em um ponto no eixo central (usando PDD , TPR ou TMR). O tamanho e a forma do campo são determinados a partir radiografias realizadas durante a simulação.

Planejamento com representação gráfica, onde o volume de tratamento é definido a partir de Tomografia Computarizada (TC) ou filmes ortogonais de simulação, ou por contorno obtidos mediante o uso de dispositivos mecânicos. O arranjo de campos é obtido após a prescrição de dose em um volume definido pelo radioterapeuta.

Planejamento em 3D, onde o volume alvo, o tecido normal e os contornos são obtidos diretamente do TC, utilizando recursos de projeção visual do feixe e histograma de dose-volume.

PROCESSO	TESTES DE GQ (ASPECTOS FISICOS)
Posicionamento e imobilização	Radiografias de localização. Alinhamento com laseres
Simulação	GQ do simulador
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.
Tamanhos e formas de campos	Comprovação independente (por ex.: imagens de entrada,)
Cálculo de distribuições de dose	Dados do equipamento de tratamento obtidos no comissionamento e GQ
Avaliação do Plano	Comprovação independente por outro físico médico
Cálculo das unidades de monitor	GQ do Sistema de planejamento. Comprovação independente em um prazo de 48 horas
Produção de bloqueadores e modificadores do feixe	GQ de cortadores de bloqueadores e compensadores. Revisão de imagens de entrada.
Implementação do plano	Revisão do posicionamento pela equipe de planejamento de tratamento (médico, físico e/ou dosimetrista)
GQ para um planejamento individual	Revisão do plano de tratamento

Tabela II - Testes de GQ no processo de planejamento do tratamento.

PROCEDIMENTOS	RECOMENDAÇÕES
Cálculo da unidade monitor (minutos)	Revisão antes do tratamento por pessoa diferente daquela que realizou o cálculo antes da terceira fração de tratamento ou antes que se aplique 10% da dose total, das duas aquela que ocorra primeiro.
Revisão do planejamento gráfico	Revisão antes do tratamento, pelo menos antes da terceira fração de tratamento ou antes de que se entregue 10% da dose total, das duas aquela que ocorra primeiro. Revisão por um segundo físico médico que não tenha realizado o plano de tratamento. Se existir apenas um físico médico, deve-se procurar outra pessoa autorizada que o revise, incluindo o cálculo da UM, os dados de entrada e saída e a qualidade do plano de tratamento. Cálculo independente da dose em um ponto. Se houver diferenças de mais que 5% ^a , estas devem ser resolvidas antes de continuar o tratamento.
Execução do plano	O radioterapeuta deve estar presente durante a primeira execução do plano de tratamento e nas variações de importância
Radiografias do feixe de tratamento (Casos curativos ou paliativos com alto risco de morbidade)	Revisão das radiografias com o feixe de tratamento antes da primeira aplicação, por parte do radioterapeuta. Obtenção de filmes de verificação durante o tratamento, igualmente revisados pelo radioterapeuta.
PROCEDIMENTOS	RECOMENDAÇÕES
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> para medir a dose em estruturas críticas (por exemplo as gônadas, o cristalino, etc.) e para registrar a dose em condições de tratamento pouco comuns (por exemplo, irradiação de corpo inteiro com fótons ou elétrons, radioterapia intraoperatória, etc.)

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

Tabela III - Recomendações para a GC do planejamento e implementação do tratamento de cada paciente.

GQ no planejamento e Administração do Tratamento em Braquiterapia

A implementação 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 (seja em um ponto ou volume) seja menos preciso que em teleterapia. Por estas e outras razões, os procedimentos de GC em braquiterapia são menos rigorosos que na teleterapia convencional e a execução do tratamento pode diferir significativamente do planejado.

Um Programa de GC em braquiterapia deve portanto se concentrar em alguns processos básicos: descrição completa das fontes fornecida pelo fabricante, descrição dos aplicadores

verificando se a posição da(s) fonte(s) corresponde com as especificações do fabricante, calibração das fontes pelo físico da instituição, ainda que o fator seja fornecido pelo fabricante. É recomendado que se especifique a emissão radiante da fonte em termos de *Intensidade de Kerma no Ar*, definida como o produto da taxa de Kerma no ar pelo quadrado da distância entre o ponto de calibração ao centro da fonte, tomada sobre bissetriz perpendicular ao eixo longitudinal da fonte; em unidade de $\text{mGy}\cdot\text{m}^2\cdot\text{h}^{-1}$ ou $\text{cGy}\cdot\text{cm}^2\cdot\text{h}^{-1}$. É necessário manter um inventário atualizado tanto das fontes de $T_{1/2}$ longo como de vida curta, registrado em arquivo permanente sobre o uso de cada fonte. Em relação ao paciente é importante a escolha correta, inserção e identificação do aplicador, definição de volumes e avaliação das imagens, otimização e cálculo de tempo e administração do tratamento. Portanto, os requerimentos de exatidão em braquiterapia estão baseados na verificação espacial, temporal e na administração da dose prescrita.

Para equipamentos de carregamento remoto a calibração pode ser feita da mesma maneira que as fontes de baixa taxa. A utilização de câmara poço pode apresentar limitações devido a elevada fração de recombinação de íons enquanto a câmara tipo dedal pode ser afetada por efeitos de dispersão da radiação e definição do ponto efetivo de medida da câmara. Sempre que possível, é recomendado calibrar a fonte com os dois sistemas de medida. É importante a realização da autoradiografia para verificar a precisão do posicionamento e determinação do tempo de trânsito da fonte de maneira similar à realizada com as unidades de cobalto.

Quanto aos Sistemas Computadorizados de Planejamento em Braquiterapia, verifica-se os seguintes parâmetros: o método de reconstrução da geometria do implante, sistema gráfico para visualizar as fontes implantadas no paciente, critério de especificação do tipo e intensidade das fontes, algoritmo para calcular a distribuição de dose a partir dos dados e

parâmetros assentados antes, métodos de avaliar, apresentar e otimizar a distribuição de dose, sistema de impressão de curvas de isodose e outros dados associados com a documentação do plano.

Adicionalmente, devem ser verificados os algoritmos de cálculo de dose com atenção às unidades utilizadas, verificação dos cálculos de dose no paciente, revisando os cálculos de maneira independente em pelo menos um ponto crítico ou rerepresentativo (as discrepâncias entre a comprovação independente e o cálculo de dose de rotina não deve superar 15 %) e verificação da correção devido ao decaimento da fonte.

A posição de todos os implantes intracavitários, intersticiais e intraluminais devem ser verificados mediante radiografias convencionais, fluoroscopia, CT ou ultra-som. Devem ser considerados também os aspectos de GC para assegurar a administração do tratamento de braquiterapia segundo o planejado, documentando os parâmetros físicos (intensidade das fontes, aplicadores, prescrição, duração do implante, etc.).

Equipamento	Tipo de unidade		
	LDR Manual	LDR Remota	HDR Remota
Câmara de ionização tipo poço ou calibrador de isótopos com suportes para fonte de braquiterapia, CALIBRADA em um Laboratório Padrão de Dosimetria ^a	X	X	X
Se não há fontes disponíveis de ¹³⁷ Cs, é necessário uma fonte de referência para verificação da estabilidade da fonte	X	X	X
Banco de trabalho para verificação da homogeneidade e posicionamento das fontes. Requer acesso a revelador de filme.	X	X	X
Barômetro tipo aneróide ou digital, calibrado	X	X	X
Termômetro (escala mín. 0.25 graus C), calibrado	X	X	X
Paquímetro, régua de metal	X	X	X

**Em serviços onde não existe radioterapia externa, é necessário um eletrômetro compatível com as câmaras de ionização, calibrado ou comparado em um Laboratório Padrão de Dosimetria*

Tabela IV - Equipamento mínimo recomendado para a implementação de um Programa de Qualidade em braquiterapia.

TIPO DE FONTE	TESTE	FREQÜÊNCIA	TOLERÂNCIA
T _{1/2} longo: 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} longo: calibração	Média do lote	I, anual	3%
	Desvio da média	I, anual	5%
	Identificação	C	^a
T _{1/2} curto: descrição	Forma física e química	I	R
	Encapsulamento da fonte	I	R
T _{1/2} curto: calibração	Média do lote	I, trimestral	3%
	Desvio da média	I, trimestral	5%
	Distribuição do radionuclídeo e uniformidade da fonte	I, trimestral	visual ^b
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, moldes, etc.)	I, anual	R
	Correspondência da posição das fontes simuladas com as fontes reais	C	1 mm

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

^bRevisão visual, auto-radiografia ou checagens ionométricas

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

^cO posicionamento dos atenuadores deve ser verificado radiograficamente. Antes de cada inserção, o aplicador deve ser revisado para comprovar que não apresenta partes soltas.

Tabela V - Testes de GQ para fontes e aplicadores de braquiterapia.

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

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

Tabela VI - Testes de Garantia de Qualidade dos equipamentos de carregamento remoto automático.

Garantia de Qualidade dos Instrumentos de Medida

Para feixes de fótons e elétrons, é recomendado pelo menos dois conjuntos de dosímetros:

Referência Local: 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, 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 ao anterior, podendo ser uma câmara de ionização tipo Farmer com parede de plástico (mais resistente), utilizado em todas as medidas que não sejam de rendimento absoluto (fatores de campo, de filtros em filtros, bandejas, medidas de perfis, cheque de constância de outros parâmetros dosimétricos, etc.)

Testes de redundância são a comprovação dos instrumentos dosimétricos assegurando que mantêm seus fatores de calibração, por exemplo utilizando-se uma fonte de referência com meia vida longa (por exemplo, ^{90}Sr). Não havendo fonte de referência, pode-se utilizar uma máquina de ^{60}Co , intercomparações entre sistemas dosimétricos, ou participação em um serviço de intercomparação por TLD.

Para fontes de braquiterapia são preferidas as câmaras de ionização tipo poço ou de tipo reentrante, mas podem ser utilizadas também a câmara tipo “dedal” *Tabela IX*.

Auditorias de Qualidade

Uma auditoria de qualidade é uma avaliação que determina se algumas ou todas as componentes de um programa de GC estão funcionando de maneira aceitável. 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 de qualidade devem ser feitas por pessoas diferentes daquelas que estão sendo auditadas.

O pessoal que realiza as auditorias deve ter as mesmas qualificações profissionais que um físico médico de experiência clínica. Uma auditoria não é uma tomada exaustiva de dados, mas deve cobrir todos os aspectos mais relevantes do Programa de GC. 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 por escrito contendo as medidas realizadas, os métodos de cálculo, os resultados, sua comparação com os dados proporcionados pela instituição, os critérios de aceitabilidade e recomendações para corrigir erros e discrepâncias. O documento deve ser apresentado ao físico e ao responsável pelo Programa de GC.

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

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 GC. Dependendo do objetivo o método mais eficiente será seguramente uma combinação destes.

Auditoria Postal com Dosímetros Termoluminescentes

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

Inicialmente se compara a dose absorvida em condições de referência obtida ao aplicar um protocolo de dosimetria. A discrepância deve ser menor que $\pm 5\%$. Em etapas posteriores, pode ser comparada a dose absorvida em outras condições (não referência): 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 forma a analisar a combinação de feixes e modificadores interpostos.

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

TIPO DE INSTRUMENTO	TESTE	ESPECIFICAÇÕES E TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA	
Referência Local	Calibração em LSCD	Certificado de Calibração	bianual ^a	
	Linearidade	0,5 %	bianual ^a	
	Comunicação atmosférica	Registrada e/ou corrigida	bianual ^a	
	Sinal extra-câmara	0,5 %	I	
	Fuga	0,1 %	c/u	
	Cheragem 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 [¹]	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	
	Cheragem de constância	2 %	c/u	
	Recombinação	Registrada e/ou corrigida	I	
	Efeito de polaridade	1 %	c/u	
Dosimetria Relativa	Com filme			
	Característica sensitométrica	Registrada	c/L	
	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	2 mm	c/u
		Histerese	2 mm	c/u
	Termômetro	Calibração	0,2 ° C	I
Barômetro	Calibração	1 mmHg	trimestral	
Réguas	Calibração	1 mm	I	
Monitor de Área (Prot. Radiol.)	Calibração	Certificado de Calibração (20%)	anual	

**Se não foi implementado um programa de verificações redundantes, esta frequência pode ser insuficiente; com o programa devidamente implementado os sistemas dosimétricos podem manter seus fatores de calibração por um período de tempo significativamente maior.*

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

[[†]Suportes e fixadores para a colocação de câmaras ou dosímetros

(I: Inicial ou logo de uma reparação; c/u: em cada uso; c/L: para cada lote de filmes ou TLD)

Tabela IX - Testes de Garantia de Qualidade dos sistemas computadorizados de planejamento.

Intercomparações com câmaras de ionização

Para realizar estas comparações físicos de diferentes instituições podem reunir-se em um centro de radioterapia determinado, 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 distintos aspectos dosimétricos tais como os critérios acerca da determinação de dose absorvida, comparação de procedimentos, revisão de fatores câmara, atualização de fatores que intervêm nestas determinações, e outros que dependerão do objetivo particular de cada jornada.

Estas reuniões devem ser realizada 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 intercomparação,

e no caso de não existir tal organização, simplesmente pode fazer-se com o consenso dos físicos da região, elegendo cada ano um Centro diferente para realizar a reunião.

Visitas auditoras a centros de radioterapia

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

Os testes que devem ser realizados nos equipamentos são similares aqueles descritos neste Programa de GC ARCAL XXX, selecionando aqueles de maior relevância, sendo o primeiro passo corroborar a existência na Instituição de um Programa de GC, analisando seu conteúdo.

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
Segurança				
1.Verificação do monitor de radiação	Funcionando	LINAC D Co-60 D	monitor de área	Verificação das baterias Verificação de resposta à radiação
2.Luzes ON/OFF	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		A luz indicativa de irradiação deve ficar acesa enquanto durar o feixe
3.Luzes no painel de controle	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		Verificação do funcionamento de todas as luzes do painel
4.Luzes de irradiação da porta	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		A luz vermelha deve ficar ativa enquanto durar o feixe. Nas outras situações deve ser ativada a luz verde
5.Sistema áudio - visual	Funcionando	LINAC D Co-60 D	Sistema audiovisual	Visualização clara do paciente, por monitor ou vidro plumbífero
6.Sistema anti-colisão	Funcionando	LINAC D Sim D	Sistema Disponível	Sempre que acionado manualmente os interruptores correspondentes
7.Interruptor de radiação no acesso ao bunker	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		O feixe deve ser interrompido ao abrir-se a porta
8.Interruptores de emergência	Funcionando	LINAC D Co-60 D Sim D		O feixe deve ser interrompido ao acionar os dispositivos de emergência do console, e on/off
9.Programação (modo fótons e elétrons, etc.)	Funcionando	LINAC D		O equipamento deve estar habilitado ao programar-se a unidade monitor desejada
10.Interrupção por UM transcorrida	Funcionando	LINAC D		Verificar se o feixe é interrompido ao transcorrer a unidade monitor programada
11.Concordância entre as câmaras monitoras	Funcionando e coincidentes	LINAC D		Verificar se as câmaras monitoras indicam a mesma leitura

Tabela X - Resumo dos testes para equipamentos de teleterapia

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
Segurança				
12.Verificação dos limites de mesa	Funcionando	LINAC M Co-60 M Sim M		Verificar os limites inferior e superior
13.Verificação de travas de acessórios	Funcionando	LINAC M Co-60 M Sim M	filtros, bandejas, bloqueadores, cones/aplicadores	Verificar existência de folgas dos cones/aplicadores, filtros, bandejas, bloqueadores, etc.
14.Modor rotacional	Funcionando	LINAC A Co-60 A	Disponível	Verificar o correto funcionamento
15.Baterias do indicador de unidade monitor	Funcionando	LINAC D		Verificar que ao desligar a máquina a última unidade monitor administrada permanece visível pelo menos por vinte minutos
16.Verificar posição dos colimadores de fótons para cada cone de elétrons	Coincidente com a indicação do fabricante	LINAC M	Cones ou aplicadores para elétrons	Verificar se os colimadores correspondem corretamente ao tamanho de campo no modo de elétrons para cada energia
17.Campos permitidos para filtros e verificação de códigos	Funcionando e coincidente com a indicação do fabricante	LINAC M Co-60 M	Filtros em cunha	Verificar se não é permitido irradiar campos maiores que o máximo para cada filtro. Verificar se o código o feixe é liberado apenas com o código correspondente ao acessório
18. Indicador da condição da fonte		Co-60 D		Verificar se os indicadores da posição on/off funcionam corretamente. Verificar também pelo sistema de visualização do paciente.
19. Fuga do cabeçote		Co-60 A	monitor de área	a 1 m do cabeçote com o maior tamanho de campo: Para uma área <100 cm ² Leitura média < 2 mR/h Nenhum ponto > 10 mR/h a 5 cm do cabeçote com o maior tamanho de campo: Para uma área <10 cm ² Leitura média < 20 mR/h Nenhum ponto > 100mR/h
20. Contaminação do cabeçote		Co-60 A	G.M., contador proporcional, cintilador	atividade <18.5 Bq dentro do cabeçote
21. Sistema de retorno da fonte		Co-60 D	Barra de retorno	Rápido e suave para qualquer posição do gantry. Verificar disponibilidade de barra de retorno manual

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
Mecânicos e Elétricos				
1.Telêmetro	2 mm à DFI	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	régua/trena, ponteiro, nível	Gantry vertical Verificar para DFI = ± 20 cm
2.Ponteiro Mecânico	2 mm à DFI	LINAC D,M Co-60 D,M	trena/régua, ponteiro, manual do fabricante	Comparar com o telêmetro
3.Horizontalidade e Verticalidade da mesa	2 mm no range de uso	LINAC M Co-60 M Sim M	nível, carga, prumo	Movimentos vertical, longitudinal, lateral e de rotação, verificando o nível, com e sem carga
4.Escalas da mesa	2 mm/1º	LINAC M Co-60 M Sim M	Escala de mesa disponível	Vertical: superfície à DFI, escala=0 Lateral: sup. centralizada à DFI, escala=0
5.Indicador angular do gantry	1º	LINAC M Co-60 M Sim M	nível	Gantry a 0°, 90°, 180° e 270°
6.Indicador angular do colimador	1º	LINAC M Co-60 M Sim M	nível	Gantry horizontal, colimador a 0°, 90°, 180° e 270°
7. Distância Foco-Isocentro		Sim M	Trena, papel milimetrado	Gantry comna posição DFI=100cm comprovar a distância do isocentro. Baixar o Gantry 20cm, verificando a escala mecânica com papael milimetrado, verificando a indicação eletrônica
8. Distância foco-filme		Sim M	Trena	Girar a mesa com a luz de campo e o telmetro sobre a superfície do intensificador de imagem Verificar a distância foco-filme (indicador mec. e eletrônico) para DFI=100 cm e DFI=80 cm
9.Centralização do reticulado	2 mm diâmetro			
9.1.Centralização do campo luminoso com o reticulado	2 mm	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	trena, papel milimetrado	Arestas simétricas e ⊥ entre si Centro do reticulado = centro luminoso
9.2.Verticalidade do campo luminoso	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	trena, papel milimetrado	Repetir 9.1 baixando a mesa à DFI+20 cm

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
Mecânicos e Elétricos				
9.3. Alinhamento do eixo mecânico do colimador	2 mm de diâmetro	LINAC M Co-60 M Sim M	ponteiro, agulha/ trena, papel milimetrado	Fechar garras e girar ponteiro. Se não houver ponteiro, repetir 9.1 girando o colimador
9.4. Alinhamento do eixo de radiação	2 mm de diâmetro	LINAC M Co-60 M Sim M	filmes para diferentes DFSs densitômetro/ analyzer	Marcar ponto central no campo luminoso Rastrear o ponto central em duas direções perpendiculares (in-plane e cross-plane) com o densitômetro/analyzer Repetir para outros DFSs Verificar se o ponto central se desloca com DFS
10. Coincidência de campos de luz-radiação	2 mm			
10.1. Simetria do campo luminoso e de radiação	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	2 filmes, placa de acrílico, densitômetro	Marcar bordas e eixos do campo luminoso com agulha Irradiar Campo 10x10 com placa para equilíbrio Filme 1 com col 0° à DFI Filme 2 com col 180° à DFI A D.O. de 50% deve estar num range de 3 mm da borda de cada lado do campo luminoso Obs filme Rx comum 4-5cGy/ X-OMAT V entre 20-100 cGy
10.2. Congruência do tamanho de campo luminoso e de radiação	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	2 filmes placa de acrílico, densitômetro	Irradiar Campo 10x10, DFI Filme 1 com dose 100%, marcando bordas do campo luminoso Filme 2, dose 50% Procurar leitura 50% na borda do filme 1 Nos testes de Aceite realizar p/ ≠s DFSs Doses entre 80-100 cGy
10.3. Correspondência radiante entre campos paralelos e opostos	2 mm	LINAC M Co-60 M Sim M	filme, bloqueador	Campo 15x10 Gantry a 0°, meio campo bloqueado Gantry 180°, bloquear a outra metade
11. Indicador de Tamanho de campo	2 mm	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	papel milimetrado, trena/régua	campos quadrados 5, 10, 15, 20 30, etc.

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO
Mecânicos e Elétricos				
12. Posição do Isocentro Mecânico	2 mm de diâmetro	LINAC M,A Co-60 M,A Sim M,A	ponteiro, vara de ferro delgada (5mm) e comprida (10cm) nível	Fixar a vareta à mesa, com a ponta coincidente com o centro do reticulado. Fixar ponteiro ao colimador. Girar colimador, com Gantry vertical. Girar gantry com mesa alinhada e colimador 0° Girar mesa com gantry vertical
13. Isocentro de radiação do colimador	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	2 filmes, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro Irradiar várias vezes girando colimador em diversos ângulos Repetir para outro par de garras
14. Isocentro de radiação do gantry	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	2 filmes, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro DFI à metade da placa Irradiar várias vezes girando gantry em diversos graus Repetir para outro par de garras
15. Isocentro de radiação da mesa	2 mm de diâmetro	LINAC A Co-60 A	1 filme, placa de acrílico, nível	Fechar um par de garras e abrir o outro Irradiar várias vezes girando a mesa em diversos ângulos
16. Localização dos Lasers	2 mm.	LINAC D,M Co-60 D,M Sim D,M	cubo de acrílico com marcando eixo central e cruzamento dos lasers, nível, prumo	
17. Limitadores do feixe de elétrons	2 mm	LINAC M	trena/papel milimetrado	simetria do campo luminoso para cada cone
18. Centralização de cones	2 mm	LINAC M	trena/régua	
19. Intensidade do campo de luz	Funcionando 10% em relação ao teste de aceite	LINAC M Co-60 M Sim M	fotômetro/verificação visual	campo 10x10, sala escura fotômetro no centro de cada quadrante

TESTE	TOLERÂNCIA	FREQUÊNCIA/ UNIDADE DE TRATAMENTO	EQUIPAMENTO	PROCEDIMENTO	
Dosimétricos					
1. Medida da Dose de Referência p/ fótons	2 %	LINAC Co-60	M M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	TRS 277 e TRS 381
2. Medida da Dose de Referência p/ elétrons	2 %	LINAC	M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	TRS 381
3. Determinação do fator de cal. do monitor secundário + reprodutibilidade	2 %	LINAC	D, M	fantoma, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível, verificador rotina	Referência = $D_w/N_d \cdot S_{w,air} \cdot P_{wall}$
4. Linearidade de resposta de câmaras monitoras	1%	LINAC	A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível	Variar UM
5. Dependência da câmara monitora com a taxa de dose	1%	LINAC	M	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, termômetro, barômetro, nível	Especificar para cada taxa de dose se for > 1%
6. Medida da Qualidade do feixe: Fótons (PDD _{20,10} e/ou TPR _{20,10})	2 %	LINAC Co-60	M, A M, A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, nível,	Razão entre a ionização obtida à 20 cm e à 10 cm de profundidade na água e/ou utilização de placas de acrílico de diferentes espessuras
7. Medida da Qualidade do feixe: PDD de Elétrons (ou J1/J2)	2 mm (4%), região terapêutica	LINAC	M, A	fantoma/ verificador rotina, câmara + eletr, nível	Razão entre as leituras J1 (dose na prof. de máx) e J2 (dose na prof. de 50%). As variações do quociente devem ser menores que 4%. Pode-se utilizar placas de acrílico
8. Medida da Planura para Fótons	2 % ^a	LINAC Co-60	M, A M, A	fantoma, filme, nível câmara + eletr, analyzer, densitômetro autom	$(D_{max} - D_{min}) / (D_{max} + D_{min}) * 100\%$ dentro da área de 80% do FWHM Nos eixos e nas diagonais, Em d_{max} ou d_{ref}
9. Medida da Planura para Elétrons	3 % ^a	LINAC	M, A	fantoma, filme, nível câmara + eletr, analyzer, densitômetro autom	

BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA

- AIEA TRS #110 (1970). **Manual of Dosimetry in Radiotherapy.**
- AIEA TRS #277 (1987). **Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: an International Code of Practice.**
- AIEA TRS #374 (1994). **Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy.**
- AIEA TRS #381 (1997). **The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High-Energy Electron and Photon Beams.**
- AIEA TRS #277-2nd Ed. (1997). **Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: an International Code of Practice.**
- AIEA TECDOC-734 (1994). **Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery.**
- AIEA TECDOC-896 (1996). **Radiation Dose in Radiotherapy from Prescription to Delivery.**
- AIEA TECDOC-987 (1996). **Review of Data and Methods Recommended in TRS 277.**
- AIEA TECDOC-989 (1997). **Quality Assurance in Radiotherapy.**
- AIEA TECDOC-1040 (1998). **Design and Implementation of a Radiotherapy Programme: Clinical, Med. Phys., Rad. Prot. & Safety.**
- AIEA TECDOC-1079 (1999). **Calibration of Brachytherapy Sources.**
- AIEA STI/PUB/1027 (1998). **The Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica.**
- AAPM TG-21 (1983). **A Protocol for the Determination of Absorbed Dose from High-Energy Photon and Electron Beams.**
- AAPM TG-23 (1987). **Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification.** rep # 55.
- AAPM TG-40 (1994). **Comprehensive QA for Radiation Oncology.** Report # 40.
- AAPM TG-41 (1994). **AAPM Code of Practice for Radiotherapy Accelerators.**
- AAPM TG-36 (1995). **Fetal Dose from Radiotherapy with Photon Beams.**
- AAPM TG-56 (1997). **Code of Practice for Brachytherapy Physics.** Med Phys. 24(10).
- AAPM TG-51 (1999). **Clinical Reference Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams.** Med. Phys. 26(9), sep 1999.
- ACMP (a ser publicado). **Standard for External Beam Radiation Oncology Physics** (draft-1999).
- ACR (1994). **American College of Radiology Standard for Radiation Oncology Physics for External Beam Therapy.** Res. 15-1994.
- AIFB (1988). **Protocollo per la Dosimetria di Base nella Radioterapia com Fasci di Fotoni ed Elettroni com E_{max} fra 1 e 40 MeV.**
- BJR sup. #11 (1972). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.**
- BJR sup. #17 (1983). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy.**
- BJR sup. #25 (1995). **Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy Departments.**
- CFMRI #2 (1987). **Recommendations pour la Mesure de la Dose Absorbée en Radiothérapie dans les Faisceaux de Photons et d'Electrons d'Energie comprise entre 1 MeV et 50 MeV.**
- CNEN (1988). **Diretrizes Básicas de Radioproteção.** Norma CNEN - 3.01.
- CNEN (1990). **Requisitos de Radioproteção para Serviços de Radioterapia.** NE 3.06.
- CNEN (1998). **Guias e Procedimentos para a Prática de Teleterapia (DEFISME-IRD-CNEN (versão BR/0.0) – ARCAL/AIEA – 1997.**

- ESTRO Booklet #1. (1994). **Methods for In Vivo Dosimetry in External Radiotherapy.**
- ESTRO Booklet #2. (1995). **Recommendations for a Quality Assurance Programme in External Radiotherapy.**
- ESTRO Booklet #3. (1997). **Monitor Unit Calculation For High Energy Photon Beams.**
- ESTRO Booklet #4. (1998). **Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy.**
- HMSO (1971). **Handbook of Radiological Protection. Part 1: Data.**
- HPA #3 (1970). **A Suggested Procedure for the Mechanical Alignment of Tele-Gamma and Megavoltage X-Ray Beam Units.**
- HPA (1983). **Revised Code of Practice for the Dosimetry of 2 to 35 MV x-ray and Caesium and Cobalt g Ray Beams. PMB 28:1097**
- HPA (1985). **Code of Practice for Electron Beam Dosimetry in Radiotherapy. PMB 30:1169.**
- ICRP #26 (1977). **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.**
- ICRP #33 (1981). **Protection Against Ionizing Radiation from External Sources Used in Medicine.**
- ICRP #35 (1982). **General Principles of Monitoring for Radiation Protection of Workers.**
- ICRP #44 (1985). **Protection of the Patient in Radiation Therapy.**
- ICRP #60 (1990). **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.**
- ICRU #24 (1976). **Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by X and Gamma-ray Beams in Radiotherapy Proced.**
- ICRU #33 (1980). **Radiation Quantities and Units.**
- ICRU #35 (1984). **Radiation Dosimetry: Electron Beams with Energies Between 1 and 50 MeV.**
- ICRU #37 (1984). **Stopping Powers for Electrons and Positrons.**
- ICRU #38 (1985). **Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology.**
- ICRU #44 (1989). **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements.**
- ICRU #48 (1993). **Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection.**
- ICRU #50 (1993). **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy.**
- ICRU #51 (1993). **Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.**
- IEC # 977 (1989). **Medical Electrical Equipment- Med. Elect. Accel. 1 MeV to 50 MeV – Guidelines for Funct. Perform. Charac.**
- IPEM # 54(1998). **Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators.**
- IPEM #75 (1998). **The Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities.**
- IPSM # 46 (1986). **Radiation Protection in Radiotherapy.**
- IPSM # 54 (1988). **Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators.**
- IPSM (1990). **Code of Practice for High-Energy Photon Therapy Dosimetry based on NPL Absorb. Dose Calib. Service. PMB 35.**
- NACP (1980). **Procedures in External Radiation Therapy Dosimetry with Electron and Photon Beams with Maximum Energies between 1 and 50 MeV. (Acta Radiol., Oncol. 19, 401-415.)**

- NCRP #49 (1976). **Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of x-rays And g Rays of Energies Up To 10 MeV.**
- NCRP #51 (1979). **Radiation Protection Design Guidelines for 0,1-100 MeV Particle Accelerator Facilities.**
- NCRP #79 (1984). **Neutron Contamination from Medical Accelerators.**
- NCRP #102 (1989). **Medical x-ray, Electron Beam and Gamma Ray Protection for energies up to 50 MeV (Equipment design, performance and use).**
- NCS #2 (1986). **Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Photons Beams.**
- NCS #5 (1990). **Code of Practice for the Dosimetry of High-Energy Electron Beams.**
- SEFM #1 (1984). **Procedimientos Recomendados para la Dosimetria de Fotonos y Electrones de Energias Comprendidas entre 1 MeV y 50 MeV en Radioterapia de Haces Externos.**
- SSRBRP (1986). **Dosimetry of High Energy Photon and Electron Beams.**
- UNEP (1985) – **Radiation: Doses, Effects, Risks.** United Nations Environment Programs.
- Attix, F.H. (1986) – **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry.** Wiley Pub.
- Bentel, G.C e outros (1989) – **Treatment Planning and Dose Calculation in Radiation Oncology.** Mc Graw-Hill Pub.
- Bentel, G.C. (1996) – **Radiation Therapy Planning.** 2nd. Ed. – Mc Graw-Hill.
- Bitelli, T. (1982) – **Dosimetria e Higiene das Radiações** – Ed. Gremio Politécnico.
- Bushberg, J.T e outros (1994) – **The Essential Physics of Medical Imaging**– Williams& Wilkins Pub
- Cameron, J.R. e outros (1992) – **The Physics of the Body.** MPP
- Cember, H. (1996) – **Introduction to Health Physics.** Mc Graw-Hill Pub.
- Dendy, P. P. & Heaton, B. (1987) – **Physics for Radiologists** – Blackwell Pub.
- Dobbs, J. e outros (1999) – **Practical Radiotherapy Planning- 3rd Ed.** Arnold Pub.
- Evans, R.D. (1982) – **The Atomic Nucleus.** E. Krieger Pub.
- Fletcher, G.H. (1980) – **Textbook of Radiotherapy** – 3rd Ed. – Lea & Febiger.
- Frein, J.J e Feldman, A (1992) – **Medical Physics Handbook of Units and Measures** – MPP
- Hall, E.J. (1994) – **Radiobiology for the Radiologist.** 4th. Ed. – JB Lippincot pub.
- Hendee, W.R. & Ibbott, G.S.(1996) - **Radiation Therapy Physics.** 2nd Ed. Mosby Ed.
- Jani, S.K. (1993) – **Handbook of Dosimetry Data for Radiotherapy** – CRC Press.
- Johns, H.E. & Cunningham, J.R. (1983) - **The Physics of Radiology.** 4th Ed. C.C. Thomas.
- Karzmark, C.J. & Morton, R. J. (1998) – **A Primer on Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy** – MPP.
- Khan, F.M. (1994) – **The Physics of Radiation Therapy.** 2nd Ed. Williams & Wilkins.
- Knoll, G. F (1989) – **Radiation Detection and Measurements.** J. Wiley & Sons.
- Leung, P.M.K. (1990) - **The Physics of Radiation Therapy.** Willians & Wilkins Pub.
- Levitt, S.H. e outros (1999) – **Levitt & Tapley's Technological Basis of Radiation Therapy: Clinical Applications-3rd Ed.** Lippincott.

- McGinley P. (1998) – **Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities**. MPP
- Meredith, W.J; Massey, J.B. (1972) – **Fundamental Physics of Radiology – 2nd**. Ed.–Year Book Pub.
- Metcalfe, P. (1997) – **The Physics of Radiotherapy x-rays from Linear Accelerators**. MPP
- Mettler, F.A e outros (1985) – **Medical Effects of Ionizing Radiation**. Grune & Stratton.
- Mould, R.F. (1990) – **Radiation Protection in Hospitals**. Adam Hilger Pub.
- Mould, R.F. (1985) – **Radiotherapy Treatment Planning – 2nd Ed.** – Adam Hilger Pub.
- Okuno, E. (1988) – **Radiação: Efeitos, Riscos e Benefícios**. Ed. Harbra.
- Perez, C.A. & Brady, L. W. (1992) – **Principles and Practice of Radiation Oncology – 2nd Ed.** – JB Lippincott.
- Pochin, E. (1985) – **Nuclear Radiation: risks and benefits**. Oxford Univ. Press.
- Purdy, J.A & Emami, B. (1995) – **3-D Radiation Treatment Planning and Conformal Therapy**– MPP.
- Scaff, L. A M. (1997) – **Física da Radioterapia** – Sarvier.
- Shahabi, S. (1989) – **Blackburn’s Introduction to Clinical Radiation Therapy Physics** – MPP.
- Starkschall, G & Horton, J. (1991) – **Quality Assurance in Radiotherapy Physics** – MPP.
- Washington, C.M & L,D.T. (1996) – **Physics, Simulation, and Treatment Planning** – Mosby.
- Webb, S. (1993) – **The Physics of 3-D Radiation Therapy: Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning** – IPP.
- Williams, J.R & Thwaites, D.I. (1993) – **Radiotherapy Physics In Practice**. Oxford Medical Pub
- Wright, A. E. (1992) – **Medical Physics Handbook of Radiation Therapy** – MPP.

INSTITUIÇÕES PARTICIPANTES

**Ass. de Comb. ao Câncer do
Brasil Central - Hospital Hélio Angotti**
Cidade: Uberaba – MG
Presidente: Dr. Odo Adão
Diretor Clínico: Dr. Delcio Scandiuzzi
Luiz Fernando Angotti – médico
Lucilene de Souza Peres – físico
Luiz Eugênio de Oliveira – técnico

**Ass. de Comb. ao Câncer em Goiás
Hospital Araújo Jorge**
Cidade: Goiânia – GO
Presidente: Dra. Criseide Castro Dourado
Diretor Geral: Dr. Amaurillo Monteiro de
Oliveira
Criseide de C. Dourado – médico
Flamarion B. Goulart – físico
Rosane B. Ferraz – técnico

**Ass. Feminina de Educação
e Combate ao Câncer
Hospital Santa Rita de Cássia**
Cidade: Vitória – ES
Presidente: Dra. Telma Dias Ayres
Diretor: Dr. Sérgio Pinheiro Ottoni
Pérsio P. de Freitas – médico
Menelau Yacovenco – físico
Vanderlice Nunes Soares – técnica

**Ass. Fem. de Prev. e
Comb. ao Câncer
de Juiz de Fora – ASCONCER**
Cidade: Juiz de Fora – MG
Presidente: Sra. Alair de Carvalho Villar
Diretor Clínico: Dr. João Paulo Vieira
Milton João Ramin – médico
José Galdino Ulisses – físico
Juarez de Jesus Ferreira – técnico

**Assoc. Brasileira de Assist. aos Cancerosos
Hospital Mário Kroeff**
Cidade: Rio de Janeiro – RJ
Presidente: Dr. Hiram Silveira
Superintendente Médico: Dr. Edson Joaquim
Santana
Antônio José Nunes Lopes – médico
Maria Armanda P. Abrantes – físico
Jorge Martins T. Sobrinho – técnico

**Fundação Antônio Jorge Dino
Hospital Aldenora Bello**
Cidade: São Luiz – MA
Presidente: Dra. Célia Jorge Dino
Diretor Médico: Dr. Antônio do Espírito Santo
Monteiro Neto
Elionora Jansen de Mello – médica
Jorge Moisés L da Costa – físico
Saturnino Augusto S. Neto – técnico

**Fundação Antônio Prudente
Hospital A. C. Camargo**
Cidade: São Paulo – SP
Presidente: Dr. Ricardo Renzo Brentani
Diretor Clínico: Dr. Daniel Deheinzelin
Antônio Cassio Pellizon – médico
Gisele de Castro Pereira – física
Maria de Fatima de A Lage – técnica

**Fundação Centro de Controle de Oncologia
– FCECON**
Cidade: Manaus – AM
Presidente: Dr. Manoel Jesus Pinheiro Coelho
Diretor Técnico: Dr. João Batista Baldino
João Bastista Baldino – médico
Aldemir Coelho Maciel – físico
Isair da Silva Lopes – técnico

**Fundação de Beneficência
Hospital de Cirurgia**
Cidade: Aracaju – SE
Presidente : Dr. Edgard Simeão da Motta Neto
Diretor Clínico: Dr. Carlos Vieira Santos
Reges Almeida Vieira – médico
Gilson Francisco M. Freire – físico
Francisco Asciole dos Santos – técnico

Fundação Doutor Amaral de Carvalho
Cidade: Jaú – SP
Superintendente: Dr. Antônio Luis Cesarino
de M. Navarro
Diretor Clínico: Dr. Jaime Oliveira de Souza
Junior
Batista Oliveira Júnior – médico
Antônio César Pernomian – físico
Maria Izildinha Martins – técnica

Fundação Pio XII

Cidade: Barretos –SP
Presidente e Diretor Técnico: Dr. Edmundo Carvalho Mauad
José Carlos Zapparoli – médica
Francisco S. Marcelino – físico
Fátima Aparecida Duarte – técnica

Hospital do Câncer**Instituto Nacional de Câncer**

Cidade: Rio de Janeiro – RJ
Diretor Geral: Dr. Jacob Kligerman
Diretor do Hospital : Dr. Paulo de Biasi
Guilherme José Rodrigues – médico
Lúcia Helena Bardella – física
Zulma dos Santos – técnica

Hospital das Clínicas Faculdade de Medicina da USP

Cidade: São Paulo – SP
Superintendente: Dr. José D'elia Filho
Diretor Clínico: Dr. Giovanni Guido Cerri
Presidente do Conselho Diretor do Instituto de Radiologia
Dr. Ricardo Renzo Brentani
Herbeni Cardoso Gomes – médica
Regina Maria Godoy Lopes – física
Maria Izilda Salum Toscano – técnica

Hospital Napoleão Laureano

Cidade: João Pessoa – PB
Presidente: Dr. Antônio Carneiro Arnaud
Diretor Geral: Dr. João Batista Simões
Saulo de Almeida Ataíde – médico
Kelly Cristina Henn – física
Ana Maria Abath Luna Cananea – técnica

Hospital São José do Avai

Cidade: Itaperuna – RJ
Presidente: Dr. Renan Catharina Tinoco
Túlio Tinoco dos Santos – médico
Regina Célia dos Santos Souza – física
Átila Fernando Benedito – técnico

Hospital São Lucas da PUC – RS

Cidade: Porto Alegre – RS
Diretor Geral: Dr. Leomar Bammann
Diretor Técnico e Clínico: Dr. Marco Antônio Goldani
Aroldo Braga Filho – médico
Ana Luiza Lopes – física
Ana Luiza Waldert de Araújo – técnica

Instituto do Câncer Arnaldo Vieira de Carvalho

Cidade: São Paulo – SP
Presidente: Dr. Roberto Amparo Pastana
Câmara
Diretor Clínico: Dr. Fausto Farah Baraoat
Antônio Cássio Pellizon – médico
Edilson Lopes Pelosi – físico
Alba Valéria G. da Silva – técnica

Instituto Brasileiro de Controle do Câncer - IBCC

Cidade: São Paulo – SP
Diretora Administrativa: Sra. Maria José Menta Ferreira da Silva +
Diretor Técnico Científico: Dr. João Carlos Sampaio Goés
Leontina Caobianco – médica
Adelmo José Giordani – físico
Márcia Katsume Asanome – técnica

Instituto do Câncer do Ceará

Cidade: Fortaleza – CE
Presidente: Dr. Haroldo Godim Juaçaba
Diretor Clínico: Dr. Victor Hugo Medeiros Alencar
José Fernando Bastos de Moura – médico
Rebecca B. Albuquerque Mourão – física
Ana Lucia Cunha – técnica

Instituto Ofir Loyola

Cidade: Belém – PA
Diretor Geral: Dr. Nilo Alves de Almeida
Diretor Clínico: Dr. Fernando Jordão de Souza
Isabel F. Campos – médica
Aurélio Leal Alves – físico
Raimundo Antônio Pereira – técnico

Irmandade de Miseric. de Taubaté**Hospital Santa Izabel das Clínicas**

Cidade: Taubaté – SP
Provedor: Dr. José Roberto dos Santos
Diretora Técnica: Dra. Gilzélia Fernandes Batista
Carlos de Oliveira Lopes – médico
Deise Juliana da Silva Dietrich – física
Francisca Rodrigues Raimundo – técnica

Irmandade Senhor Jesus dos Passos**Hospital da Caridade**

Cidade: Florianópolis – SC
Provedor: Dr. Laudaris Capella
Diretor Médico: Dr. Wilmar Athayde
Ivanir Luiz Perin – médico
Vitor Diógenes Tramintin – físico
Rosana I. Fraga A Cardoso – técnica

Irmandade Santa Casa de Miseric.
Porto Alegre - Hospital Santa Rita
Cidade: Porto Alegre – RS
Provedor: Sr. José Sterb Sanseverino
Diretor Médico: Dr. Jaques Bacaltchuk
Rosemarie F. Stahlschmidt – médica
Ana Luiza Lopes – física
Leila Regina Gezatt – técnica

Liga Bahiana Contra o Câncer
Hospital Aristides Maltez
Cidade : Salvador – BA
Presidente: Dr. Aristides P. Maltez Filho
Diretor Técnico: Dr. Marcos Nolasco Hora das Neves
Alberto Bonfim – médico
Wilson Otto Batista – físico
Cleber Santos de Andrade – técnico

Liga Catarinense de Combate ao Câncer
Cidade: Florianópolis – SC
Presidente e Diretor Técnico: Dr. Ernani San Thiago
Ernani Lange S. Thiago – médico
Nicanor Cardoso – físico
Viviane da Silva Cardoso – técnica

Liga Norte-Riograndense Contra ao Câncer
Hospital Dr. Luiz Antônio
Cidade: Natal – RN
Superintendente: Dr. Ricardo José Curioso da Silva
Gerente Técnico: Dr. Ivo Barreto de Medeiros
Maria Carlota R. Mendes – médica
Solange Fátima Pincella – física
Antônio Augusto Araújo – técnico

Liga Paranaense de Combate ao Câncer
Hospital Erasto Gaertner
Cidade: Curitiba – PR
Superintendente: Dr. Luiz Pedro Pizzato
Diretor Técnico : Dr. José Clemente Linhares
Paula Régia M. Soares – médica
Antônio Della Verde Mendonça – físico
Margareth W. Fagundes – técnica

Santa Casa de Misericórdia de Belo Horizonte
Cidade: Belo Horizonte – MG
Provedor: Dr. Saulo Levindo Coelho
Diretor Técnico: Dr. Alberto Veiga
José Eduardo F. Moura – médico
Iara Silva Marques – física
Vera Luci Nunes Alvares Mendes – técnica

Sociedade Pernambucana de Comb. ao Câncer
Cidade: Recife – PE
Superintendente: Dr. Eriberto de Queiroz Marques
Diretor Clínico: Dr. Luiz Mário Campos
Ernesto Henrique Roesler – médico
Homero Cavalcante Melo – físico
Jodielson Correia da Silva – técnico

Sociedade Piauiense de Comb. ao Câncer - Hospital São Marcos
Cidade: Teresina – PI
Presidente e Diretor Médico: Dr. Alcenor Barbosa de Almeida
José Andrade C. Melo – médico
Fernando José S. Ferreira – físico
Lenice Maria Almeida Nunes – técnica

Santa Casa de Misericórdia de Maceió
Cidade: Maceió – AL
Provedor: Dr. Lourival Nunes da Costa
Diretor Administrativo: Dr. Paulo de Lyra
José Cavalcante Nunes – médico
José Joaquim F. Costa – físico
Juarez de Jesus Ferreira – técnico

Sociedade Paulista para o Desenvolvimento da Medicina – UFSP
Hospital São Paulo
Cidade: São Paulo – SP
Superintendente: Dr. Jose Roberto Ferraro
Diretor Clínico: Dr. Antônio Carlos Campos Pignatário
Roberto Segreto – médico
Adelmo Giordani – físico
Maria Ruty Della Torre Conti – técnico

Santa Casa de Misericórdia de Itabuna
Cidade: Itabuna – BA
Provedor: Dr. Edmar Luiz Margoto
Diretor Clínico: Dr. Ruy Souza
Francisco Rego Vieira – médico
Milton Maciel – físico
Antônio Nolasco Dantas neto – técnico

Programa de Qualidade em Radioterapia

TRADUÇÃO E REVISÃO DO DOCUMENTO

André F. Novaes de Almeida
Instituto Nacional de Câncer

Ricardo R. Villa-Forte
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

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

Marcelo Mello Madeira – Programador Visual
Seção de Produção de Material Educativo - CEDC/INCA