

Procedimento de Calibração de Dosímetros Clínicos de Radioterapia em Feixes de Radiação Gama de Co-60 no IPEN-CNEN/SP

Willian B. Damatto, Gelson P. Santos, Maria da Penha A. Potiens and Vitor Vivolo

Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN), São Paulo, Brasil.

Resumo. A importância da realização da calibração dos dosímetros clínicos utilizados em radioterapia se dá pelas funções exercidas por este equipamento. Sendo esta: verificar a qualidade da fonte de radiação, realizando o controle de qualidade da fonte e estimar a dose absorvida pelos órgãos e tecidos de pacientes. Este trabalho irá demonstrar o procedimento utilizado na calibração dos dosímetros clínicos e os cuidados tomados aos instrumentos. Podendo utilizar este procedimento como método de controle de qualidade do dosímetro clínico na sua rotina de trabalho, pois este procedimento é fundamentado em normas e protocolos nacionais e internacionais, que garantem a qualidade das medidas do dosímetro clínico e por conseguinte do tratamento em radioterapia. Portanto analisando o procedimento de calibração utilizado no IPEN-CNEN, pode-se chegar a conclusões de como operar o dosímetro clínico com a máxima confiabilidade.

Palavras-chave: instrumentação, calibração, dosímetro clínico, radioterapia.

Procedures for Calibration of Clinical Dosimeters of Radiotherapy with Gamma Radiation Co-60 in the IPEN-CNEN/SP

Abstract. *The periodic calibration of clinic dosimeters is a very important task, because those measurement systems performing the control quality of the radioactive source and for that assure the control quality of the patient dose estimative. This paper shows the calibration procedures and routine improved in the calibration laboratory of IPEN/CNEN-SP to be applied to the clinic dosimeters following international and national recommendations and yet the spend care that the clients should have with the utilization of that measurement systems for control quality of the radiotherapy procedures, for reduce the dose received for patient, and workers, and for increase the confidence level of the measurements.*

Keywords: *instrumentation, calibration, clinics dosimeters, radiotherapy.*

1. Introdução

O presente trabalho apresentará os resultados de um estudo realizado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) sobre os procedimentos empregados na calibração dos dosímetros clínicos utilizados em radioterapia em feixes de radiação gama de Co-60. Foi analisado todo o procedimento da calibração, desde o procedimento burocrático, de pré-calibração e o de calibração.

Para análise do procedimento de calibração foram estudados os seguintes protocolos internacionais recomendados pela International Atomic Energy Agency (IAEA) e que são utilizados como referência pelo Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI-IPEN), sendo estes, *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy*. IAEA, (An International code of practice: Technical Reports Series No. 398) [1]; *Calibration of dosimeters used in radiotherapy*, IAEA, (Technical Reports Series No. 374) [2]; *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. IAEA, (An International code of practice: Technical Reports Series No. 277) [3]; *Measurement Uncertainty A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories* IAEA (TECDOC

1585) [4]; *Aspectos Físicos de La Garantía de Calidad en Radioterapia* Protocolo de Control de Calidad IAEA, (TECDOC 1151) [5].

O procedimento de calibração foi registrado em forma de tópicos, para a melhor demonstração neste trabalho. Assim, também, podendo demonstrar uma forma de implementação de controle da qualidade [1] [4] [5] [6-9], para o dosímetro clínico usado em radioterapia.

2. Material e Métodos

Um dosímetro clínico consiste em uma câmara de ionização, cabos de extensão triaxiais com conectores, e eletrômetro, onde todos os conectores do conjunto são triaxiais. Os testes realizados durante a calibração dos dosímetros clínicos consistem em realizar leituras de carga utilizando uma fonte emissora de radiação gama, Co-60, com os valores estabelecidos por meio de leituras feitas com o dosímetro clínico de referência do laboratório [1]. Todas as medidas são multiplicadas pelo fator de correção de temperatura e pressão, e simultaneamente são controladas a temperatura e a umidade relativa do ar em condições ideais para a realização das medidas da radiação.

Para se determinar a grandeza de referência, que neste caso é a dose absorvida na água, D_w é utilizado o coeficiente de calibração, $N_{d,w}$ [1], fornecido pelo laboratório nacional. O sistema padrão de calibração do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN) é terciário, pois o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), no IRD – RJ é laboratório secundário com rastreabilidade ao laboratório primário PTB (Alemanha). O conjunto clínico de referência do IPEN é constituído por uma câmara de ionização tipo dedal ($0,6 \text{ cm}^3$) da Nuclear Enterprises Ltd., modelo 2505/3, série 2080 e um eletrômetro modelo UNIDOS (10002), série 20090, da Physikalisch-Technische Werkstätten, com fator de calibração determinado pelo LNMRI. A incerteza associada a este coeficiente de calibração fornecido pelo LNMRI para o instrumento de referência do IPEN é de $\pm 0,7 \%$.

A forma da realização da calibração é pelo método da substituição. Estas medições são realizadas em um *phantom* preenchido com água destilada, e aplicando-se o coeficiente de calibração $N_{d,w}$ [1]. A calibração consiste na verificação do estado do equipamento, este procedimento pode ser realizado individualmente e comparando os coeficientes de calibrações passadas do dosímetro clínico, analisando o comportamento do conjunto clínico com o passar do tempo. [1-5]

3. Resultados

O procedimento de calibração pode ser dividido em 3 partes, sendo estas:

3.1. Procedimento burocrático

- Registrar o equipamento no sistema administrativo do IPEN/CNEN-SP (setor comercial).
- Registrar as condições físicas de todo o conjunto clínico. Verificação de avarias, verificação das pilhas e baterias, verificação de possível sujeira nos conectores e ainda do estado físico da câmara de ionização
- Após a realização da calibração é elaborado um certificado de calibração ou quando o equipamento não é calibrado, é emitido um relatório de instrumento não conforme.
- Emitir a solicitação de retirada do dosímetro clínico pelo usuário.

3.2. Procedimento de pré-calibração

- Ligar o eletrômetro à energia elétrica para estabilização, pelo período de dois dias. E se este por ventura for somente à pilha, ligar o eletrômetro uma hora antes da realização da calibração para a estabilização.
- Guardar a câmara de ionização e o cabo triaxial na estufa com sílica.
- Manter as condições ambientais do laboratório controladas e favoráveis para utilização dos

dosímetros clínicos. Umidade relativa do ar ambiente entre 40 % a 60 %.


- Realizar o teste de fuga [1][2][9] de energia em cada um dos componentes do conjunto clínico e se foi determinado fuga de energia em um dos componentes, este será tratado na estufa de desumidificação por dois dias a temperatura de $35 \text{ }^\circ\text{C}$. Se por ventura a fuga de corrente continuar após o tratamento na estufa de desumidificação, o equipamento será tratado novamente por alguns dias, dependendo assim de cada caso.

3.3. Procedimento de calibração

- Conectar os cabos a câmara de ionização e ao eletrômetro dos equipamentos a serem calibrados e do dosímetro clínico padrão.
- Zerar o sistema de cada conjunto clínico.
- Esperar uma hora para estabilização e polarização dos conjuntos clínicos. A polarização utilizada na calibração é de -300 V , por convenção.
- Montar o sistema *phantom*, preenchido com água destilada, à distância de 100 cm do centro do irradiador e centralizar o campo de irradiação no local demarcado no *phantom*, onde fica a câmara de ionização. A centralização é realizada com o auxílio de um campo luminoso quadrado de 100 cm^2 de área.
- Ligar o ar-condicionado, e fazer com que a temperatura da água destilada esteja entre 20 a $22 \text{ }^\circ\text{C}$.
- Montar a câmara de ionização padrão no *holder* e inseri-lá ao *phantom*.
- Ligar o feixe de irradiação por quinze minutos, e deixar o conjunto realizando leituras aleatórias para sua estabilização.
- Realizar o teste de repetibilidade [1][2] e o teste de reprodutibilidade [1][2] e calcular os valores de D_w para esta calibração do padrão, assim como descrita na figura 1, que demonstra a tabela utilizada na calibração dos dosímetros clínicos. Na taxa de dose na data de referência é utilizado o valor adquirido na última medição realizada com o conjunto clínico de referência. São realizadas para o dosímetro clínico de referência 10 medidas seqüenciais e para os outros dosímetros clínicos são realizadas 5 medidas, assim como especifica a tabela 1. O tempo utilizado é de 120 segundos, por convenção. O fator de decaimento é utilizado quando é realizada a calibração do equipamento em outro dia e a medida do instrumento padrão em outro (observação: o arranjo não pode ser modificado, não pode ser retirado do local, se por ventura o arranjo for movimentado deve-se realizar a medição do instrumento padrão novamente).
- Comparar o valor atual de D_w com o valor da última medição do D_w . Se o conjunto clínico padrão apresentar uma diferença percentual

- de $\pm 0,5\%$ em relação à medida anterior do seu D_w , é realizado o tratamento de desumidificação na estufa a 35°C por aproximadamente 2 dias e após o tratamento são realizadas novamente as medidas com o equipamento de referência. Assim não é realizada a calibração dos outros conjuntos clínicos, quando o conjunto de referência apresentar fuga de corrente.
- Terminado o processo, desconectar a câmara de ionização do eletrômetro e guardar a câmara de ionização de referência na estufa com sílica.
 - Montar a câmara de ionização a ser calibrada no *holder* e inseri-lá ao *phantom*. Se a câmara de ionização for à prova de água e a sua estrutura for rígida, é utilizado outro *holder*, que apenas serve para fixação ao *phantom*.
 - Ligar o feixe de irradiação por quinze minutos, e deixar o conjunto realizando leituras aleatórias para sua estabilização.
 - Realizar o teste de repetibilidade[1][2] e o teste de reprodutibilidade[1][2] e calcular os valores de N_d,w para esta calibração, assim como descrita na figura 1.
 - Avaliar o novo valor de N_d,w adquirido na calibração e compará-lo com o valor da última calibração. O conjunto clínico a ser calibrado não poderá apresentar uma variação percentual maior do que $\pm 1\%$ perante a calibração anterior deste, e se por ventura este equipamento não possuir uma calibração anterior é analisado o seu valor de N_d,w perante o histórico do IPEN de equipamentos de mesmos modelos e fabricantes.
 - Desconectar a câmara de ionização do cabo triaxial e desconectar o cabo triaxial do eletrômetro, guardar a câmara de ionização e o cabo na estufa com sílica.
 - Enviar o relatório de calibração para o responsável do laboratório de calibração para avaliação e correção do mesmo.
 - Emitir o certificado de calibração do conjunto clínico ou realizar o relatório de instrumento não conforme.

Figura 1: Planilha utilizada na realização da calibração, e na avaliação da repetibilidade e reprodutibilidade do conjunto clínico.

				
Planilha Base N_d,w				
Cliente:				
Data	XX/XX/XXXX	Distância fonte-câmara		
Data de referência	XX/XX/XXXX	100 cm		
Fator de decaimento	$1/2^{((\text{Data})-(\text{Data ref.}))/T_{1/2}^{60\text{Co}})}$	Tamanho de campo		
$T_{1/2}^{60\text{Co}} = 1925,5$ dias	1925,5 dias	10 X 10 cm^2		
Taxa de dose na data de referência	Valor fornecido pelo conjunto clínico de referência.	Umidade relativa do ar		
Dosímetro	Fabricante	Modelo	Nº Serie	40 a 60 %
Câmara Referência				THERATRON
Eletrômetro Referência				Qualidade: I01
				V1= -300 V
Tempo (s)	Leitura (ue)	T (°C)	P (mbar)	Taxa de leitura (ue/min)
S ₁	I ₁	t ₁	p ₁	$((I_1/S_1) \cdot ((273,15+t_1)/293,15) \cdot (1013,25/p_1) \cdot 60)$
S ₂	I ₂	t ₂	p ₂	$((I_2/S_2) \cdot ((273,15+t_2)/293,15) \cdot (1013,25/p_2) \cdot 60)$
S ₃	I ₃	t ₃	p ₃	$((I_3/S_3) \cdot ((273,15+t_3)/293,15) \cdot (1013,25/p_3) \cdot 60)$
S ₄	I ₄	t ₄	p ₄	$((I_4/S_4) \cdot ((273,15+t_4)/293,15) \cdot (1013,25/p_4) \cdot 60)$
S ₅	I ₅	t ₅	p ₅	$((I_5/S_5) \cdot ((273,15+t_5)/293,15) \cdot (1013,25/p_5) \cdot 60)$
Média	Somatória : Quantidade de Valores			
Desvio padrão	Raiz(X _i -X _{media}) : n-1			
Desvio padrão percentual	Desvio Padrão : Média x 100			
Desvio padrão da média	Desvio Padrão percentual : Raiz Quant.Valores			
Leitura máxima	Max. Taxa1 : Taxa2			
Leitura mínima	Min. Taxa1 : Taxa2			
Máximo/mínimo	Leitura Max. : Leitura Min.			
N_d,w (mGy/ue)	Taxa de dose (Gy/min) : Média . 100			
Taxa de dose (mGy/min)	Taxa de dose data ref. . Fator decaimento			
Taxa atual/anterior	N_d,w Corrigido Atual : N_d,w Anterior			
Q1	Média			
Q2	Média			
V1/V2	2			
Q1/Q2	1			
Ps	1			
N_d,w corrigido	N_d,w . Ps . 100			
N_d,w anterior	N_d,w anterior			
Erro Ref. Taxa At/Ant (%)	1 - Taxa At./Ant. . 100			
Observações:				

Ao ser calibrado o dosímetro clínico é determinado o novo coeficiente de calibração, sendo este o $N_{d,w}$ [1] que é dado em mGy/nC e a incerteza associada a este fator será aproximadamente $\pm 1,0\%$. Portanto com o valor do $N_{d,w}$ pode-se determinar a dose absorvida na água para comparação com a dose absorvida no corpo do paciente e realizando o controle de qualidade do tratamento de radioterapia. A dose absorvida na água é dada por:

$$D_{w,Q} = L f(t,p) N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1)$$

Onde:

L: Leitura no instrumento em unidades de escala.

f(t,p): Fator de normalização das condições ambientais para a temperatura de 20°C e a pressão de 101,3 kPa.

N_{D,w,Q_0} : Coeficiente de calibração em termos de dose na água em um feixe de Cobalto-60 [1].

k_{Q,Q_0} : Fator de correção para a diferença entre a qualidade de referência Q_0 e a qualidade do usuário Q.

A norma *CNEN-NE-3.06 - 4.5.5* estabelece os instrumentos de medidas utilizados nos tratamentos de radioterapia e a implementação de programas de controle de qualidade perante os dosímetros clínicos que devem ser calibrados periodicamente, com intervalos máximos de 2 anos nas faixas de energias em que são utilizados por instituições autorizadas pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) [6]. A norma *RDC nº20 - 5.3.7* estabelece o que compete ao físico médico em radioterapia, e uma dessas competências "g) supervisionar o funcionamento dos equipamentos utilizados..." [7]. A norma *Resolução SS-625 - 8.2.1.8* estabelece "O serviço de radioterapia deverá possuir monitores de área e dosímetro clínico devidamente calibrado para medição da radiação ionizante" [8]. A norma internacional *IEC-60731* orienta a utilização dos testes utilizados na calibração dos dosímetros clínicos e na utilização de implementações de controles de qualidade aos dosímetros clínicos, por exemplo, o teste de fuga de corrente, podendo obter valores de desvios percentuais dos testes [9].

4. Discussão e Conclusões

Alguns testes utilizados no procedimento de calibração dos dosímetros clínicos como demonstrado no trabalho também podem ser utilizados pelos operadores do equipamento em hospitais, clínicas, e institutos de pesquisa, para autocontrole da qualidade de seu instrumento de medição, para que suas medidas possuam confiabilidade. Todavia a importância da realização da calibração é essencial para a otimização de erros no tratamento de radioterapia, fazendo com que a realização de testes adicionais a rotina do equipamento seja muito importante, mas não tão importantes quanto à calibração periódica deste, a

cada 2 anos. O controle de qualidade do dosímetro clínico traz confiabilidade à dosimetria clínica e ao acondicionamento dos irradiadores no tratamento de radioterapia.

A Comissão Internacional de Unidades e Medidas da Radiação (ICRU) conclui que, é necessária uma exatidão de confiança no tratamento de radioterapia de 95% e, que o erro percentual total, todos os erros de todos os processos envolvidos no tratamento, deve ficar entre $\pm 5,0\%$. Pois abaixo de 5,0% levando-se em conta as probabilidades, em que o tratamento pode não atingir efetivamente todas as células cancerígenas, e acima de 5,0% o tratamento de radioterapia poderia atingir células não cancerígenas, ou seja, prejudicando órgãos e tecidos saudáveis. [4] [5]

Portanto diminuindo o erro na dosimetria clínica e nas outras funções exercidas pelo dosímetro clínico poderá fazer com que a exatidão e a confiança no tratamento seja maior ou dentro do esperado.

Agradecimentos

Os autores agradecem à Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e Ministério da Ciência e Tecnologia (MCT, Projeto: Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia (INCT) em Metrologia das Radiações na Medicina) pelo apoio financeiro parcial.

Referências

1. International Atomic Energy Agency, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, IAEA, Technical Report Series No. 398, Vienna, 2000.
2. International Atomic Energy Agency, Calibration of dosimeters used in radiotherapy, IAEA, Technical Reports Series No. 374, Vienna, 1994.
3. International Atomic Energy Agency, Absorbed dose determination in photon and electron beams, IAEA, An International code of practice: Technical Reports Series No. 277, Vienna, 1987.
4. IAEA, TECDOC 1585, Measurement Uncertainty A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories IAEA, Vienna, 2008.
5. IAEA, TECDOC 1151, Aspectos Físicos de La Garantía de Calidad en Radioterapia Protocolo de Control de Calidad IAEA, Vienna, 2000.
6. CNEN, Norma CNEN-NE-3.06, Março/1990.
7. ANVISA, RDC nº. 20, 02 de fevereiro de 2006.
8. Colégio Brasileiro de Radiologia, Resolução SS-625, 14-12-94.
9. IEC-60731, Medical Electrical Equipment Dosimeters with Ionization Chambers as Used in Radiotherapy, 1997.

Contato:

Willian Behling Damatto
wbdamatto@ipen.br