

ESTUDO DAS ROTINAS E PROCEDIMENTOS DE CALIBRAÇÃO DE DOSÍMETROS CLÍNICOS EM FEIXES DE RADIAÇÃO GAMA NO IPEN-CNEN/SP

Willian B. Damatto¹, Maria da Penha A. Potiens¹, Gelson P. Santos¹ and Vitor Vivolo¹

¹ Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN - CNEN/SP
Av. Professor Lineu Prestes 2242
05508-000 São Paulo, SP
wbdamatto@ipen.br
mppalbu@ipen.br
gpsantos@ipen.br
vivolo@ipen.br

RESUMO

A utilização de equipamentos que necessitam de uma precisão de medida com confiabilidade, faz com que seja necessária a utilização do método da calibração para a verificação do estado do equipamento. A calibração consiste na comparação do equipamento a ser calibrado com outro equipamento já calibrado por outro padrão, ou seja, este equipamento que irá realizar a calibração será considerado secundário ou terciário dependendo da calibração realizada deste. Como os dosímetros clínicos são utilizados para serviços de controle de qualidade nos hospitais, estes necessitam de uma precisão de medida com confiabilidade. Portanto este trabalho pretende demonstrar a importância do dosímetro clínico e a importância da calibração deste, resultado em cuidados especiais perante todo o conjunto clínico.

1. INTRODUÇÃO

O presente trabalho apresentará os resultados de um estudo realizado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) sobre as rotinas e procedimentos da calibração de dosímetros clínicos de radioterapia em feixes de radiação gama. Logo foi analisado o procedimento e a rotina da calibração dos dosímetros clínicos de radioterapia, os diferentes tipos de dosímetros clínicos existentes, as diferentes sensibilidades de cada conjunto clínico, e as normas e protocolos vigentes ao controle de qualidade do tratamento de radioterapia, que consiste no controle de qualidade do dosímetro clínico. Logo demonstrando a importância do dosímetro clínico no tratamento de radioterapia e por seguinte a importância dos cuidados relacionados a este.

Assim foi realizado um levantamento do histórico dos dosímetros clínicos calibrados no IPEN para se analisar os diferentes tipos de dosímetros clínicos e foram analisadas as calibrações realizadas no IPEN/CNEN durante um período de um ano.

2. METODOLOGIA

Foi utilizado na calibração dos dosímetros clínicos o sistema irradiador de teleterapia da Siemens, modelo Gamatron, com fonte emissora de radiação gama de Co-60 com energia média de 1250 keV e com atividade de 0,34 TBq em 1999, no qual fora utilizado para irradiar as câmaras de ionização e esta fazerem a medida da radiação emitida por este equipamento.

Foi utilizado também um sistema de referência composto por uma câmara de ionização ($0,6 \text{ cm}^3$) NE 2507/3A, e um eletrômetro da PTW, modelo UNIDOS, com rastreabilidade ao Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), no IRD – RJ, o qual tem rastreabilidade ao laboratório primário PTB (Alemanha). Este equipamento é utilizado como referência em relação aos equipamentos há serem calibrados, utilizando também este dosímetro clínico para fazer o teste de controle de qualidade da fonte de radiação. Para obter as condições ideais para a calibração ou para ser feita a medida de radiação foram utilizados os seguintes equipamentos, termômetros para medir a temperatura ambiente e a temperatura da água destilada do *phantom*; higrômetros para medir a umidade relativa do ar; desumidificadores para controlar a umidade relativa do ar; climatizadores de ambiente para controlar a temperatura ambiente; barômetros para fazer a medição da pressão atmosférica no momento da calibração, pois este dado como os outros são utilizados no cálculo para determinação da calibração do equipamento e assim podendo observar o erro percentual referente à taxa atual sobre a taxa adquirida na calibração anterior (histórico do sistema). Para se realizar a calibração é necessária água destilada; um recipiente de acrílico, *phantom*, de dimensão (30,0cm por 30,0cm por 30,0cm); um *holder* de acrílico para colocar a câmara de ionização e assim poder efetivar o processo de calibração utilizando a teoria Nd,w para cálculo da calibração do dosímetro, o qual representa os princípios de dose absorvida na água, relacionando-o assim com o corpo humano[6]; régua para medida da distância do *phantom* até a fonte de radiação, duas estufas de esterilização para manutenção dos equipamentos, caso ocorra defeito e para estoque dos cabos e câmaras; cronômetro para fazer a medida do tempo no teste de calibração; e dosímetros clínicos dos laboratórios, clínicas e hospitais a serem calibrados e certificados.

A importância da realização da calibração dos dosímetros clínicos de radioterapia se dá pelas suas funções assim exercidas por este equipamento. Sendo estas de verificar a qualidade da fonte de radiação, realizando assim o controle de qualidade da fonte; sendo para estimar a dose absorvida pelos órgãos e tecidos de pacientes; para radioproteção do paciente; e com o uso de câmaras de ionização adequadas são ainda utilizadas para medidas de radiação ambiente, levantamento radiométrico, radiação de fuga e espalhada, do equipamento emissor de radiação (Co-60) utilizado nos tratamentos de radioterapia, demonstrando assim que o dosímetro clínico é muito importante para garantir a qualidade do tratamento de radioterapia. Utiliza-se o teste de qualidade do dosímetro clínico para obter confiabilidade nas funções realizadas pelo dosímetro clínico, ou seja, este deve estar previamente calibrado e certificado para assim poder ser determinado se o equipamento é capaz de realizar as funções com confiabilidade e com precisão de valores. Logo a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), Colégio Brasileiro de Radiologia e a ANVISA determinam isto através das normas “NE-3.06-Março/1990 - 4.5.4 e 4.5.5”, “SS 625 – 8.2.1-8.2.1.8”, “RDC nº. 20, de 2006, - 5.3.7.” assim respectivamente. O IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) é um órgão credenciado pela CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) que realiza a calibração de dosímetros clínicos em feixe de radiação gama no qual utiliza uma fonte de Co -60 e o método para calibração do Nd,w [6], recomendado pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). Logo toda essa exigência sobre o controle de qualidade e logo sobre o dosímetro clínico, tem como objetivo obter uma ótima qualidade no tratamento de radioterapia.

O dosímetro consiste em eletrômetro, conectores, cabo e câmara de ionização, e neste trabalho foram analisados apenas as câmaras de ionização de $0,6 \text{ cm}^3$. Como qualquer outro dosímetro o dosímetro clínico faz a contagem, leitura, na forma de carga ou na unidade de

radiação (R, Gy), sendo estes instrumentos antigos, que está relacionada à radiação da fonte emitida. Por isso, para ser feita a leitura da radiação através do eletrômetro é transformado através da câmara de ionização a radiação em energia, ou seja, a radiação emitida pelo elemento radioativo ioniza as moléculas existentes envolta da câmara de ionização, e a câmara de ionização será atingida pelos elétrons desprendidos destas moléculas que serão transmitidos pelos conectores e cabos, chegando assim ao eletrômetro, onde este fará a leitura em unidade de carga. Para tanto esta corrente gerada é muito pequena, fazendo com que a estrutura do equipamento fique sensível. O conjunto clínico funciona como um todo, porém cada item possui uma função diferente e um método de funcionamento diferente.

2.1. Câmara de Ionização

O princípio de funcionamento está baseado na coleção das cargas criadas pela ionização do gás dentro do detector após a passagem da radiação, pela aplicação de um campo elétrico. A coleção das cargas é feita por um eletrodo coletor e as paredes do detector que contém o gás delimitam uma cavidade, neste caso das câmaras para radioterapia, são de cerca de $0,6 \text{ cm}^3$. A câmara de ionização é um instrumento de detecção da radiação mais prático e preciso para as medidas de exposição e dose absorvida, apresentando boa sensibilidade, estabilidade e reprodutibilidade. Além do ar, algumas delas são preenchidas com gás (pressurizadas). [1-4]



Figura 1. Câmaras de Ionização, sendo estas, a primeira de baixo para cima, Exradin A12, PTW TN 30013 e a câmara de ionização padrão NE 2507/3A do Laboratório de Calibração de Instrumentos (IPEN/CNEN).

2.2. Eletrômetro

O eletrômetro é um aparelho eletrônico cuja função é amplificar o sinal coletado na câmara de ionização, e possuir um conversor analógico/digital para a leitura deste sinal dependendo do tipo do eletrômetro.

No circuito integrador, uma bateria é conectada entre a parede da câmara de ionização e o eletrodo central através de um capacitor. As cargas geradas na câmara de ionização, devido à radiação, desenvolvem uma tensão V no capacitor, onde são utilizados capacitores especiais de precisão com baixa fuga de corrente. Conhecendo a capacitância C do capacitor, pode-se determinar a carga Q através da relação:

$$V = Q/C \quad (1)$$

A tensão aumenta até o final da irradiação quando indicará a exposição total. Deve-se fechar a chave S para cada nova medida e zerar o sistema, com descarga no capacitor.

No circuito rate-meter, o capacitor utilizado no circuito anterior é substituído por um resistor de precisão. A corrente (I) produzida na câmara de ionização será avaliada por meio da tensão (V) no resistor de resistência (R) conhecida, pela relação:

$$V = R.I \quad (2)$$

Assim o eletrômetro possibilita a realização da leitura da carga/corrente de energia causada pela radiação na câmara de ionização. [11,15,16]



Figura 2. Eletrômetro padrão PTW Unidos do Laboratório de Calibração de Instrumentos (IPEN/CNEN).



Figura 3. Exemplo de tipos de eletrômetros, sendo este modelo Keithley 35040.



Figura 4. Exemplos de tipos de eletrômetros, sendo este Standard Imaging CDX-2000B.

2.3 Cabos e Conectores

Para se conectar a câmara de ionização ao eletrômetro é necessário um cabo, cujo deve possuir um alto poder de isolamento, pois as correntes elétricas que transcorrem no cabo são baixas, sendo assim imprescindível o perfeito isolamento da energia. Deve-se também ser um cabo de isolamento de baixo ruído, para minimizar assim os efeitos das cargas geradas por fricção (torção do cabo). O cabo deverá permitir que o sinal da câmara seja transportado até o eletrômetro e conjuntamente uma tensão de polarização, que é fornecida por uma fonte de tensão geralmente acoplada ao eletrômetro, seja aplica na câmara de ionização, um exemplo destes tipos de cabos, são os cabos triaxial. E para ser feito a conexão são necessários conectores que apresentem também uma elevada imunidade a ruído, sendo estes os conectores triaxiais.[12-15]



Figura 5. Conectores triaxiais dos modelos Standard Imaging e PTW.

2.4 Procedimentos para Calibração

Na calibração é avaliado se o equipamento como todo está em perfeito estado, e para se determinar o estado do equipamento é realizado testes de sensibilidade, repetibilidade e reprodutibilidade, seguindo assim as determinações do laboratório nacional designado pelo

INMETRO, o qual é o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI), no IRD – RJ. Logo o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI-IPEN/CNEN) segue as recomendações exigidas e é um dos laboratórios que realiza a calibração de dosímetros clínicos em feixe de radiação gama.



Figura 6. Sala de controle do laboratório de calibração de dosímetros clínicos em feixe de radiação gama (Co-60), (IPEN/CNEN).



Figura 7. Laboratório de calibração de dosímetros clínicos em feixe de radiação gama (Co-60), (IPEN/CNEN), podendo assim visualizar o irradiador de Co-60, e o *phantom*, que são utilizados para a realização da calibração.

2.4.1. Sensibilidade dos Dosímetros Clínicos

As câmaras de ionização em radioterapia em geral são abertas e, portanto são preenchidas com ar nas condições ambientes. Para tanto sendo imprescindível a realização de correções ambientais (temperatura e pressão). Uma variação na pressão ou no ambiente modificará a densidade do ar dentro da câmara e o ar poderá ficar menos ou mais expandido em razão da temperatura ambiente. Assim deve-se aplicar o fator de correção:

$$f_c = \left((101,325/p) \cdot ((273,15 + T)/(273,15 + T_c)) \right) \quad . \quad (3)$$

Onde,

p = pressão medida (kPa);

T = temperatura medida (°C);

Tc = temperatura de referência (20°C).

E deve-se multiplicar o fator de correção pela leitura realizada. Assim será determinada a leitura corrigida L_c , que é adequada para interpretações:

$$L_c = L \cdot f_c \quad . \quad (4)$$

Onde,

L = leitura com a câmara de ionização;

Fc = fator de correção para as condições ambientais.

Outro fator que influencia na leitura da radiação é a umidade relativa do ar, pois a dose absorvida cresce com o aumento da umidade do ar, sendo que, a cada acréscimo relativo de 10% da umidade do ar, ocorre uma variação de cerca de 0,1% na sua densidade, variando assim as condições de leitura da câmara de ionização. Portanto devem ser adotadas medidas para que a umidade relativa do ar, onde serão realizados os testes, esteja dentro dos limites estabelecidos pelo fabricante do equipamento e pelas recomendações nacionais e internacionais, que são entre 40% a 60% de umidade relativa do ar no local. [1, 4-8, 14, 16]

Portanto os dosímetros clínicos devem ser passados por processos de retirar a sua umidade se esta estiver alta, pois não apenas o ambiente tem que estar em controle, o equipamento também necessita estar em geral sem umidade, ou seja, evitando fuga de corrente, a qual será tratada no trabalho, como outros defeitos relacionados ao conjunto clínico.



Figura 8. Estufa utilizada para retirar a umidade dos conjuntos clínicos. Esta estufa é utilizada para o tratamento dos equipamentos que apresentaram fuga e a estufa.



Figura 9. Estufas utilizadas para retirar a umidade dos conjuntos clínicos. Esta é utilizada para guardar as câmaras de ionização e os cabos, sendo que nesta há sílica a qual deixa a umidade relativa desta estufa mais baixa.

2.4.2 Testes Realizados Durante a Calibração dos Dosímetros Clínicos

Os testes realizados durante a calibração dos dosímetros clínicos consistem em realizar leituras de uma fonte emissora de radiação gama, Co-60, com os valores pré-estabelecidos de sua meia vida por meio de leituras feitas com o dosímetro clínico padrão do laboratório. Para tanto são utilizadas as medidas citadas no trabalho acima, como a aplicação do fator de correção de temperatura e pressão e controlando simultaneamente a temperatura e a umidade relativa do ar para assim obter condições ideais para se realizar a medições necessárias para a verificação do estado da câmara de ionização, do cabo de extensão, dos conectores, e do eletrômetro para se determinar a grandeza de referência, que neste caso é a dose absorvida na

água, D_w é utilizado o coeficiente de calibração fator Nd,w , fornecido pelo laboratório padrão, ou seja, medições realizadas com o *phantom* preenchido com água destilada, pois assim pode-se aplicar a teoria do Nd,w [6]. Portanto é montando o equipamento no ambiente de trabalho e coloca-se a câmara de ionização no *holder*, se esta não for a prova de água ou não possuir uma haste longa para localização precisa dentro do *phantom*. Após centralizar corretamente o feixe de radiação para o conjunto *phantom* mais *holder* mais câmara de ionização inserida no *holder* e este inserido no *phantom*, é aguardado um tempo, de aproximadamente 1 hora, para o equipamento estabilizar e polarizar câmara. Transcorrido este tempo, deixa-se o equipamento, por 15 minutos, fazendo leituras do feixe de radiação para assim ele se estabilizar, e após este tempo inicia-se as leituras definitivas para se realizar a avaliação do dosímetro clínico no geral. São analisadas a repetibilidade da leitura, a reprodutibilidade do dosímetro clínico, e a fuga de energia do conjunto clínico e de cada componente deste para se poder determinar o estado do dosímetro clínico.[6,9,10,17-20]

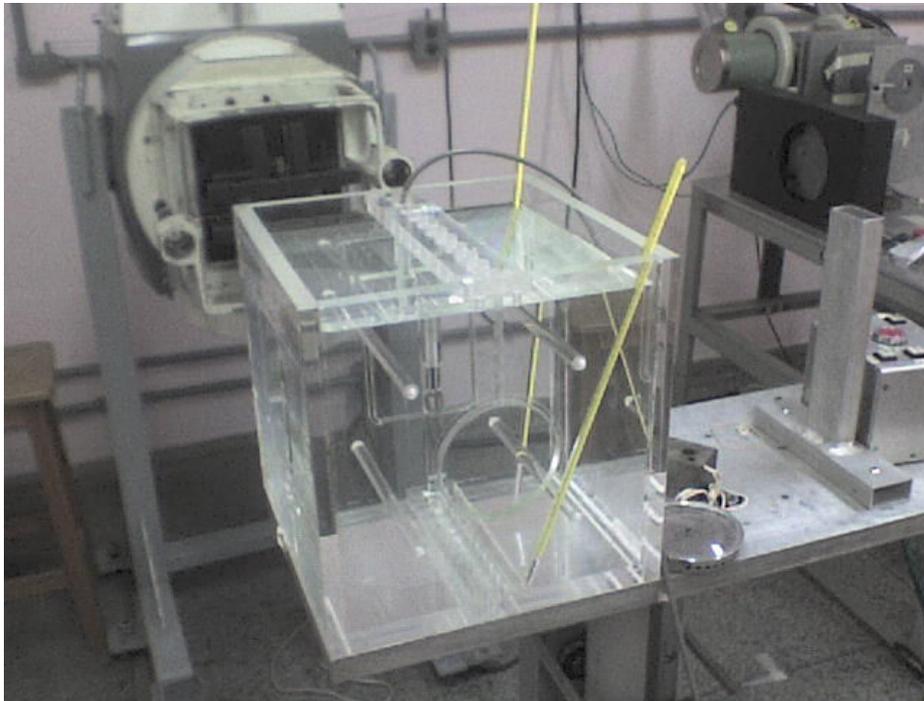


Figura 10. Demonstração da calibração de dosímetros clínicos. Sistema irradiador de teleterapia da Siemens, modelo Gamatron, com fonte emissora de radiação gama de Co-60, câmara de ionização do tipo Nuclear Enterprise, *phantom* com termômetros para medir a temperatura da água destilada e higrômetros para medir a umidade relativa do ar do local.

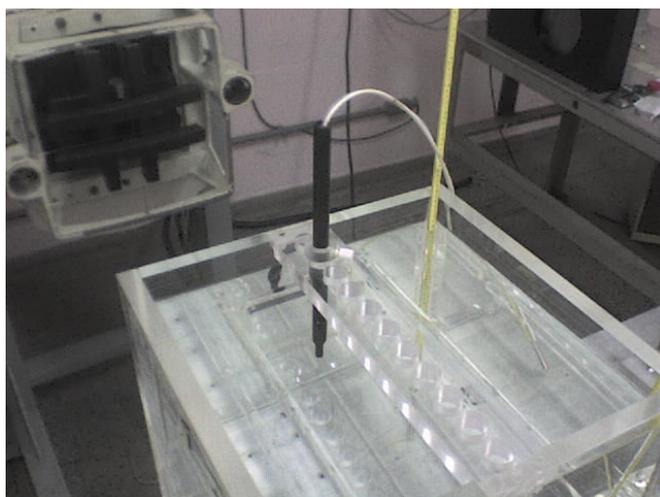


Figura 11. Demonstração da calibração de dosímetros clínicos da câmara de ionização Exradin A12, que é a prova de água e se utiliza apenas uma *holder* para fixação.

2.4.3. Teste de Repetibilidade

O teste de repetibilidade consiste na coleta de medidas consecutivas em curto prazo, ou seja, são realizadas cinco medidas de leitura em um tempo estabelecido de 120 segundos. Após coletado todas as mediadas é calculado a media destas, desvio padrão, desvio padrão percentual, desvio padrão da média, o fator $N_{d,w}$, a taxa de dose e o desvio percentual do $N_{d,w}$ atual pela medida da calibração anterior. Assim avaliando a reprodutibilidade das leituras neste período, e controlando assim a sensibilidade do sistema do dosímetro clínico.[6, 9, 10, 18-20]

2.4.4. Teste de Reprodutibilidade

O teste de reprodutibilidade consiste no controle de estabilidade do sistema do dosímetro em longo prazo, ou seja, é realizado o teste de repetibilidade em condições diversas, sendo assim, em outros dias onde a temperatura, pressão e umidade poderão ter variado e assim criando outro tipo de condição para o dosímetro clínico. Na calibração após ser realizado o teste de repetibilidade, e mesmo se o conjunto clínico for aprovado na realização do teste de repetibilidade, é realizado o teste de reprodutibilidade para se ter a real certeza do perfeito estado do equipamento. Tendo um pequeno acompanhamento de dois a três dias do equipamento para se poder ter confiabilidade deste. [6,9,10,18-20]

2.4.5. Teste de Fuga

O teste de fuga consiste na coleta de diversas medidas em certo tempo e após este tempo é analisado o comportamento após a irradiação em contagem no dosímetro. O tempo do teste é dez vezes maior que o tempo de leitura de irradiação. É Analisado se há oscilações na leitura neste tempo pós-irradiação, determinando-se assim a fuga de energia de corrente existente no equipamento. Este teste é realizado na pré-irradiação, ou seja, após a estabilização do

dosímetro clínico é colocado para realizar leituras sem estar no feixe de irradiação. Para tanto este não deverá ler nenhum tipo de corrente ou carga, pois não está havendo ionização das moléculas de ar e logo não poderá ter corrente na câmara de ionização. Porém se o equipamento estiver com fuga de energia, o dosímetro irá realizar a leitura de uma corrente inexistente, podendo ser gerada através de algum possível defeito no conjunto clínico, sendo quebra do cabo, sujeiras nos conectores, umidade alta na câmara de ionização e no eletrômetro, são umas das possíveis causas de fuga de energia no conjunto clínico. Portanto na calibração é realizado primeiramente o teste de fuga, para assim se determinar se o equipamento irá corresponder com confiabilidade nas medidas e após é realizado o teste de repetibilidade e o teste de reprodutibilidade.[6,9,10,17]

3. RESULTADOS

Foram calibrados neste período sessenta e dois dosímetros clínicos e foram constatados 25% destes equipamentos com defeito, logo não sendo certificados e calibrados.

Os tipos de dosímetros clínicos que o Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) calibrou no período de agosto de 2008 há junho de 2009 foram os mostrados na Tabela 1 e 2.

Tabela 1. Conjunto 1 de dosímetros clínicos compostos por: fabricante da câmara de ionização e modelo desta, fabricante do eletrômetro e modelo deste; equipamentos calibrados ou emitidos relatórios de defeitos.

Conjuntos Clínicos			
Nº.	Câmara de Ionização	Eletrômetro	Calibração
1	NE 2571	NE 2570A	Calibrado
2	Exradin A12	Standard Imaging 4000	Calibrado
3	Wellhofer FC 656	Keithley 35040	Calibrado
4	PTW TN30013	Keithley 35614E	Calibrado
5	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Defeito
6	Wellhofer FC65-P	CNMC 1100	Calibrado
7	NE 2505/3B	NE 2502/3	Defeito
8	Wellhofer FC65-G	Standard Imaging MAX 40001	Calibrado
9	Wellhofer FC65-G	Standard Imaging CDX 200A	Calibrado *
10	SNC 10-730	SUN 1010	Defeito
11	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Defeito
12	NE 2581	NE 2570/1	Calibrado
13	NE 2581	NE 2571/1B	Defeito
14	Exradin A12	Standard Imaging MAX 4001	Defeito
15	NE 2505/3	NE 2502/3	Calibrado
16	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Calibrado
17	PTW TN30013	Standard Imaging CDX 2000B	Calibrado
18	PTW TN30013	CNMC 1100	Calibrado
19	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
20	PTW TN30013	Keithley 35040	Calibrado
21	Wellhofer FC35-G	IBA Dose 1	Calibrado

* Equipamento calibrado, porém no seu cabo foi constatado defeito. Assim o equipamento foi certificado sem o cabo.

Tabela 2. Conjunto 2 de dosímetros clínicos compostos por: fabricante da câmara de ionização e modelo desta, fabricante de eletrômetro e modelo deste; equipamentos calibrados ou emitidos relatórios de defeitos.

Conjuntos Clínicos			
Nº.	Câmara de Ionização	Eletrômetro	Calibração
22	PTW TN30013	PTW Unidos	Calibrado
23	PTW TN30013	SUN Nuclear 1010	Calibrado
24	SNN 100730	SUN 1010	Calibrado
25	Wellhofer IC 28	Inovision 35040	Calibrado
26	Exradin A12	SUN Nuclear 1010	Defeito
27	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
28	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
29	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Calibrado
30	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Calibrado
31	NE 2581	NE2570/1	Calibrado
32	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
33	IBA FC65-G	Standard Imaging MAX 4001	Calibrado
34	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
35	PTW N23333	Keithley	Calibrado
36	Exradin A12	Standard Imaging MAX 4001	Defeito
37	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Defeito
38	PTW TN30010	PTW Unidos	Calibrado
39	NE 2571	Farmer Dosemeter 2570 A	Calibrado
40	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
41	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Defeito
42	Exradin A13	Standard Imaging MAX 4000	Calibrado
43	PTW TN30013	PTW Unidos	Calibrado
44	PTW N300	CNMC 11	Defeito
45	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Calibrado
46	Exradin A12	Standard MAX 4000	Defeito
47	NE 2571	NE 2502/3	Defeito
48	IBA FC65-G	Standard Imaging MAX 4001	Calibrado
49	IBA FC65-G	Standard Imaging MAX 4001	Calibrado
50	NE 2581	NE 2570/1	Calibrado
51	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Calibrado
52	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Defeito
53	Exradin A12	Standard Imaging MAX 4000	Calibrado
54	NE 2571	Keithley 35614	Calibrado
55	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
56	IBA FC65-G	Standard Imaging MAX 4001	Calibrado
57	INOVISION 580-006	Precision Electrometers Dosimeter 530	Calibrado
58	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
59	Exradin A12	SUN Nuclear 1010	Calibrado
60	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Defeito
61	PTW TN30013	PTW Unidos E	Calibrado
62	PTW TN30013	PTW Unidos	Calibrado

Como podemos visualizar na tabela 1 e 2 o índice percentual de defeito está em 25% dos equipamentos calibrados no IPEN. Demonstrando que pode estar ocorrendo um controle da qualidade errôneo dos conjuntos clínicos aplicados nos hospitais e institutos. Sendo que eles necessitam de uma precisão de medida com confiabilidade, pois em hospitais o dosímetro clínico é responsável por garantir a dosimetria clínica no tratamento de radioterapia e do acondicionamento do irradiador para o tratamento, ou seja, pela incerteza do cálculo de dose. Logo é exigida uma confiabilidade do tratamento de 95% [21] e assim a confiabilidade de medida empregada ao dosímetro clínico tem que ser alta, para garantia da qualidade do tratamento.

Tabela 3. Conjuntos clínicos compostos por: fabricante da câmara de ionização e modelo desta, fabricante de eletrômetro e modelo deste; que apresentaram defeitos na calibração e não foram calibrados, emitido relatório de defeito.

Conjuntos Clínicos que Apresentaram Defeito			
Nº.	Câmara de Ionização	Eletrômetro	Defeito
1	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Fuga de energia
2	NE 2505/3B	NE 2502/3	Avaria
3	SNC 10-730	SUN 1010	Avaria e polarização
4	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Fuga de energia
5	NE 2581	NE 2571/1B	Avaria
6	Exradin A12	Standard Imaging MAX 4001	Fuga de energia e polarização
7	Exradin A12	SUN Nuclear 1010	Fuga de energia e avaria
8	Exradin A12	Standard Imaging MAX 4001	Fuga de energia
9	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Fuga de energia
10	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Fuga de energia
11	PTW N300	CNMC 11	Bateria
12	Exradin A12	Standard MAX 4000	Fuga de energia e avaria
13	NE 2571	NE 2502/3	Avaria
14	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000A	Fuga de energia e avaria
60	Exradin A12	Standard Imaging CDX 2000B	Fuga de energia

Ao analisar a tabela 3 nota-se que o índice de dosímetros clínicos compostos por câmaras de ionização Exradin A12 e eletrômetro Standard Imaging possuem uma incidência alta de defeito, sendo ela maior que 65% em relação aos outros tipos de equipamentos com defeito. Portanto a partir destas análises podemos perceber alguns tipos de defeitos frequentes nos diferentes tipos de conjuntos clínicos por certas ocorrência

3.1 Defeitos que Podem Ocorrer no Conjunto Clínico

Os defeitos analisados que ocorreram durante as calibrações dos dosímetros clínicos foram:

- **Defeitos na bateria:** No caso da bateria do eletrômetro ficar sem carga alguma e ao tentar recarregá-lo a fonte de energia do eletrômetro não consegue recarregá-lo. Assim para a bateria ser recarregada era necessário aplicar uma tensão ligeiramente maior que a nominal nesta, para assim poder recarregá-la. Os eletrômetros que possuíam pilhas estavam na grande maioria com suas pilhas velhas e estouradas, assim danificando o eletrômetro internamente e enferrujando os conectores das pilhas do eletrômetro.
- **Defeitos na polarização:** O eletrômetro ao ser conectado ao cabo e a câmara de ionização perde polarização, ou seja, o eletrômetro ao polarizar o cabo e a câmara de ionização não consegue manter a polarização de -300V, cuja é utilizada na calibração em -300V por convenção, por possíveis defeitos no conjunto clínico. Os motivos deste acontecimento pode se dar pela fricção do cabo de conexão ou do cabo da câmara de ionização, ou pela queda da câmara de ionização e assim danificando o seu estado natural.
- **Fuga de energia:** Como o dosímetro clínico como um todo é um equipamento muito sensível à umidade este se não for tratado periodicamente e não for guardado com sílica, ele apresentará fuga de energia, sendo um dos defeitos mais freqüentes na calibração. Foi constatado fuga de corrente nos equipamentos e também em cada um de seus componentes do dosímetro clínico. Para tanto este defeito ocorreu em maior freqüência nas câmaras de ionização Exradin A12, que são a prova de água, e esta possui sua estrutura rígida (figura 1 (a) e (b)), facilitando a sua utilização na água, pois as outras câmaras também são prova de água, pôr sua estrutura não ser rígida. Assim fazendo com que a câmara de ionização não fique centralizada (figura 1 (a) e (b)). Logo não sendo necessário o uso do *holder*. Todavia é utilizado apenas um pequeno *holder* para fixação, não para centralização na câmara Exradin A12, e esta estará em contato direto com a água destilada do *phantom* sofrendo uma maior interação com a umidade e se tornando mais sensível a esta. E ao observamos na tabela 3, os conjuntos cujas câmaras de ionização são Exradin A12, demonstraram um índice maior de defeito por causa de fuga de energia na câmara de ionização, demonstrando está sensibilidade.
- **Quebra do cabo de conexão:** O cabo de conexão é tão sensível quanto à câmara de ionização e o eletrômetro, assim não se deve friccionar o cabo, pois poderá ser quebrando e assim não realizar mais a conexão perfeitamente da câmara de ionização ao eletrômetro.
- **Avarias:** Alguns dosímetros clínicos chegaram ao IPEN/CNEN sem caixa de proteção e com avarias neste, demonstrando maus cuidados ao conjunto clínico. Este é notificado ao operador do equipamento e não é realizada a calibração se esta avaria comprometer a leitura e estabilidade do conjunto clínico. Foram relatados equipamentos com: conectores do eletrômetro quebrado, ocasionando erro de medição, pois o conjunto clínico ao realizar a leitura oscilava o seu valor de leitura; cabos quebrados, onde provavelmente, estes foram friccionados e torcidos, causando assim oscilação na leitura pelo cabo não estar uniforme; eletrômetros com *dial* afundados, ou seja, eletrômetro cujo controle é analógico e a realização de sua leitura e realizado por *dial*, e se este é forçado acaba, nas outras medidas seguintes, saindo do valor de zero, ocasionando uma incerteza na leitura; roscas das câmaras de ionização quebradas. Isto ocorreu nas câmaras de ionização Exradin A12, por serem a prova de água esta tem que ser bem vedada e se sua rosca estiver quebrada, ou frouxa, entrará água na câmara de ionização; eletrômetro com defeito de ajuste de zero, ou seja, eletrômetro digital onde o ajuste de zero é realizado digitalmente, porém o eletrômetro não consegue realizar o ajuste de zero; eletrômetro digital com defeito na sua

placa, onde este não ligava mais e onde este ao ligar fornecia informações errôneas no seu visor.

3.2 Cuidados ao Conjunto Clínico

Para evitar defeitos no dosímetro clínico é necessário adotar medidas simples. Cujas farão com que aconteçam grandes mudanças na confiabilidade do conjunto clínico em suas medidas. Assim para evitarmos os defeitos de:

- **Defeito na bateria:** Ao utilizar o dosímetro clínico e este faz uso de bateria recarregável, sempre utilize este até o sinal da bateria demonstrar que esta está necessitando de recarga. Nunca se deve utilizar o dosímetro clínico até a sua bateria se descarregar por completo, ou seja, nunca utilizá-lo até este desligar por falta de bateria. Portanto não ocorrerá de a fonte de energia não conseguirá recarregar a bateria, pois sempre haverá um pouco de carga, fazendo com que não ocorra o defeito. Quando o eletrômetro fizer uso de pilhas, ao desligá-lo retire as pilhas do eletrômetro, pois assim nunca ocorrerá destas estourem dentro do eletrômetro, e ao colocá-las no eletrômetro verifique cada pilha se está em perfeito estado para uso.
- **Fuga de energia:** Como se tem mencionado neste trabalho, os dosímetros clínicos são muito sensíveis perante a umidade relativa do ar, a temperatura, e a pressão, onde o equipamento estiver. A fuga de energia ocorre pela umidade excessiva de onde o equipamento é utilizado e onde o equipamento é guardado. Assim para se evitar fuga de energia nas câmaras de ionização, nos cabos, nos conectores, e nos eletrômetros, deve-se guardar o conjunto clínico em local seco, ou seja, onde a umidade relativa do ar seja baixa (Por exemplo: guardá-lo com sílica, cuja faz com que a umidade diminua.). E quando verificado a fuga de energia no dosímetro clínico é aconselhável tratá-lo, ou seja, colocar o conjunto clínico dentro de um forno específico há temperatura de 35°C por aproximadamente 2 dias. Se por ventura ainda estiver com fuga de energia é aconselhável realizar a limpeza dos conectores se estes estiverem sujos, esta limpeza deve ser realizada com o máximo de cautela e deve ser utilizado papel livre de fiapos (lenços de papel) com alguma substância de evaporação rápida, por exemplo, álcool isopropílico.
- **Defeitos na polarização; Quebra do cabo de conexão; Avarias:** Todos estes defeitos estão relacionados aos maus cuidados ao dosímetro clínico. Deve-se utilizar e transportar estes equipamentos, conjunto clínico, com muito cuidado por se tratar de um equipamento sensível/frágil, onde a menor avaria causada a este altera a confiabilidade de medidas realizadas com o dosímetro clínico.

4. CONCLUSÕES

A partir dos resultados apresentados conclui-se que a calibração periódica de um dosímetro clínico é essencial para a obtenção dos níveis necessários de confiabilidade e qualidade no tratamento de radioterapia, pois este teste certifica se o operador está tomando os devidos cuidados com o dosímetro clínico e por seguinte garante o controle de qualidade do tratamento de radioterapia. Logo demonstrando a importância do dosímetro clínico ao tratamento de radioterapia e por seguinte a importância, de não só apenas a realização da calibração deste, mas também da realização de um acompanhamento minucioso do conjunto clínico, ou seja, da câmara de ionização, dos cabos de conexão, dos conectores existentes no conjunto e do eletrômetro. Tomando em vista todas as suas sensibilidades do conjunto e por seguinte realizando testes adicionais, sendo estes, teste de fuga de energia, teste de

repetibilidade e teste de reprodutibilidade do dosímetro clínico, para a certificação da confiabilidade das medidas empregadas pelo dosímetro clínico.

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. Attix, F. M., "Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry", Wisconsin: John Wiley & Sons, (1986).
2. Albuquerque, M. P. P., "Projeto Construção e Calibração de Câmaras de Ionização de Placas Paralelas para Radiação X", Dissertação de Mestrado, IPEN/USP, São Paulo, (1989).
3. Knoll, G., "Radiation Detection and Measurement", New York: John Wiley & Sons, 1989.
4. International Atomic Energy Agency, "Handbook on Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments. IAEA", **Technical Report Series No. 133**, Vienna, (1971).
5. International Atomic Energy Agency, "Calibration of Radiation Protection Monitoring Instruments. IAEA", **Technical Report Series No. 16**, Vienna, (2000).
6. International Atomic Energy Agency, "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. IAEA", **Technical Report Series No. 398**, Vienna, (2000).
7. National Council on Radiation Protection and Measurements, "Calibration of Survey Instruments used in Radiation Protection for the Assessment of Ionizing Radiation Fields and Radioactive Surface Contamination", **Report NCRP No.112**, NCRP, Bethesda, ND, (1991).
8. Dewed, L. A. ; Wagner, L. K., "Characteristics of Radiation Detector for Diagnostic Radiology", **Appl. Radiat. Isot. V. 50**, n. 1,1999.
9. International Atomic Energy Agency, "Calibration of dosimeters used in radiotherapy. IAEA", **Technical Reports Series No. 374**, Vienna, (1994).
10. 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).
11. Nandi, D. M., "Estudo de Funcionalidade e Segurança para Aceleradores Lineares Utilizados em Radioterapia", Florianópolis, (2004).
12. Silva, T. A., "Comparação experimental entre fatores de calibração totais e fatores de calibração de componentes de dosímetros de referências usados nos laboratórios de dosimetria de padronização secundária", Rio de Janeiro, (1981).
13. Spokas, J. J. & Meeker, R. D. "Investigation of cables for ionization chambers. Med, Phys.", p.p 135-140, (1980)
14. Rodrigues, Letícia Lucente Campos; "Método para Determinação de Fatores de Correção Induzidos pela Irradiação de Cabos das Câmaras de Ionização em Campos Grandes", São Paulo, (1988).
15. H. P. Nette, L. Czup, "Cable Adapters", Working material, IAEA / WHO SSDL Network, (1994).

16. Becker, Paulo Henrique B., “Eletrômetros: Fundamentos Básicos”, Regional Training Course for Calibration and Maintenance of Electrometers and Chambers Existing in the Latin America Region, 8-12 March 1999, Arcal Project XXXIV – RLA/4/014, IRD.
17. IEC-60731, “Medical Electrical Equipment Dosemeters with Ionization Chambers as Used in Radiotherapy”, (1997).
18. ANVISA, “RDC nº. 20”, (02 de fevereiro de 2006).
19. Colégio Brasileiro de Radiologia, “Resolução SS-625”, (14-12-94).
20. CNEN, “Norma da CNEN-NE-3.06”, (Março/1990).
21. IAEA, TECDOC 1151, Aspectos Físicos de La Garantía de Calidad en Radioterapia Protocolo de Control de Calidad IAEA, Vienna, (2000).