



AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**Análise Quantitativa dos Resultados dos Testes de Controle de
Qualidade em Radioterapia**

Bruno Martins Pássaro

**Dissertação apresentada como parte
dos requisitos para obtenção do Grau
de Mestre em Ciências na Área de
Tecnologia Nuclear - Aplicações**

Orientadora:

Profa. Dra. Laura Natal Rodrigues

**São Paulo
2011**

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela saúde e força que me deu durante toda minha vida, me fortalecendo cada dia mais para buscar o melhor não só para mim, mas também para todos que fizeram, fazem e irão fazer parte da minha vida.

A minha orientadora, Dra. Laura Natal Rodrigues por quem tenho admiração por seu empenho e dedicação a profissão e pelo generoso apoio na realização da minha dissertação.

Ao pessoal do IPEN e do Hospital das Clínicas de São Paulo que além de ceder espaço para a realização deste trabalho, sempre me tratou tão bem me apoiando e tirando todas minhas dúvidas nessa etapa de aprendizado.

A Capes pelo apoio financeiro neste trabalho e ao INCT - Institutos Nacionais de Ciência e Tecnologia em Metrologia das Radiações em Medicina.

A meus pais, Luiz e Ana Rosa que em todos os momentos estiveram sempre tão presentes ao meu lado me mostrando a importância da união familiar e a motivação de querer sempre o melhor.

A todos os meus familiares dos quais tenho muito orgulho e em especial a meus avôs, Miguel e Claudete por todo o apoio nessa longa jornada no mestrado.

Ao meu irmão Anderson e amigos Cristian, Milton, Eduardo, Fernando e Heber pela colaboração deste trabalho e aos amigos Túlio, Lara e Karoline que sempre estiveram presentes tanto nos momentos felizes quanto nos momentos de dificuldades.

Um agradecimento final à minha noiva Ana Carolina, pelo amor, carinho, dedicação que foram de muita importância nessa etapa de minha vida.

ANÁLISE QUANTITATIVA DOS RESULTADOS DOS TESTES DE CONTROLE DE QUALIDADE EM RADIOTERAPIA

Bruno Martins Pássaro

RESUMO

Os aceleradores lineares representam a mais importante, prática e versátil produtores de raios-X de alta energia em radioterapia. O comportamento funcional destes equipamentos pode variar devido a defeitos eletrônicos, falhas de componentes ou rupturas mecânicas, ou então podem variar devido ao deterioramento e envelhecimento de seus componentes. A manutenção da qualidade dos tratamentos depende essencialmente da estabilidade dos aceleradores e do controle de qualidade das instituições para monitorar desvios nos parâmetros do feixe. O objetivo deste trabalho consiste em avaliar e analisar a estabilidade do fator de calibração dos aceleradores lineares, bem como os demais parâmetros dosimétricos normalmente incluídos em um programa de controle de qualidade em radioterapia. A média dos fatores de calibração dos aceleradores para o período de aproximadamente quatro anos para os Clinacs 600C e 6EX foram $(0,998 \pm 0,012)$ e $(0,996 \pm 0,014)$, respectivamente. Para o Clinac 2100CD de 6 MV e 15 MV foi $(1,008 \pm 0,009)$ e $(1,006 \pm 0,010)$, respectivamente, em um período de aproximadamente quatro anos. Através de análises estatísticas nos três aceleradores lineares verificou-se que os coeficientes de variação dos fatores de calibração apresentaram valores inferiores a 2% o que mostra uma homogeneidade nos dados. Através do cálculo da distribuição normal dos fatores de calibração, verificou-se que para os Clinacs 600C e 2100CD, é esperada uma probabilidade de que em mais de 90% dos casos os valores estejam dentro dos limites aceitáveis segundo o protocolo TG-142, enquanto que para o Clinac 6EX é esperado em torno de 85% uma vez que esse acelerador apresentou diversas trocas de componentes. Os valores do $TPR_{20,10}$ dos três aceleradores são praticamente constantes e dentro dos limites aceitáveis segundo o protocolo TG-142. Pode-se concluir que um estudo detalhado dos dados do fator de calibração dos aceleradores e do $TPR_{20,10}$ a partir de um ponto de vista quantitativo, é extremamente útil em um programa de garantia de qualidade.

QUANTITATIVE ANALYSIS OF RESULTS FOR QUALITY ASSURANCE IN RADIOTHERAPY

Bruno Martins Pássaro

ABSTRACT

The linear accelerators represent the most important, practical and versatile source of ionizing radiation in radiotherapy. These functional characteristics influence the geometric and dosimetric accuracy of therapeutic doses applied to patients. The performance of this equipment may vary due to electronic defects, component failures or mechanical breakdowns, or may vary due to the deterioration and aging of components. Maintaining the quality of care depends on the stability of the accelerators and quality control of the institutions to monitor deviations in the parameters of the beam. The aim of this study is to assess and analyze the stability of the calibration factor of linear accelerators, as well as the other dosimetric parameters normally included in a program of quality control in radiotherapy. The average calibration factors of the accelerators for the period of approximately four years for the Clinac 600C and Clinac 6EX were $(0,998 \pm 0,012)$ and $(0,996 \pm 0,014)$, respectively. For the Clinac 2100CD 6 MV and 15 MV was $(1,008 \pm 0,009)$ and $(1,006 \pm 0,010)$, respectively, in a period of approximately four years. Statistical analysis of the three linear accelerators was found that the coefficient of variation of calibration factors had values below 2% which shows a consistency in the data. By calculating the normal distribution of calibration factors, we found that for the Clinac 600C and Clinac 2100CD, is an expected probability that more than 90% of cases the values are within acceptable limits according to the TG-142, while for the Clinac 6EX is expected around 85% since this had several exchanges of accelerator components. The values of $TPR_{20,10}$ of three accelerators are practically constant and within acceptable limits according to the TG-142. It can be concluded that a detailed study of data from the calibration factor of the accelerators and $TPR_{20,10}$ from a quantitative point of view, is extremely useful in a quality assurance program.

SUMÁRIO

| | Página |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 01 |
| 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 03 |
| 2.1 A Radioterapia | 03 |
| 2.1.1 Teleterapia e Braquiterapia | 03 |
| 2.2 Aceleradores de Partículas | 04 |
| 2.2.1 Aceleradores Lineares | 05 |
| 2.2.2 Gerações dos Aceleradores Lineares | 10 |
| 3 GARANTIA DA QUALIDADE NA RADIOTERAPIA | 11 |
| 3.1 Definições de garantia da qualidade e controle de qualidade | 11 |
| 3.2 Necessidade da garantia da qualidade na radioterapia | 12 |
| 4 INCERTEZAS E ESTATÍSTICAS | 14 |
| 4.1 Definições | 14 |
| 4.2 Distribuição Normal | 15 |
| 4.3 Coeficiente de Variação | 18 |
| 4.4 Diagramas de Dispersão | 18 |
| 5 TOLERÂNCIAS E NÍVEIS DE AÇÃO | 19 |
| 5.1 Acidentes na Radioterapia | 22 |
| 5.2 Equipamentos de Garantia da Qualidade | 25 |
| 5.3 Etapas nos Equipamentos de Garantia da Qualidade | 25 |
| 5.4 Controle de Qualidade dos Aceleradores | 26 |
| 5.4.1 Medidas do Fator de Calibração | 28 |
| 5.4.1.1 Calibração Definitiva | 29 |
| 5.4.1.2 Calibração de Rotina | 29 |
| 5.4.1.3 Constância de Verificação | 29 |
| 5.4.2 Frequência de Calibração | 30 |
| 5.4.3 Uso da Câmara de Ionização para Medida do Fator de Calibração | 30 |
| 5.4.4 Questões Práticas a Respeito da Calibração de Feixe de Fótons | 31 |
| 5.4.5 Verificação da Câmara de Ionização | 32 |

| | |
|---|----|
| 6 OBJETIVOS | 34 |
| 6.1 Objetivo Geral | 34 |
| 6.2 Objetivos Específicos | 34 |
| 7 MATERIAIS E MÉTODOS | 35 |
| 7.1 Aceleradores Lineares | 35 |
| 7.2 Conjuntos Dosimétricos | 35 |
| 7.3 Objetos Simuladores | 36 |
| 7.4 Procedimentos Dosimétricos | 36 |
| 7.4.1 Fator de Calibração | 36 |
| 7.4.2 Índice da Qualidade do Feixe (TPR _{20,10}) | 38 |
| 7.5 Software de Análises | 39 |
| 7.5.1 Excel 2007 | 39 |
| 7.5.2 SPSS 17.0 Statistic | 40 |
| 8 RESULTADOS E DISCUSSÕES | 41 |
| 8.1 Fator de Calibração | 41 |
| 8.1.1 Clinac 600C | 41 |
| 8.1.2 Clinac 2100CD para a energia de 6MV | 42 |
| 8.1.3 Clinac 2100CD para a energia de 15MV | 44 |
| 8.1.4 Clinac 6EX | 45 |
| 8.2 Análise Quantitativa dos Sub-Grupos dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares | 46 |
| 8.3 Análises Estatísticas dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares | 50 |
| 8.4 Índices da Qualidade do Feixe (TPR _{20,10}) | 53 |
| 8.5 Desempenho global dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares e dos Conjuntos Dosimétricos | 55 |
| 9 CONCLUSÕES | 59 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 61 |

LISTA DE TABELAS

Página

| | |
|--|----|
| Tabela 1: Valores das tolerâncias dosimétricas de acordo com os protocolos da AAPM e AIEA (Kutcher et al., 1994; Klein et al., 2009; Brasil, 2000) | 20 |
| Tabela 2: Alguns exemplos de causas diretas de má administração em radioterapia catalogada e analisada pela AIEA (Podgorsak et al, 2005) | 24 |
| Tabela 3: Análise Quantitativa dos Resultados dos sub-grupos dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares | 48 |
| Tabela 4: Análise Quantitativa dos Fatores de Calibração para os três Aceleradores Lineares | 51 |
| Tabela 5: Intervalos dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares | 53 |
| Tabela 6: Comparação entre as Médias dos Fatores de Calibração dos diferentes Conjuntos Dosimétricos | 56 |
| Tabela 7: Comparação entre os $N_{D,W}$ dos diferentes conjuntos dosimétricos .. | 57 |

LISTA DE FIGURAS

| | Página |
|--|--------|
| Figura 1: Diagrama esquemático de um acelerador linear | 06 |
| Figura 2: Esquema da série de discos paralelos | 08 |
| Figura 3: Diagrama esquemático de um tubo acelerador | 09 |
| Figura 4: Curva normal e desvio padrão | 17 |
| Figura 5: Interpretação dos limites de tolerância e níveis de ação | 21 |
| Figura 6: Diagrama esquemático do cálculo do fator de calibração dos aceleradores | 37 |
| Figura 7: Montagem experimental para a determinação do índice de qualidade do feixe | 38 |
| Figura 8: Dosimetrias absolutas do Clinac 600C a curto, médio e longo prazo | 41 |
| Figura 9: Dosimetrias absolutas do Clinac 2100CD para a energia 6MV de fótons para um período a curto, médio e longo prazo | 43 |
| Figura 10: Dosimetrias absolutas do Clinac 2100CD para a energia 15MV de fótons para um período a curto, médio e longo prazo | 44 |
| Figura 11: Dosimetrias absolutas do Clinac 6EX a curto, médio e longo prazo | 45 |
| Figura 12: Análise dos Subgrupos dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares | 47 |
| Figura 13: Distribuição normal da média das medidas para o Clinac 600C | 52 |
| Figura 14: Índice de qualidade do feixe dos três aceleradores investigados neste trabalho para a energia de 6MV de fótons | 54 |
| Figura 15: Índice de qualidade do feixe do Clinac 2100CD para a energia de 15MV de fótons | 55 |
| Figura 16: Comparação entre os $N_{D,W}$ dos diferentes conjuntos dosimétricos | 57 |

1. INTRODUÇÃO

A radioterapia é um tratamento abrangente e de rápida evolução, que desempenha um papel importante no tratamento do câncer. A radioterapia segura e eficaz requer uma estreita colaboração entre oncologistas, tecnólogos e físicos médicos, e todos devem ter uma compreensão das disciplinas de cada um, entretanto a equipe de controle de qualidade deve ser liderada por um físico médico (Mayles et al., 2007).

A radioterapia é uma das principais opções no tratamento de câncer. Segundo avaliações práticas, 52% dos pacientes devem receber radioterapia pelo menos uma vez durante o tratamento de seu câncer (Delayne, 2005). Juntamente com outras modalidades, como cirurgia e quimioterapia que ela desempenha um papel importante no tratamento de 40% dos pacientes que são curados de seu câncer (SBU, 2001).

Segundo Salvajoli (1999), desde 1902 existe a preocupação de se realizarem dosimetrias. Porém durante os últimos anos tem sido evidente a necessidade de empregar ações sistemáticas para garantir a qualidade dos tratamentos de radioterapia, e esta necessidade tem como justificativa proporcionar aos pacientes o melhor tratamento possível.

As medidas tomadas para assegurar a qualidade de um tratamento de radioterapia proporcionam de forma implícita proteção para o paciente e reduzem a possibilidade de exposições acidentais. Portanto, a proteção radiológica do paciente está integrada à garantia da qualidade do tratamento de radioterapia (Mayles et al., 2007).

Ao relatar o resultado de uma medida de uma grandeza física, é obrigatório que alguma indicação quantitativa do resultado seja dada de modo que aqueles que o utilizam possam avaliar sua confiabilidade. Sem essa indicação, os resultados dessas medidas não podem ser comparados, entre si ou com valores de referência dados em uma especificação ou em um padrão. (BIPM, 2008)

O conceito de incerteza como um atributo quantificável é relativamente novo na história da medição, apesar de que erro e análise de erros tem sido uma parte prática na ciência da medição ou metrologia. É agora amplamente reconhecido que, quando todos os componentes conhecidos ou sujeito a erro

tenham sido avaliados, e as correções adequadas tenham sido aplicadas, ainda permanece uma incerteza sobre a exatidão do resultado, isto é, uma dúvida sobre quão bem o resultado da medida representa o valor da quantidade que está sendo medida. (BIPM, 2008)

Em muitas aplicações industriais e comerciais, bem como nas áreas de saúde e segurança, muitas vezes é necessário estabelecer um intervalo sobre o resultado da medida que poderiam ser razoavelmente atribuídos a essa medida. Assim, o método ideal para avaliação e expressão da incerteza da medida deve ser facilmente capaz de fornecer tal intervalo, em particular, com uma probabilidade de abrangência ou nível de confiança que corresponde de forma realista o que é exigido. (BIPM, 2008)

Os tratamentos de radioterapia hoje são realizados através de feixes externos de fótons e de elétrons produzidos por aceleradores lineares. O controle de qualidade desses aceleradores lineares garante que o paciente terá um tratamento com um nível de confiabilidade elevado nos resultados. O fator de calibração do acelerador linear é um dos parâmetros mais importantes definido como a dose absorvida por unidade monitora (UM) a certa profundidade de um feixe de referência, medida em um objeto simulador (Kapanen et al., 2006).

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 A RADIOTERAPIA

Desde o início da radioterapia logo após a descoberta de raios X por Roentgen em 1895, a tecnologia da produção de raios X tiver sido previamente destinadas para feixes de fótons e elétrons com energias e intensidade mais elevadas, e mais recentemente para a informatização e a para a radioterapia de intensidade modulada (IMRT). Durante os primeiros 50 anos de radioterapia o progresso tecnológico foi relativamente lento e, principalmente, com base nos tubos de raio X, geradores de van de Graaff e betatrons (Podgorsak et al, 2005).

A invenção das unidades de teleterapia com ^{60}Co por HE Johns no Canadá no início dos anos 1950 deu um grande impulso na busca de fótons com energias mais elevadas e colocou a unidade de cobalto à frente do tratamento radioterápico por uma série de anos. O desenvolvimento simultâneo nos aceleradores lineares, logo deixou as unidades de ^{60}Co para trás, e através de cinco gerações cada vez mais sofisticadas e se tornaram a fonte de radiação mais utilizadas na radioterapia moderna. Com o seu design compacto e eficiente, o acelerador linear oferece excelente versatilidade para uso em radioterapia através de montagem isocêntrica e fornece tanto terapia de fótons como de elétrons de megavoltagem com uma vasta gama de energias (Podgorsak et al, 2005).

2.1.1 Teleterapia e Braquiterapia

A teleterapia é uma modalidade da radioterapia em que a fonte de radiação é externa ao paciente, posicionada a no mínimo 20 cm de sua superfície. Inicialmente, os equipamentos de radioterapia utilizavam fontes de rádio, em seguida essas foram substituídas pelas fontes de ^{137}Cs e posteriormente substituídas pelas de ^{60}Co quando foi possível construí-las com um tamanho menor e alta atividade. Isso foi um grande avanço, pois, com uma atividade es-

pecífica da fonte maior, foi possível aumentar a distância entre o equipamento e o paciente (Salvajoli, 1999).

Em seguida veio com a construção dos aceleradores lineares, que permitiram utilizar feixes de fótons e de elétrons com energias da ordem de megavoltagens. Entretanto, os conceitos básicos de física envolvidos nos cálculos não sofreram grandes alterações, porém, ao decorrer do tempo, novas grandezas mais precisas foram sendo introduzidas, assim como surgiram os protocolos de determinação da dose, aprimoradas ao longo dos anos até os dias de hoje (Salvajoli, 1999). Os equipamentos utilizados em teleterapia com raios-X são os aceleradores lineares (AL), máquinas de raios-X e os equipamentos com fontes radioativas.

Diferentemente da teleterapia, na braquiterapia a fonte fica em contato ou dentro do paciente. Esta especialidade da radioterapia surgiu dos experimentos iniciais do casal Curie com fontes de rádio. Na década de 60 foi estimulada pelo desenvolvimento de técnicas com carga postergada (*afterloading*) e, mais recentemente, com o advento de sistemas robotizados de braquiterapia de baixas (LDRB - *Low Dose Rate Brachytherapy*) e altas (HDRB - *High Dose Rate Brachytherapy*) taxas de dose (Scaff, 1997).

Existem diversos tipos de braquiterapia, realizadas com uma grande variedade de fontes radioativas. Estas fontes são em geral acondicionadas em cápsulas de metal cujas dimensões variam de alguns milímetros a poucos centímetros. A introdução das fontes no paciente é feita por meio de punção de agulhas contendo o material radioativo, implantes cirúrgicos ou por cavidades do corpo (Scaff, 1997).

2.2 Aceleradores de Partículas

Segundo Podgorsak (2005), inúmeros tipos de acelerador têm sido construídos para a pesquisa em física nuclear e de alta energia, e a maioria deles foram modificados para uso em radioterapia. Independentemente do tipo de acelerador, duas condições básicas devem ser atendidas para aceleração de partículas:

- A partícula a ser acelerada deve possuir carga;

- Um campo elétrico deve ser fornecido na direção da aceleração das partículas.

Os vários tipos de acelerador diferem na maneira de produzir o campo elétrico de aceleração e na forma como o campo age sobre as partículas a ser acelerado (Podgorsak et al, 2005).

2.2.1 Aceleradores Lineares

O acelerador linear é um dispositivo que utiliza alta frequência de ondas eletromagnéticas para acelerar partículas carregadas, como elétrons a altas energias através de um tubo linear. O feixe de elétrons de alta energia em si pode ser usado para tratar tumores superficiais, ou para atingir um alvo para produção de raios-X para tratamento de tumores profundos. (Khan, 2003)

Segundo Podgorsak (2005), os aceleradores normalmente são fabricados isocentricamente e os sistemas operacionais do aparelho são distribuídos em cinco componentes principais e entre vários outros componentes.

Um diagrama esquemático de um típico acelerador linear moderno é ilustrado na Figura 1.

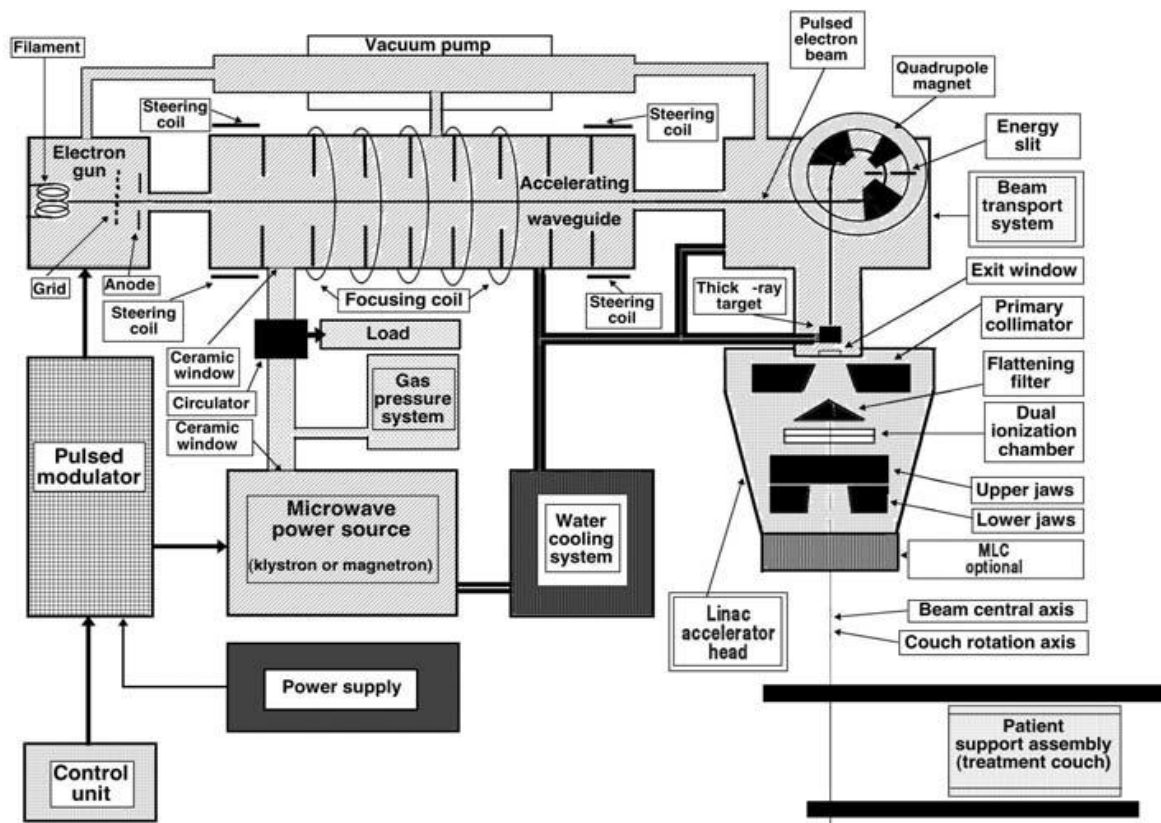


Figura 1: Diagrama esquemático de um acelerador linear (Podgorsak et al., 2005)

A Figura 1 mostra também as conexões e relações entre os vários componentes do acelerador linear listados acima. O diagrama fornece uma disposição geral dos componentes de um acelerador linear é, no entanto, há variações significativas de um aparelho comercial para outro, dependendo da energia cinética final do feixe de elétrons, bem como sobre o projeto específico utilizado pelo fabricante (Podgorsak et al, 2005).

O comprimento do guia de ondas de aceleração depende da energia cinética final de elétrons, e varia de aproximadamente 30 cm para 4 MeV até aproximadamente 150 cm para 25 MeV. Os componentes principais que formam o feixe de um acelerador linear moderno são geralmente agrupados em seis classes:

- Sistema de injeção;
- Sistema de geração de energia de RF;
- Guia de ondas de aceleração;
- Sistema Auxiliar;

- Sistema de transporte do feixe;
- Colimação do feixe e o sistema de monitoração do feixe.

Nos equipamentos de quilovoltagem os elétrons são acelerados por meio de uma diferença de potencial aplicada diretamente entre o filamento e o alvo. Devido a problema de isolamento a geração de alta voltagem, esse processo de produção de raios-X é limitado, e não se consegue energias muito altas, cerca de 2.000kV. Para se obter raios-X de energias maiores, tem que se usar uma técnica diferente de aceleração de elétrons, sem necessidade de altas diferenças de potencial entre dois eletrodos (Scaff, 1997).

Imagine duas placas metálicas em forma de disco, com um orifício no meio, paralelas e ligadas entre si por uma tensão constante e, abandona-se um elétron no centro do orifício da placa negativa, ele, por força do campo elétrico criado, irá em direção à placa positiva. Se isto ocorrer no vácuo, o elétron, inicialmente parado, ganhará mais energia e conseguirá ultrapassar sem dificuldade a placa positiva (Scaff, 1997).

Se ao invés de usar um gerador de tensão constante se utiliza um gerador de tensão variável, que ora cria um campo elétrico em um sentido, ora em outro, e se colocar uma série destes discos ligados ao pares a geradores capazes de criar campos elétricos variáveis, tem-se o seguinte processo: o elétron, devido à ação combinada do primeiro par de discos, sofre aceleração e ultrapassa a placa positiva. Nesse instante a configuração do campo se modifica – o par de placas seguintes se apresentará ao elétron segundo a situação de “placa negativa atrás” e “positiva na frente” conforme a Figura 2. Como consequência o elétron é mais acelerado. Pode-se construir um tubo de tal forma que os campos elétricos estejam, em cada instante, contribuindo para aumentar a energia do elétron (Scaff, 1997).

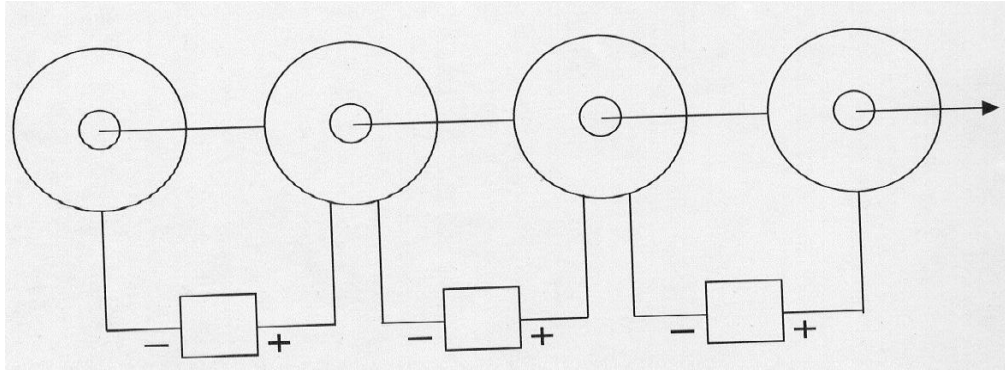


Figura 2: Esquema da série de discos paralelos (Scaff, 1997)

Este é o princípio básico de funcionamento dos aceleradores lineares, porém utilizando ondas de radiofrequência (RF) de 3.000MHz, que como todas as radiações eletromagnéticas são campos alternados, elétrico e magnético (Scaff, 1997).

Desde que um campo elétrico aplique força em uma partícula carregada colocada nele, se um elétron ou agrupamento de elétrons é injetado em um feixe de ondas de RF em um lugar apropriado e tempo certo, ele estará sujeito a esta força e tenderá a ser levado por essa onda (Scaff, 1997).

Estas ondas RF, provenientes das válvulas especiais chamadas magnetron (para energias de até 10MeV) ou klystron (para energias acima de 10MeV), são microondas geradas por pequenos pulsos que são enviadas através de um guia de ondas a um tubo cilíndrico que possui no seu interior vários discos metálicos com pequeno orifício no meio. Estes orifícios e o espaçamento entre os discos variam. Este tubo é chamado de acelerador, no qual os elétrons são acelerados até a energia desejada, conforme a Figura 3 (Scaff, 1997).

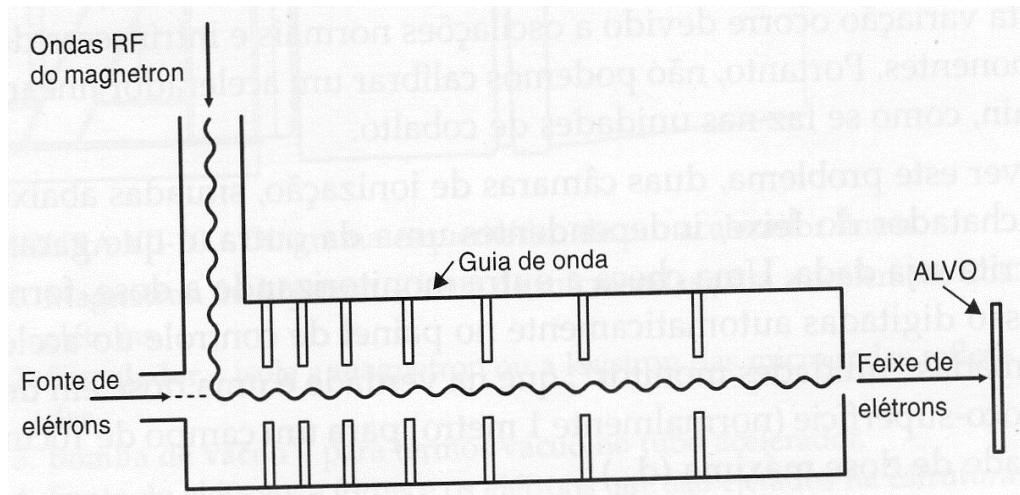


Figura 3: Diagrama esquemático de um tubo acelerador (Scaff, 1997)

Apesar de as ondas RF, como qualquer outra radiação eletromagnética, terem velocidade da luz no vácuo, podem em condições especiais viajar bem mais lentamente, por exemplo, passando pelo tubo acelerador. Nestas condições a velocidade exata depende dos orifícios dos discos e também do espaçamento entre eles. Portanto, se fizer com que as ondas RF penetrem em um tubo acelerador cujos espaçamentos entre os discos aumentam progressivamente, pode-se também aumentar a velocidade de onda (Scaff, 1997).

Os elétrons são injetados no tubo pelo lado onde a velocidade da onda é mínima e são “carregados” por ela, aumentando sua velocidade na mesma proporção que a da onda (Scaff, 1997).

Quando estes elétrons acelerados deixam o tubo acelerador, forma normalmente um feixe paralelo de aproximadamente 3mm de diâmetro e são dirigidos diretamente para um alvo metálico para a produção dos raios-X (Scaff, 1997).

Aceleradores normalmente não têm seu rendimento (taxa de dose) constante com o tempo. Esta variação ocorre devido a oscilações normais e intrínsecas de alguns de seus componentes. Portanto, não se pode calibrar um acelerador linear em termos de cGy/min, como se faz nas unidades de cobalto.

Para resolver este problema, duas câmaras de ionização, situadas abaixo do alvo e do filtro aplanador do feixe, independentes uma da outra, é que garantem que a dose prescrita seja dada. Uma checa a outra monitorizando a

dose, fornecendo leituras que são digitadas automaticamente no painel do controle do acelerador, que são as chamadas “unidades monitor”, que na verdade é uma dose em determinada distância foco-superfície (normalmente 1 metro) para um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ na profundidade de dose máxima (d_{max}) (Scaff, 1997).

Quando se faz a calibração do acelerador, se está checando a respostas destas câmaras, ou seja, se os valores das unidades monitor correspondem à dose esperada (Scaff, 1997).

2.2.2 Gerações dos Aceleradores Lineares

Durante os últimos 40 anos os aceleradores lineares passaram por gerações distintas, tornando as máquinas contemporâneas extremamente sofisticadas em comparação com as máquinas da década de 1960. As gerações são: (Podgorsak et al, 2005).

- fótons de baixa energia (4 – 8 MV);
- fótons de média energia (10 – 15MV) e elétrons;
- fótons de alta energia (18 – 25 MV) e elétrons.

3. GARANTIA DA QUALIDADE NA RADIOTERAPIA

Garantia de qualidade é uma parte essencial do processo de radioterapia. Nos últimos anos, tornou-se aceito que não se trata apenas de garantir que os aparelhos de tratamento estão corretamente calibrados, mas que inclui todas as partes do processo (Mayles et al., 2007).

A radioterapia é uma forma de tratamento que é direcionada para a erradicação das células tumorais e tem o potencial inerente a danos nos tecidos saudáveis também. Erros de calibração podem levar a lesões em um grande número de pacientes. Uma abordagem sistemática para a garantia da qualidade de todo processo de radioterapia é, portanto, essencial (WHO, 1988; Mayles et al., 2007).

3.1 Definições de garantia da qualidade e controle de qualidade

A Organização Mundial da Saúde (OMS) definiu o termo Garantia da Qualidade em Radioterapia como sendo “todas as ações que garantem a consistência entre a prescrição clínica e sua administração ao paciente, em relação à dose no volume-alvo, à dose mínima no tecido sadio, à exposição mínima de pessoal, e às verificações no paciente para a determinação do resultado do tratamento” (INCA – TECDOC 1151, 2000).

Deve-se salientar que a garantia da qualidade em radioterapia abrange todos os aspectos do processo de radioterapia e deve envolver todos os grupos de profissionais em uma abordagem cooperativa, uma vez que atividades de qualidade são interdependentes (Podgorsak et al, 2005).

Por outro lado, o controle de qualidade é o processo de regulamentação através do qual o desempenho da qualidade atual é medida, em comparação com os padrões existentes, e as ações necessárias para manter ou recuperar a conformidade com esses padrões. Segundo Podgorsak et al. (2005) o controle de qualidade é uma parte da garantia de qualidade global e abrange todas as técnicas e atividades operacionais usadas.

- para verificar se os requisitos de qualidade são cumpridos;

- para ajustar e corrigir o desempenho se os requisitos encontrados não foram cumpridos.

O objetivo da introdução e desenvolvimento desses conceitos em relação à radioterapia é de produzir e manter uma qualidade consistente e contínua no tratamento. O objetivo geral é garantir que os requisitos clínicos sobre a qualidade da radioterapia sejam cumpridos, para conseguir o tratamento ideal em termos de maximizar a probabilidade de controle do tumor, enquanto ao mesmo tempo, manter a lesão tecidual sadia dentro de níveis clinicamente aceitáveis (Mayles e Thwaites, 2007).

Um sistema de garantia de qualidade exige procedimentos de controle de qualidade para garantir que todos os equipamentos e processos estão em conformidade com as especificações estabelecidas (Mayles et al., 2007).

3.2 Necessidade da garantia da qualidade na radioterapia

Uma avaliação das necessidades clínicas em radioterapia mostra que uma alta precisão é necessária para produzir o resultado desejado nas taxas de controle do tumor as mais altas possíveis, consistentes com a manutenção das taxas de complicações dentro dos níveis aceitáveis (Podgorsak et al, 2005).

A OMS justifica a necessidade de garantia da qualidade com base nos seguintes argumentos: (INCA – TECDOC 1151, 2000)

- a garantia da qualidade minimiza os erros no planejamento de tratamento e administração da dose ao paciente, e, portanto melhora os resultados da radioterapia, aumentando a taxa de remissões e diminuindo a taxa de complicações e recidivas;
- a garantia de qualidade não só reduz a probabilidade de acidentes e erros que ocorrem, aumenta também a probabilidade de que eles serão reconhecidos e corrigidos antes, se vierem a ocorrer, reduzindo assim as suas conseqüências para o tratamento do paciente. Este é o caso, não apenas em incidentes maiores, mas também para a maior probabilidade de incidentes menores;
- a garantia da qualidade permite a intercomparação de resultados entre centros distintos de radioterapia, tanto em nível nacional como

internacional, garantindo uma dosimetria e administração do tratamento mais uniforme e exata;

- as características avançadas dos equipamentos modernos de radioterapia não podem ser aproveitadas completamente a menos que se alcance um elevado nível de exatidão e consistência.

Dos argumentos da OMS há um aspecto cuja importância aumentou recentemente, ou seja, um programa de garantia da qualidade é o método mais sensível e eficaz de reduzir acidentes em radioterapia

O objetivo da segurança do paciente é garantir que a exposição do tecido sadio durante a radioterapia seja mantida tão baixo quanto razoavelmente possível coerente com a entrega da dose necessária ao volume alvo do planejamento. Isso faz parte do objetivo do tratamento propriamente dito. As medidas para garantir a qualidade de um tratamento de radioterapia inerentemente fornecem uma segurança para o paciente a fim de evitar uma possível exposição acidental. A segurança do paciente, portanto, é automaticamente integrada com a garantia de qualidade dos tratamentos de radioterapia (Podgorsak et al, 2005).

4. INCERTEZAS E ESTATÍSTICAS

Para cada parâmetro em que controle de qualidade é realizado, é necessário estabelecer um limite de tolerância. É um princípio fundamental de um sistema de qualidade que a base para esses limites de tolerância devem ser adequados para a finalidade do processo. Neste caso, o objetivo é entregar a dose com a precisão clínica necessária, e determinar as tolerâncias necessárias para avaliar esses requisitos (Mayles e Thwaites, 2007).

Segundo Podgorsak (2005), definições de exatidão e precisão aplicadas na radioterapia, bem como discussões sobre os requisitos de incertezas dosimétricas e geométricas, podem ser encontrados em várias publicações.

4.1 Definições

“Incerteza da medida”

Parâmetro, associado ao resultado de uma medida, que caracteriza a dispersão dos valores que poderiam ser razoavelmente atribuídos a medida. (BIPM, 2008).

“Exatidão da medida”

Proximidade de concordância entre o resultado de uma medida e um valor verdadeiro da medida, ela está relacionada com a resolução da escala do dispositivo de medida (BIPM, 2008).

“Repetibilidade”

Proximidade de concordância entre os resultados de medidas sucessivas de um mesmo mensurando realizadas sob as mesmas condições de medição, ou seja, está relacionada com a estatística das medidas feitas com certo dispositivo, ou seja, para a medida de uma grandeza sem mudança no arranjo experimental, os valores originários de repetidas medidas apresentam um desvio padrão em relação ao valor médio (BIPM, 2008).

“Variância”

A variância é a média aritmética dos quadrados dos desvios de cada valor com referência à sua média. Sua expressão matemática da variância populacional é dada pela equação (1) e para a variância amostral é dada pela equação (2):

Variância da População:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2 \right) \quad (1)$$

Variância Amostral:

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \left(\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \right) \quad (2)$$

onde μ é a média da população na variância da população e para a variância amostral, n é o tamanho da amostra e \bar{x} é a média da amostra.

A variância da população é utilizada quando se analisa um grupo de dados sem nenhuma pretensão de tirar conclusões para além dos dados disponíveis. A variância amostral é uma amostra a partir da qual se inferem propriedades da população (Bisqueria et al., 2004).

4.2 Distribuição Normal

O conceito de erro é definido como o desvio entre o valor numérico de uma grandeza, tal como a dose em um ponto ou a posição desse ponto, e seu “valor verdadeiro” (INCA – TECDOC 1151, 2000).

Se y_v é o valor verdadeiro de uma mensurando e y é o resultado de uma medida, o erro em y é definido pela equação (3):

$$\eta = y - y_v \quad (3)$$

Em geral, o valor verdadeiro y_v é desconhecido e resulta que o erro η também é uma quantidade *desconhecida* (Vuolo, 1992).

Quando não é possível determinar a magnitude de um erro estima-se que um resultado está dentro de certos limites, ou que pode ser descrito por certa distribuição de probabilidade. Fala-se então de incerteza de um resultado, o qual não pode ser corrigido, pois essa falta de conhecimento é intrínseca ao resultado

e este deve sempre ser acompanhado de sua incerteza (INCA – TECDOC 1151, 2000).

Portanto, a distribuição de erros é caracterizada por uma *função densidade de probabilidade* $H(\eta) = H(y - y_v)$.

Na análise estatística moderna, as incertezas são classificadas como tipo A, o que significa que eles foram avaliados por meios estatísticos, ou de tipo B, o que significa que eles foram avaliados por outros meios (Podgorsak et al, 2005). Ambos os tipos de avaliação são baseados em distribuições de probabilidade, e os componentes das incertezas resultantes de qualquer um dos tipos são quantificados por variâncias ou desvios padrão (BIPM, 2008).

As incertezas aleatórias podem ser avaliadas através de observações ou medidas repetidas e pode ser expressa como o desvio padrão de sua distribuição aleatória. A distribuição sistemática é muitas vezes desconhecida, mas para a distribuição de Gauss 68% das ocorrências estão dentro de um desvio padrão da média. Para um nível de confiança de 95% muitas vezes é considerado como sendo equivalente a cerca de dois desvios padrão (Podgorsak et al, 2005).

Geralmente, o erro η em um valor experimental y tem diversas causas, tais como sistemáticos e aleatórios. Entretanto, quando o erro total η resulta de uma superposição de vários erros elementares independentes, a distribuição de probabilidade para η *tende a se tornar gaussiana* (Vuolo, 1992).

A função gaussiana é amplamente utilizada para descrever erros experimentais, Figura 4. Por isso, é também chamada de *função normal de erros*.

A curva normal apresenta as seguintes características:

- é simetria em torno do eixo que passa pela média;
- a ordenada máxima coincide com a média no eixo das abscissas;
- a média, a mediana e a moda coincidem;
- é assintótica em relação ao eixo de abscissas. Conseqüentemente, há dois prolongamentos, um em cada lado da distribuição, que se estendem até o infinito;

- o desvio padrão coincide com a distância entre o eixo de simetria e o ponto de inflexão da curva. É convexa em sua parte central e côncava para $X_j > \bar{X} + SD$ e $X_j < \bar{X} - SD$.

- sua equação matemática (4), dada por Laplace em 1812, é:

$$Y = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2} \quad (4)$$

onde e a base dos logaritmos neperianos ($e = 2,71828$) e para x sendo de $-\infty$ até $+\infty$ e $\sigma > 0$.

- a área total compreendida entre a curva e o eixo das abscissas é igual a 1.
- as áreas sob a curva normal são interpretadas em termos de probabilidades, proporções ou porcentagens.

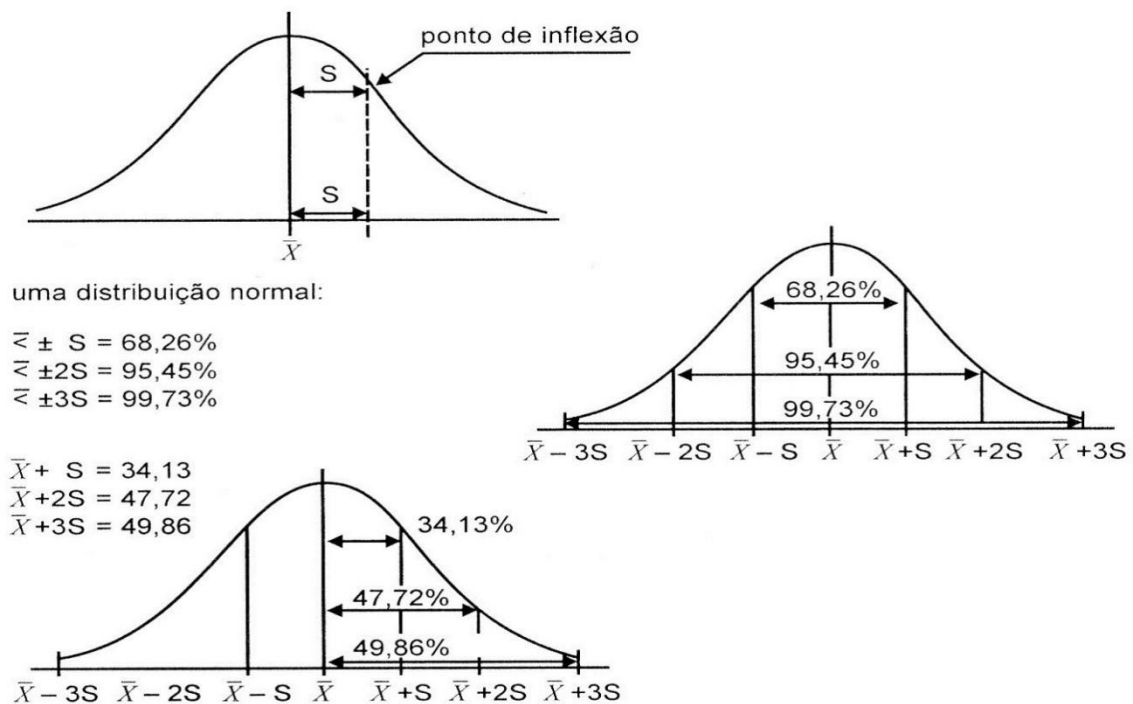


Figura 4: Curva normal e desvio padrão. (Bisquerria et al., 2004)

Um aspecto interessante na distribuição normal é que, teoricamente, a curva gaussiana se estende de $-\infty$ a $+\infty$. Entretanto, esta curva vai praticamente a zero quando $y < \mu - 3\sigma$ ou $y > \mu + 3\sigma$. Assim, na prática, pode-se dizer que a largura total da gaussiana é aproximadamente 6σ (Vuolo, 1992).

4.3 Coeficiente de Variação

O coeficiente de variação (CV) é dado pela equação (5):

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} \quad (5)$$

Onde σ é o desvio padrão e μ é a média, portanto, o coeficiente de variação expressa que proporção da média é o desvio padrão, ou seja, o coeficiente de variação fornece a variação dos dados obtidos em relação à média. Às vezes, o coeficiente de variação é representado em porcentagens; isto é, através da equação multiplicada por cem (Bisquerra et al., 2004).

4.4 Diagramas de dispersão

Quando se analisa a relação entre duas variáveis, dispõe-se de duas pontuações para cada indivíduo. Este par de pontuações pode ser representado sobre um eixo de coordenadas e o resultado é chamado de *diagramas de dispersão* (Bisquerra et al., 2004).

5. TOLERÂNCIAS E NÍVEIS DE AÇÃO

A radioterapia trata muitos tipos de câncer através da utilização de várias tecnologias e conhecimentos profissionais relacionados. Um alto nível de acurácia é necessário em termos de maximizar a probabilidade de controle do tumor, enquanto ao mesmo tempo mantém a lesão tecidual sadia dentro de níveis clinicamente aceitáveis. Os riscos devem ser analisados e os erros de dose devem ser mantidos dentro de tolerâncias aceitáveis; as doses de radiação deverão ser entregues dentro de 5% da dose prescrita, ou seja, cada parte do processo de administração de dose no paciente deve ter uma incerteza bem menor que esse valor (ICRU, 1976).

Alguns estudos concluíram que, para certos tipos de tumores, a precisão deve ser ainda melhor (Brahme, 1988; Mijnheer 1989).

Para essa acurácia, todos os testes de controle de qualidade devem usar equipamentos de medida adequados para a tarefa, assim como esses equipamentos deverão ser eles próprios objetos de uma manutenção adequada e um programa de controle de qualidade independente. As condições para a realização dos testes de controle de qualidade e os procedimentos de medida devem ser projetadas para serem adequadas à tarefa. Nestas circunstâncias, a medida de controle de qualidade é esperada para fornecer a melhor estimativa do parâmetro particular medido. No entanto, isso terá um grau de incerteza associado, dependente da técnica de medida (Mayles e Thwaites, 2007).

Portanto, a incerteza associada a uma medida depende da técnica usada, do dispositivo de medida e da pessoa que usa o dispositivo e registra a medida. Segundo Furnari (2009), recomenda-se que o sistema de medida e o procedimento de repetibilidade sejam escolhidos de forma que, para três ou mais medidas repetidas consecutivamente, o valor de dois desvios padrões seja menor do que o valor de tolerância, o que representa uma confiança de 95%.

É possível conseguir melhorias adicionais, mas só à custa de inovações técnicas significativas e custos incrementados (INCA – TECDOC 1151, 2000).

As tolerâncias apresentadas nas tabelas dos protocolos de dosimetria devem ser interpretadas no sentido de que, se um parâmetro superior ao valor tabelado (por exemplo, o isocentro medido em uma ponteira seja superior a 2 mm de

diâmetro) ou que a mudança no parâmetro excede o valor tabelado (por exemplo, as alterações no fator de calibração do acelerador por mais de 2%), uma ação corretiva é necessária. Portanto, se as medidas no controle de qualidade estão fora dos limites de tolerância especificados na Tabela 1, os parâmetros devem ser ajustados para que o equipamento esteja em conformidade (Kutcher et al., 1994).

Tabela 1: Valores das tolerâncias dosimétricas de acordo com os protocolos da AAPM e AIEA (Kutcher et al., 1994; Klein et al., 2009; INCA – TECDOC 1151, 2000)

| Tolerâncias dosimétricas em relação aos dados obtidos no comissionamento | | | | | | |
|---|----------------------------|-----------------|-----------------|---|-----------------|-----------------|
| | Fator de Calibração | | | Índice da Qualidade do Feixe (TPR_{20,10}) | | |
| | Diário | Mensal | Anual | Diário | Mensal | Anual |
| TG – 40 | 3% | 2% ^a | 2% | - | 2% | 2% |
| TG – 142 | 3% ^b | 2% ^b | 2% ^b | - | 2% ^b | 1% ^b |
| Tec-Doc 1151 | 3% | 2% | 2% | - | 2% | 2% |
| Atualização do Tec-Doc | 3% | 2% | 2% | - | 2% | 2% |

^a Verificação da constância com os equipamentos corretos e usando os fatores de temperatura/pressão.

^b Os valores são considerados para verificações: não IMRT; IMRT e SRS/SBRT.

Pela Tabela 1 percebe-se que os limites para o fator de calibração não variam entre os diferentes protocolos, entretanto, para o TPR_{20,10} observa-se que os limites são semelhantes para uma base mensal enquanto que para uma base anual, o limite do protocolo TG-142 difere dos demais em 1%.

Os níveis de ação estão relacionados com a tolerância, mas oferecem a flexibilidade na monitoração e ajustamento. Por exemplo, uma medida na constância da dose/UMs indica um resultado entre os níveis de tolerância e de ação, e pode ser admissível para permitir o uso clínico até que isto seja confirmada por uma medida posterior antes de tomar qualquer outra medida. Assim: (Mayles e Thwaites, 2007)

Pela Figura 5 pode-se exemplificar melhor o conceito de tolerância e nível de ação:

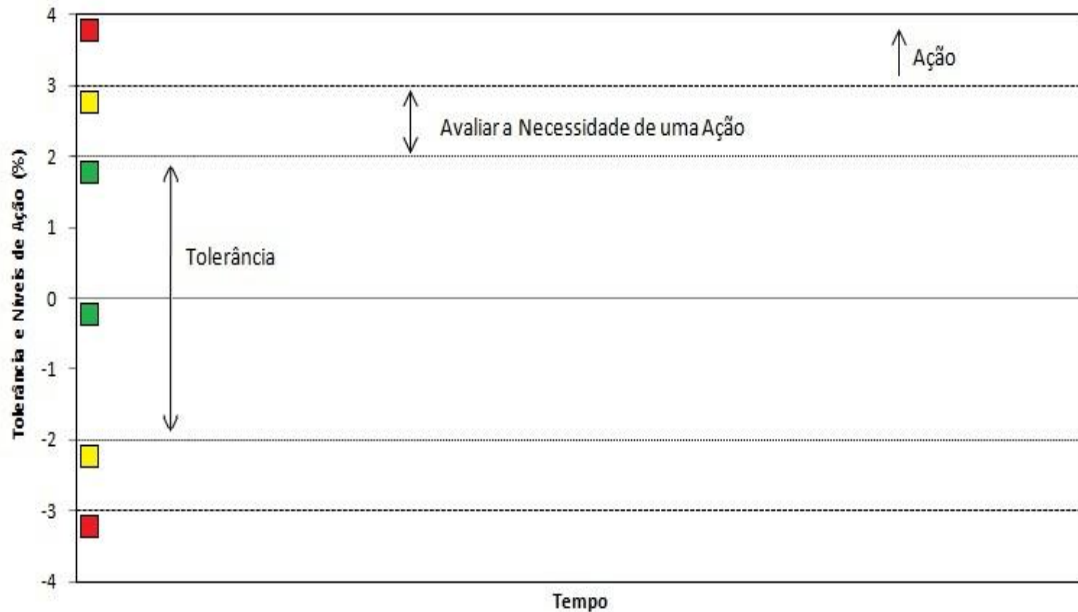


Figura 5: Interpretação dos limites de tolerância e níveis de ação.

Segundo TG- 142, ao realizar um teste de controle de qualidade de um determinado parâmetro cujo limite de tolerância é de $\pm 2\%$:

- qualquer medida obtida dentro desse intervalo de variação é considerada aceitável;
- caso a medida encontra-se perto dos limites de tolerância também é considerada aceitável, porém é necessário um acompanhamento do comportamento desse parâmetro;
- caso a medida ultrapasse os limites de tolerância, é necessário um acompanhamento diário desse parâmetro e caso ainda presente esse comportamento é necessário uma ação com a finalidade de restabelecer a conformidade do parâmetro;
- qualquer medida obtida acima do limite de ação ($\pm 3\%$) é necessário uma ação imediata com a finalidade de restabelecer a conformidade do parâmetro.

5.1 Acidentes na radioterapia

Embora seja clara a importância de minimizar a incerteza na dose do paciente associado com a combinação destas incertezas individuais, há ocasionalmente erros cometidos no tratamento de pacientes que são de uma ordem de magnitude muito maior. Um sistema de garantia de qualidade deve conter pelo menos tanto esforço quanto possível a fim de minimizar a possibilidade de tais erros (Mayles e Thwaites, 2007).

A AIEA publicou uma série de acidentes relatados em diversas partes do mundo e identificou que o problema era assegurar a exatidão quando um grande número de tarefas tem que ser executadas várias vezes todos os dias, diferindo apenas ligeiramente de um paciente para outro (Podgorsak et al, 2005). É preciso reconhecer que todos os profissionais cometem erros já que errar é humano. Particularmente significativa é a história de um físico que verificou o mesmo cálculo em intervalos semanais e só na terceira vez percebeu o erro. As verificações devem, portanto, ser concebidas que são tão independentes quanto possível ao trabalho anterior. Também são essenciais que as condições de trabalho sejam tão propícias quanto possíveis para o trabalho cuidadoso, com atenção especial na redução das interrupções e das distrações, e que os funcionários tenham uma boa quantidade de tempo dedicada ao trabalho que tem que fazer (Mayles e Thwaites, 2007).

Isto porque o tratamento do câncer com radioterapia representa um risco duplo para o paciente:

- em primeiro lugar, há a falha potencial no controle inicial da doença, que, quando maligno, eventualmente é letal para o paciente.
- em segundo lugar, há o risco para o tecido sadio com um aumento da exposição à radiação.

Exposições acidentais em radioterapia podem resultar de um acidente, um evento ou uma seqüência de eventos, incluindo falhas de equipamento e erros operacionais (Holmberg, 2007).

Assim na radioterapia, um acidente, é significativo se os resultados apresentarem uma subdosagem ou sobdosagem, enquanto que na radioproteção convencional (e na legislação de proteção radiológica e

protocolos) as preocupações são geralmente apenas para a sob dosagem (Podgorsak et al., 2005).

Afinal, quando que é considerado um acidente na radioterapia em relação à diferença entre a dose prescrita e a dose entregue no paciente? A partir do objetivo geral de uma precisão de 5% (95 % CL), cerca de duas vezes deste valor parece ser um limite aceitável para a definição de uma exposição acidental (ou seja, uma diferença de 10%); por exemplo, em várias instituições estão definidas que devem ser relatadas às autoridades regulamentadoras que se um equipamento apresentar um mau funcionamento que levaria a uma diferença de 10% em todo tratamento ou uma diferença de 20% em uma única fração. Além disso, a partir de observações clínicas e dos resultados das reações no tecido sadio, há boas evidências de que as diferenças de 10% da dose são detectáveis na prática clínica. Além do que a dose aplicada acidentalmente fora do volume alvo pode levar ao aumento de complicações (Podgorsak et al, 2005).

Em 2000, a AIEA analisou uma série de exposições acidentais em radioterapia para tirar lições para a prevenção de tais ocorrências. Critérios de classificação acidentes radiológicos incluem: (Podgorsak et al, 2005).

- causas diretas de má administração;
- fatores de contribuição;
- prevenção de má administração;
- classificação do risco potencial.

A Tabela 2 mostra alguns exemplos de causas diretas de má administração em radioterapia catalogada e analisada pela AIEA.

Tabela 2: Alguns exemplos de causas diretas de má administração em radioterapia catalogada e analisada pela AIEA (Podgorsak et al, 2005).

| Causas | Número de Acidentes |
|--|----------------------------|
| Erro no calculo do tempo de exposição ou dose | 15 |
| Checagem inadequada da ficha do paciente | 9 |
| Erro na área anatômica a ser tratada | 8 |
| Erro na identificação correta do paciente | 4 |
| Erro envolvendo a falta ou uso incorreto da bandeja | 4 |
| Erro na calibração da fonte de ^{60}Co | 3 |
| Erro de transcrição na dose prescrita | 3 |
| Erro na desativação da fonte em teleterapia | 2 |
| Erro humano durante a simulação | 2 |
| Erro no comissionamento do TPS ^a | 2 |
| Tecnólogo erro no tempo de tratamento ou nas UM ^b | 2 |
| Mau funcionamento do acelerador | 1 |
| Falha mecânica na unidade de tratamento | 1 |
| Erro no controle do software do acelerador | 1 |
| Reparo humano incorreto | 1 |

^a TPS: Sistema de planejamento do tratamento

^b UM: Unidades Monitoras

Estes incidentes são representativos de causas típicas. Armazenamento, categorização e as análises das diferenças nas doses prescritas e entregues em radioterapia podem ser realizadas em muitos níveis. Tabela 2 fornece exemplos de número relativamente pequeno de incidentes relatados, que resultaram em má administração (ou seja, grandes discrepâncias entre as doses prescritas e as doses entregues). Outras avaliações foram relatadas a partir dos resultados dos programas de dosimetria *in vivo* ou outras auditorias na prática da radioterapia em que desvios menores, ou 'quase acidentes', foram analisados. Listas semelhantes de causas com freqüências relativas semelhantes têm sido observadas. Em qualquer análise aprofundada de tais eventos, em qualquer nível, uma série de observações gerais pode ser feita: (Podgorsak et al, 2005).

- erros podem ocorrer em qualquer fase do processo e poderá ser feita por cada grupo de profissionais envolvidos. Particularmente as áreas críticas são as interfaces entre os grupos de pessoal, ou entre os processos, onde a informação é transmitida através da interface.
- a maioria das causas imediatas de exposição acidental também está relacionada à falta de um adequado programa de controle de qualidade ou uma falha na sua aplicação.
- as causas gerais de erros humanos incluem a complacência, a desatenção, falta de conhecimento, o excesso de confiança, as pressões sobre o tempo, a falta de recursos e de falhas na comunicação.

Segundo Duffey (2003), a Comissão Regulamentadora Nuclear (NRC) dos Estados Unidos mantém um grande banco de dados de incidentes de radioterapia, e estimou que cerca de 60% ou mais dos incidentes em radioterapia são devidos a erros humanos.

O erro humano sempre vai ocorrer em qualquer organização e em qualquer atividade. No entanto, o objetivo da existência de um programa de controle global, sistemático e consistentemente aplicados a qualidade é minimizar o número de ocorrências e para identificá-los o mais rápido possível, minimizando assim as suas conseqüências (Podgorsak et al, 2005).

5.2 Equipamento de Garantia da Qualidade

Os equipamentos atualmente utilizados na garantia da qualidade em radioterapia englobam uma grande variedade de dispositivos, desde os mais simples itens mecânicos até sistemas informatizados altamente sofisticados (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.3 Etapas nos equipamentos de garantia da qualidade

Entre a aquisição de um novo acelerador e seu uso clínico, várias etapas devem ser tomadas: a aquisição deve sempre ser baseada em uma lista de itens bem definida, características e recursos no qual o usuário e o fornecedor devem

concordar. Esta constitui a fase de especificação de que é necessário antes de qualquer decisão oficial. Após a entrega e/ou instalação dos equipamentos, uma série de testes de aceitação devem ser realizados. Seu objetivo é certificar-se que o equipamento atende as especificações previamente acordadas por ocasião da aquisição do referido equipamento (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

Durante o procedimento de aceitação a instituição deverá abranger todos os aspectos da utilização clínica do equipamento em questão. Para sistemas mais sofisticados, tais como uma máquina de tratamento ou de um sistema computadorizado de planejamento de tratamento, um tempo significativo ainda é necessário para a realização das medidas, ajustes e testes antes que possa ser usado clinicamente (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

Isso é conhecido como comissionamento, onde a capacidade do sistema para atender aos requisitos clínicos em termos de possibilidades e exatidão deve ser avaliada. Após o comissionamento, o equipamento ainda deve ser mantido sob controle para se certificar de que as características originais não sejam alteradas inadvertidamente. Isto é feito através da criação de verificações periódicas, controle de qualidades (CQ), realizada em intervalos regulares ou após cada grande evento, tais como reparo ou atualização do software (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4 Controle de Qualidade dos aceleradores

As orientações específicas do controle de qualidade em radioterapia têm sido emitidas por organizações mundiais como a Organização Mundial da Saúde, a Agência Internacional de Energia Atômica, e da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (WHO, 1988; ICRP 73).

Estudos na prática de radioterapia têm mostrado que o desenvolvimento de um sistema global no controle de qualidade, incluindo um protocolo explícito e uniforme para a implementação e avaliação da taxa de erro, pode reduzir o nível de incidentes (Huang et al., 2005; Yeung et al. 2005). Segundo Biggs (2003) e Kapanen (2006), análises quantitativas dos dados do controle de qualidade facilitam o reconhecimento de medidas erradas no controle de qualidade e também no comportamento anormal do fator de calibração,

causadas por mau funcionamento, oferecendo uma ferramenta capaz de melhorar o controle da dose.

O objetivo do Programa de Controle de Qualidade é que o desempenho de todos os aceleradores não se afaste de seus valores de referência além das respectivas tolerâncias (Furnari, 2009).

Os parâmetros do acelerador linear podem desviar-se seus valores iniciais, como resultado de inúmeras razões: pode haver mudanças inesperadas no fator de calibração do acelerador, devido à avaria do acelerador; quebra mecânica; acidentes físicos; ou falha do componente. A substituição de componentes principais (guia de ondas, *bending magnet*, etc) também podem alterar o fator de calibração do acelerador a partir dos parâmetros obtidos no comissionamento. Além disso, pode haver mudanças graduais, como resultado do envelhecimento dos componentes do acelerador. Estes padrões de falha devem ser considerados quando se estabelece um programa de controle de qualidade periódico (Klein et al, 2009).

Se as medidas do controle de qualidade identificar desvios do desempenho esperados, ações corretivas são necessárias. Um equipamento do programa de controle de qualidade deve especificar o seguinte: (Podgorsak et al, 2005).

- os parâmetros a serem testados e os exames a serem realizados;
- os equipamentos específicos a serem utilizados para a realização dos testes;
- a geometria dos testes;
- a frequência dos testes;
- o grupo de trabalho ou a realização individual dos testes, bem como a supervisão individual e o responsável para os padrões dos testes e para as ações que podem ser necessárias se os problemas são identificados;
- os resultados esperados;
- os níveis de tolerância e de ação;
- as ações necessárias quando os níveis de tolerância são excedidos.

O conteúdo dos testes devem ser mantidos o mais simples possível, consistente com os objetivos definidos, a fim de otimizar o tempo e esforço com o retorno exigido. As frequências normalmente seguem uma hierarquia que varia

de freqüentes, testes simples de parâmetros críticos que podem afetar dosimetricamente a dose ao paciente (constância do fator de calibração do acelerador) ou geométricos (lasers, indicador de distância óptico, tamanho do campo), até os mais complexos, testes anuais, onde são subconjuntos da aceitação e do comissionamento, durante a revisão anual dos sistemas de dosimetria, os fatores de calibração do acelerador são também estabelecidos, reiterados, ou atualizados. Vários outros testes situam-se entre estes dois extremos (Podgorsak et al, 2005).

5.4.1 Medidas do Fator de Calibração

As medidas do feixe de radiação e a estabilidade do fator de calibração são fundamentais para o controle de qualidade dos aceleradores. A determinação da dose absoluta segue um protocolo de calibração (Aird, Mayles e Mubata, 2007). O protocolo deve ser seguido exatamente quando realizado a calibração definitiva da unidade, mas abordagens mais simples podem ser definidas para efeitos de calibração do dia a dia (Aird, Mayles e Mubata, 2007)

Três diferentes níveis de calibração podem ser definidos:

- calibração definitiva: onde não há conexão a uma calibração prévia então há a possibilidade de que uma grave descalibração possa passar despercebidas. Exemplos de tais situações são quando um novo aparelho é comissionado, quando uma nova câmara monitora é instalada no acelerador ou uma nova fonte é instalada em uma unidade de cobalto.
- calibração de rotina: quando o aparelho é calibrado usando um procedimento que permite a rastreabilidade a um padrão nacional.
- constância de verificação: quando um dispositivo de verificação rápida é usado para estabelecer que o fator de calibração do aparelho não possui um erro significativo.

5.4.1.1 Calibração definitiva

Segundo Mayles, Mubata e Aird (2007), no Reino Unido, as exigências para as calibrações definitivas foram estabelecidas após um incidente no qual uma fonte de ^{60}Co foi mal calibrada. A calibração deve ser feita por um físico experiente, que deve garantir que todos os outros procedimentos do controle de qualidade que possa ter um impacto sobre a calibração tenham sido realizados de forma satisfatória. Isto é essencial porque os parâmetros, tais como a indicação do isocentro ou a planura do feixe podem afetar a calibração.

Um protocolo nacional ou internacional deve ser cuidadosamente seguido e um dosímetro com uma calibração rastreável a um laboratório padronizado secundário deve ser usado. A calibração deve ser repetida com um dosímetro independente e por um físico independente (Aird, Mayles e Mubata, 2007). O equipamento utilizado para a calibração deve ser completamente removido entre estas duas calibrações (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.1.2 Calibração de rotina

O segundo nível de calibração é a calibração de rotina que geralmente é feito semanalmente. Esta deve ser realizada de uma maneira que permite a rastreabilidade da calibração, mas pode usar um conjunto simplificado com as correções necessárias. Tais correções podem incluir uma correção para o uso de um pequeno objeto simulador de PMMA, em vez de um cubo de 30 cm de água. É importante que tais correções não devam ser arbitrárias (ou seja, deveria ser possível estimar o fator de correção desde o início) (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.1.3 Constância de verificação

O terceiro nível de calibração é a verificação de constância que é realizada geralmente diariamente. Isso pode ser tão simples como um instrumento que mostra uma luz verde se o fator de calibração está dentro dos limites definidos, mas é preferível ter um fator de calibração numérico, que permitirá o

acompanhamento das tendências. O fator da distinção de uma verificação da constância é que a comparação deve ser feita para o método padrão de calibração para determinar a leitura esperada. Esta comparação deve ser efetuada no momento da calibração definitiva e repetida em intervalos apropriados (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

Uma série de dispositivos de constância está disponível, podem ser usados diodos ou câmaras de ionização, uma vez que podem ser rapidamente colocados em sua posição. No entanto, é importante que tais dispositivos devam manter sua calibração com um grau de confiabilidade, mesmo porque, muito tempo pode ser desperdiçado ao lidar com falsas indicações de que o aparelho de tratamento está fora da sua calibração (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.2 Freqüência de calibração

A freqüência com que são feitas as verificações do fator de calibração variam de centro para centro. A maioria dos centros realiza, pelo menos, semanalmente. Cada centro precisa rever os seus resultados com regularidade. Se os fatores de calibração estão estáveis, então não há necessidade de mudar a prática. Se esses fatores parecem estar flutuando, podem ser necessárias verificações adicionais. Em particular, pode ser importante investigar se esses fatores de calibração estão variando ao longo do dia em torno de 3%, caso isso ocorra, um nível de ação é necessário (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.3 Uso da câmara de ionização para medida do fator de calibração

As câmaras de ionização são utilizadas em radioterapia e radiodiagnóstico para a determinação da dose de radiação. A determinação da dose em condições de referência também é chamada de calibração do feixe. As Câmaras de ionização possuem várias formas e tamanhos, dependendo das necessidades específicas (Podgorsak et al, 2005).

Para a medida da dose absoluta em um feixe de fótons, é preferida uma câmara com uma capa de grafite. Cada departamento deve ter uma câmara de ionização e eletrômetro em particular que é mantido como o padrão do serviço e

é calibrado em comparação a um instrumento secundário padrão com a calibração rastreável a um laboratório padrão. Uma fonte de ^{90}Sr para a verificação da constância da câmara deve estar sempre disponível e deve ser utilizada em uma base regular sempre que uma calibração definitiva for necessária (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

A maioria das câmaras de ionização utilizadas em radioterapia são não-seladas, de maneira que as medidas devem ser corrigidas para a temperatura e pressão utilizando a fórmula padrão com base na lei do gás ideal (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

Ao calibrar uma câmara de ionização, a carga medida pela câmara depende da pressão atmosférica, temperatura e umidade e, portanto, o coeficiente de calibração deve ser dado para os valores de referência indicado desses parâmetros. Na maioria dos laboratórios padrões o sinal da câmara é corrigida para as condições normais de 20°C (22°C na América do Norte) e $760\text{ mmHg} = 101,325\text{ kPa}$, mas nenhuma correção é aplicada para a umidade. Em vez disso, a umidade relativa do ar durante a calibração é controlada dentro da faixa de 45% para 55%, de modo que o coeficiente de calibração se aplica a umidade relativa do ar em torno de 50%. Caso a umidade relativa do ar esteja fora do intervalo de 20% a 80%, o fator de correção é de 0,997 (Podgorsak et al, 2005).

Portanto, cuidados devem ser tomados para assegurar que a pressão utilizada é a pressão na altura do departamento e não ao nível do mar, e que a temperatura deve ser a da câmara quando colocado no objeto simulador. Se o objeto simulador é mantido em um armário de frio e não na sala de tratamento, é possível que haja uma diferença de temperatura considerável, que deve ser evitada. Para medidas precisas, é essencial que o objeto simulador e a câmara de atinjam a temperatura ambiente antes do início das medidas (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.4 Questões práticas a respeito da calibração de feixe de fótons

Para a calibração dos feixes de fótons a câmara é colocada em condições de referência, definidas no protocolo. Isto é, a uma profundidade além da profundidade em que a contaminação do feixe de elétrons pode ocorrer, pelo

menos 5 cm para as energias de até e incluindo 10MV e 10 cm para energias mais altas. Não há nenhum consenso universal sobre o modo como a unidade monitora do acelerador deve ser definida. Alguns centros optaram por definir 1 UM como indicando 1 cGy no isocentro na profundidade de referência (10 cm) para um campo de 10 x 10 cm². Outra opção comum é definir 1 UM como a entrega de 1 cGy na profundidade de dose máxima, com a superfície do simulador a 100 cm da fonte de radiação (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

O acelerador linear necessita ter um sistema duplo de dosimetria, no qual uma câmara de ionização independente uma da outra, garantindo que a dose prescrita seja dada (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

5.4.5 Verificação da câmara de ionização

O controle de qualidade de equipamentos de medida é tão importante quanto o dos equipamentos de tratamento e devem ser parte de um programa de controle de qualidade. (Kutcher et al., 1994)

É importante manter uma verificação regular da calibração de todos os dosímetros. A maioria das câmaras de ionização pode ser desconectada de seus eletrômetros (embora seja preferível para verificação de rotina deixar a câmara conectada todo o tempo). É vital ter as devidas etiquetas mostrando os fatores de calibração para a câmara de ionização juntamente com seu número de série e com seu eletrômetro (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

Um sistema redundante pode ser estabelecido através da comparação da resposta do equipamento de medidas com uma adequada fonte radioativa de longa duração ⁹⁰Sr. Verificações semestrais desta natureza devem mostrar uma consistência melhor do que 1%. É altamente recomendável que se o acesso a uma fonte de ⁹⁰Sr esteja indisponível, pelo menos dois sistemas independentes de dosimetria devem ser mantidos. Uma máquina de teleterapia de ⁶⁰Co não pode substituir uma fonte de ⁹⁰Sr como parte redundante de um sistema de medida, a menos que não seja usado para tratar pacientes. (Kutcher et al., 1994)

Calibrações cruzadas em comparação ao padrão secundário deve ser feita regularmente, em intervalos de 1 a 3 anos (ou se qualquer dúvida é levantada sobre uma câmara de ionização específica / ou eletrômetro). No momento da

calibração cruzada, verificações da correção de polaridade, correção de recombinação e efeito haste também deve ser realizadas (Aird, Mayles e Mubata, 2007).

6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo Geral

O objetivo deste trabalho consiste em avaliar e analisar a estabilidade do fator de calibração dos aceleradores lineares, bem como o índice de qualidade do feixe normalmente incluído em um programa de controle de qualidade em radioterapia.

6.2 Objetivos Específicos

- Avaliar o comportamento do fator de calibração em relação ao valor obtido durante o comissionamento do acelerador linear;
- Avaliar a estabilidade do índice de qualidade do feixe no decorrer do tempo.

7. MATERIAIS E MÉTODOS

7.1 Aceleradores Lineares

Para a análise do controle de qualidade do fator de calibração e dos demais parâmetros dosimétricos foram utilizados três aceleradores lineares da marca Varian e modelos:

- Clinac 600C, que possui apenas uma energia de 6MV de fótons;
- Clinac 2100CD que é um acelerador dual (fótons e elétrons) no qual a análise do trabalho compreende apenas as energias de 6 MV e 15 MV de fótons;
- Clinac 6EX, que possui apenas uma energia de 6MV de fótons.

A análise desse controle de qualidade compreende um período aproximadamente de 4 a 5 anos e foi realizado no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo.

Esse período de análise foi escolhido levando em consideração dois fatores:

- Primeiro que a grande quantidade de medidas proporciona uma análise estatística com um maior grau de confiabilidade nos resultados;
- E em segundo que adotando esse período estamos analisando o comportamento a longo prazo dos fatores e verificando possíveis necessidades de níveis de ação ou trocas de componentes.

7.2 Conjuntos Dosimétricos

Para a análise dos dados do controle de qualidade, foram utilizados sete conjuntos dosimétricos (câmaras de ionização com volume sensível de 0.6 cm^3 + eletrômetros) para as medidas do fator de calibração e para os índices de qualidade do feixe ($\text{TPR}_{20,10}$) dos três aceleradores lineares, sendo eles:

- câmara Victoreen 580 + eletrômetro da PTW.
- câmara Victoreen 580 + eletrômetro Inovision 35040.
- câmara Scanditronix FC 65 + eletrômetro Dose 1.
- câmara PTW 23.333 + eletrômetro Inovision 35040.

- câmara PTW 23.333 + eletrômetro Dose 1.
- câmara Victoreen 580 + eletrômetro Dose 1.
- câmara PTW + eletrômetro PTW.

Os fatores de calibração dos conjuntos dosimétricos são fornecidos pelo Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares (IPEN), que possui rastreabilidade a um laboratório padrão primário.

7.3 Objetos Simuladores

Geralmente, a água é recomendada como material simulador para a calibração de fótons de megavoltagem e de elétrons. A profundidade de calibração para feixes de raios X de megavoltagem é de 10 cm, enquanto para os feixes de elétrons é na profundidade de referência z_{ref} . A margem sobre o simulador em torno do tamanho do campo deve ser de pelo menos 5 cm de água em todas as direções, e deve haver pelo menos 10 cm de água acima da câmara para fornecer condições adequadas de espalhamento (Podgorsak et al, 2005).

Os objetos simuladores utilizados nas dosimetrias foram:

- um objeto simulador com um sistema 3D de varredura automática (Scanditronix);
- objeto simulador de água com dimensões de 30 x 30 x 30 cm³;
- objeto simulador com dimensões de 20 x 20 x 15 cm³;

7.4 Procedimentos Dosimétricos

7.4.1 Fator de Calibração

Todas as medidas do fator de calibração dos três aceleradores lineares foram realizadas com uma câmara de ionização cilíndrica a prova d'água de 0.6 cm³ de volume sensível, um eletrômetro e um objeto simulador. Pelo protocolo TRS-398 da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) as medidas desse fator foram realizadas nas condições de referência, isto é, para um tamanho de campo de 10 x 10 cm², distância fonte-superfície (DFS) de 100 cm, com a câmara na profundidade de 10 cm e irradiada com 100 UM.

A dose absorvida na água na profundidade de referência z_{ref} , para um feixe de fótons de qualidade Q , é demonstrada pela Figura (6):

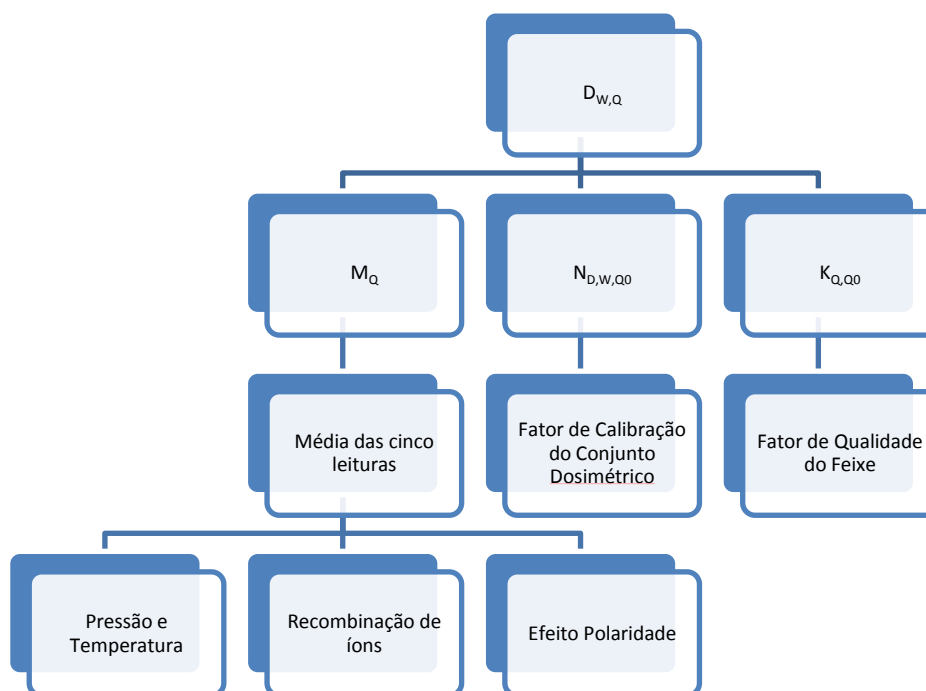


Figura 6: Diagrama esquemático do cálculo do fator de calibração dos aceleradores

Onde M_Q é média das leituras do dosímetro com a câmara posicionada no ponto de referência (z_{ref}) em conformidade com as condições indicadas pelo protocolo e corrigidas para as grandezas de influência de temperatura e pressão, calibração do eletrômetro, efeito de polaridade e recombinação de íons. N_{D,w,Q_0} é o fator de calibração do conjunto dosimétrico (câmara + eletrômetro), e K_{Q,Q_0} é o fator de qualidade do feixe, uma vez que corrige a diferença entre o feixe da qualidade de referência Q_0 e à qualidade real que está sendo usada, Q .

Nessas configurações foram realizadas cinco leituras no conjunto dosimétrico e em seguida tirou-se a média dessas leituras e multiplicou-se pelos fatores de correções da câmara de ionização. O resultado obtido dividiu-se devidamente pela porcentagem de dose profunda (PDP) na profundidade de 10 cm a fim de se obter o fator de rendimento na profundidade de dose máxima.

7.4.2 Índice da Qualidade do Feixe ($TPR_{20,10}$)

A especificação da qualidade de um feixe de fótons tem sido objeto de numerosos estudos, devido à sua relevância na dosimetria de radiações. Entretanto, nenhuma especificação da qualidade do feixe foi encontrada que satisfaça todas as exigências possíveis para ser um especificador único para todas as gamas de energias de fótons utilizados em radioterapia e em todos os aceleradores de possível utilização em hospitais e em laboratórios padrões (IAEA TRS-398, 2000).

Para fótons de alta energia produzidos por aceleradores clínicos, o feixe de qualidade Q é determinado pela razão tecido-fantom, $TPR_{20,10}$.

O $TPR_{20,10}$ é definido como a razão das doses absorvida na água no eixo central do feixe nas profundidades de 20 cm e 10 cm em um objeto simulador de água, obtida com uma distância fonte-detector constante (DFD) de 100 cm e em um tamanho de campo 10 cm x 10 cm na posição do detector, como mostra a Figura 7.

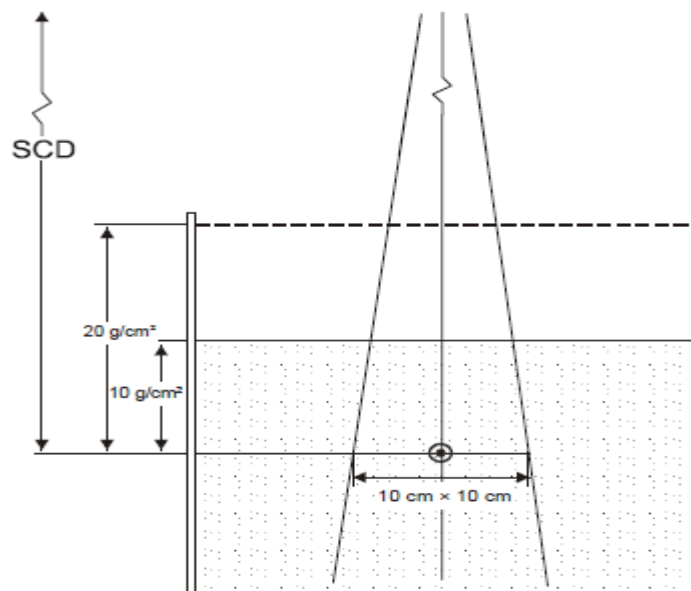


Figura 7: Montagem experimental para a determinação do índice de qualidade do feixe (IAEA TRS-398, 2000)

As medidas do $TPR_{20,10}$ diferem das medidas de porcentagem de dose profunda no sentido que nas medidas de profundidade de dose profunda, o

objeto simulador fica parado e quem se desloca nas diferentes profundidades é a câmara de ionização enquanto que nas medidas de $TPR_{20,10}$, a câmara de ionização é que fica parada e quem se desloca nas diferentes profundidades é o objeto simulador.

Devido à complexidade no esquema dessa medida, a qualidade do feixe especificada pela razão tecido-fantom, $TPR_{20,10}$, foi obtida através da seguinte relação (6) segundo o protocolo TRS - 398:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDP_{20,10} - 0.0595 \quad (6)$$

onde $PDP_{20,10}$ é a razão da porcentagem de dose profunda nas profundidades de 20 cm e 10 cm respectivamente, para um tamanho de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ definido na superfície do objeto simulador com uma distância fonte-superfície de 100 cm.

Outra forma utilizada para medir a qualidade do feixe foi através do $D_{10/5}$ (razão das doses nas profundidades de 10 cm e 5 cm) obtida no objeto simulador de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$.

7.5 Software de Análises

7.5.1 Excel 2007

Para elaboração dos gráficos dos fatores de calibração dos aceleradores e dos índices de qualidade do feixe, ambos em relação ao seu tempo de uso, foi utilizado o software Excel 2007. Esse software foi escolhido devido maior facilidade no manuseio na construção dos gráficos além de permitir uma melhor visualização dos dados obtidos através da distinção da cores atribuídas aos conjuntos dosimétricos. As barras de erros apresentadas nos gráficos dos fatores de calibração foram obtidas através do desvio padrão das cinco leituras do conjunto dosimétrico, enquanto que as barras de erros dos índices de qualidade do feixe foram obtidas através da equação da propagação de erros da divisão. A equação utilizada é apresentada pela equação (7):

$$incerteza = \sqrt{\left(\frac{dA}{A}\right)^2 + \left(\frac{dB}{B}\right)^2} * \frac{A}{B} \quad (7)$$

onde dA e dB são as incertezas das medidas e A e B são as medidas em si.

Todos os gráficos construído foram corroborados pelo software OriginPro 8.0.

7.5.2 SPSS 17.0 Statistic

Para as análises dos resultados obtidos no programa de controle de qualidade, foi utilizado o programa SPSS 17.0 Statistic.

Através do programa foram obtidas as análises descritivas das frequências dos valores tais como:

- a de tendência central que forneceu o número de dados analisados e a média desses valores;
- da dispersão que forneceu o desvio padrão dos valores assim como o valor máximo e mínimo obtido;
- o histograma com a curva de distribuição normal dos valores e a frequência.

Com os valores da média e do desvio padrão obtidos foram calculados manualmente os coeficientes de variação dos fatores de calibração dos três aceleradores segundo a equação (5) e a probabilidade de encontrar um valor do fator de calibração dentro dos limites de $\pm 2\%$ em relação ao comissionamento segundo a equação (8).

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} \quad (5) \qquad Z = \frac{x - \mu}{\sigma} \quad (8)$$

onde σ é o desvio padrão e μ é a média dos valores do fator de calibração.

O programa possui um comando que foi utilizado para transformar os dados sem mudar a estrutura básica do banco de dados. Através do comando *recode into different variables* permitiu-se agrupar os dados do fator de calibração quanto a sua porcentagem e sua frequência, em quatro sub-grupos sendo eles:

- valores abaixo de -2% em relação ao comissionamento;
- valores entre -2% e o centróide (valor de referência);
- valores entre o centróide e +2%;
- valores acima de +2% em relação ao comissionamento.

8. RESULTADOS E DISCUSSÕES

8.1 Fator de Calibração

Para uma análise mais qualitativa do comportamento do fator de calibração dos três aceleradores lineares, os dados obtidos durante a dosimetria foram plotados em diagramas de dispersão.

8.1.1 Clinac 600C

A Figura 8 mostra calibração do acelerador linear em relação ao tempo de uso, o período de análise para o Clinac 600C foi de Julho de 2005 a Dezembro de 2009. A calibração do feixe em termos de valores absolutos de dose absorvida é demonstrada como dose por unidade monitora e devia ser idealmente igual a 1.00, uma vez que durante o comissionamento do equipamento o feixe de radiação deve ser calibrado dentro de condições de referência de acordo com os protocolos de dosimetria internacionalmente adotados. Os limites adotados na análise do acelerador são de $\pm 2\%$ e são demonstrados através das linhas pontilhadas.

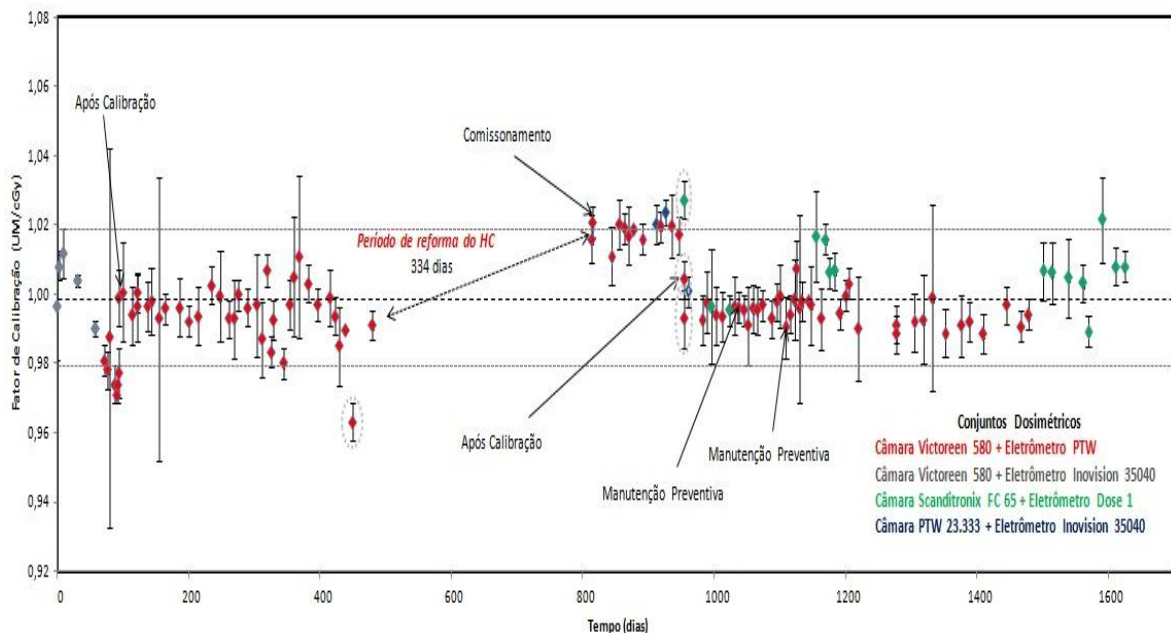


Figura 8: Dosimetrias absolutas do Clinac 600C a curto, médio e longo prazo.

Os fatores de calibração foram obtidos por quatro diferentes conjuntos dosimétricos, no qual para cada conjunto utilizado foi atribuído uma cor para uma melhor visualização dos diferentes valores obtidos. As barras de erros apresentadas na Figura 8 foram obtidas através do desvio padrão das cinco leituras realizadas com os conjuntos dosimétricos mencionados acima. Algumas das barras de erros estão maiores quando comparada com as demais devido à grande oscilação nas cinco leituras o que conseqüentemente ocasionou um desvio padrão muito maior do que as outras que se comportaram mais constantes.

Como mostra a Figura 8, houve uma primeira calibração do acelerador dentro do período analisado uma vez que o fator de calibração apresentou valores sucessivos fora dos limites permissíveis segundo os protocolos da AIEA. Essa calibração teve como objetivo restabelecer a conformidade do fator de calibração. Em alguns pontos percebe-se que existe um pontilhado cinza em seu redor, esses pontilhados significam que houve mais de uma dosimetria realizada no mesmo dia para verificação do fator de calibração obtido anteriormente.

O gap existente entre os valores da Figura 8 foi devido ao acelerador Clinac 600C ter sido desligado durante o período de reforma do hospital. Após essa reforma, o acelerador foi religado e em seguida foi realizado um novo comissionamento com a finalidade de verificar se os parâmetros do feixe haviam sofrido variações em relação a seu primeiro comissionamento. Nesse segundo comissionamento verificou-se que o fator de calibração estava fora dos padrões, então o fabricante foi chamado para fazer os devidos ajustes no acelerador. Depois de seguidos valores obtidos nos limites do protocolo, foi realizada uma segunda calibração seguidas de manutenções preventivas dentro do período analisado.

8.1.2 Clinac 2100CD para a energia de 6MV

A Figura 9 mostra calibração do acelerador linear em relação ao tempo de uso, o período de análise para o Clinac 2100CD para a energia de 6MV de fótons foi de Janeiro de 2006 a Dezembro de 2009. Os limites adotados na análise do acelerador são de $\pm 2\%$ e são demonstrados através das linhas pontilhadas.

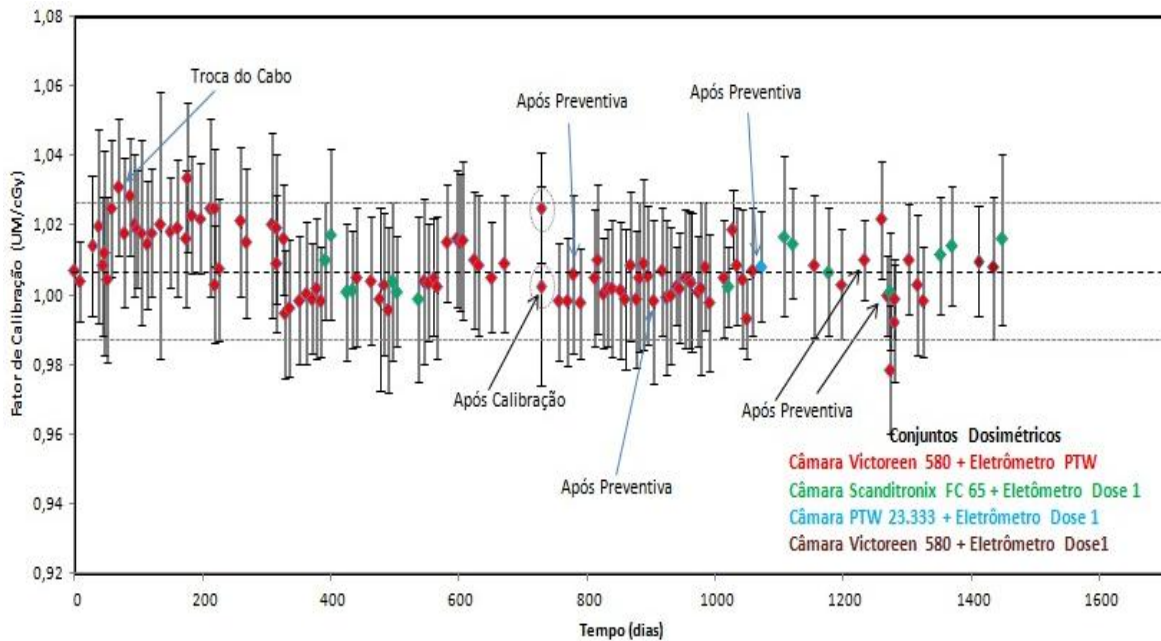


Figura 9: Dosimetrias absolutas do Clinac 2100CD para a energia 6MV de fótons para um período a curto, médio e longo prazo.

Para a análise do comportamento do fator de calibração, foram utilizados quatro conjuntos dosimétricos no qual para cada conjunto foi atribuído uma respectiva cor para distinguir melhor os valores obtidos. Para a energia de 6MV, as barras de erros apresentadas pela Figura 9 foram obtidas através do desvio padrão das cinco leituras dos conjuntos dosimétricos. Percebe-se que durante toda a análise as barras de erros mantiveram-se consideravelmente grandes, uma vez que as cinco leituras dos conjuntos dosimétricos oscilaram bastante durante a realização da dosimetria absoluta.

A Figura 9 mostra que houve uma troca de cabo do conjunto dosimétrico devido a uma possível falha. Em alguns dos pontos da Figura 9 há um pontilhado cinza em seu redor que mostra que naquele determinado dia houve mais de uma dosimetria, uma vez que o dado obtido apresentou-se próximo dos limites de $\pm 2\%$ e, portanto foi realizada uma calibração para restabelecer a conformidade desse fator. Durante o período analisado foram realizadas manutenções preventivas dos aceleradores como indicado na Figura 9.

8.1.3 Clinac 2100CD para a energia de 15 MV

A Figura 10 mostra calibração do acelerador linear em relação ao tempo de uso, o período de análise para o Clinac 2100CD para a energia de 15MV de fótons foi de Janeiro de 2006 a Dezembro de 2009. Os limites adotados na análise do acelerador são de $\pm 2\%$ e são demonstrados através das linhas pontilhadas.

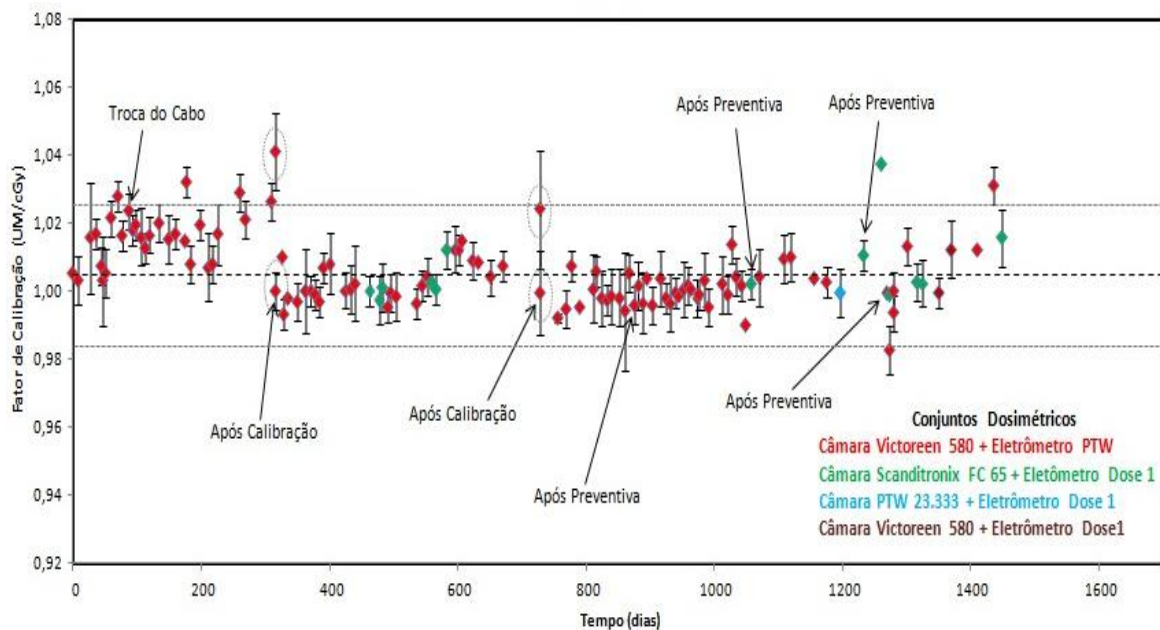


Figura 10: Dosimetrias absolutas do Clinac 2100CD para a energia 15MV de fótons para um período a curto, médio e longo prazo.

Para a análise do comportamento do fator de calibração, quatro conjuntos dosimétricos foram utilizados e para cada conjunto foi atribuído uma respectiva cor para distinguir melhor os valores obtidos. Para a energia de 15MV, as barras de erros apresentadas pela Figura 10 foram obtidas através do desvio padrão das cinco leituras dos conjuntos dosimétricos e se mostraram muito menores quando comparadas a de 6MV, uma vez que as cinco leituras dos conjuntos dosimétricos oscilaram pouco durante a realização da dosimetria absoluta.

Em alguns dos pontos da Figura 10 há um pontilhado cinza em seu redor que mostra que naquele determinado dia houve mais de uma dosimetria, uma vez que o dado obtido apresentou-se próximo dos limites de $\pm 2\%$ e, portanto foi

realizada uma calibração para restabelecer a conformidade desse fator. Durante o período analisado foram realizadas manutenções preventivas dos aceleradores como indicado na Figura 10.

8.1.4 Clinac 6EX

O Clinac 6EX é o acelerador mais novo do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo, tendo seu uso clínico no início de 2008. A Figura 11 mostra calibração do acelerador linear em relação ao tempo de uso, o período de análise para o Clinac 6EX para a energia de 6MV de fótons foi de Abril de 2008 a Junho de 2011. Os limites adotados na análise do acelerador são de $\pm 2\%$ e são demonstrados através das linhas pontilhadas.

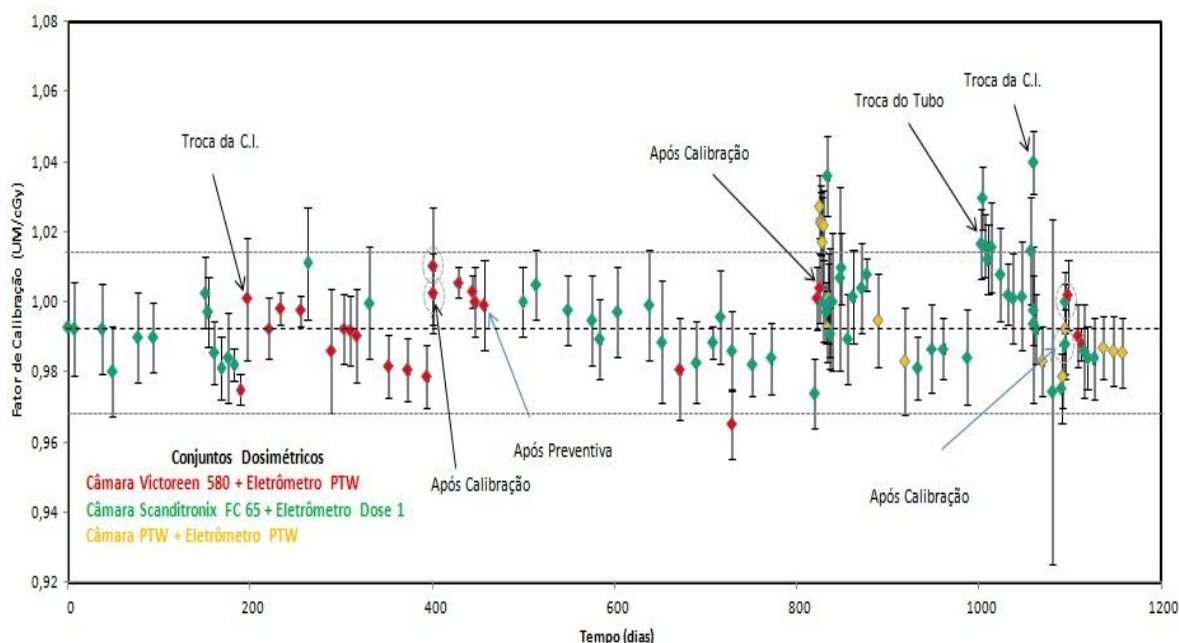


Figura 11: Dosimetrias absolutas do Clinac 6EX a curto, médio e longo prazo.

Os fatores de calibração foram obtidos por três diferentes conjuntos dosimétricos, no qual para cada conjunto utilizado foi atribuído uma cor para uma melhor visualização dos diferentes valores obtidos. As barras de erros apresentadas na Figura 11 foram obtidas através do desvio padrão das cinco leituras dos conjuntos dosimétricos. Algumas das barras de erros estão maiores quando comparada com as demais devido à grande oscilação nas cinco leituras

o que conseqüentemente ocasionou um desvio padrão muito maior do que as outras.

Como mostra a Figura 11, houve uma troca da câmara de ionização do acelerador uma vez que os valores obtidos apresentavam uma tendência decrescente em dosimetrias diárias. Após a troca da câmara de ionização do acelerador, o fator de calibração apresentou oscilações dentro dos limites aceitáveis, porém com alguns valores obtidos próximos ao limite inferior de -2% em relação ao valor do comissionamento foi realizada uma primeira calibração para restabelecer a conformidade. Conseqüentemente verificou-se que o fator de calibração continuou apresentando uma tendência decrescente ao longo do tempo e uma segunda calibração foi realizada. Após essa segunda calibração, dosimetrias diárias passaram a ser realizadas para um acompanhamento mais detalhado do comportamento do fator de calibração e para qual foram intercalando os conjuntos dosimétricos.

Com os valores obtidos, considerou-se necessário a substituição do tubo do acelerador seguida de uma nova troca das câmaras de ionização do acelerador e de uma terceira calibração. Depois de realizado essas três etapas, o fator de calibração passou a se mostrar mais constantes e com valores bem próximos uns dos outros.

8.2 Análise Quantitativa dos Sub-Grupos dos Fatores de Calibração dos três aceleradores lineares

Os dados dos fatores de calibração dos três aceleradores, dentro do período de analisado, foram distribuídos e plotados em um diagrama de barras em quatro sub-grupos distintos, sendo eles:

- os dados obtidos com valor inferior a -2% em relação ao comissionamento do acelerador linear;
- os dados que se encontravam entre o limite de -2% e o centróide, sendo o centróide o valor obtido durante o comissionamento do acelerador e considerado como valor de referência;
- os dados entre o centróide e o limite de +2%;

- e por fim, os dados acima do limite de +2% em relação ao comissionamento do acelerador linear.

Estes sub-grupos teve como finalidade a verificação das semelhanças entre os comportamentos do fator de calibração em diferentes aceleradores lineares e em diferentes energias (6MV e 15MV). A Figura 12 mostra o qualitativo do resultado dessa análise obtida pelo programa SPSS.

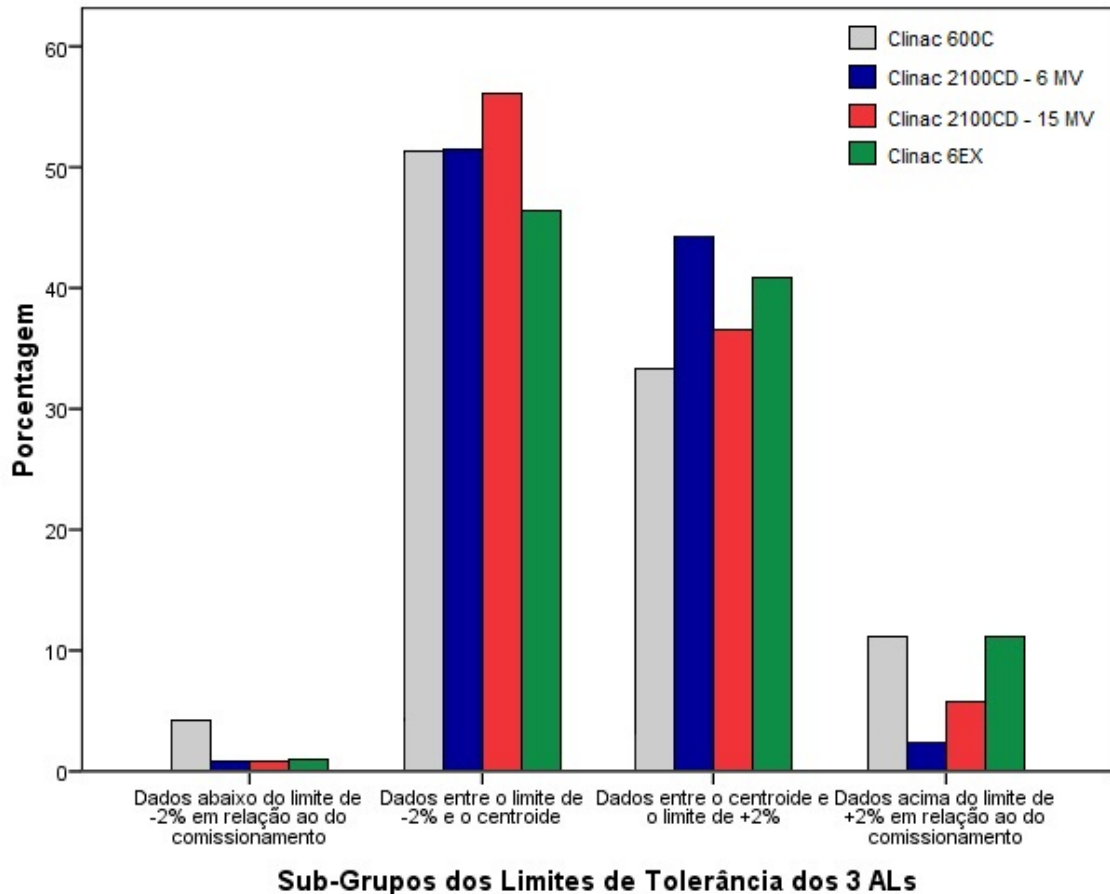


Figura 12: Análise dos sub-grupos dos fatores de calibração dos 3 aceleradores lineares.

Pela Figura 12 e Tabela 3, percebe-se a semelhança entre os dados do fator de calibração e uma predominância dos mesmos entre o limite inferior (-2%) e o centróide. A Tabela 3 mostra uma análise mais quantitativa desse resultado.

Tabela 3: Análise quantitativa do resultado dos sub-grupos dos fatores de calibração dos três aceleradores lineares.

| Fator de Calibração | Clinac 600C | Clinac 2100CD^a | Clinac 2100CD^b | Clinac 6EX |
|-------------------------------|------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|-----------------------|
| Inferior ao Limite de -2% | 4,27% | 0,81% | 0,82% | 0,93% |
| Limite Inferior e o Centróide | 51,29% | 52,03% | 56,56% | 46,74% |
| Centróide e o Limite Superior | 33,33% | 44,72% | 36,88% | 41,12% |
| Superior ao Limite de +2% | 11,11% | 2,44% | 5,74% | 11,21% |

^a Energia de 6MV; ^b Energia de 15MV

A análise mais aprofundada mostra que para o Clinac 600C:

- 4,27%, ou seja, cinco dados analisados encontraram-se abaixo do limite de -2% em relação ao valor obtido durante o comissionamento;
- 51,28%, ou seja, 60 dados encontraram-se entre o limite de -2% e o centróide;
- 33,33% representam 39 dados encontrados entre o centróide e o limite de +2%;
- E 11,1% representam 13 dados encontrados acima do limite de +2% em relação ao valor obtido no comissionamento.

Quatro dos cinco dados abaixo dos limites foram obtidos sucessivamente e foram tomadas as devidas ações corretivas (1^o calibração do acelerador dentro do período analisado) e um dos dados apresentou um valor inferior ao limite, porém, ao realizar novamente a medida, o mesmo já se encontrou na conformidade. Doze dos treze dados obtidos acima dos limites foram obtidos também sucessivamente logo após o acelerador ter sido religado após a reforma, novamente foram realizadas as ações necessárias para restabelecer a conformidade do fator de calibração. E por fim um dos dados acima do limite pode ter sido devido a uma pequena flutuação no conjunto dosimétrico.

Para o Clinac 2100CD para a energia de 6MV:

- 0,81%, ou seja, apenas um dado analisado encontrou-se abaixo do limite de -2% em relação ao valor obtido durante o comissionamento;
- 52,03%, ou seja, 64 dados encontraram-se entre o limite de -2% e o centróide;
- 44,72% representam 55 dados encontrados entre o centróide e o limite de +2%;
- E 2,44% representam 3 dados encontrados acima do limite de +2% em relação ao valor obtido no comissionamento.

O único dado obtido abaixo dos limites pode ser atribuído a uma pequena variação no conjunto dosimétrico (Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro PTW) uma vez que foram realizadas dosimetrias diárias após a obtenção desse dado e todas as dosimetrias apresentaram valores dentro dos limites aceitáveis. Em sua grande maioria dos casos, os dados obtidos estiveram dentro dos limites, porém abaixo do considerado ideal que é igual a 1.00. Em apenas três casos obteve-se valores superiores ao limite de +2% e no qual se pode atribuir que dois desses casos podem ser devidos ao cabo do conjunto dosimétrico uma vez que o mesmo foi trocado em seguida.

Para o Clinac 2100CD para a energia de 15MV:

- 0,82%, ou seja, apenas um dado analisado encontrou-se abaixo do limite de -2% em relação ao valor obtido durante o comissionamento;
- 56,56%, ou seja, 69 dados encontraram-se entre o limite de -2% e o centróide;
- 36,89% representam 45 dados encontrados entre o centróide e o limite de +2%;
- E 5,74% representam 7 dados encontrados acima do limite de +2% em relação ao valor obtido no comissionamento.

O único dado obtido abaixo dos limites pode ser atribuído a uma pequena variação no conjunto dosimétrico (Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro PTW) uma vez que foram realizadas dosimetrias diárias após a obtenção desse dado e todas as dosimetrias apresentaram valores dentro dos limites aceitáveis. Em

uma grande maioria dos casos, os dados obtidos estiveram dentro dos limites, porém abaixo do considerado ideal que é igual a 1.00. Em quatro dos sete casos em que se obtiveram valores superiores ao limite de +2% foram obtidos logo após a troca do cabo do conjunto dosimétrico e onde o fator de calibração continuou apresentando oscilações muito próximas ao limite necessitando assim de uma ação corretiva com a finalidade de restabelecer a conformidade do fator de calibração.

E por fim, para o Clinac 6EX:

- 0,93%, ou seja, apenas um dado analisado encontrou-se abaixo do limite de -2% em relação ao valor obtido durante o comissionamento;
- 46,73%, ou seja, 50 dados encontraram-se entre o limite de -2% e o centróide;
- 41,12% representam 44 dados encontrados entre o centróide e o limite de +2%;
- E 11,21% representam 12 dados encontrados acima do limite de +2% em relação ao valor obtido no comissionamento.

O único valor obtido abaixo do limite de -2% pode ser atribuído a uma pequena flutuação no conjunto dosimétrico uma vez que os dados seguintes estiveram dentro dos limites aceitáveis. Na sua grande maioria dos casos, os dados apresentaram valores entre o limite inferior e o centróide. Seis dos doze valores obtidos acima do limite de +2% foram obtidos antes da troca do tubo do acelerador, quatro logo após a troca do tubo e os últimos dois próximos a segunda troca da câmara de ionização.

8.3 Análises Estatísticas dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares

Os dados dos fatores de calibração dos três aceleradores lineares realizados nas condições de referência, ou seja, tamanho de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância fonte superfície de 100 cm, com a câmara de ionização na profundidade de 10 cm e a câmara sendo irradiada com 100 UM, foram analisados através do programa SPSS que forneceu a média aritmética dos valores bem como os

desvios padrão respectivos. Com esses valores, foram calculados os coeficientes de variação com a finalidade de verificar a dispersão dos dados em relação à média e o cálculo de probabilidade a fim de se estimar qual a probabilidade de se obter o fator de calibração dentro dos limites de $\pm 2\%$ de tolerância para os três aceleradores como ilustra o cálculo da equação (8) referente ao Clinac 600C.

$$P(0,977 \leq X \leq 1,017)$$

$$Z = \frac{X - \mu}{\sigma}$$

$$Z = \frac{0,977 - 0,998}{0,012} = -1,85 \rightarrow P(z \leq -1,85) = 1 - 0,968 = 0,032 \quad (8)$$

$$Z = \frac{1,017 - 0,998}{0,012} = 1,58 \rightarrow P(z \leq 1,58) = 0,943$$

$$P(0,977 \leq X \leq 1,017) = 0,943 - 0,032 = 0,911$$

$$P(0,977 \leq X \leq 1,017) = 91,10\%$$

A Tabela 4 mostra o número de medidas analisadas, a média desses fatores obtida dentro do período de análise, o desvio padrão, os valores dos cálculos dos coeficientes de variação e as probabilidades.

Tabela 4: Análise Quantitativa dos Fatores de Calibração para os três Aceleradores Lineares

| | N | Média±Desvio Padrão | Coefficiente de Variação | Probabilidade |
|----------------------------------|----------|----------------------------|---------------------------------|----------------------|
| Clinac 600C | 117 | 0,998±0,012 | 1,16% | 91,10% |
| Clinac 2100CD^a | 123 | 1,008±0,009 | 0,90% | 97,80% |
| Clinac 2100CD^b | 122 | 1,006±0,010 | 1,01% | 95,07% |
| Clinac 6EX | 107 | 0,996±0,014 | 1,37% | 84,33% |

^a Energia de 6MV; ^b Energia de 15MV

Os valores dos coeficientes de variação se mostraram próximos a 1% em relação à média, com exceção do Clinac 6EX que ficou próximo a 1,4% uma vez que esse houve grandes oscilações no fator de calibração devido a trocas de componentes do acelerador. Com a análise estatística realizada desse fator

de calibração é esperado que, em condições ideais, o fator de calibração se encontre dentro dos limites de $\pm 2\%$ em relação ao comissionamento em mais de 90% dos casos para o Clinac 600C e Clinac 2100CD. Para o Clinac 6EX, é esperado que esse fator se encontre dentro dos limites em aproximadamente 85% dos casos, uma vez que esse acelerador teve que trocar alguns de seus componentes.

Através dos valores obtidos durante o período de análise, pode-se concluir que os dados do fator de calibração dos aceleradores mostraram-se em sua grande maioria dentro dos limites permissíveis segundo os protocolos internacionalmente adotados pelo hospital.

Pelo programa SPSS, pode-se analisar os fatores de calibração dos três aceleradores através da curva da distribuição normal dos dados obtidos durante as dosimetrias, como mostra a Figura 13 para o Clinac 600C. Uma razão para a distribuição normal ser considerada importante é porque qualquer que seja a distribuição da variável de interesse, para grandes amostras, a distribuição das médias amostrais tenderão a uma distribuição normal à medida que o tamanho da amostra cresce.

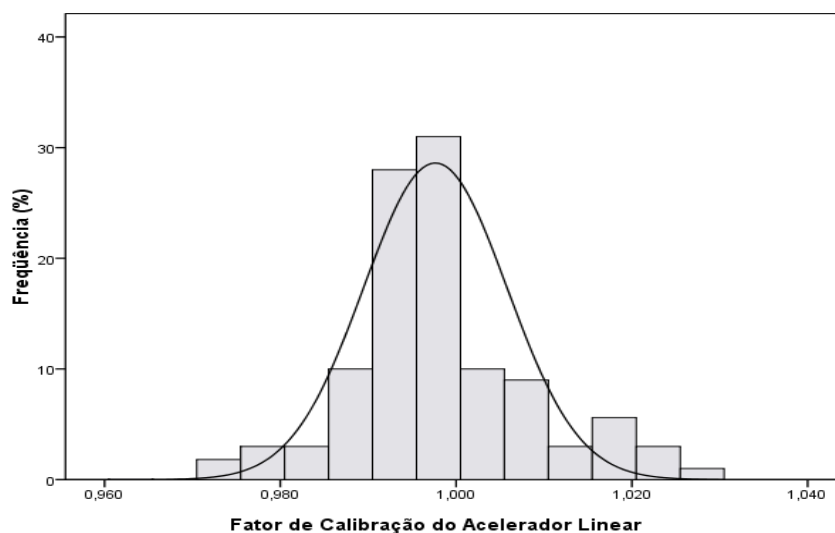


Figura 13: Distribuição normal da média das medidas para o Clinac 600C.

A Tabela 5 mostra os intervalos do fator de calibração obtidos através da distribuição normal das médias das medidas para os três aceleradores lineares.

Tabela 5: Intervalos dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares

| Distribuição Normal | Clinac 600C | Clinac 2100CD ^a | Clinac 2100CD ^b | Clinac 6EX |
|---------------------|---------------|----------------------------|----------------------------|---------------|
| 68,26% - (1 DP) | 0,986 – 1,010 | 0,999 – 1,017 | 0,996 – 1,016 | 0,982 – 1,009 |
| 95,45% - (2 DP) | 0,974 – 1,022 | 0,989 – 1,026 | 0,986 – 1,026 | 0,973 – 1,019 |

^a Energia de 6MV; ^b Energia de 15MV

8.4 Índices de Qualidade do Feixe (TPR_{20,10})

Ao se analisar os parâmetros da qualidade do feixe, vale lembrar que a principal característica do TPR_{20,10} é a independência da contaminação de elétrons pelo feixe principal, além de ser uma medida do coeficiente de atenuação efetiva. Como o TPR_{20,10} é obtido como a razão das medidas de dose em duas profundidades distintas (20 cm e 10 cm) não é necessário o uso de fatores de correção de deslocamento das câmaras de ionização uma vez que foram utilizadas as recomendações descritas pelo TRS-398.

Nota-se pela Figura 14 que os parâmetros dosimétrico para os três aceleradores lineares na energia de 6MV estão reprodutíveis tanto para o TPR_{20,10} quanto que para o D₁₀/D₅ em um período de aproximadamente 1600 dias. Em apenas uma ocasião para o acelerador Clinac 600C houve um resultado em que o TPR_{20,10} se encontrava fora da conformidade que provavelmente foi devido a uma pequena variação no sistema dosimétrico uma vez que esse parâmetro foi investigado com medidas posteriores diárias e os valores já se encontravam dentro dos padrões.

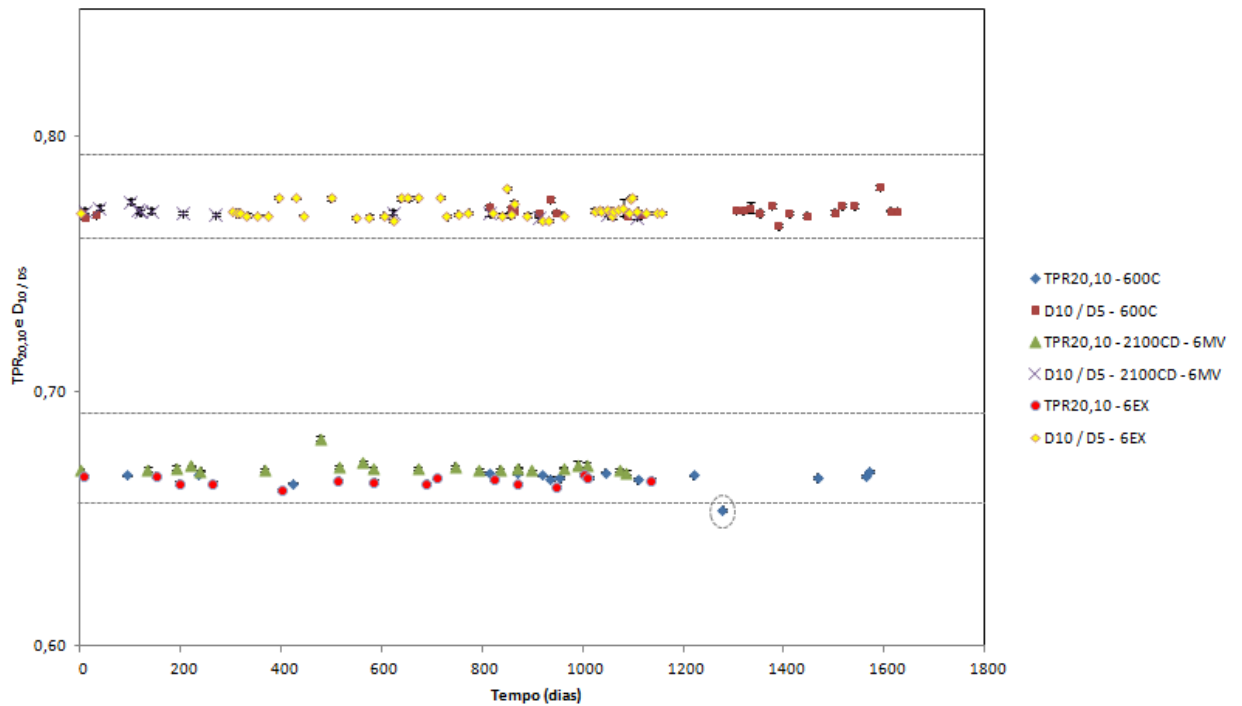


Figura 14: Índice de qualidade do feixe dos três aceleradores investigados neste trabalho para a energia de 6MV de fótons.

Pela Figura 15 pode-se perceber que os índices da qualidade do feixe para o Clinac 2100CD na energia de 15MV também estão reprodutíveis e dentro dos limites permitidos de $\pm 2\%$ em relação ao valor obtido durante o comissionamento.

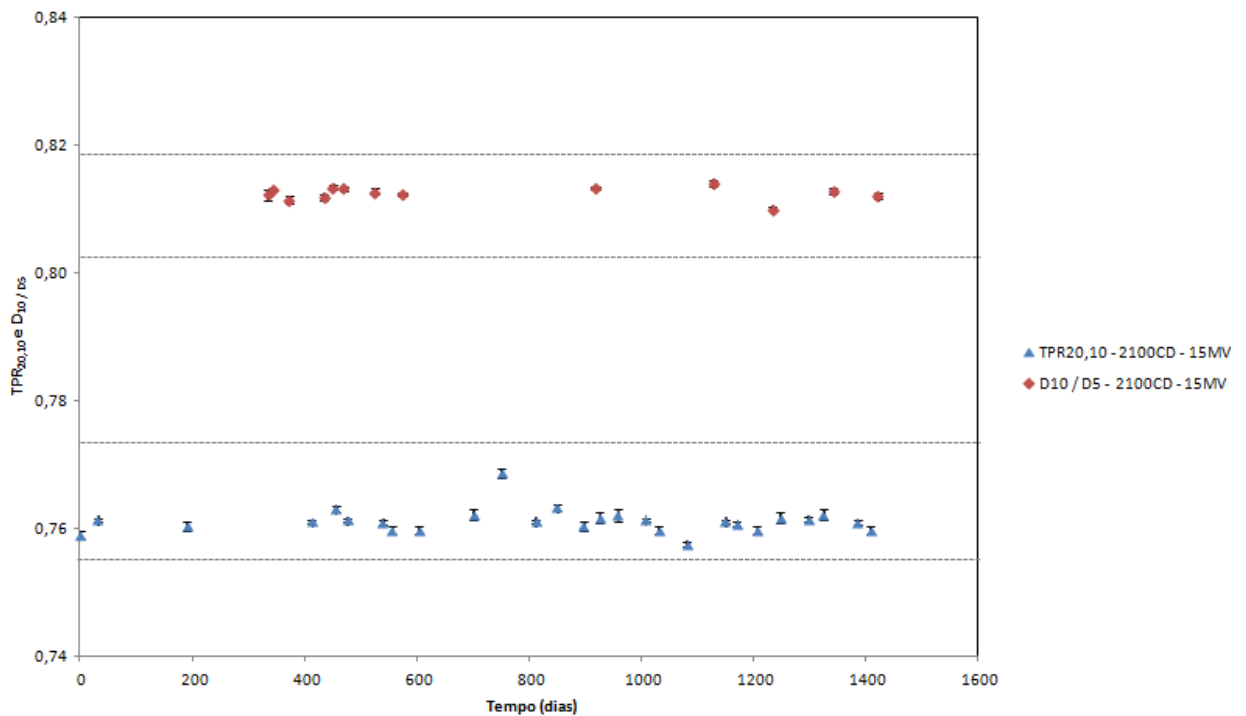


Figura 15: Índice de qualidade do feixe do Clinac 2100CD para a energia de 15MV de fótons.

As barras de erros das duas Figuras 14 e 15 relativas aos índices da qualidade do feixe foram obtidas através da equação (7) referente à propagação de erros da divisão. Esses erros são extremamente pequenos e pode-se perceber visualmente pelo gráfico uma vez que para aparecerem teve-se que adotar um tamanho de ponto o menor possível.

Os índices de qualidade do feixe para os três aceleradores e para as duas faixas de energia analisadas, 6MV e 15 MV de fótons, se mostraram bastante satisfatórios e dentro do limites de $\pm 2\%$ em relação ao comissionamento dos aceleradores, com exceção de apenas uma medida para o Clinac 600C.

8.5 Desempenho global dos Fatores de Calibração dos três Aceleradores Lineares e dos Conjuntos Dosimétricos

Com os dados dos fatores de calibração dos 3 aceleradores lineares, foi realizado uma análise do desempenho global desses fatores utilizando apenas os dados obtidos nas condições de referência. A Tabela 6 fornece o número de medidas analisadas, a média dos fatores de calibração e o desvio padrão.

Pela Tabela 6 nota-se que a média dos valores obtidos do fator de calibração dos três aceleradores lineares e para as duas faixas de energia (6MV e 15 MV) utilizando os diferentes conjuntos dosimétricos estão muito próximos, diferindo um pouco apenas no conjunto dosimétrico câmara PTW 23.333 + eletrômetro Dose 1, o que pode ser atribuído ao fato de que esse conjunto dosimétrico não é a prova d'água sendo pouco utilizada na rotina e portanto ocorreram poucas medidas para uma análise mais efetiva. O conjunto dosimétrico mais utilizado nas dosimetrias foi a câmara Victoreen 580 + eletrômetro PTW com 331 medidas entre os três aceleradores.

Tabela 6: Comparação entre as médias dos fatores de calibração dos diferentes conjuntos dosimétricos

| | N | Média | Desvio Padrão |
|--|-----|--------|---------------|
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro PTW | 331 | 1,0026 | 0,0116 |
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro Inovision 35040 | 5 | 1,0021 | 0,0087 |
| Câmara Scanditronix FC 65 + Eletrômetro Dose 1 | 110 | 1,0005 | 0,0126 |
| Câmara PTW 23.333 + Eletrômetro Inovision 35040 | 3 | 1,0149 | 0,0122 |
| Câmara PTW 23.333 + Eletrômetro Dose 1 | 2 | 1,0295 | 0,0110 |
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro Dose 1 | 4 | 1,0151 | 0,0108 |
| Câmara PTW + Eletrômetro PTW | 15 | 0,9997 | 0,0180 |

Pela Figura 16 e pela Tabela 7, percebe-se que os fatores de calibração dos conjuntos dosimétricos se mostraram praticamente constantes ao longo dos últimos anos investigados neste trabalho. Três dos sete conjuntos utilizados apresentam mais de um certificado de calibração fornecidos pelo IPEN e apenas no conjunto dosimétrico câmara Victoreen 580 + eletrômetro PTW houve uma pequena discrepância entre os valores do $N_{D,W}$. No entanto, os testes realizados no hospital com uma fonte de ^{90}Sr de referência não mostraram diferenças significativas que pudessem explicar a diferença de aproximadamente 2% obtida na última calibração. Os outros quatro conjuntos apresentam apenas uma calibração, porém nota-se que os valores do $N_{D,W}$ são

bastante próximos como esperado já que todas estas câmaras tem volumes sensíveis muito próximos entre si.

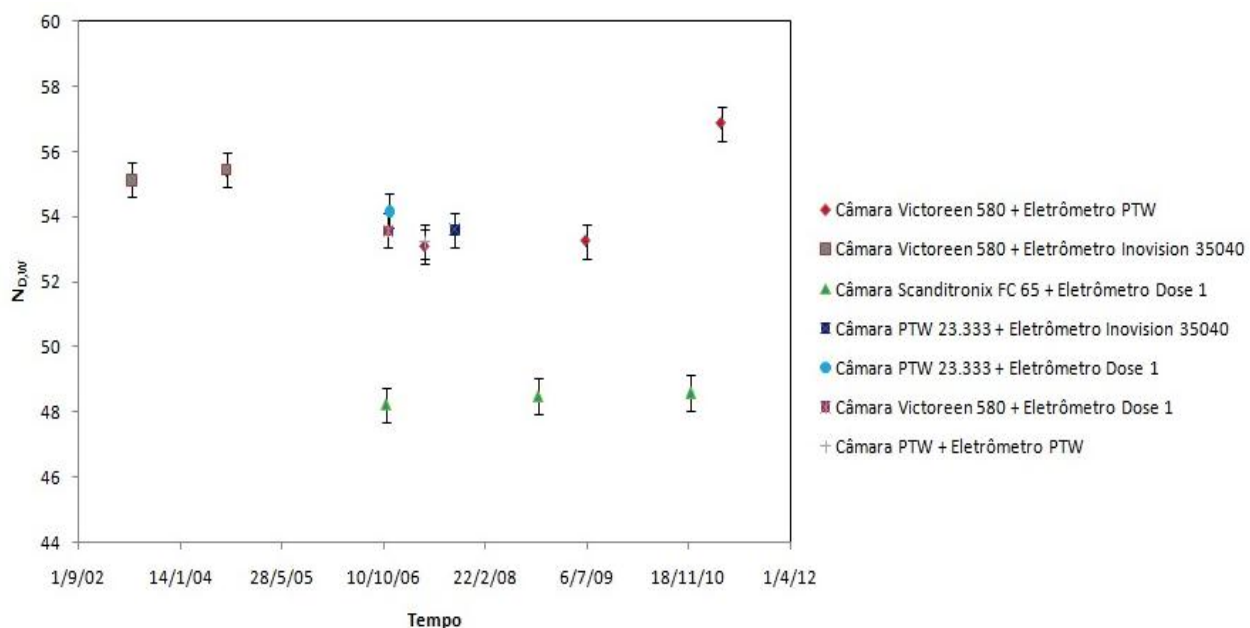


Figura 16: Comparação entre os $N_{D,W}$ dos diferentes conjuntos dosimétricos

Tabela 7: Comparação entre os $N_{D,W}$ dos diferentes conjuntos dosimétricos

| | N | $N_{D,W}$ | Incerteza |
|--|---|-----------|-----------|
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro PTW | 3 | 54,40 | 1% |
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro Inovision 35040 | 2 | 55,28 | 1% |
| Câmara Scanditronix FC 65 + Eletrômetro Dose 1 | 3 | 48,43 | 1% |
| Câmara PTW 23.333 + Eletrômetro Inovision 35040 | 1 | 53,60 | 1% |
| Câmara PTW 23.333 + Eletrômetro Dose 1 | 1 | 54,17 | 1% |
| Câmara Victoreen 580 + Eletrômetro Dose 1 | 1 | 53,56 | 1% |
| Câmara PTW + Eletrômetro PTW | 1 | 53,22 | 1% |

Por esta análise, é possível concluir que a variação a médio e longo prazo nos fatores de calibração fornecidos pelo laboratório de Calibração do IPEN não influenciaram diretamente na análise dos resultados dos fatores de calibração dos três aceleradores lineares investigados neste trabalho.

9. Conclusões

Com toda análise realizada pode-se concluir que um estudo detalhado do fator de calibração e dos demais parâmetros dosimétricos englobados no controle de qualidade do ponto de vista quantitativo é extremamente útil e fornece uma visão melhor do comportamento desses fatores permitindo assim reconhecer erros potenciais nas medidas de dose obtidas em condições de referência.

Através dos valores obtidos durante o período de análise, pode-se concluir que os dados do fator de calibração dos aceleradores mostraram-se em sua grande maioria dentro dos limites permissíveis segundo os protocolos internacionalmente adotados pelo hospital. Com a análise estatística realizada desse fator de calibração é esperado que, em condições ideais, o fator de calibração se encontre dentro dos limites de $\pm 2\%$ em relação ao comissionamento em mais de 90% dos casos para o Clinac 600C e Clinac 2100CD. Para o Clinac 6EX, é esperado que esse fator se encontre dentro dos limites em aproximadamente 85% dos casos, uma vez que esse acelerador teve que trocar alguns de seus componentes.

Os índices de qualidade do feixe para os três aceleradores e para as duas faixas de energia analisadas, 6MV e 15 MV de fótons, se mostraram bastante satisfatórios e dentro do limites de $\pm 2\%$ em relação ao comissionamento dos aceleradores, com exceção de apenas uma medida para o Clinac 600C.

Com a avaliação e análise da estabilidade do fator de calibração dos 3 aceleradores lineares no Hospital das Clínicas, bem como os demais parâmetros dosimétricos normalmente incluídos em um programa de controle de qualidade em radioterapia, foi possível identificar as eventuais variações acima dos limites permissíveis, com as devidas ações corretivas para restabelecer os parâmetros desejados. Esta análise a curto, médio e longo prazo permitiu a consolidação de todas as ações tomadas para assegurar a estabilidade dos fatores de calibração de uma maneira mais coesa e com a devida segurança atualmente exigida em todo e qualquer procedimento radioterápico.

As ações corretivas adotadas no Hospital das Clínicas, tais como: verificar o comportamento do acelerador antes de fazer qualquer tipo de ajuste; verificar as

causas destas eventuais discrepâncias junto ao fabricante; e verificar o comportamento dos aceleradores sempre que houver a troca de algum componente essencial (tubo acelerados, klystron, magnetron, etc.). Uma análise detalhada sob o ponto de vista estatístico constitui em uma ferramenta essencial nesta análise.

Os controles de qualidades realizados em todos os conjuntos dosimétricos devem ser realizados concomitantemente ao controle de qualidade dos aceleradores a fim de assegurar que as possíveis variações encontradas na dosimetria rotineira dos aceleradores não estão sendo influenciada de forma alguma por um comportamento eventual e anômalo do conjunto de medidas em questão. A realização da dosimetria dos aceleradores com diversos conjuntos dosimétricos foi de fundamental importância na tomada de decisões das ações corretivas adotadas ao longo destes anos.

Por esta análise, é possível concluir que a variação a médio e longo prazo nos fatores de calibração fornecidos pelo laboratório de Calibração do IPEN dos conjuntos dosimétricos empregados neste estudo não influenciaram diretamente na análise dos resultados dos fatores de calibração dos três aceleradores lineares investigados neste trabalho.

O estudo mostrou a importância de uma análise criteriosa e sistemática dos resultados obtidos a partir de um programa de CQ estabelecido a fim de prevenir eventualmente a ocorrência de falhas e/ou anomalias nos aparelhos em questão.

Fica a sugestão para os hospitais de realizar esse tipo de análise dos dados (fator de calibração, energia) a médio e longo prazo, levando em consideração um período de 3 a 5 anos pelo menos.

Referências Bibliográficas

Biggs P J 2003 Review of the energy check of an electron-only linear accelerator over a 6 year period: sensitivity of the technique to energy. Medical Physics, Vol. 30, No. 4, 2003

BUREAU INTERNATIONAL DES POIDS ET MEASURES. Joint Committee for Guides in Metrology. Evaluation of measurement data – guide to the expression of uncertainty in measurement: GUM 1995 with minor corrections Paris: 2008. (JCGM 100:2008).

Bisquerra R, Sarriera J C, Martinez F. Introdução a Estatística: Enfoque Informático com o Pacote Estatístico SPSS. Artmed, 2004. 255p.

Brahme A et al. Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons. Acta Oncologica, 1988.

Delaney G et al. The role of radiotherapy in cancer treatment: Estimating optimal utilization from a review of evidence-based clinical guidelines. Cancer, 2005, 104:1129–1137.

Duffey RB, Saull JW. Know the risk: Learning from errors and accidents: Safety and risk in today's technology. US: Butterworth Heinemann Publications, 2003

Furnari L. Controle de qualidade em radioterapia. Revista Brasileira de Física Médica, Vol. 3, No. 1: 77 – 90, 2009

Holmberg O. Accident prevention in radiotherapy. Biomedical Imaging and Intervention Journal, 2007, 3(2):e27. (<http://www.biiij.org/2007/2/e27>)

Huang G et al. Error in the delivery of radiation therapy: results of a quality assurance review. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2005, 61(5):1590–1595.

International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry

Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Report Series. IAEA TRS-398. 2000; Vienna, Austria.

International Commission on Radiological Protection (ICRP). Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP 73. Annals of the ICRP, 1996, Vol. 26, Num. 2.

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU Report 24. Bethesda, MD: ICRU, 1976

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

Kapanen M, Tenhunen M, Hämäläinen T, Sipilä P, Parkkinen R, Järvinen H. Analysis of quality control data of eight modern radiotherapy linear accelerators: the short- and long-term behaviours of the outputs and the reproducibility of quality control measurements. Phys. Med. Biol., Vol. 51: 3581 - 3592, 2006

Khan F M. Physics of Radiation Therapy. 3^a ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 560p.

Klein et al. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Quality Assurance of Medical Accelerators. Task Group 142, Medical Physics, Vol. 36, No. 9, 2009

Kutcher et al. American Association of Physicists in Medicine. Comprehensive QA for Radiation Oncology, Task Group 40, Report 40, Medical Physics, Vol. 21, No. 4, 1994

Mayles P, Nahum A, Rosenwald J C. Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. 1^a ed. Boca Raton, 2007. 1393p.

Mijnheer BJ, Battermann JJ, Wambersie A. Reply to: Precision and accuracy in radiotherapy. Radiotherapy and Oncology, 1989, 14:163–167.

Podgorsak E. B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. IAEA, Vienna, 2005. 657p.

Salvajoli João V. Radioterapia em Oncologia. 1^a ed. Medsi, 1999. 1264p.

Scaff Luiz A. M. Física da Radioterapia. 1ª ed. Projeto Saber, 1997. 351p.
The Swedish Council on Technology Assessment in Health Care (SBU).
Systematic Overview of Radiotherapy for Cancer including a Prospective
Survey of Radiotherapy Practice in Sweden 2001 – Summary and Conclusions.
Acta Oncologica, 2003, 42:357–365.

Vuolo J H. Fundamentos da Teoria de Erros. 2º Edição, Edgard Blücher, 1996.
249p.

Yeung TK et al. Quality assurance in radiotherapy: evaluation of errors and
incidents recorded over a 10 year period. Radiotherapy and Oncology, 2005,
Mar;74 (3):283–291.

World Health Organization (WHO). Quality Assurance in Radiotherapy. Geneva:
WHO, 1988