

## Considerações sobre avaliação de incertezas na obtenção da curva de PDD na garantia de qualidade em teleterapia

**Emer Sales<sup>1,2</sup>, Fernando Sandi Pinto<sup>1,2</sup>, Samuel Façanha Sousa Junior<sup>1,2</sup>,  
Dayslon Luiz Gaudareto Freitas<sup>1,2</sup>, Lúcio das Chagas de Andrade<sup>1,2,3</sup>**

<sup>1</sup> Fundação do Câncer; <sup>2</sup> Universidade do Estado do Rio de Janeiro- UERJ; <sup>3</sup>Instituto de Radioproteção e Dosimetria – IRD/CNEN

E-mail: lucio-andrade@hotmail.com

**Resumo:** O PDD é uma dosimetria relativa de grande importância na garantia de qualidade de feixe. Apesar do PDD ser obtido pela razão de duas medições de dose, existem incertezas do tipo B que devem ser consideradas na expressão do resultado desse percentual. O mau posicionamento do tanque simulador deve ser corrigido até obtenção do melhor alinhamento possível.

**Palavras-chave:** Garantia de qualidade em radioterapia, incertezas no PDD, dose em profundidade.

**Abstract:** The PDD is a relative dosimetry of great importance in beam quality assurance. Although PDD be obtained by the ratio of two dose measurements, there are the type B uncertainty that must be considered in the expression of the result of this percentage. The malposition Tank Getting simulator to be corrected by making better alignment possible.

**Keywords:** Quality assurance in radiotherapy, uncertainties in the PDD, depth dose.

### 1. INTRODUÇÃO

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. Os erros podem ser sistemáticos ou aleatórios, segundo sua procedência, e são sempre difíceis de determinar porque requerem o conhecimento do valor verdadeiro. No entanto, quando a determinação de erros em torno do dado é possível, o valor numérico da grandeza deve ser corrigido algebricamente com os sinais correspondentes.<sup>[1]</sup>

Conquanto os valores exatos das contribuições ao erro de um resultado de uma medição sejam desconhecidos e desconhecíveis, as *incertezas*

associadas com os efeitos aleatórios e sistemáticos que contribuem para o erro podem ser avaliadas. Porém, mesmo que as incertezas avaliadas sejam pequenas, ainda assim não há garantia de que o erro no resultado da medição seja pequeno. Isto porque, na determinação de uma correção ou no julgamento sobre a extensão em que o conhecimento é incompleto, um efeito sistemático pode ter passado despercebido por não ter sido reconhecido como tal.<sup>[2]</sup> A distribuição de dose em duas ou três dimensões é muito importante para o planejamento de radioterapia e pode ser dada através da distribuição no eixo central em conjunto com os perfis de dose perpendiculares a este.

O PDD (Percentage Depth Dose) é uma curva que representa a distribuição de dose ao longo do eixo central do feixe.<sup>[3]</sup> Como o PDD é obtido pela razão de duas medições nas mesmas condições metrológicas, eliminando assim as contribuições das correções na expressão da incerteza, é possível que o físico responsável pelo controle de qualidade despreze outras incertezas no processo de medição do PDD.

Esse trabalho tem o objetivo de fazer um breve comentário sobre as incertezas, relacionadas à testes mecânicos e dosimétricos, no processo de obtenção da curva de PDD durante o controle de qualidade do feixe.

## 2. ASPECTOS TEÓRICOS E NORMATIVOS

### 2.1. Tolerâncias e Níveis de Ação

Os valores de tolerância nas tabelas de testes<sup>[1]</sup> de Garantia de Qualidade – GQ para o equipamento de teleterapia foram estabelecidos com a intenção de que sua soma quadrática alcance uma incerteza dosimétrica total de  $\pm 5\%$  e uma incerteza espacial global de  $\pm 5$  mm (com um desvio-padrão). Estas incertezas são consideradas aceitáveis clinicamente e tecnicamente alcançáveis. É possível conseguir melhorias adicionais, mas só à custa de inovações técnicas significativas e custos incrementados.<sup>[1]</sup>

Na tabela 1 pode-se verificar alguns dos valores de tolerância para incertezas relacionados a testes mecânicos e dosimétricos que foram publicados no TECDOC 1151, valores adaptados de AAPM TG-40.

Uma atenção especial deve se dada aos valores obtidos no comissionamento do acelerador, uma vez que as incertezas relacionadas aos valores de referência contribuirão para a expressão da incerteza padrão combinada que é a soma quadráticas das incertezas do tipo A e do tipo B, como citado anteriormente a incerteza dosimétrica clinicamente aceitável não deverá exceder à 5% .<sup>[1]</sup>

**Tabela 1:** Exemplos de testes de Garantia da Qualidade das Unidades de  $^{60}\text{Co}$ . (Adaptada de TECDOC 1151)<sup>[1]</sup>

Frequência	Teste	Tolerância
Diário	Tamanho de campo (10x10 cm)	2 mm
Mensal	Indicadores angulares da estativa e do colimador	1 grau
	Simetria, paralelismo e ortogonalidade de campo luminoso	2 mm por diâmetro
	Constância da Dose de Referência	2%
Anual	Constância de Planura e Simetria	2% *
	Reprodutibilidade da Dose de Referência	1%
	Constância da Dose de Referência com a angulação da estativa	3%

\* Significa que, mantendo-se dentro das especificações do fabricante, não deve ser permitido um incremento absoluto de mais que 2% em alguns destes parâmetros em relação a seus valores no estado de referência inicial (por exemplo, se no estado de referência inicial a simetria era 0,5%, então pode ser aceito um valor de até 2,5%, se não ultrapassar o especificado pelo fabricante).<sup>[1]</sup>

### 2.2. Percentagem de dose na profundidade

Uma maneira de caracterizar a distribuição de dose no eixo central é normalizar a dose na profundidade em relação à dose numa profundidade de referência. A porcentagem de dose na profundidade (PDD) é a relação percentual da dose em uma determinada profundidade, dentro do meio espalhador, em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) conforme a Figura 1 (Khan, 1984).<sup>[3]</sup>

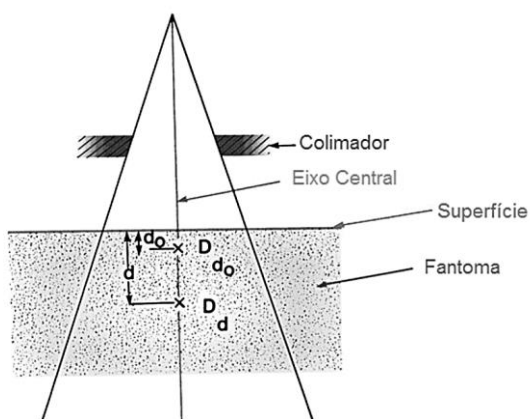


Figure 1: PDD é  $(D_d / D_{d_0}) \times 100$ , onde  $d$  é uma profundidade qualquer e  $d_0$  é a profundidade de dose máxima (Khan, 1984).<sup>[4]</sup>

O PDD pode ser obtida por meio da expressão (1):

$$PDD = \frac{D_d}{D_{d_0}} 100\% \quad (1)$$

Onde

$D_d$ , dose em uma profundidade qualquer

$D_{d_0}$ , dose na profundidade de referência, ou profundidade onde a dose assume seu valor máximo.

O PDD possui uma curva característica onde a dose inicialmente aumenta com a profundidade e assume o seu valor máximo (região de Buildup) e depois diminui exponencialmente, SALATA em 2009 em uma simulação com Monte Carlo utilizando o Código PENELOPE obteve uma curva de PDD em meio homogêneo, figura 2.<sup>[4]</sup>

Na prática clínica a profundidade máxima mais utilizada para verificação de dose é de 30 cm, contudo a simulação computacional fornece uma curva no que seria equivalente à profundidade máxima para um simulador de paciente 40 x 40 cm, que é o simulador mais encontrado nas clínicas.

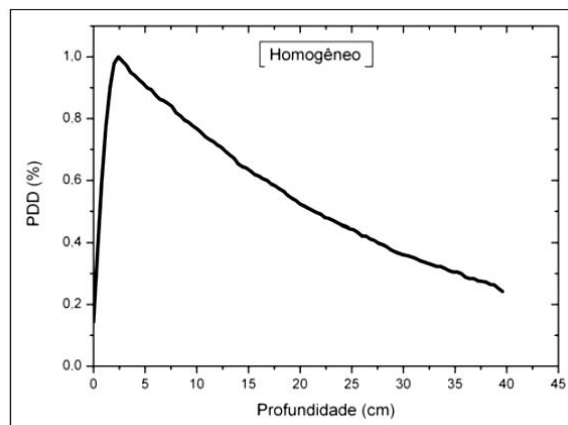


Figure 2: Curva de PDD em meio homogêneo, obtida pela simulação em Monte Carlo PENELOPE.(SALATA et all, 2009)

### 2.3. Expressão da incerteza combinada em relação à dose na água

A incerteza-padrão combinada  $u_c(y)$  deverá ser o parâmetro para expressar quantitativamente a incerteza do resultado de uma medição.<sup>[2]</sup> No que diz respeito à GQ do feixe,  $u_c(y)$ , deverá expressar a incerteza ao resultado da dosimetria na água.

Se  $u_a$  e  $u_b$  são as incertezas do tipo A e do tipo B, respectivamente, a incerteza padrão combinada pode ser expressa pela equação 2.<sup>[5]</sup>

$$u_c(y) = \sqrt{u_a^2 + u_b^2} \quad (2)$$

As incertezas do tipo A são as incertezas relacionadas à série estatística de medidas e as do tipo B são todas as fontes de incertezas ao seu processo de medição que não se pode estimar mediante repetidas medidas.

Para expressão da incerteza da medição de dose absorvida na água deve-se considerar todas as variáveis que caracterizam o mensurando, isso é, considerar as contribuições de incertezas de cada componente da equação. A medida de dose absorvida na água  $D_{w,Q}$  para uma determinada qualidade  $Q$  é dada, de forma simplificada, por

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3)$$

onde

$M_Q$ , a leitura corrigida da câmara

$N_{D,W,Q_0}$ , o coeficiente de calibração da câmara

$k_{Q,Q_0}$ , fator de correção da qualidade.

Exceto a incerteza relacionada à leitura corrigida da câmara todas as fontes de incertezas, na medição de dose absorvida, são do tipo B.

Pode-se dizer assim que, se as medidas foram realizadas com instrumentação adequada, a maior parcela de incertezas na expressão da incerteza combinada  $u_c(y)$  será do tipo B.

#### 2.4. Incertezas do tipo B no posicionamento do simulador na obtenção da curva de PDD

Como o PDD é uma dosimetria relativa, ou seja, obtida pela razão de duas medições, as incertezas referentes à leitura da câmara  $M_Q$ , coeficiente de calibração  $N_{D,W,Q_0}$ , e fatores de correção devem ser desprezadas, uma vez que na razão esses fatores corretivos assumem o valor igual a 1.

Contudo, existem incertezas do tipo B no processo de medição da curva de PDD que devem ser observados e considerados. Nesse artigo apenas abordaremos as incertezas relacionadas ao posicionamento do simulador sobre a mesa do acelerador e as considerações de nivelamentos da superfície da água em relação ao cabeçote do acelerador.

### 3. ASPECTOS METODOLÓGICOS

#### 3.1. O posicionamento do simulador e a incerteza da dose na profundidade

Na prática dosimétrica do PDD, com utilização de água líquida, utiliza-se um mecanismo para movimentação da câmara de ionização fixa ao tanque simulador, que desloca a câmara no eixo vertical. Esse mecanismo, com resolução de 0,1 mm, garante maior precisão na determinação da

profundidade em que se deseja medir a dose. Dessa forma, o eixo de deslocamento da câmara é o próprio eixo vertical do tanque.

Como a câmara deve ser deslocada ao decorrer do eixo central do feixe, o eixo vertical do tanque deverá permanecer perfeitamente alinhado com o eixo do feixe. As incertezas desse alinhamento são reais e independem do fato das medidas de PDD serem obtidas pela razão de duas medições de dose.

A possibilidade de ocorrer um erro durante esse procedimento está no fato de que o acelerador pode indicar, em seu sistema de alinhamento, valores que com o passar do tempo podem sofrer alterações devido ao uso do equipamento. Na pior das hipóteses esse tipo de erro pode vir desde o comissionamento do acelerador.

No que diz respeito ao posicionamento do simulador, que é sinônimo de posicionamento da câmara de ionização, podem ocorrer três casos:

1. O simulador está perfeitamente alinhado com o feixe (ideal), figura 3;
2. O simulador está desalinhado devido alteração no alimento da mesa em relação ao cabeçote do acelerador, figura 4;
3. O simulador está desalinhado devido alteração no alimento do cabeçote do acelerador em relação à mesa, figura 5.

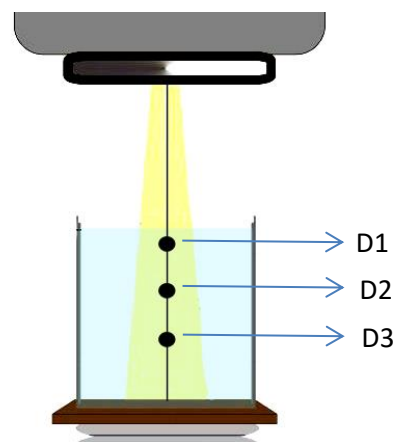


Figure 3: Tanque perfeitamente alinhado.

A figura 3 mostra o exemplo de um alimento perfeito para dosimetria em profundidade. Esse modelo é chamado de ideal pois na prática não é possível obter o alinhamento perfeito. Sempre haverá incertezas relacionadas ao alinhamento tanque / feixe.

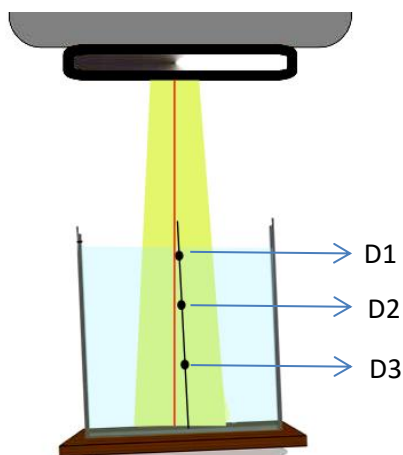


Figure 4: O simulador está desalinhado devido alteração no alimento da mesa em relação ao cabeçote do acelerador.

Na figura 4 pode-se observar que na profundidade D3 o feixe percorre uma distância maior para interagir com a câmara de ionização, o que traz a necessidade da introdução de um fator de correção para medidas realizadas nessa profundidade.

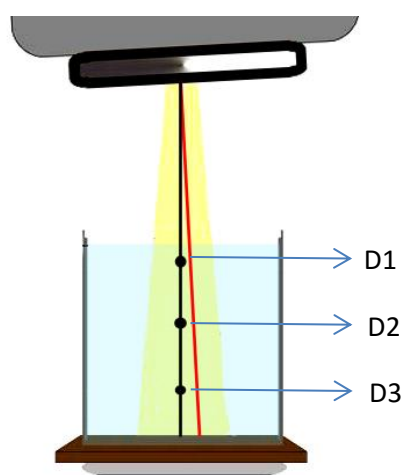


Figure 5: O simulador está desalinhado devido alteração no alimento do cabeçote do acelerador em relação à mesa.

Na figura 5, apesar do tanque está perfeitamente na horizontal o eixo central do feixe não está perpendicular à superfície da água contida no tanque simulador. Como no exemplo anterior, se faz necessária a introdução de fatores de correção para essa variação angular de incidência do feixe.

#### 4. CONCLUSÃO

Pode-se concluir que a introdução de componentes de incertezas do tipo B, na expressão do resultado de verificação do PDD, é necessária. Haja vista, que a obtenção da curva de PDD é uma prática dosimétrica de grande importância na garantia de qualidade do feixe.

#### 4. REFERÊNCIAS

- [1] C. ALMEIDA, J. SERRA, J. KLIGERMAN, et al, 2000, *TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. protocolo de controle de qualidade*, Rio de Janeiro, RJ. Brasil.
- [2] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, INSTITUTO NACIONAL DE METROLOGIA, NORMALIZAÇÃO E QUALIDADE, ABNT-INMETRO, 2003, *Guia para a Expressão da Incerteza de Medição*, Terceira edição brasileira, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, INMETRO.
- [3] KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore - William, 1984.
- [4] SALATA C., SIBATA C. H., FERREIRA N. M. et al, 2009, *Simulação computacional de um feixe de fótons de 6 MV em diferentes meios heterogêneos utilizando o código PENELOPE*, Brasil.
- [5] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Vienna, 2000. (Technical Reports Series, 398).