

# Caracterização dosimétrica de um detector matricial bidimensional comercial

## Dosimetric characterization of a commercial two-dimensional array detector

Bruno L. Gialluisi, Gabriela R. dos Santos, Camila P. de Sales, Guilherme R. A. Resende, Angela B. Habitzreuter e Laura N. Rodrigues

Serviço de Radioterapia do Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – São Paulo (SP), Brasil.

### Resumo

Este artigo investigou o desempenho e as características dosimétricas de um detector matricial disponível comercialmente. O detector usado foi l'mRT MatriXX™ que é um dispositivo bidimensional usado em radioterapia na verificação de planos complexos. O dispositivo de 1.020 câmaras de ionização de placas paralelas dispostas em uma matriz de 32x32. A linearidade com a dose foi estudada e a resposta do dispositivo foi linear dentro do intervalo de 5 a 1000 UM ( $R^2 = 1$ ). A dependência com a taxa de dose mostrou uma discrepância máxima de 0,62% comparativamente com as leituras para 320 cGy/min. A estabilidade do detector foi testada em função de irradiações repetidas. Os fatores campo (*output*) obtiveram boa concordância com medidas feitas com uma câmara Farmer dentro de um desvio médio de 1,54%. O ponto efetivo de medida foi determinado e a lei do inverso do quadrado da distância também foi verificada com uma diferença percentual menor que 3%. Os resultados mostram que este detector pode ser usado para controle de qualidade, diminuindo o tempo empregado na verificação dosimétrica de campos de radiação.

**Palavras-chave:** dosimetria, equipamentos e provisões para radiação, controle de qualidade, radioterapia de intensidade modulada.

### Abstract

This paper investigates the dosimetric characteristics and performance of an array detector commercially available. The device is the l'mRT MatriXX™ which is a two-dimensional detector array used in the verification of complex radiotherapy plans. It consists of 1,020 parallel plate ion chamber arranged in a 32x32 grid. Dose linearity was studied and its response was linear within the range of 5 to 1000 MU ( $R^2 = 1$ ). Dose rate dependence showed a maximum deviation of 0,62% comparatively with readings to 320 cGy/min. The detector stability was verified through repeated irradiations. Output factors matched well with measurements made with a Farmer chamber with an average deviation of 1,54%. The detector's effective point of measurement was determined and the inverse square law was also verified with a percentage deviation smaller than 3%. The results show that this detector can be used for quality control in IMRT thus reducing the time spent in the dosimetric verification of radiation fields.

**Keywords:** dosimetry, radiation equipment and supplies, quality control, radiotherapy, intensity-modulated.

### Introdução

Com a implementação de técnicas cada vez mais complexas como a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), que permite uma alta conformidade de dose no tumor a ser tratado ao mesmo tempo em que limita dose em tecidos e órgãos sadios, surge a necessidade de procedimentos de verificação precisa de valores de dose e da garantia de qualidade dos tratamentos.

O controle de qualidade consiste basicamente em comparar as distribuições planares de doses medidas com aquelas geradas por um sistema de planejamento, e a dose absoluta<sup>1</sup>.

O filme dosimétrico foi um dispositivo bastante utilizado para realização de controle de qualidade de IMRT, possibilitando a verificação tanto da fluência, quanto da dose absorvida<sup>1</sup>. Este dosímetro possui uma alta resolução espacial. No entanto, a manipulação dos mesmos exige calibração, além de revelação e digitalização para análise quantitativa, o que consome uma parcela de tempo considerável<sup>1</sup>.

Atualmente, existem muitas opções disponíveis para avaliar distribuições bidimensionais de dose, entre eles: *Electronic Portal Imaging Devices* (EPIDs), que foram avaliados para dosimetria em IMRT por Warketin et al.<sup>2</sup>; bem como matrizes de câmaras de ionização, que também foram estudadas para essa finalidade por Stasi et al.<sup>3,4</sup> e

Martens et al.<sup>5</sup>, que atentaram para as dimensões individuais dos detectores elementares quando da dosimetria em regiões de alto gradiente de dose ou campos pequenos.

Sistemas matriciais de câmaras de ionização possuem pior resolução espacial que EPIDs. Porém, conforme atesta Spezi et al.<sup>6</sup>, há boa concordância com filmes quando se avaliam planos de tratamento.

Ainda dentre as opções comerciais para avaliação de planejamentos de IMRT, podemos citar o MapCHECK, que é um detector planar de diodos (Sun Nuclear Corp, Melbourne, FL, EUA), o MatriXX (Scanditronix Wellhofer, Alemanha) e o seven29 (PTW, Freiburg, Alemanha) que são constituídos por câmaras de ionização.

Létourneau et al.<sup>7</sup> investigaram a linearidade e a influência da temperatura para o MapCHECK e concluíram que a resposta dos diodos é linear para o intervalo de dose de até aproximadamente 300 cGy. Verificou-se também uma dependência na resposta de cerca de 0,5 % por 1°C. Buonamici et al.<sup>8</sup> compararam o MapCHECK com dosimetria com filme para controle de qualidade em IMRT e concluíram que a matriz de diodos poderia substituir o filme para tal tarefa. Stasi et al.<sup>4</sup> e Amerio et al.<sup>9</sup> descreveram as propriedades dosimétricas e o design de um protótipo que serviu de base para o MatriXX. O seven29 também foi descrito por Spezi et al.<sup>6</sup>, que concluíram ser um sistema dosimétrico confiável e bastante sensível para controle de qualidade de planos de tratamento.

Em termos gerais, há questões técnicas a serem consideradas para os diodos e câmaras de ionização para testes de controle de qualidade. Detectores bidimensionais de diodos são pequenos (<1 mm), o que os torna os ideais para medidas de distribuições planares complexas de IMRT, com mínimas imprecisões devido a efeitos de interpolações já que a resolução espacial é alta<sup>2,10,11</sup>. Por outro lado, sabe-se que diodos sofrem danos devido aos efeitos de irradiação acumulada ao longo de sua história de uso, tem resposta dependente da energia, tamanho de campo e taxa de dose<sup>10,11</sup>. Detectores de câmara de ionização possuem dependência energética e de taxa de dose praticamente insignificantes para feixes fótons de megavoltagem, mas exigem volumes sensíveis relativamente maiores, com diâmetros da ordem de 0,5 cm para cada câmara (necessário para obter um sinal relevante) e, por isso, em regiões de alto gradiente de dose, essa menor resolução espacial leva a imprecisões nas medidas (Low et al.<sup>12</sup>). Efeitos de interpolação nas leituras feitas pelas câmaras precisam ser considerados nas interpretações das verificações de controle de qualidade (Low et al.<sup>12</sup>).

Este trabalho tem como objetivo avaliar e caracterizar dosimetricamente um detector do tipo matricial 2D disponível comercialmente (MatriXX, Scanditronix Wellhofer) para um feixe clínico de fótons. Este tipo de detector é bastante interessante quanto à sua praticidade de leitura dos dados, uma vez que se pode conectá-lo diretamente a um computador e verificar medidas instantaneamente, reduzindo o tempo de dosimetria. Contudo, quando um novo detector é adquirido para controle de qualidade em

IMRT é essencial que seu comportamento seja caracterizado para campos estáticos ou dinâmicos quanto a alguns aspectos básicos, como linearidade, dependência com a taxa de dose, energia, estabilidade entre outros<sup>3</sup>.

### Intervalo de dose

Para ser útil, um dosímetro necessita ter uma sensibilidade ( $dL/dD$ ) adequada no intervalo de doses em que será usado. Uma sensibilidade constante fornece uma resposta linear ( $LxD$ ) que é algo desejável para facilitar sua calibração e interpretação<sup>13</sup>. Casos em que a resposta é não linear são aceitáveis; no entanto, o processo de calibração precisa ser feito para um intervalo de doses extenso de modo a se obter uma curva de calibração característica<sup>13,14</sup>.

O limiar de leitura de dose absorvida de um dosímetro é consequência de seu *offset*, que é a resposta do detector devido à radiação de fundo presente no ambiente e de sinais espúrios que não são devidos a qualquer tipo de radiação, mas, sim, das características do próprio instrumento como correntes de fuga em câmaras de ionização, por exemplo. Essa última característica é indesejável e precisa ser, portanto, subtraída do sinal total do dosímetro<sup>13</sup>.

### Intervalo de taxa de dose

Para dosímetros que medem a dose integrada no tempo é necessário que a leitura não dependa da taxa com que a dose é entregue<sup>14</sup>.

Normalmente, não há uma limitação para taxas de dose baixas. Porém, um problema em taxas de dose baixas ocorre no caso em que uma câmara de ionização apresente uma corrente de fuga significativa. Isso implica que para medidas de dose é necessário subtrair um valor de fundo maior para situações quando a dose é acumulada mais lentamente<sup>13,14</sup>.

Dosímetros tornam-se dependentes das taxas de dose quando as mesmas aumentam de tal forma que a distância entre as partículas carregadas criadas são muito pequenas, fazendo com que íons ou pares de elétron-buraco, por exemplo, possam se recombinar rapidamente. Esse processo de recombinação será tanto maior quanto maior a taxa de dose e isto implica em uma carga coletada diferente da carga total produzida<sup>14</sup>.

### Dependência energética

A resposta de um sistema dosimétrico ( $L/D$ ) é geralmente caracterizada em função da energia. Como os sistemas dosimétricos são calibrados em uma energia específica e utilizados em energias diferentes da usada para fins de calibração, a variação na resposta do dosímetro com a qualidade da radiação requer eventualmente uma determinada correção<sup>13</sup>.

A resposta dosimétrica com a energia deve ser idealmente plana para pelo menos algum intervalo de energias. Em radioterapia a grandeza de interesse é a dose absorvida  $D$  em água ou tecido e, como nenhum dosímetro é perfeitamente equivalente a água ou tecido para todas as qualidades de feixes, é muito importante conhecer a dependência energética de um determinado detector.

## Materiais e Métodos

O sistema dosimétrico investigado neste estudo foi o ÍmRT MatriXX™, representado na Figura 1, que consiste de um sistema matricial composto de 1.020 câmaras de ionização de placas paralelas não seladas, igualmente distribuídas com espaçamento de 7,6 mm (distância centro a centro), formando assim uma matriz de 32x32 com uma área ativa de 23,8x23,8 cm<sup>2</sup>. A eletrônica de leitura se encontra fora da área ativa pois responde de maneira similar aos detectores e, por isso, pode introduzir um sinal indesejável nas medições. Cada câmara possui 4,5 mm de diâmetro, 5 mm de altura e seu volume sensível é de 0,08 cm<sup>3</sup>. Além disso, este detector possui uma espessura inerente de *build-up* de 3,6 mm. Os sinais das câmaras são lidos individualmente e em paralelo por um eletrômetro, sem a introdução de tempo morto, com tempo mínimo de amostragem de 20 ms conforme manual do fabricante.

É importante salientar que o MatriXX é em princípio um sistema relativo, pois as câmaras de ionização foram calibradas pelo fabricante em uma fonte de cobalto 60. A determinação do ganho relativo dos sensores se baseia na comparação de suas respostas quando são irradiados por uma mesma fluência<sup>9</sup>.

Para aquisição dos dados o MatriXX é interligado por um cabo de rede a um software de análise que permite recursos como calibração de medidas da matriz em termos de dose, correção das leituras para variações de pressão e temperatura, comparação com filmes digitalizados, avaliação de perfis medidos em termos de planura e simetria, intercomparação de perfis, entre outros.

Para a aquisição de medidas, foram utilizadas placas de água sólida colocadas sobre o detector para obter diferentes profundidades equivalentes à água. O efeito de retro-espalhamento foi obtido apoiando o detector sobre uma espessura de 5,0 cm de água sólida. Tal material é conhecido como RW 3 (C<sub>8</sub>H<sub>8</sub> + 2,1%TiO<sub>2</sub>). Sua densidade

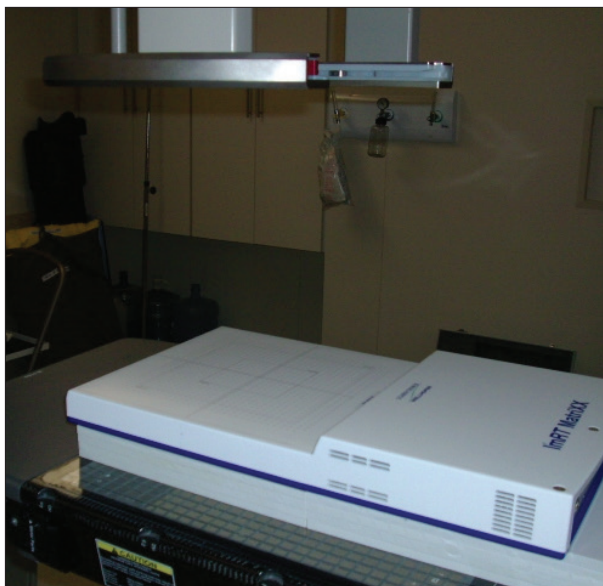


Figura 1. Equipamento de Medida - Detector 2D ÍmRT MatriXX™.

é de 1,045 g/cm<sup>3</sup> e sua densidade eletrônica difere da água por um fator de 1,012. É também bastante similar à água/tecido mole quanto ao número atômico efetivo. Esse material também faz parte da construção do MatriXX para fins de garantir retroespalhamento da radiação.

Todas as medidas foram realizadas em um feixe de fótons de 6 MV de um acelerador linear Varian 600C no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HC-FMUSP/SP).

Os testes realizados<sup>15</sup> foram os seguintes: determinação do ponto efetivo de medida; tempo de estabilização; dependência com a dose e taxa de dose; verificação da lei do inverso do quadrado da distância; e a determinação de fator campo (*output*). As medidas resultantes foram todas normalizadas para o raio central.

As incertezas dos dados obtidos foram consideradas como sendo as variações estatísticas observadas na repetição das medidas. As barras de erros só foram indicadas quando as incertezas foram maiores que a dimensão dos pontos do gráfico.

### Estabilidade

Após um período de 20 minutos com o MatriXX ligado, o dispositivo foi irradiado 20 vezes com 50 unidades monitoradas (UM) para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup> a uma profundidade de 5 cm, SSD=100 cm e taxa de dose constante de 320 cGy/min. Em seguida, o detector foi desligado, religado após 30 minutos e mais 12 irradiações foram feitas.

### Dependência com a dose e taxa de dose

O teste de linearidade com a dose foi feito irradiando-se o detector com um campo 10x10 cm<sup>2</sup>, distância fonte superfície igual a 100 cm, taxa de dose de 320 cGy/min e a 5 cm de profundidade. A dependência com a dose foi avaliada para 5, 10, 50, 100, 200, 300, 500 e 1000 UM.

Para avaliar a linearidade com a taxa de dose, foram feitas medidas com 50 UM e 5 taxas diferentes (80, 160, 240, 320 e 400 cGy/min) e as leituras foram comparadas quanto aos desvios.

### Fatores output

Para o mesmo arranjo experimental dos testes anteriores, investigou-se o desempenho do MatriXX na determinação dos fatores *output*. Os tamanhos de campo utilizados variaram entre 0,5x0,5 cm<sup>2</sup> até 23x23 cm<sup>2</sup>. As leituras foram obtidas na profundidade de dose máxima, normalizadas para o campo 10x10 cm<sup>2</sup> no raio central e comparadas com medidas feitas com uma câmara de ionização do tipo Farmer em um objeto simulador de água de 40x40x40 cm<sup>3</sup>.

### Verificação da Lei do Inverso do Quadrado da Distância (IQD)

Este teste foi executado variando-se as SSDs de 5 em 5 cm em uma faixa de 85 a 120 cm. As medidas foram obtidas no setup padrão com 5 cm de água sólida sobre o detector e analisou-se a concordância com o esperado teoricamente pela Lei do Inverso do Quadrado da Distância.

### Determinação do ponto efetivo de medida

A obtenção do ponto efetivo de medida deu-se pelo levantamento de curvas de distribuição de dose em profundidade com as placas de água sólida. As curvas de percentuais de dose em profundidade (PDP) foram obtidas posicionando-se as placas de água sólida de modo a obter espessuras de 1 a 30 mm sobre os detectores, mantendo-se uma distância fonte-superfície (DFS) igual a 100 cm. A diferença entre as profundidades de dose máxima entre a curva de PDP levantada com o MatriXX e outra medida com uma câmara de placas paralelas Markus, também em água sólida, corresponde ao ponto efetivo de medida. As medidas resultantes foram obtidas com 50 UM em um campo 10x10 cm<sup>2</sup> e taxa de dose de 320 cGy/min.

## Resultados

### Estabilidade

Os dados das repetições das irradiações estão mostrados na Figura 2. Dados esquematizados por pontos quadrados foram os medidos após a estabilização eletrônica do MatriXX. Pontos representados por triângulos mostram os resultados das medidas imediatamente após religar o detector após um intervalo de meia hora desligado. É possível perceber claramente um aumento de aproximadamente 1% nos sinais obtidos a partir do momento que o sistema é ligado. Na 2ª irradiação, percebe-se que a estabilização ocorre mais rapidamente. Observa-se, então, que em ambos os casos é necessária uma pré-irradiação do detector a fim de se obter medidas estáveis e reproduzíveis.

### Dependência com a dose e taxa de dose

Os resultados do teste de linearidade com a dose encontram-se na Figura 3. A equação do ajuste linear também é mostrada. O ajuste pelo método dos mínimos quadrados mostra boa concordância com os dados experimentais ( $R^2 = 1$ ).

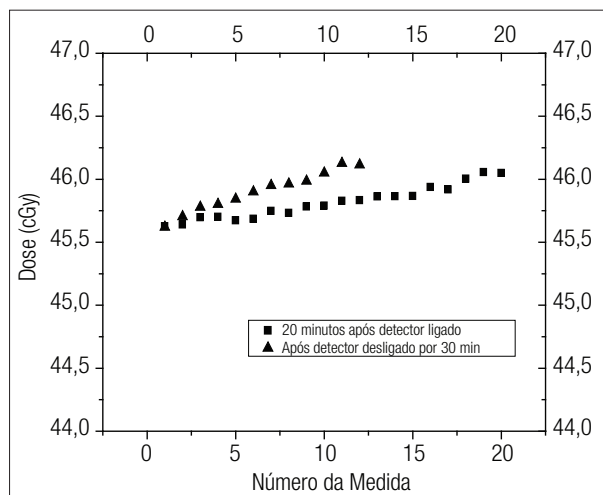


Figura 2. Medidas com o MatriXX para 50 UM por irradiação para um feixe de fótons de 6 MV.

Nota-se que o coeficiente angular do ajuste é diferente do valor unitário devido ao fato de as medidas terem sido feitas fora das condições de calibração, que foram: o uso de água sólida em vez de um objeto simulador de água e a profundidade de medida (5 cm) que foi diferente da profundidade de dose máxima onde se sabe que 1 UM = 1 cGy.

Na verificação da linearidade com a taxa de dose, observou-se pequena variação com um desvio máximo de 0,62%, conforme Tabela 1 e Figura 4. Na Tabela 1 podem-se observar as variações percentuais de dose absorvida para cada taxa de dose comparativamente ao valor encontrado para 320 cGy/min.

As taxas de dose que podem ser selecionadas no console do acelerador linear correspondem a UM/min. Sabemos que, para um campo 10x10 cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm em um objeto simulador de água na profundidade de dose máxima, tem-se que 1 UM/min = 1cGy/min.

### Fatores Output

A Figura 5 traz os fatores *Output* para os dois detectores usados para os campos quadrados variando de 0,5x0,5 cm<sup>2</sup> a 23x23 cm<sup>2</sup>. A variação média entre os resultados foi de 1,54%.

### Verificação da Lei do Inverso do Quadrado da Distância (IQD)

A Figura 6 mostra a dose obtida em função de 1/SSD<sup>2</sup>. Conforme esperado, o ajuste obtido foi uma reta com  $R^2=0,99984$ . Os resultados foram comparados com o esperado teoricamente, tomando como referência a leitura para SSD=100 cm. O erro máximo foi menor que 3% e as curvas

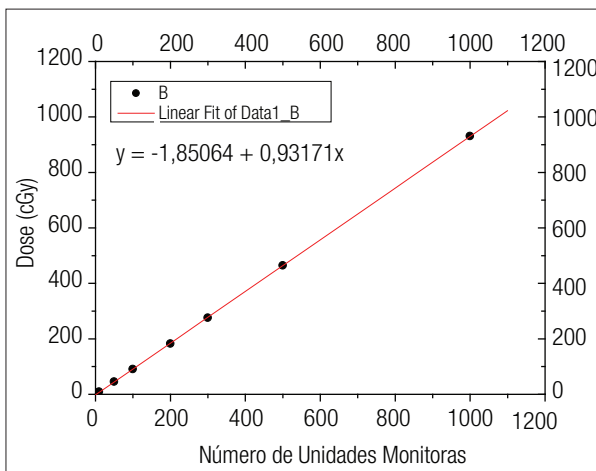
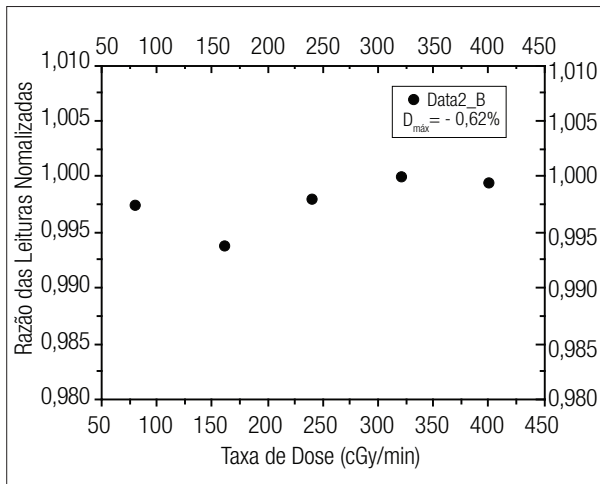


Figura 3. Leituras de dose normalizadas no raio central para diferentes unidades monitoras.

Tabela 1. Valores de dose absorvida encontrados para cada taxa de dose estudada e diferenças percentuais.

Taxa de Dose (cGy/min)	Dose (cGy)	$(1 - D/D_{320 \text{ cGy/min}}) * 100$
80	46,50	- 0,24%
160	46,32	- 0,62%
240	46,52	- 0,20%
320	46,61	-
400	46,59	- 0,05%



**Figura 4.** Leituras de dose para 50 UM para 5 taxas de dose diferentes. As leituras foram normalizadas para 320/min.

podem ser vistas juntas na Figura 7. Esses resultados são importantes do ponto de vista clínico pois, muitas vezes, se faz necessário a realização de tratamentos em distâncias não usuais com a finalidade de aumentar os tamanhos de campo para valores maiores que 40x40 cm<sup>2</sup>, que é a limitação de abertura dos colimadores do acelerador.

#### Determinação do ponto efetivo de medida

Para determinação do ponto efetivo, as curvas de PDP são apresentadas tanto para o MatriXX quanto para a câmara Markus. Esse modelo de câmara é recomendado para, entre outras aplicações, caracterizar curvas de PDP na região de *build-up*, pois sua pequena separação entre os eletrodos (~1 mm) garante boa resolução espacial. Assim, essa câmara é bastante conveniente para determinação da profundidade de dose máxima.

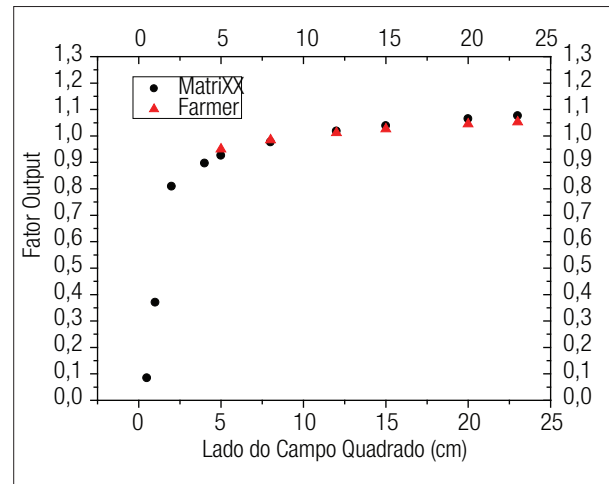
Deslocou-se, então, a curva obtida com o MatriXX até que coincidissem com a curva medida com a câmara Markus. O deslocamento foi de  $d=4,9$  mm como mostram as Figuras 8 e 9 respectivamente.

#### Discussão e Conclusões

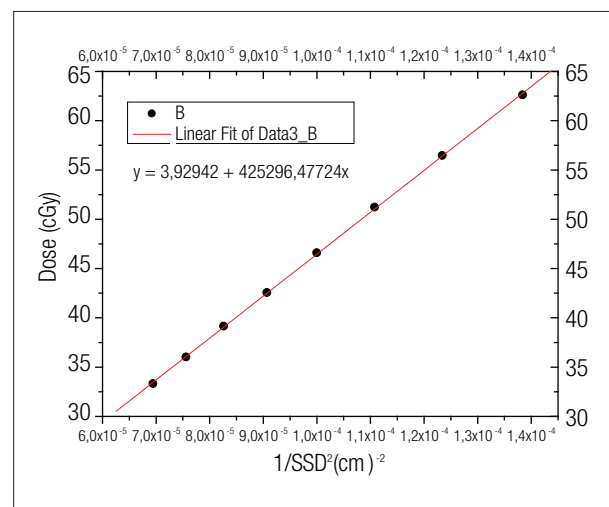
Este trabalho procurou investigar dosimetricamente o sistema matricial ÍmRT MatriXX<sup>TM</sup>. Os resultados permitem concluir que o sinal obtido com tal dispositivo é linear com a dose e independente da taxa de dose. Foi observado também que é necessária uma irradiação prévia de cerca de 1000 UM para obtenção de um sinal estável.

Futuramente, espera-se avaliar a reprodutibilidade a longo e médio prazo do sinal do MatriXX por meio de avaliações diárias durante o período de alguns meses.

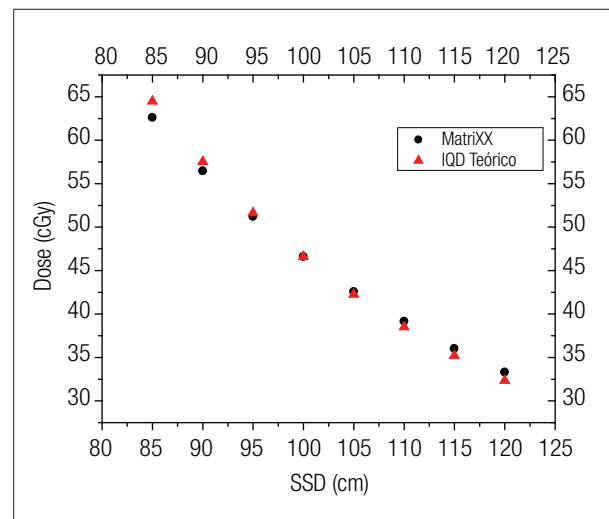
A concordância dos fatores *Output* com as medidas feitas com a câmara tipo Farmer se encontra dentro das incertezas medidas. Para os campos quadrados no intervalo entre 5x5 cm<sup>2</sup> e 23x23 cm<sup>2</sup> a discrepância máxima foi menor que 1,6%, o que indica um bom resultado pois, para detectores



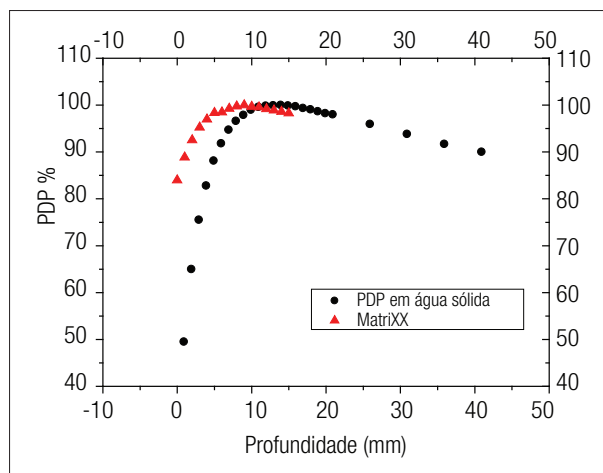
**Figura 5.** Comparação dos Fatores *Output* entre medidas feitas com o MatriXX e com Câmara Farmer.



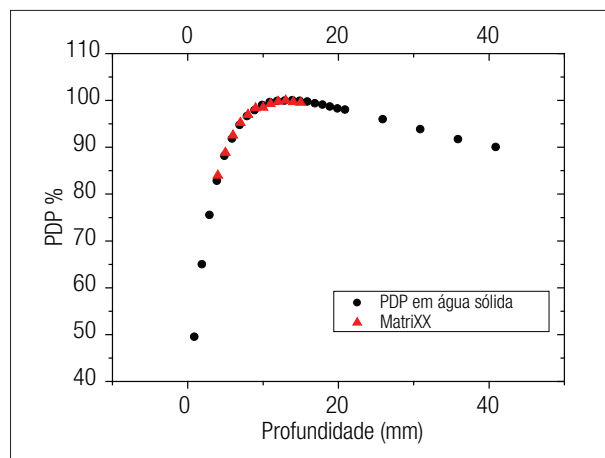
**Figura 6.** Dados obtidos com o MatriXX para verificação da lei do Inverso do Quadrado da Distância (IQD).



**Figura 7.** Comparação entre as leituras do MatriXX com o modelo teórico da lei do Inverso do Quadrado da Distância (IQD).



**Figura 8.** Comparação entre as curvas de percentuais de dose em profundidade (PDP) medidas em água sólida com o MatrixX e com a câmara de placas paralelas Markus.



**Figura 9.** Curvas de percentuais de dose em profundidade (PDP) medidas em água sólida com o MatrixX e com a câmara Markus após deslocamento.

matriciais, a resposta depende do modelo interno de construção do detector e de suas propriedades de espalhamento.

Um problema frequente relacionado ao posicionamento de um detector em um simulador é que seu ponto efetivo encontra-se em algum lugar acima ou abaixo do ponto de referência do mesmo. O ponto efetivo de medida é um ponto em um simulador não perturbado em que se deseja saber o valor de dose absorvida por meio do sinal do detector e, portanto, esse ponto precisa ser bem conhecido para medidas exatas. O ponto de referência é um ponto que pode ser considerado como a origem de um sistema de coordenadas (centro da superfície da janela de entrada de uma câmara de placas paralelas, por exemplo).

O deslocamento do ponto efetivo a partir desse ponto de referência depende do modelo de construção do detector, isto é, da forma e do volume sensível e/ou da forma e espessura da janela de entrada ou parede de uma câmara de ionização, por exemplo.

O método usado para determinação da localização do ponto efetivo do MatrixX mostrou uma discrepância de

1,3 mm com relação aos dados da literatura<sup>16</sup>. Essa diferença pode estar relacionada a diferentes modelos de construção do MatrixX e poderia ser reduzida se as incertezas associadas fossem conhecidas, uma vez que o fabricante não fornece a precisão das medidas do MatrixX. Apesar disso, nota-se boa concordância entre as curvas de PDP medidas.

Com o MatrixX pode-se reduzir e agilizar a carga de trabalho em controle de qualidade para IMRT com relação a outros métodos convencionais, devido à facilidade de aquisição e avaliação dos dados, além de possuir boa precisão, exatidão e alta sensibilidade. O detector demonstrou ser uma ferramenta dosimétrica bastante interessante pela sua versatilidade.

## Referências

- Pai S, Das IJ, Dempsey JF, Lam KL, Losasso TJ, Olch AJ, et al. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Med Phys.* 2007;34(6):2228-58.
- Warkentin B, Steciw S, Rathee S, Fallone B G. Dosimetric IMRT verification with a flat-panel EPID. *Med Phys.* 2003;30(12):3143-55.
- Stasi M, Baiotto B, Barboni G, Scielzo G. The behavior of several microionization chambers in small intensity modulated radiotherapy fields. *Med Phys.* 2004;31(10):2792-5.
- Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriano A, Bourhaleb F, Cornelius I, et al. D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetry and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol.* 2005;50(19):4681-94.
- Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the LA48 linear ion chamber array for characterization of intensity-modulated beams. *Phys Med Biol.* 2001;46(4):1131-48.
- Spezi E, Angelini A L, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol.* 2005;50(14):3361-73.
- Létourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong JW. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiother Oncol.* 2004;70(2):199-206.
- Buonamici FB, Compagnucci A, Marrazzo L, Russo S, Bucciolini M. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Med Phys.* 2007;34(4):1372-9.
- Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanio A, et al. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med Phys.* 2004;31(2):414-20.
- Yorke E, Alecu R, Ding L, Fontenla D, Kalend A, Kaurin D, et al. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy: report of Task Group 62 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. Madison: Medical Physics Publishing; 2005.
- Saini AS, Zhu TC. Energy dependence of commercially available diode detectors for in-vivo dosimetry. *Med Phys.* 2007;34(5):1704-11.
- Low DA, Parikh P, Dempsey JF, Wahab S, Huq S. Ionization chamber volume averaging effects in dynamic intensity modulated radiation therapy beams. *Med Phys.* 2003;30(7):1706-11.
- Atix FH. Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. New York: John Wiley & Sons; 1986.
- Knoll GF. Radiation detection and measurement. New York: John Wiley & Sons; 1979.
- Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer. TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA; 2000.
- Herzen J, Todorovic M, Cremers F, Platz V, Albers D, Bartels A, et al. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol.* 2007;52(4):1197-208.