

# Caracterização de um sistema eletrônico de aquisição de imagem portal para dosimetria em radioterapia

## Characterization of an electronic system for Image acquisition portal to open field dosimetry

Gustavo L. Barbi<sup>1,2</sup>, Harley F. Oliveira<sup>1</sup>, Edenyse C. Bertucci<sup>1</sup>, Leonardo L. Amaral<sup>1</sup> e Leandro F. Borges<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Ciências das Imagens e Física Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

<sup>2</sup>Serviço de Radioterapia do Hospital Amaral Carvalho – Jaú (SP), Brasil.

### Resumo

O objetivo do trabalho foi caracterizar e viabilizar um sistema eletrônico de imagem portal (*Electronic Portal Imaging Device* – EPID) para uso como portal dosímetro (PDI) na modalidade *non-transit*, ou seja, sem interposição de meio espalhador entre o feixe e EPID para medidas de campos abertos. As imagens, bem como os dados do cabeçalho DICOM, foram extraídos pelo software *ImageJ* e utilizados no algoritmo básico de conversão de pixel para dose. A linearidade e reprodutibilidade da resposta foram analisadas, encontrando-se um desvio máximo de 2,3% para 800 unidades monitoras (UM) na linearidade e -0,9% para reprodutibilidade de sinal, medida diariamente. Uma matriz de 512x512 com resolução de 0,8 mm foi criada para restabelecer a forma de campo dosimétrico após a aquisição da imagem. A resposta relativa à dependência de tamanho de campo foi avaliada mediante obtenção da razão de fatores de espalhamento total entre a câmara de ionização e o EPID. Finalmente, um fator de calibração de 28470,88±170,73 pixel/cGy foi estabelecido para a região central da imagem. Análises comparativas entre o PDI, filme radiocrômico e matriz de câmaras de ionização (MatriXX), mostraram boa concordância para campos maiores que 5x5 cm<sup>2</sup> no restabelecimento da forma de campo e dose, no entanto, para campos entre 3x3 cm<sup>2</sup> e 5x5 cm<sup>2</sup>, a concordância para forma de campo foi melhor estabelecida por filme em relação à matriz de câmaras de ionização.

**Palavras-chave:** Dosimetria, EPID, imagem, radioterapia.

### Abstract

The objective was to characterize and enable an electronic portal imaging device (EPID) to use like a portal dosimetry device – PDI, in non-transit mode, without interposition of scattering between the beam and EPID for measurement to open fields. The images as well as the DICOM header data are extracted from software *ImageJ* and the information are used in the basic algorithm for converting pixel to dose. The linearity and reproducibility of response were analyzed, and the maximum deviation found of 2,3% to 800 monitor units (MU) for linearity and -0,9% for reproducibility of signal measured daily. A 512x512 matrix with a resolution of 0,8mm was established to restore the shape of beam from the image. The field size dependence was evaluated, by obtaining the ratio of total scattering of ionization chamber and EPID. Finally, a calibration factor of 28470.88±170.73 pixel/cGy was established for the central area of the image. Comparative analyzes between the PDI, radiochromic film and array of ionization chambers (MatriXX) showed good agreement for fields greater then 5 x 5 cm<sup>2</sup> to reestablishment of form field and dose, however, for fields between 3x3 cm<sup>2</sup> and 5x5 cm<sup>2</sup>, the agreement to shape of beam was best established by film.

**Keywords:** Dosimetry, EPID, image, radiotherapy.

### Introdução

Electronic portal imaging devices (EPID's) substituem filmes radiográficos convencionais na aquisição de imagens em radioterapia, por meio de detectores de silício amorfo

(a-Si), para a formação da imagem digital<sup>1</sup>. Originalmente, os EPID's foram criados para verificação de posicionamento de pacientes em tratamento, e aplicação em radioterapia guiada por imagem (IGRT), sendo seu uso, atualmente, expandido para a verificação da distribuição da

**Autor correspondente:** Gustavo Lazzaro Barbi – Centro de Ciências das Imagens e Física Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto (USP) – Avenida Bandeirantes, s/n – Campus Universitário – CEP: 14048-900 – Ribeirão Preto (SP), Brasil – E-mail: gustavobarbi@usp.br

dose em feixes externos de radioterapia. Mecanismos de correção específicos podem transformar um EPID comercial em um equipamento apto a aplicações dosimétricas, inclusive na análise pré-tratamento de radioterapia de intensidade modulada (IMRT)<sup>2</sup>.

A performance de um acelerador linear clínico (LINAC) e suas características dosimétricas são avaliadas, rotineiramente, por meio de detectores como: câmaras de ionização, semicondutores, filmes dosimétricos e a associação destes. Tais detectores também são utilizados no controle de qualidade pré-tratamento de pacientes submetidos a radioterapia.

A câmara de ionização e detectores de estado sólido, quando isolados, fornecem informações de dose pontual, e a acurácia depende da sua resolução espacial. Filmes possuem boa resolução espacial, entretanto, necessitam de calibração e cuidados de manipulação durante a leitura, pois a relação dose/resposta é fortemente afetada pelas condições de processamento.

Mais recentemente, a introdução de filmes radiocrômicos, que não necessitam de revelação, contribuíram intensamente para a otimização dos procedimentos de controle de qualidade em radioterapia, o que não dispensa atenção especial ao processamento, leitura e análise dos mesmos. Por outro lado, matrizes ou arranjos de câmaras de ionização e diodos, quando associados a softwares comerciais, permitem a obtenção da distribuição da dose 2D em tempo real, bem como a análise comparativa mediante aplicação de critérios de diferença de dose e distância dos pontos de concordância, como a função *Gamma*.

Entretanto, estes sistemas comerciais são de alto custo, necessitando de um número elevado de detectores para adequada resolução espacial. A utilização do EPID, como ferramenta no controle de qualidade dosimétrico, diminui o tempo necessário de procedimento, com resolução espacial alta suficiente para emprego em técnicas de IMRT, por exemplo. Como as referências de distribuição de dose, obtidas nos LINAC's, são baseadas em câmaras de ionização, as diferenças de resposta entre o EPID e estas devem ser estabelecidas em calibração e processos de caracterização.

EPID's de a-Si possuem forte dependência com o espectro de energia de fótons, produzindo resposta superestimada para fótons de baixa energia, principalmente se aplicado objeto simulador entre o feixe e o detector, portanto, medidas incorretas de dose serão obtidas se correções adequadas não forem realizadas<sup>3</sup>. Por outro lado, feixes de altas energias, associados ao não uso de objeto simulador (*non-transit*), reduzem este efeito. No entanto, o uso do método *non-transit* impossibilita a dosimetria *in-vivo*<sup>4</sup>.

O uso do EPID para aplicações dosimétricas exige a implementação de procedimentos que estabeleçam a relação entre a intensidade do pixel e a dose absoluta. A calibração do EPID é mais complexa que uma simples calibração cruzada. Esta complexidade está associada ao fato de que a estrutura física do EPID é constituída de

múltiplas camadas de diferentes materiais, acima e abaixo da camada de detecção, o que resulta em deposição de dose com propriedades distintas em relação a um meio homogêneo. A presença de materiais de alto número atômico na composição das camadas do EPID favorece uma sobre-resposta a fótons de baixa energia e à radiação espalhada, o que resulta em dependência com o tamanho do campo irradiado<sup>5,6</sup>. No entanto, conhecendo e corrigindo tais efeitos, a incorporação da dosimetria por EPID contribui para a obtenção de resultados comparáveis aos sistemas utilizados rotineiramente no controle de qualidade de tratamentos em LINAC's.

## Material e Métodos

O modelo do EPID estudado é o OptiVue 500, com matriz de 512x512 pixels, instalado em um LINAC modelo Oncor Plus, com feixes de fótons de 6 e 15 MV, ambos os equipamentos fabricados pela Siemens Medical Solutions [Siemens Co., Munich-GER].

Para este estudo, aplica-se o feixe de 6MV. A área ativa de imagem deste EPID consiste em 41x41 cm, com resolução de pixel de 0,8 mm. A aquisição de imagens e dados relativos ao protocolo DICOM dá-se por meio do software Siemens Coherence Therapist Workspace. Os resultados obtidos são imagens 2D, onde a escala de cinza acumulada (valor do pixel) é resultado dos valores médios deste sinal. A formação da imagem fina é resultante de subimagens denominadas frames, sendo o seu número, determinado pelo tempo de irradiação e taxa de dose.

As imagens adquiridas são obtidas sem a interposição de objetos simuladores entre o feixe e o EPID, com a distância fonte / detector de 145 cm. Após a aquisição, as imagens são exportadas e analisadas inicialmente pelo software *ImageJ* e o cabeçalho DICOM aberto para a extração do número de frames, valores de pixel, perfis de sinal, redimensionamento, unidades monitoras (UM) e coordenadas do colimador multilâminas (MLC).

As medidas de dose absoluta foram realizadas com câmaras de ionização modelo FC65G, CC13 e CC01, fabricadas pela IBA Dosimetry, em combinação a um eletrômetro Dose One. Medidas para a caracterização de build-up do EPID foram realizadas em objeto simulador de água sólida RW3 e câmara de placas paralelas PPC05 da IBA Dosimetry. Para as medidas *off-axis*, foram utilizados objetos simuladores constituídos de múltiplas placas de água sólida e sistema de comissionamento Blue-Phanton, também da IBA Dosimetry. Os dados de distribuição, a partir de planos para o restabelecimento da forma do campo, foram obtidos com um arranjo constituído de 1.020 câmaras de ionização modelo MatrixX e software de análise OmniPro-1'mRT, de fabricação da IBA Dosimetry, sob um campo de 25x25 cm<sup>2</sup>, constituindo a matriz de restauro de forma de campo.

A reprodutibilidade de sinal do EPID é determinada mediante a aquisição de uma imagem diária de um

campo 10x10 cm<sup>2</sup> e 100 UM, sendo avaliado o sinal médio do valor de pixel em uma área central da imagem de 0,5x0,5 cm<sup>2</sup>.

Para a caracterização da linearidade, a relação de resposta do EPID com a dose é obtida a partir de uma série de irradiações de campo 10x10 cm<sup>2</sup>, variando as UM's de 1 a 800, sendo a leitura proporcional ao número de frames da imagem e o resultado comparado aos valores medidos com a câmara de ionização (CI) nas mesmas condições.

A calibração no eixo central foi feita em objeto simulador de água na profundidade de *buil-up*, onde os fatores de espalhamento total foram determinados para a câmara de ionização e o EPID para a correção de resposta entre os detectores.

Finalmente, a dose  $D_{x,y}$  pode ser obtida por meio da Equação 1.

Para a validação da calibração, são comparados os perfis de dose obtidos pelo EPID aos perfis de dose medidos com o MatriXX, filme radiocrômico Gafchromic® EBT<sup>2</sup> e na água, sendo todos obtidos na profundidade de *buil-up* do EPID definido a 2,0 cm.

$$D_{x,y} = \frac{(p_{x,y} \cdot n)}{FCF_c S_{EPID/CI}} \quad (1)$$

Onde,  $p_{x,y}$  é o valor do pixel,  $n$  o número de subimagens,  $FCF_{x,y}$  o fator de correção para forma do campo, e  $S_{EPID/CI}$  a razão entre os fatores de espalhamento total.

## Resultados

A reprodutibilidade do sinal, avaliada em 21 dias, apresentou desvio percentual máximo de -0.9% em relação ao sinal médio, conforme Figura 1, constituindo um excelente resultado.

A Figura 2 demonstra a resposta de linearidade do EPID avaliado para um campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, desde um valor mínimo de 1 UM até 800 UM, e associada às mesmas condições para a CI tipo *Farmer*. Portanto, quando se normaliza o sinal com relação à resposta de 1 UM, o desvio máximo encontrado na linearidade é de 2,3% para 800 UM.

A calibração do sinal, na região central de detecção da imagem, para o campo 10x10 cm<sup>2</sup> resultou no valor de 28470,88±170,73 pixel/cGy, sendo a dose medida com a CI de 49,00 cGy nas mesmas condições do EPID, mas em *buil-up* equivalente de 2,0 cm.

Devido às diferenças de resposta entre a CI e o EPID, houve a necessidade de definir a relação entre estes sinais.

A Tabela 1 ilustra os valores dos fatores de espalhamento pela razão do espalhamento total  $S_{c,p}$  entre a CI CC01 e o EPID.

A Figura 3 apresenta o perfil relativo do campo 10x10 cm<sup>2</sup> para o EPID, comparado ao MatriXX e o Blue Phantom, sem as correções de restauro da forma de campo, calibração e espalhamento, onde se nota a discrepância na forma do campo devido à característica de *flatness* que não ocorre na imagem do EPID. Embora o tamanho de campo seja definido

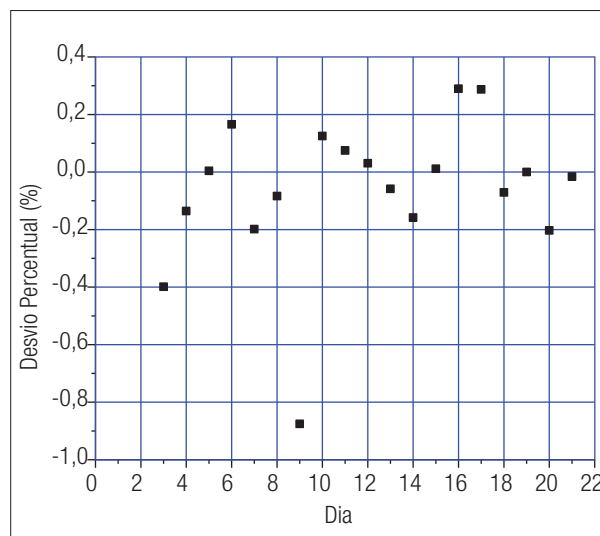


Figura 1. Reprodutibilidade diária do sinal.

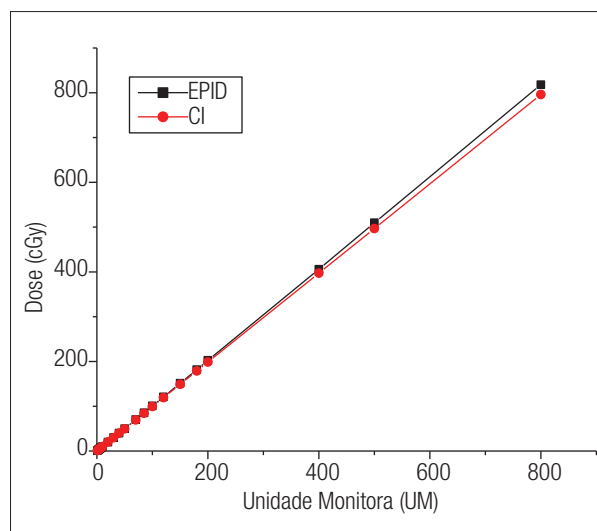


Figura 2. Comparação de linearidade entre EPID e câmara.

Tabela 1. Razão dos fatores de espalhamento total  $S_{c,p}$

Campo (cm <sup>2</sup> )	SC,P EPID/CI
1x1	0.905
2x2	0.910
3x3	0.931
4x4	0.947
5x5	0.964
8x8	0.988
10x10	1.000
12x12	1.010
15x15	1.022
18x18	1.031
20x20	1.036
22x22	1.041
25x25	1.048

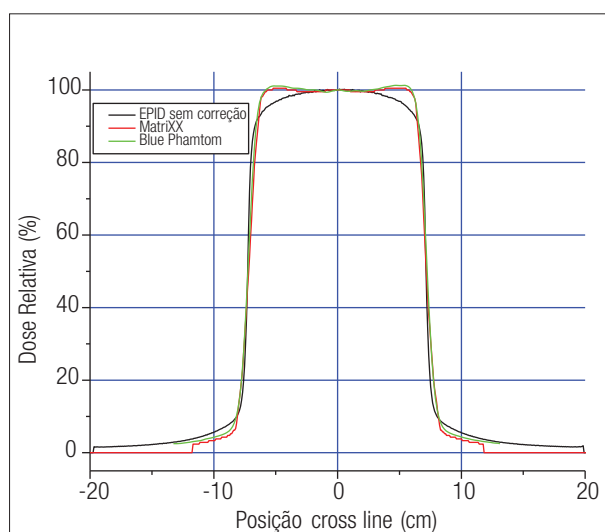
no isocentro de 100 cm, as aquisições foram realizadas à distância fonte / detector (DFC) de 145 cm e correções de redimensionamento aplicadas para os resultados a DFC=100 cm.

Após a aplicação dos fatores de correção e da matriz de restauro da forma de campo, o EPID torna-se um portal dosímetro (PDI), neste contexto, para campos abertos. Os resultados para os campos 3x3 cm<sup>2</sup>, 5x5 cm<sup>2</sup>, 10x10 cm<sup>2</sup> e 15x15 cm<sup>2</sup> apresentados nas Figuras 4 a 7 para a DFC de 100 cm são comparados ao MatriXX e ao filme radiocrômico. Nota-se a discrepância para o perfil do campo 3x3 cm<sup>2</sup>, onde a largura a meia altura medida por meio do MatriXX é de 2,14 cm e 2,99 cm para o filme e PDI. As doses medidas no eixo central são apresentadas na Tabela 2, com desvio máximo de -3,1% para o campo 5x5 cm<sup>2</sup>, medido com filme radiocrômico.

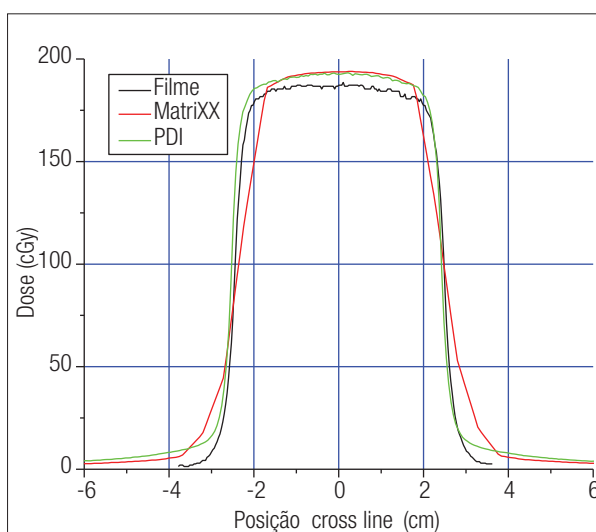
## Discussão e Conclusões

A utilização do método descrito para uso do EPID em dosimetria oferece boa concordância com relação aos dispositivos planares de dose já consolidados, apresentando vantagem na resolução espacial em relação aos arranjos matriciais de detectores. A utilização do filme radiocrômico para validação se fez necessária devido à equiparação na resolução, uma vez que o arranjo de câmaras apresentou discrepância significativa na definição da forma do campo para tamanhos menores que 5x5 cm<sup>2</sup>, o mesmo podendo ser observado por este sistema na perda de informação das bordas de campo.

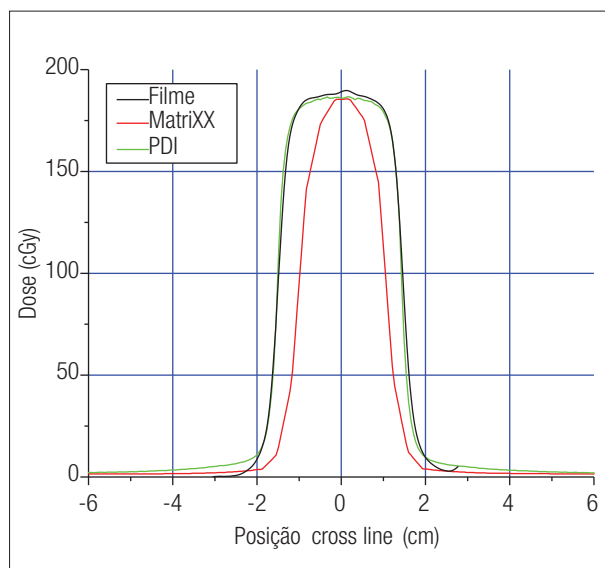
Outras considerações deverão ser incorporadas futuramente ao PDI apresentado, no que diz respeito à



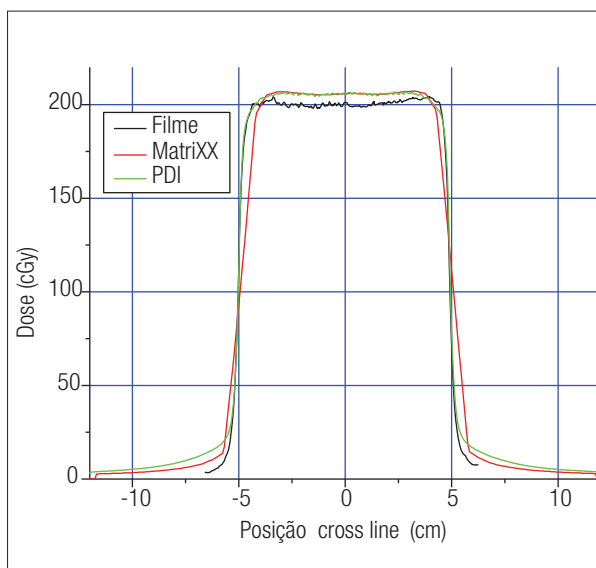
**Figura 3.** Perfis relativos ao campo 10x10 obtidos com EPID, MatriXX e Blue Phantom.



**Figura 5.** Perfis de dose do campo 5x5 obtidos com filme, MatriXX e PDI.



**Figura 4.** Perfis de dose do campo 3x3 obtidos com filme, MatriXX e PDI.



**Figura 6.** Perfis de dose do campo 10x10 obtidos com filme, MatriXX e PDI.

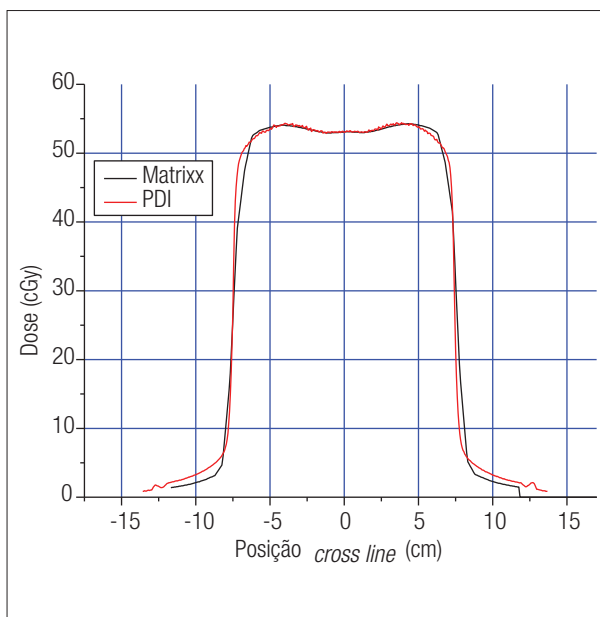


Figura 7. Perfis de dose do campo 15x15 com MatriXX e PDI.

Tabela 2. Doses no eixo central para os diferentes detectores.

Método	Tamanho de campo (cm <sup>2</sup> )			
	3x3	5x5	10x10	15x15
Calculada	186,61	193,21	206,2	53,15
Filme	191,16	187,26	201,2	–
MatriXX	185,41	193,76	205,79	53,05
PDI	185,94	192,47	205,76	53,01

dependência com o tempo de irradiação, principalmente para baixas UM's e efeitos de sobreposição de informação de imagens adquiridas subsequentemente, como *ghosting* e *lag*<sup>7,8</sup>. O desenvolvimento de ferramentas de análise comparativa será necessário para a validação do método no controle de qualidade dosimétricos de campos irregulares e, posteriormente, planos de tratamento.

## Referências

- Herman MG, Kruse JJ, Hagness CR. Guide to clinical use of electronic portal imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2000;1:38-57.
- Van Esch A, Vanstraelen B, Verstraete J, Kutcher G, Huyskens D. Pretreatment dosimetric verification by means of a liquid-filled electronic portal imaging device during dynamic delivery of intensity modulated treatment fields. *Radiother.Oncol*. 2001;60:181-90.
- Greer PB. Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Med Phys*. 2005;32:3558-68.
- Pasma KL, Kroonwijk M, Quint S, Visser AG, Heijmen BJM. Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1999;45:1297-303 .
- Nijsten SMJJG, van Elmpt WJC, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker ALAJ, Lambin P, et al. A global calibration model for a a-Si EPIDs used for transit dosimetry. *Med Phys*. 2007;34:3872-84.
- Valentín OR, Romero AG, Vitoria AH, Albericio JJ, Rodicio JC, Cebrián EM, et al. Dosimetric characterization of an electronic portal imaging device (EPID) and development of a portal dosimetry simple model. *Rev Fis Med*. 2010;11(3):199-210.
- McDermott LN, Louwe RJW, Sonke JJ, van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys*. 2004;31:285-95.
- Peter GB, Philip V. Vial. *Epid Dosimetry*. AIP Conf. Proc; 2010 Sept 15-18; Wollongong, Austrália;1345:129-44.