

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO  
DEPARTAMENTO DE CLÍNICA MÉDICA**

**GUSTAVO LAZZARO BARBI**

**ESTUDO DAS CARACTERÍSTICAS DOSIMÉTRICAS DE UM  
DISPOSITIVO ELETRÔNICO DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM PORTAL  
(DEAIP) PARA USO NA DOSIMETRIA E CONTROLE DE  
QUALIDADE EM RADIOTERAPIA**

**RIBEIRÃO PRETO - SP**

**2014**

**GUSTAVO LAZZARO BARBI**

**Estudo das características dosimétricas de um Dispositivo Eletrônico  
de Aquisição de Imagem Portal (DEAIP) para uso na dosimetria e  
controle de qualidade em radioterapia**

(Versão corrigida, a versão original encontra-se à disposição na secretaria da  
CCP-CM)

Dissertação a ser apresentada à  
Faculdade de Medicina de Ribeirão  
Preto da Universidade de São Paulo  
para obtenção do título de Mestre em  
Ciências.

Área de Concentração: Clínica Médica  
- Investigação Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Harley Francisco  
de Oliveira

**RIBEIRÃO PRETO - SP**

**2014**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

#### FICHA CATALOGRÁFICA

Barbi, Gustavo Lazzaro

Estudo das características dosimétricas de um Dispositivo Eletrônico de Aquisição de Imagem Portal (DEAIP) para uso na dosimetria e controle de qualidade em radioterapia. Ribeirão Preto, 2014.

111 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Departamento de Clínica Médica. Área de Concentração: Investigação Biomédica.

Orientador: de Oliveira, Harley Francisco

1) Radioterapia. 2) Dosimetria Portal. 3) Imagem.

## FOLHA DE APROVAÇÃO

BARBI, Gustavo Lazzaro

Estudo das características dosimétricas de um Dispositivo Eletrônico de Aquisição de Imagem Portal (DEAIP) para uso na dosimetria e controle de qualidade em radioterapia.

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para obtenção do título de Mestre em Investigação Biomédica.

Aprovado em: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Banca examinadora:

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Dedico este trabalho em memória de meus amados pais, Zuleika Lazzaro Barbi e Luiz Carlos Barbi, que com carinho e determinação dedicaram suas vidas à minha e de meus irmãos.

## Agradecimentos Especiais

Em primeiro lugar a Deus, que apesar de minhas lamentações, concede-me diariamente renovação e a chance de continuar. Agradeço a Ele por guiar minha vida e pela oportunidade de poder contribuir de alguma forma ao benefício de outras pessoas.

A minha esposa Amália e minha filha Isabela, razão de minha vida desde seu nascimento, pela paciência, determinação e apoio, entendendo minhas ausências e compensando-me com o sorriso.

Ao Professor Dr. Thomaz Ghilardi Netto pela aposta e introdução na carreira profissional.

A minha amiga e escudeira Edenyse Cristhiane Bertucci (Edê), que aceitou prontamente o convite ("O chamado") para missão de fazer parte de nossa equipe de trabalho, dividindo o ônus e os louros de dias intermináveis e me proporcionando apoio e tempo para as etapas do mestrado.

Ao amigo Edvaldo Pereira Galhardo (EDV), que mesmo muito distante, dispensou seu tempo como pessoa caridosa e solícita, lendo, escrevendo, revisando, orientando e ajudando-me a organizar as idéias. Obrigado pelas tardes de domingo no *Skype*.

Ao Adriano Luiz Balthazar Bianchini, pela sua simplicidade, conhecimento e presteza na análise dos dados no Matlab.

Ao meu amigo e orientador Doutor Harley, pela aposta na parceria de convívio pessoal e profissional, por aceitar prontamente o projeto e proporcionar esta oportunidade acadêmica.

A minha amiga Rita de Fátima Approbato (Ritinha) pela inestimável ajuda na fase final da dissertação e "gerenciamento do meu cronograma".

**Agradecimentos**

---



Agradeço ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto pela utilização dos equipamentos neste trabalho.

Ao meu amigo físico e companheiro Leandro Federiche Borges (Leandrão), pelas conversas, trocas de experiências e ajuda.

Aos meus amigos e físicos Leonardo Lira do Amaral e Wander de Oliveira.

Aos médicos radioterapeutas, Felipe Amstalden Trevisan, Flávio Guimarães e Viviane Bighetti, pelas conversas e inestimável aprendizado ao longo destes anos.

Aos técnicos e técnicas do Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas.

Ao pessoal da secretaria do Serviço de Radioterapia, Vininha, Luciano e Chico.

Aos aprimorandos e residentes em física médica do Serviço de Radioterapia, pela amizade e espírito de equipe (Eduardo, Laís, Antonio Neto e Marcelo).

A todos aqueles que por lapso não mencionei e que de alguma forma contribuíram, me perdoem.

## Resumo

BARBI, G. L. Estudo das características dosimétricas de um Dispositivo Eletrônico de Aquisição de Imagem Portal (DEAIP) para uso na dosimetria e controle de qualidade em radioterapia (Dissertação). Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2014. 106 f.

Em radioterapia (RT), o uso de imagens médicas tem sido de fundamental importância para a identificação de alvos, delineamento de estruturas anatômicas, planejamento e verificação do tratamento clínico. A evolução no uso destas imagens possui uma estreita relação com os avanços dos métodos de aquisição de imagens diagnósticas que vem sendo adaptadas para a área de RT. O uso de imagens médicas, para a verificação do tratamento em tempo real, aliado a verificação da distribuição de dose por dosimetria pontual e bidimensional (2D) constituem ferramentas fundamentais para a execução de um tratamento radioterápico mais seguro e preciso, possibilitando inclusive que intervenções em nível de pré-tratamento ou mesmo durante o tratamento sejam realizadas no intuito de garantir a manutenção dos resultados do planejamento quanto à localização e a distribuição de dose. Este trabalho tem enfoque no estudo e caracterização de um DEAIP de silício amorfo (Optivue 500), acoplado a um acelerador linear clínico (ALC) de megavoltagem (Siemens Medical Solutions, Munique - Alemanha), com relação a suas propriedades dosimétricas. Um dos objetivos principais é a conversão das imagens planares obtidas com o DEAIP em matrizes de distribuição de dose bidimensionais (2D), para que possam ser utilizadas na verificação dosimétrica dos planejamentos clínicos conformacionais dos pacientes que serão submetidos ao tratamento radioterápico. O potencial do DEAIP como uma ferramenta auxiliar para análise da distribuição de dose em planejamentos clínicos de radioterapia de intensidade modulada (IMRT), também foi abordado neste trabalho como uma extensão do objeto principal de estudo. Para a caracterização dosimétrica do DEAIP convertendo-o em um dosímetro, foram definidas as características de reprodutibilidade de sinal de longo prazo, linearidade de sinal com respeito à dose, dependência de resposta em relação ao tamanho de campo de radiação, o perfil de campo, ou seja, a distribuição de dose 2D e a calibração do valor médio de *pixels* ao redor do centro do campo. Todos os resultados obtidos nesta caracterização estão de acordo com aqueles encontrados na literatura. Estes parâmetros foram então utilizados em um algoritmo para a conversão dos valores de *pixels* em dose através do uso de uma planilha eletrônica criada em *Excel*<sup>®</sup>. Um *software* comercial de análise de distribuição de dose 2D, OmniPro-l<sup>m</sup>RT (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha) foi utilizado nas verificações de concordância entre os dispositivos de medida. Também foi desenvolvida uma ferramenta no *software* MATLAB (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, Estados Unidos), para manejo das imagens e análise da concordância entre a distribuição de dose calculada em sistema de planejamento tridimensional (SPT) e a medida pelo DEAIP. A partir de um planejamento realizado em SPT, os parâmetros de tratamento são exportados para o ALC, onde o painel de silício amorfo com uma matriz de 512x512 *pixels* é exposto à radiação formando assim, uma imagem com relação ao plano de

aquisição. As informações dos valores de *pixels* e características de aquisição de imagem podem ser lidos com um programa de arquitetura aberta como o ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, Estados Unidos) e posteriormente convertidos em dose a partir da implementação dos parâmetros de correção aqui estudados. Uma análise através do índice de aprovação (IA) relacionada aos critérios da função gama (3% de tolerância de dose e 3mm para distância de concordância) realizada pelo *software* comercial OmniPro-I<sup>m</sup>RT foi empregada na comparação entre a distribuição de dose calculada pelo SPT, a distribuição medida através do DEAIP e a distribuição medida por um arranjo bidimensional de câmaras de ionização modelo MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha). O objetivo neste caso foi validar o algoritmo desenvolvido e utilizado neste projeto. Os resultados obtidos através da análise da função gama se mostraram promissores, já que na maioria dos casos estudados o índice de pontos aprovados nos critérios estabelecidos (3%, 3mm) foi superior a 95%. A análise de concordância realizada através do OmniPro-I<sup>m</sup>RT, entre a distribuição de dose obtida pelo SPT e a medida pelo MatriXX, apresentou uma mediana no IA de 97,27% e uma diferença média de dose no eixo central de  $(-1,28 \pm 2,01)\%$  enquanto que, a análise de concordância entre o DEAIP e o SPT apresentou uma mediana no IA de 96,47% e a diferença média de dose no eixo central de  $(-0,90 \pm 4,65)\%$ . Em três casos analisados de IMRT, o IA foi superior a 96%. Este resultado é também promissor para validar o emprego da metodologia apresentada neste trabalho na verificação dos planejamentos de IMRT.

Palavras-chave: 1. Radioterapia. 2. Dosimetria Portal. 3. Imagem.

## Abstract

BARBI, G. L. Study and evaluation of the dosimetric characteristics of an electronic portal imaging device (EPID) to be used for the dosimetry and quality control in radiotherapy. (Dissertação). Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, 2014. 106 f.

In radiation therapy, the use of medical images has been crucial for the target identification, contour of anatomical structures, planning and treatment verification. The evolution in the use of these images is related with the advances in the diagnostic images acquisition methods that have been adapted for use in the radiotherapy field. The use of medical images for the treatment verification in real time associated with the analysis of point dose and two-dimensional (2D) dose distribution represent valuable tools allowing a more precise and safe radiation treatment execution. Those allow an intervention in the pre-treatment, and also during the treatment with the intention of assure the planning results in relation to the treatment location and dose distribution. In this work, the main focus was the study and evaluation of the dosimetric characteristics of amorphous silicon EPID (Optivue 500) that is an integrant part of a clinical megavoltage linear accelerator (LINAC) [Siemens Medical Solutions, Munich, Germany]. The aim was the conversion of planar images from the EPID in a two-dimensional (2D) matrix of dose distribution to be used for the dosimetric verification of clinical conformal planning for patients that will be under radiation treatment. The potential use of the EPID as a tool for dose distribution analysis of an intensity modulated radiation treatment (IMRT) was also evaluated in this work as part of an extension of the main goal. To convert the EPID in a dosimeter, some dosimetric parameters were defined such as the long term signal reproducibility, linearity of dose response, field size dependency, field profile (2D dose distribution) and the *pixel* mean value calibration in relation to the central area of the beam. All the final results in this initial dosimetric evaluation are in agreement with those found in the literature. These parameters were used in an algorithm that converts the *pixel* values to dose using an electronic *Excel*<sup>®</sup> spreadsheet. The commercial *software* OmniPro-I<sup>m</sup>RT (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) can be used for the 2D dose distribution analysis, and was used in this work to verify the results among the devices. Also, a tool was developed using the MATLAB *software* (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, US) that permits image manipulation and allows a direct comparison between the dose distribution calculated in a treatment planning system (TPS) and that measured by the EPID. After a planning been developed in the TPS, the treatment parameters are exported to the LINAC where the amorphous silicon panel, that have a matrix of 512x512 *pixels*, is exposed to radiation forming one image related to the acquisition plane. The *pixel* values information can be read in a open source program such as the ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, US) and converted them in dose, afterwards, applying the parameters investigated in this work. The approval index (AI) related to the gamma function criteria (3% of dose and 3 mm for distance to agreement) was analyzed using the *software* OmniPro-I<sup>m</sup>RT to compare the dose distribution calculated by the TPS, the dose distribution measured by the EPID and the dose

distribution measured by the ion chamber array device model MatriXX (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany). The intention, in this case, was to validate the algorithm specially developed to be used in this project. The gamma function results were promising, taking in consideration that the majority of the cases analyzed using the established criteria (3%, 3mm) were higher than 95%. The agreement analysis, using OmniPro-IMRT, between the dose from the TPS and that measured by Matrixx shows the mean value of 97.27% for the approval index (AI), and  $(1.28 \pm 2.01)$  % for the difference of dose in the central axis. For the EPID and TPS comparison, the mean dose value was 96.47% for the AI, and  $(-0.90 \pm 4.65)$  % for the difference of dose in the central axis. In the three IMRT cases analyzed, the AI results were higher than 96%, showing the viability of use of the methodology used in this work for the IMRT plan verification.

Key words: 1) Radiotherapy; 2) Portal Dosimetry; 3) Image.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Diferentes tipos de detectores e objetos simuladores utilizados na rotina de dosimetria clínica em RT. a) CI cilíndrica de pequeno volume ( $\leq 0,1\text{cc}$ ), b) detector de estado sólido (diodo), para medidas *in-vivo*, c) arranjo bidimensional de CI's para verificação 2D em IMRT, d) arranjo de diodos em disposição cilíndrica para verificação de distribuição de dose em IMRT e RT com arcos volumétricos modulados (VMAT), e) conjunto de placas e associações de objetos simuladores confeccionados em plásticos para conservação das propriedades de espalhamento e atenuação da radiação..30
- Figura 2: ALC com DEAIP integrado e estendido para aquisição de imagens de posicionamento e localização em RT. ....31
- Figura 3: Representação do princípio de funcionamento de um DEAIP baseado em câmera de vídeo. ....33
- Figura 4: Ilustração esquemática de uma matriz ativa de detecção direta ou indireta de um DEAIP. Este circuito controla a condutividade de cada TFT além de amplificar o sinal. O elemento capacitivo de cada *pixel* na figura corresponde ao fotosensor para um arranjo de detecção indireta e um capacitor de armazenagem para um arranjo de detecção direta. ....35
- Figura 5: Ilustração esquemática das camadas de um EPID modelo Siemens Optivue 500 ou 1000 ST. Adaptado de [http://www.healthcare.siemens.de/siemens\\_hwem-hwem\\_sxxa\\_websites\\_context\\_root/wcm/idc/groups/public/@global/@therapy/@radonco/documents/download/mdaw/mtuz/~edisp/optivue\\_500\\_optivue\\_1000st-00097369.pdf](http://www.healthcare.siemens.de/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites_context_root/wcm/idc/groups/public/@global/@therapy/@radonco/documents/download/mdaw/mtuz/~edisp/optivue_500_optivue_1000st-00097369.pdf). ....36
- Figura 6: Sistema de dosimetria de varredura posicionado para aquisição de dados de distribuição de dose em profundidade (canto superior direito) e perfis de dose (canto inferior direito). O objeto simulador é composto por um tanque de água onde a dose é medida através de uma CI imersa, movimentando-se na direção de aquisição (eixo x, y e z), enquanto outra CI monitora a taxa de dose para normalização do sinal e redução de ruído. Posteriormente os dados podem ser ajustados, formatados, tabelados e exportados para um SPT. ....39
- Figura 7: Fluxo de atividades envolvidas no processo de controle de qualidade de distribuição de dose, na fase de pré-tratamento do paciente. ....42

Figura 8: Representação gráfica de análise dos critérios de aceite na distribuição composta. (a) em duas dimensões e (b) em uma dimensão. ....	45
Figura 9: Representação bidimensional simultânea dos critérios de diferença de dose e DTA para cálculo do índice gama. ....	46
Figura 10: Exemplo de uma distribuição iso- $\gamma$ . As regiões em vermelho no destaque são constituídas de pontos onde $\gamma(r_m) > 1$ . ....	47
Figura 11: ALC Oncor com DEAIP estendido para posição de aquisição de imagem a uma distância de 145cm do foco de produção de fótons (DFD). Todas as imagens utilizadas neste projeto foram adquiridas nesta condição.	50
Figura 12: (a) Exemplo de extração de dados dos arquivos DICOM, contendo as informações relativas ao campo de irradiação e imagem produzida, (b) imagem de um campo 10x10cm <sup>2</sup> com a área central de leitura de 5x5mm <sup>2</sup> demarcada para o cálculo do valor de <i>pixel</i> médio. ....	52
Figura 13: Dispositivo da Brain LAB para verificação do isocentro utilizado nas imagens do teste de centralização. ....	54
Figura 14: Arranjo para medidas de equilíbrio eletrônico utilizando a CI de placas paralelas. A DFC de 145 cm foi mantida, acrescentando espessuras sucessivas de RW3 acima da CI no intuito de construir a curva de dose relativa em profundidade na região de equilíbrio eletrônico. ....	56
Figura 15: Perfil de um campo 10x10cm <sup>2</sup> medido em água a 2 cm de profundidade com sistema de dosimetria de varredura (IBA - Blue Phantom) e o perfil medido através da imagem do DEAIP sem aplicação de correção para restabelecimento da forma do campo. Os ombros aparentes na medida do sistema de varredura refletem o efeito do filtro achatador no perfil de dose, enquanto essa informação é perdida no perfil obtido pela imagem. ....	57
Figura 16: Ilustração do arranjo de medidas com o MatriXX na DFM de 145cm. O quadro em vermelho representa o campo de irradiação para cada um dos quatro quadrantes. Os quadrantes Q2 e Q3 foram medidos a 180° em relação a Q1 e Q4 para evitar a irradiação do circuito eletrônico do MatriXX. ....	59
Figura 17: Processo de obtenção da distribuição de dose a partir das correções aplicadas à imagem do DEAIP. ....	61
Figura 18: Processo de aquisição de dados, conversão de dose e comparação entre os planos do SPT e da distribuição de dose obtida pelo DEAIP. ....	63
Figura 19: Colimador multilâminas com a formatação do campo irregular. ....	64

Figura 20: a) Filme radiocrômico EBT2 irradiado com campo irregular e b) a imagem correspondente obtida através da irradiação do DEAIP. ....	66
Figura 21: Imagem no DEAIP do plano de IMRT com dois níveis de intensidade. ....	67
Figura 22: Imagem no DEAIP do plano IMRT 1, composto de 7 campos e vários níveis de intensidade, como tipicamente encontrado nos planejamentos de próstata.....	68
Figura 23: Imagem no DEAIP do plano IMRT 2, composto de 7 campos e vários níveis de intensidade, como tipicamente encontrado nos planejamentos de cabeça e pescoço.....	68
Figura 24: Cabeçalho e parte do corpo do arquivo ASCII para a matriz de dose. Esta forma de edição do arquivo permite a leitura da matriz de dose no <i>software</i> OmniPro-I <sup>2</sup> mRT ou na ferramenta desenvolvida em MATLAB, utilizadas para as análises.....	70
Figura 25: Janela de análise da função gama desenvolvida no MATLAB. No lado esquerdo visualiza-se a iso- $\gamma$ , onde os valores maiores que 1,0 significam pontos reprovados. Do lado direito, a janela com os critérios de diferença de dose e DTA e o resultado do índice de aprovação.....	71
Figura 26: Gráfico de linearidade para o DEAIP e CI. Nota-se que ambos dispositivos apresentam boa linearidade, sendo mais evidente para a CI.....	74
Figura 27: Dispersão do sinal do DEAIP e CI em relação à dose esperada para um campo de 10x10cm <sup>2</sup> quando este sinal é normalizado para a dose de 1UM. Nota-se a melhor estabilidade do sinal para a CI acima de 50UM's, enquanto o sinal normalizado do DEAIP aumenta continuamente com o acúmulo das exposições.....	75
Figura 28: Variação do valor do <i>pixel</i> medido diariamente. Cada ponto no gráfico representa a média dos valores em uma área de 5x5 mm <sup>2</sup> para a imagem do campo 10x10 cm <sup>2</sup> . O desvio percentual diário foi calculado com relação a média amostral das 97 irradiações realizadas ao longo de seis meses. ....	76
Figura 29: Gráfico do tipo <i>Box-Plot</i> , representando a dispersão dos valores de <i>pixel</i> , tomado como a média dos valores em uma área de 5x5mm <sup>2</sup> no centro da imagem para o campo 10x10cm <sup>2</sup> . ....	77
Figura 30: A esquerda, o detalhe do teste de centralização do isocentro mecânico, com relação à imagem projetada no DEAIP utilizando uma ponteira com a esfera metálica de 5 mm de diâmetro.....	78



- Figura 31: Curvas de dose em profundidade para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , para a obtenção das profundidades de equilíbrio eletrônico para RW3 e DEAIIP.....79
- Figura 32: Curvas de dependência com o tamanho do campo. Os valores apresentados foram normalizados para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  medidos para a CI e o DEAIIP. ....81
- Figura 33: Distribuição do fator  $FD_{EPID/CI}$  em função do tamanho de campo.....82
- Figura 34: Perfis relativos de dose medidos com Blue Phantom em água a 2cm de profundidade e o DEAIIP para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , sem correção para forma do campo.....83
- Figura 35: Perfis dos fatores de correção para forma de campo, nos eixos transversal e longitudinal, destacando o impacto de correções na região central devido a presença do filtro achatador no ALC e nas bordas de campo devido ao alto gradiente de dose (penumbra). ....84
- Figura 36: Perfis relativos de dose medidos com Blue Phantom em água a 2 cm de profundidade e EPID para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com correção e sem correção para forma do campo.....85
- Figura 37: Efeito de persistência de imagem. A imagem residual do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , irradiado com 100UM's, persiste na imagem do campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  irradiado imediatamente após com 3MU's. O intervalo entre as irradiações foi apenas o necessário para o ajuste de tamanho de campo no ALC.....87
- Figura 38: Perfis do campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Em cor preta, o campo irradiado sem influência de outra irradiação temporalmente próxima ("limpo") e em cor vermelha, a irradiação revelando a imagem residual do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . ....87
- Figura 39: Os mesmos perfis da figura 38, ampliados na região central do DEAIIP. Em cor preta, o campo irradiado sem influência de outra irradiação temporalmente próxima ("limpo") e em cor vermelha, a irradiação revelando a imagem residual do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ . ....88
- Figura 40: Curva de calibração do filme radiocrômico EBT2 utilizado para as medidas de perfis e distribuição de dose.....89
- Figura 41: a) até c) Perfis de dose dos campos  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , e  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , ao longo do eixo transversal (*cross-line*) a 2cm de profundidade adquiridos através do DEAIIP, MatriXX, SPT, Blue Phantom e filme radiocrômico. d) Perfil do campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , ao longo do eixo transversal (*cross-line*) a 2cm de profundidade adquiridos através do DEAIIP, MatriXX, SPT e Blue Phantom. .91

Figura 42: Tela do programa OminiPro-l'mRT. Nos quadrantes à esquerda, acima, a distribuição de dose do campo irregular adquirida pelo DEAIP e abaixo, a medida pelo filme. Nos quadrantes à direita, os perfis de dose sobrepostos ao longo do eixo longitudinal e a iso- $\gamma$  respectivamente.....97

Figura 43: Representações iso- $\gamma$  do OminiPro-l'mRT para cada um dos respectivos pares de distribuição de dose analisadas.....98

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores da dose relativa em função da profundidade para RW3 e DEAIP para o campo $10 \times 10 \text{cm}^2$ . DFC de 145cm para as medidas em RW3 com CI e DFD de 145cm para as medidas no DEAIP.....	80
Tabela 2: Fatores $FD_{EPID/CI}$ , associando DEAIP e CI quanto a dependência com o tamanho de campo, normalizados para o campo $10 \times 10 \text{cm}^2$ .....	82
Tabela 3: Resultados dos valores de <i>pixel</i> para a conversão à dose absoluta.....	85
Tabela 4: Resultados dos parâmetros de definição de campos no eixo transversal para cada um dos dispositivos utilizados. A representação E-D significa esquerda e direita respectivamente.....	94
Tabela 5: Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para o campo irregular.....	96
Tabela 6: Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para os planos conformacionais.....	100
Tabela 7: Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para os planos de IMRT.....	102

## **LISTA DE ABREVIATURAS:**

<b>2D</b>	Bidimensional
<b>3D</b>	Tridimensional
<b>ALC</b>	Acelerador Linear Clínico
<b>ASCII</b>	American Standard Code for Information Interchange
<b>CI</b>	Câmara de Ionização
<b>CTV</b>	Volume Clínico de Tratamento
<b>DEAIP</b>	Dispositivo Eletrônico de Aquisição de Imagem Portal
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communication in Medicine
<b>DFC</b>	Distância Foco-Câmara
<b>DFD</b>	Distância Foco-DEAIP
<b>DFI</b>	Distância Foco-Isocentro
<b>DFM</b>	Distância Foco-MatriXX
<b>DFS</b>	Distância Foco-Superfície
<b>DTA</b>	Distância de Concordância entre Pontos de Mesma Dose
<b>EPID</b>	Electronic Portal Imaging Device
<b>GTV</b>	Volume Tumoral
<b>HCFMRP</b>	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo - USP
<b>IA</b>	Índice de Aprovação
<b>IAEA</b>	Agência Internacional de Energia Atômica
<b>IGRT</b>	Radioterapia Guiada por Imagem
<b>IMRT</b>	Radioterapia de Intensidade Modulada
<b>IQD</b>	Inverso do Quadrado da Distância
<b>MLC</b>	Colimador Multi-lâminas
<b>OAR's</b>	Órgãos de Risco
<b>PDP</b>	Porcentagem de Dose Profunda
<b>PTV</b>	Volume Alvo Planejado
<b>Q1</b>	Quadrante 1

<b>Q2</b>	Quadrante 2
<b>Q3</b>	Quadrante 3
<b>Q4</b>	Quadrante 4
<b>RT</b>	Radioterapia
<b>RX</b>	Raios-X
<b>SPT</b>	Sistema de Planejamento Tridimensional
<b>TFT</b>	Transistor do Tipo Thin Film Transistor
<b>UM</b>	Unidade Monitora

## Sumário

1. Introdução .....	22
2. Objetivo .....	26
2.1. Objetivo Principal .....	27
2.2. Objetivo Secundário .....	27
3. Fundamentos Teóricos .....	28
3.1. Tipos de Dispositivos de Aquisição de Imagens Portal .....	32
3.1.1. DEAIP baseado em câmera (CCD) .....	32
3.1.2. DEAIP baseado em câmaras de ionização preenchidas com líquido .....	33
3.1.3. Sistema de detecção de imagem por matriz ativa plana .....	34
3.1.4. O DEAIP e a dosimetria portal .....	36
3.2. Bases do controle de qualidade de equipamentos de teleterapia .....	37
3.2.1. Testes dosimétricos .....	38
3.2.2. Testes mecânicos .....	40
3.2.3. Testes de segurança .....	40
3.3. Controle de qualidade sobre o planejamento .....	41
3.3.1. Função Gama .....	43
4. Materiais e Métodos .....	48
4.1. DEAIP .....	49
4.2. Leitura dos arquivos gerados em DICOM (Imagem) .....	51
4.3. Linearidade .....	53
4.4. Estabilidade de resposta ao longo tempo (reprodutibilidade) .....	53
4.5. Verificação da centralização do campo de irradiação em relação ao centro do DEAIP .....	54
4.6. Espessura de equilíbrio eletrônico intrínseco ( <i>BUILD-UP</i> ) .....	55
4.7. Dependência com o tamanho de campo .....	56
4.8. Restabelecimento da forma do campo (perfil) .....	57
4.9. Fator de calibração .....	59
4.10. Conversão para dose .....	60
4.11. Persistência da imagem .....	61
4.12. Verificação da distribuição de dose .....	62

4.12.1.	Perfis de dose .....	63
4.12.2.	Campo irregular .....	64
4.12.3.	Composição de campos.....	66
4.12.4.	IMRT .....	67
4.13.	Ferramentas desenvolvidas para a obtenção de resultados.....	69
5.	Resultados e Discussões.....	72
5.1.	Linearidade Para o estudo de linearidade com relação à dose, ou seja, a dependência de resposta do DEAIP em função da dose .....	73
5.2.	Estabilidade de resposta ao longo tempo (repetibilidade).....	75
5.3.	Centralização do campo de irradiação em relação ao DEAIP - centralização da imagem.....	77
5.4.	Espessura de equilíbrio eletrônico intrínseco ( <i>BUILD-UP</i> ).....	78
5.5.	Dependência com o tamanho de campo.....	80
5.6.	Restabelecimento da forma do campo (perfil) .....	83
5.7.	Fator de calibração .....	85
5.8.	Persistência da imagem.....	86
5.9.	Verificação da distribuição de dose.....	88
5.9.1.	Perfis de dose .....	89
5.9.2.	Campo irregular .....	95
5.9.3.	Composição de campos .....	99
5.9.4.	IMRT.....	101
6.	Conclusões .....	104
7.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	106

## **1. INTRODUÇÃO**

---



Os avanços em radioterapia (RT) nas últimas duas décadas, especialmente com a introdução massiva de técnicas que fazem uso da modulação da fluência dos feixes de alta energia, também conhecida como RT de intensidade modulada (IMRT) e suas variantes, elevam a necessidade de uma maior acurácia na determinação da dose a ser liberada ao paciente (1). Essa necessidade se justifica na possibilidade de uma conformação mais acentuada da distribuição de dose ao redor do volume alvo planejado (PTV) gerando inclusive, gradientes de dose intencionais relacionados ao volume clínico de tratamento (CTV) e ao volume tumoral (GTV). Obviamente, a introdução de técnicas tridimensionais (3D) torna a RT mais eficiente, segundo a premissa fundamental de maximizar a dose administrada sobre o GTV, reduzindo as altas doses de radiação nos volumes dos órgãos de risco (OAR's). Conseqüentemente, há uma relação entre o efeito tumoricida da RT e a possibilidade de aumento da dose ao mesmo tempo em que se conhece a relação entre a dose volumétrica nos OAR's e o efeito deletério sobre os mesmos. Este compromisso entre produzir o efeito terapêutico desejável, seja ele, curativo ou paliativo, e minimizar a ocorrência e a intensidade dos efeitos indesejáveis agudos e tardios da irradiação de OAR's, não pode ser garantido apenas pela adequada e fundamentada prescrição do radioterapeuta. Há uma enorme quantidade de variáveis que devem ser observadas e parâmetros a serem mensurados e introduzidos nos cálculos de distribuição de dose. A observação da manutenção destes parâmetros mediante a definição de tolerâncias e uma forma adequada de verificação da distribuição de dose pré-tratamento de acordo com a técnica terapêutica escolhida, constituem-se em importantes e indispensáveis requisitos de controle de qualidade na prática clínica radioterápica.

Os principais componentes que estão envolvidos em um programa de garantia de qualidade em RT são: o equipamento de irradiação, o sistema de planejamento tridimensional (SPT), equipamentos de aquisição de imagens, sistemas de gerenciamento de dados, sistemas dosimétricos para aferição de dose e os recursos humanos. Diferentemente das técnicas de distribuição de dose unidimensionais e 2D, os avanços em técnicas 3D tornam maior a necessidade de controle de qualidade sobre os componentes acima citados, principalmente em IMRT.

O aumento das dimensões introduzidas nos cálculos de distribuição de dose, acentuada em IMRT, na qual o resultado não pode ser apenas inferido com base em cálculos simples e na experiência, aumenta consideravelmente a carga de trabalho da equipe envolvida, principalmente a do físico médico durante todo o processo de pré-tratamento do paciente, tornando mais difícil descobrir erros em função dos altos níveis de dose gerados e formas de campos não intuitivos, calculados por um modelo computadorizado dependente de características do ALC corretamente medidas e acuradamente modeladas no SPT (1).

O controle de qualidade apenas do equipamento de irradiação já é dispendioso e complexo, principalmente em um ALC moderno que dispõe de colimadores multi-lâminas (MLC) e múltiplos feixes de fótons e elétrons. Este controle envolve a medida e manutenção de parâmetros mecânicos, dosimétricos, ópticos, de segurança e gerenciamento de dados.

Em casos mais complexos é necessário que sejam desenvolvidos de acordo com, os recursos de cada instituição, mecanismos de verificação pré-tratamento entre a concordância do cálculo de distribuição de dose do SPT e a habilidade do ALC em executar a entrega da distribuição de dose calculada.

Há diversas soluções comerciais, com custos diferenciados, que podem ser utilizadas especificamente na avaliação da distribuição de dose em RT. A manutenção da performance de um ALC, suas características dosimétricas e também a verificação de dose no pré-tratamento do paciente são avaliadas rotineiramente, através do uso de objetos simuladores de tecido ou água para a representação das características de absorção, espalhamento e atenuação do corpo humano. Detectores com características físicas diversas como câmaras de ionização (CI), semicondutores, filmes radiocrômicos, arranjos planares e volumétricos de detectores e o uso do DEAIIP, também conhecido como EPID, do inglês *electronic portal imaging device*, constituem as principais soluções para verificação de distribuição de dose.

O uso do DEAIIP para aplicações dosimétricas, exige o emprego de procedimentos que estabeleçam a relação entre o valor do *pixel* da imagem e a dose. A calibração do DEAIIP é mais complexa que uma simples calibração cruzada, onde a resposta do *pixel* seria comparada a dose medida com uma CI em meio homogêneo para a obtenção de uma curva de calibração. Esta

complexidade está associada ao fato de que a estrutura física do DEAIP é constituída de múltiplas camadas de diferentes materiais posicionadas acima e abaixo dos sensores de detecção, o que resulta em deposição de dose com propriedades bem distintas em relação a um meio homogêneo. A presença de materiais de alto número atômico na composição das camadas do DEAIP favorece uma sobre resposta aos fótons de baixa energia e à radiação espalhada, o que a torna dependente do tamanho do campo de irradiação. Por outro lado, o fato dos detectores terem sua resposta direcionada para a formação da imagem portal, sugere a necessidade da implementação de correções para o restabelecimento da forma e planura do feixe (perfil). Uma vez solucionada tais limitações, a incorporação da dosimetria por DEAIP pode contribuir para a otimização dos recursos disponíveis em serviços de radioterapia, obtendo-se resultados comparáveis aos sistemas utilizados rotineiramente no controle de qualidade em ALC.

A utilização do DEAIP como ferramenta no controle de qualidade em RT, diminui drasticamente o tempo necessário de procedimento, além de agregar alta resolução espacial como característica importante na verificação de distribuição de dose 2D incluindo técnicas de IMRT (2). No entanto, como as referências de dose obtidas em um ALC são baseadas em valores medidos com CI, as diferenças de resposta entre o DEAIP e estes valores devem ser estabelecidas em calibração e processos de caracterização.

## **2. OBJETIVO**

---

## **2.1. Objetivo Principal**

Caracterizar os parâmetros dosimétricos de um DEAIP comercial no intuito de obter um dosímetro acurado para a verificação da distribuição de dose bidimensional a partir da aquisição de uma imagem correspondente a um campo ou composição de campos de radiação.

## **2.2. Objetivo Secundário**

Avaliar o potencial de emprego do respectivo DEAIP como dosímetro na verificação de planos de IMRT utilizados na rotina clínica.

### **3. Fundamentos Teóricos**

---

Detectores como a CI e de estado sólido (diodo), quando isolados, fornecem apenas informação sobre a dose pontual (2) e a acurácia da leitura depende de sua resolução espacial ou do volume de acordo com, as dimensões do campo de irradiação, taxa de dose e energia. Embora, filmes dosimétricos possuam alta resolução espacial (2), normalmente necessitam de calibração e cuidados de manipulação durante a leitura, gerando com isto um retardo na obtenção da distribuição de dose, ou seja, o resultado da dosimetria não ocorre em tempo real. Filmes radiográficos dosimétricos tais como os modelos EDR2 e XV2 da marca Kodak necessitam de processamento químico (revelação e fixação), processo que atualmente tem se tornado menos comum devido à inclusão da radiografia digital, eliminando a necessidade de processadoras químicas, portanto, tornando pouco viável o uso deste tipo de filme. A introdução de filmes radiocrômicos, que não necessitam de processamento químico convencional por serem constituídos de polímeros sintéticos sensíveis à radiação e que conferem escurecimento da película proporcional à dose de radiação, contribuí intensamente para a otimização dos procedimentos de controle de qualidade em RT, mas não dispensando atenção especial ao processo de digitalização da imagem (2). Por outro lado, matrizes ou arranjos de CI's e diodos quando associados a *softwares* comerciais, permitem a obtenção da distribuição de dose 2D medida em tempo real bem como, a análise comparativa com os dados do planejamento em SPT através da, aplicação de critérios de diferença de dose e distância entre pontos de concordância das respectivas distribuições. Entretanto, estes sistemas comerciais apresentam resolução espacial limitada ao espaçamento entre os detectores, podendo chegar a 1cm de distância, além da necessidade de correção angular de resposta dos detectores para incidências oblíquas e do alto custo de aquisição. A figura 1 apresenta alguns destes dispositivos que são utilizados para a dosimetria de rotina. Sobre este assunto existe uma vasta literatura (3–8) que descreve a aplicação de cada um de acordo com suas características.

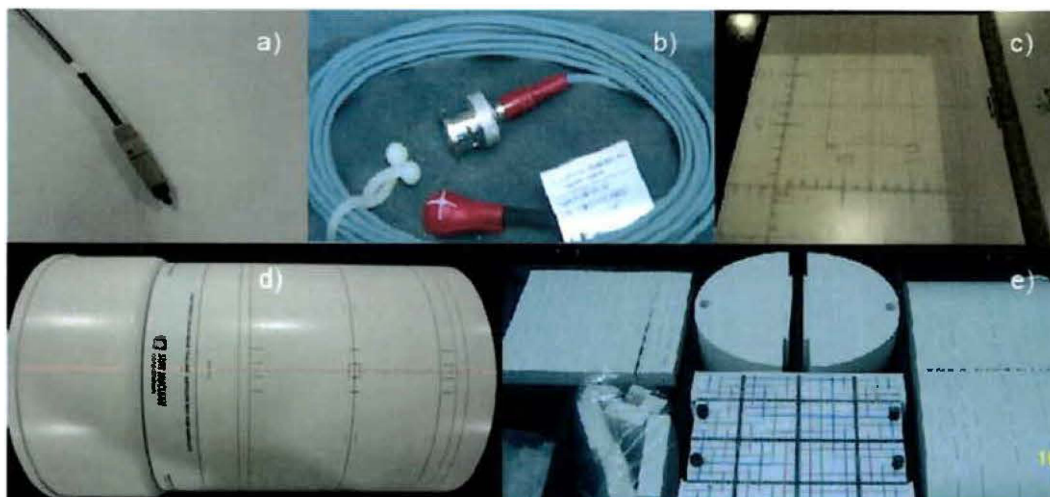


Figura 1: Diferentes tipos de detectores e objetos simuladores utilizados na rotina de dosimetria clínica em RT. a) CI cilíndrica de pequeno volume ( $\leq 0,1\text{cc}$ ), b) detector de estado sólido (diodo), para medidas *in-vivo*, c) arranjo bidimensional de CI's para verificação 2D em IMRT, d) arranjo de diodos em disposição cilíndrica para verificação de distribuição de dose em IMRT e RT com arcos volumétricos modulados (VMAT), e) conjunto de placas e associações de objetos simuladores confeccionados em plásticos para conservação das propriedades de espalhamento e atenuação da radiação.

DEAIP's foram primeiramente propostos no final da década de 1950 (9), sendo que a motivação para seu uso estava baseada na obtenção de imagens de alta qualidade e resolução, de maneira rápida e com a versatilidade da digitalização. A partir do início da década de 1980, o DEAIP tem sido gradativamente utilizado como uma ferramenta importante e preferida em aplicações radioterápicas para a verificação de localização e posicionamento de pacientes em tratamento, através da aquisição de imagens dos campos de irradiação nas fases de pré-tratamento, possibilitando correções geométricas devido a desvios de posicionamento e movimentação interna de órgãos. No início da década de 1990 com a introdução da IMRT, o DEAIP tornou-se ferramenta indispensável para a RT guiada por imagem (IGRT, do inglês *image-guided radiation therapy*), onde é possível minimizar tais desvios permitindo um maior controle dimensional sobre o PTV. A consequência direta da aplicação do IGRT é a possibilidade de aumento da dose tumoricida, com diminuição dos volumes de OAR's adjacentes ao PTV submetidos a altas doses e redução do curso de tratamento através do hipofracionamento. A figura 2 apresenta um modelo de ALC com DEAIP acoplado.





Figura 2: ALC com DEAIP integrado e estendido para aquisição de imagens de posicionamento e localização em RT.

Há também outros empregos do DEAIP na rotina, como a verificação da performance do MLC quanto à acurácia, reprodutibilidade e velocidade de posicionamento das lâminas (10). Através da aquisição de imagens de deslizamentos consecutivos dos pares de lâminas, como proposto por Chui *et al*

(11), é possível a avaliação da manutenção dos parâmetros de movimentação do MLC com relação a uma imagem de referência.

### **3.1. Tipos de Dispositivos de Aquisição de Imagens Portal**

De acordo com a evolução tecnológica, os DEAIP foram amplamente classificados em sistemas baseados em câmeras, matrizes de câmaras de ionização e matrizes ativas (9).

#### **3.1.1. DEAIP baseado em câmera (CCD)**

O princípio de um DEAIP baseado em câmera consiste em um estágio inicial de conversão dos fótons de alta energia em luz. Este estágio é formado por uma placa metálica tipicamente de 1 a 2 mm de espessura (cobre, aço ou latão), ligada a uma fina camada de um fósforo de terras raras, geralmente oxissulfeto de gadolínio. O feixe de raios -X (RX) que incide sobre a placa produz elétrons de alta energia, que age também como filtro para a radiação espalhada de baixa energia. Por sua vez, o fósforo tem a função de converter os elétrons de alta energia em luz que é refletida por uma série de espelhos até uma câmera, que converte a imagem em sinal de vídeo, como pode ser observado na figura 3.

As principais desvantagens deste sistema são a baixa eficiência na coleção dos fótons de luz, (entre 0,1 e 0,01% da luz emitida alcança a câmera (12), e o ruído eletrônico produzido pela câmera. As principais vantagens são que toda a imagem é vista simultaneamente e há uma boa resolução espacial em um sistema, relativamente, de baixo custo para uso e manutenção.

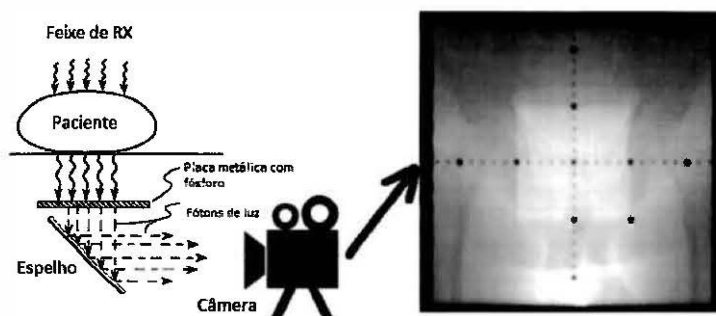


Figura 3: Representação do princípio de funcionamento de um DEAIIP baseado em câmera de vídeo.

### 3.1.2. DEAIIP baseado em câmaras de ionização preenchidas com líquido

Este dispositivo foi concebido e utilizado pela primeira vez no Instituto de Câncer da Holanda nos anos oitenta e comercializado rapidamente pela Varian Medical Systems no início da década de noventa e suas características operacionais podem ser encontradas, facilmente, na literatura (1,12,13).

A CI é formada por dois planos de eletrodos com espaçamento de 0,8mm entre eles. O espaço entre os planos é preenchido por um fluido orgânico (isooctano ou 2,2,4-trimetilpentano), que atua como o meio de ionização durante a exposição à radiação. Inicialmente, os fótons incidentes na superfície do dispositivo produzem elétrons de alta energia que, juntamente com os fótons de RX que não interagiram, produzem a ionização no meio líquido. Os íons então gerados são coletados pela matriz de eletrodos cuja alta tensão é aplicada individualmente, mas permitindo que a imagem seja adquirida sequencialmente nas linhas de detectores. Estes dispositivos possuíam uma relação de baixo tempo de leitura por eletrodo e alta resolução espacial, com a possibilidade de compactação de todo o sistema de detecção e periféricos eletrônicos, o suficiente para facilitar seu uso retrátil em ALC.

A maior vantagem deste sistema está em seu desenho compacto, tornando-o prático, além de não produzir distorção geométrica. Suas principais desvantagens estão na natureza sensível dos controles eletrônicos ao redor da área de detecção ativa, e mais significativamente, a subutilização do quanta

incidente de RX, isto é, a eficiência de transformar em informação o sinal de entrada no estágio inicial de interação. Isto significa que, a dose para a formação de imagem tende a se tornar necessariamente maior em relação a outros detectores comerciais.

### **3.1.3. Sistema de detecção de imagem por matriz ativa plana**

Concebido inicialmente em 1987 por cientistas da Universidade de Michigan, Xerox PARC entre outros (12,14,15), a matriz plana de detecção indireta apresenta-se como foco principal da evolução dos sistemas de imagem portal. Todos os fabricantes de ALC oferecem essa tecnologia e a qual, devido a sua melhor qualidade de imagem e a possibilidade de uso na verificação de distribuição de dose, constitui uma segunda geração de DEIAP mais eficiente, tornando-se comercialmente disponível a partir 2000. De uma maneira resumida, este tipo de DEIAP consiste de uma área ou matriz de *pixels*, um conversor de RX, um sistema de controle e aquisição e um computador para processamento e arquivo das imagens.

A matriz é constituída por um substrato de vidro, com aproximadamente 1mm de espessura, sobre o qual estão posicionados os circuitos eletrônicos. Cada *pixel* na matriz ativa de imagem incorpora um transistor chaveador do tipo *thin film transistor* (TFT), que são dispostos em um arranjo bidimensional. A condutividade de cada TFT é controlada através da variação de voltagem aplicada nas linhas de controle do arranjo que por sua vez estão conectadas aos TFT's. Durante a irradiação, os TFT's são mantidos não condutivos, de forma que a radiação gera sinais elétricos que são integrados em um elemento capacitivo de cada *pixel*. No momento da leitura, os TFT's tornam-se condutores e nesta etapa a carga de cada *pixel* é transportada pelo circuito eletrônico através das linhas de dados do arranjo. A figura 4 ilustra os elementos da matriz de *pixels* e a figura 5 representa um modelo de DEIAP com as respectivas camadas construtivas.

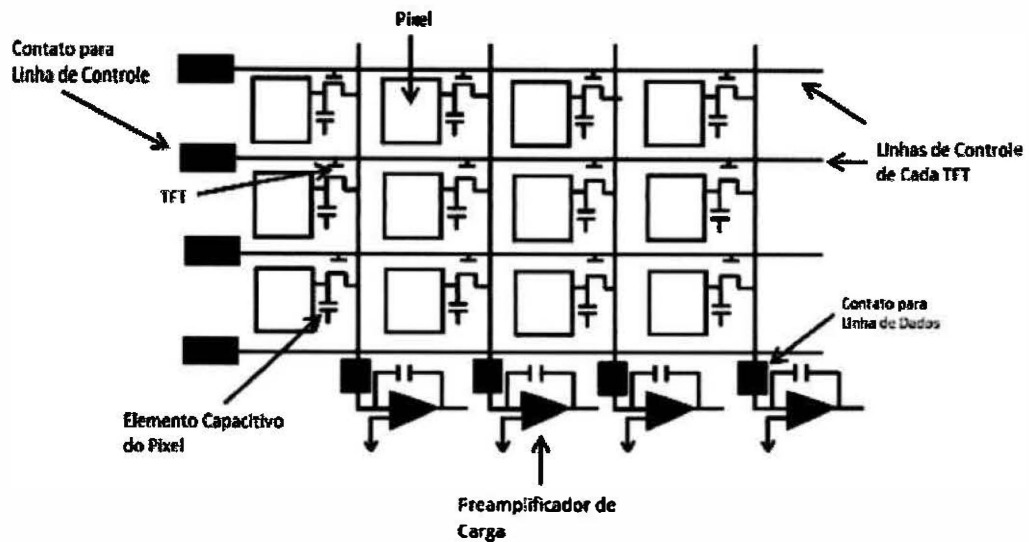


Figura 4: Ilustração esquemática de uma matriz ativa de detecção direta ou indireta de um DEAIIP. Este circuito controla a condutividade de cada TFT além de amplificar o sinal. O elemento capacitivo de cada *pixel* na figura corresponde ao fotosensor para um arranjo de detecção indireta e um capacitor de armazenagem para um arranjo de detecção direta.

Em geral, há dois métodos para a conversão inicial da energia incidente de RX em carga armazenada em cada elemento capacitivo. Esses métodos são os de detecção indireta e direta. Para a detecção indireta, uma placa de metal combinada a um tipo de fósforo é usada para converter os fótons de alta energia e elétrons em luz. Os fótons ópticos então são utilizados para a geração de elétrons no fotosensor, o qual também atua como elemento capacitivo de cada *pixel* até o momento da leitura. Na detecção direta, o conversor de RX consiste de uma placa de metal e um fotocondutor. O fotocondutor é acoplado a um capacitor que está ligado a cada *pixel*. Os elétrons que são produzidos no fotocondutor são então, armazenados em cada capacitor antes da leitura.

Atualmente todos os DEAIIP's comerciais se utilizam do método de detecção indireta. A aquisição da imagem pode ser rápida (acima de 10 quadros por segundo), com faixas dinâmicas até 16 bits de profundidade e matrizes de alta resolução. A leitura é geralmente sincronizada para ocorrer entre os pulsos do ALC, e a correção e processamento da imagem é semelhante para todos os dispositivos comerciais, consistindo na aplicação de filtros para a correção de *bad pixels* ou linhas defeituosas e aumento do ganho da imagem, a qual representa a

relação entre o número de elétrons adquiridos pelo sensor e a respectiva conversão do sinal analógico em digital. Por se tratar de uma tela de desenho plano, não há efeito de distorção espacial presente na imagem.

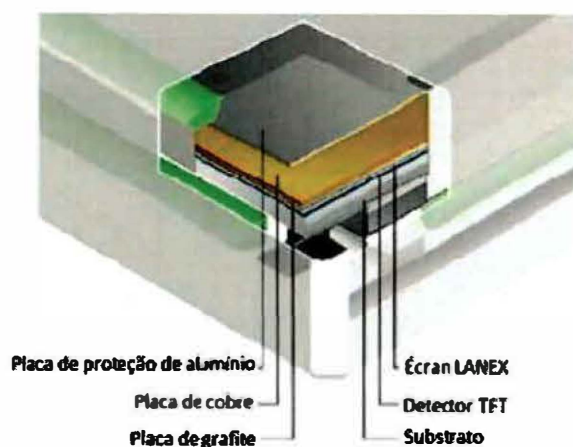


Figura 5: Ilustração esquemática das camadas de um EPID modelo Siemens Optivue 500 ou 1000 ST. Adaptado de [http://www.healthcare.siemens.de/siemens\\_hwem-hwem\\_sxxa\\_websites\\_context\\_root/wcm/idc/groups/public/@global/@therapy/@radonco/documents/download/mdaw/mtuz/~edisp/optivue\\_500\\_optivue\\_1000st-00097369.pdf](http://www.healthcare.siemens.de/siemens_hwem-hwem_sxxa_websites_context_root/wcm/idc/groups/public/@global/@therapy/@radonco/documents/download/mdaw/mtuz/~edisp/optivue_500_optivue_1000st-00097369.pdf)

### 3.1.4. O DEAIP e a dosimetria portal

O DEAIP proporciona uma importante economia de tempo, em comparação à dosimetria realizada por filme, oferecendo resolução espacial comparável a este último e maior que outros dispositivos matriciais. Entretanto, várias correções deverão ser aplicadas para a conversão do sinal resultante (valor de *pixel*) em fluência ou dose. DEAIP's têm sido utilizados para a verificação da distribuição de dose pré-tratamento, que é tipicamente determinada no plano do detector através da aquisição de uma imagem (16). A resposta do DEAIP é então convertida em fluência ou dose e comparada à fluência ou distribuição de dose calculada por um SPT.

Outra aplicação do DEAIP é para a dosimetria de trânsito, onde a verificação da dose é realizada durante o tratamento de um paciente levando em consideração a atenuação e a geometria do mesmo (17), constituindo um mecanismo de dosimetria *in-vivo*.

Os DEAIP's constituídos de componentes TFT possuem forte dependência de sinal com o espectro energético produzindo assim, uma resposta superestimada para fótons de baixa energia devido ao espalhamento, principalmente se um objeto simulador for posicionado entre o feixe e o detector. Portanto, quando se deseja utilizar um DEAIP como alternativa para verificação da distribuição de dose, correções adequadas deverão ser aplicadas (18). Por outro lado, feixes de altas energias associados ao método *non-transmission*, ou seja, sem a interposição de um objeto simulador entre o feixe e o DEAIP reduzem este efeito. Ainda que não seja aplicável à dosimetria *in-vivo*, o uso de correções para a utilização em dosimetria não deverão ser dispensadas.

### **3.2. Bases do controle de qualidade de equipamentos de teleterapia**

O controle de qualidade de um equipamento de teleterapia, com destaque especial ao ALC, deve ser estabelecido, inicialmente, a partir dos parâmetros conhecidos e medidos durante o processo de aceite e comissionamento. Estes parâmetros são indispensáveis para alimentar os recursos disponíveis para o cálculo de distribuição de dose, portanto, sendo customizados para cada serviço de RT. Atualmente, o rigor na obtenção destes dados de comissionamento é justificado pelo uso frequente e indispensável do TPS nas técnicas 3D de tratamento.

O controle de qualidade de um ALC tem por objetivo a verificação da adequada manutenção dos parâmetros e características determinadas na instalação do equipamento, de acordo com as especificações do fabricante. Isso envolve uma rotina periódica de verificação, baseada em um roteiro contendo: os tipos de testes, valores de referência, tolerâncias e prevendo ações corretivas quando necessárias. De acordo com as características da unidade de irradiação e as técnicas de tratamento, há recomendações que servem de base para a definição de um programa de garantia de qualidade (19–21).

De modo geral, os testes podem ser divididos conforme sua natureza, ou seja, dosimétricos, mecânicos e de segurança.

### **3.2.1. Testes dosimétricos**

Os testes dosimétricos são realizados com a finalidade de verificar a manutenção das propriedades dos feixes de radiação com respeito ao equipamento. Nesta categoria de testes destacam-se as verificações de taxa de dose, índices de simetria e planura, qualidade do feixe, porcentagem de dose profunda (PDP), linearidade e constância de dose liberada, fatores de transmissão para acessórios e modificadores de feixe, entre outros.

Para a realização destes testes, há comercialmente diversos equipamentos e soluções capazes de realizar a aquisição de dados pontuais e bidimensionais, tais como CI's, arranjos matriciais de CI's ou diodos, sistemas de dosimetria por filme e sistemas de varredura nos três eixos espaciais que coletam leituras ponto a ponto ou continuamente, e posteriormente reconstruindo os perfis e distribuições de dose (figura 6).



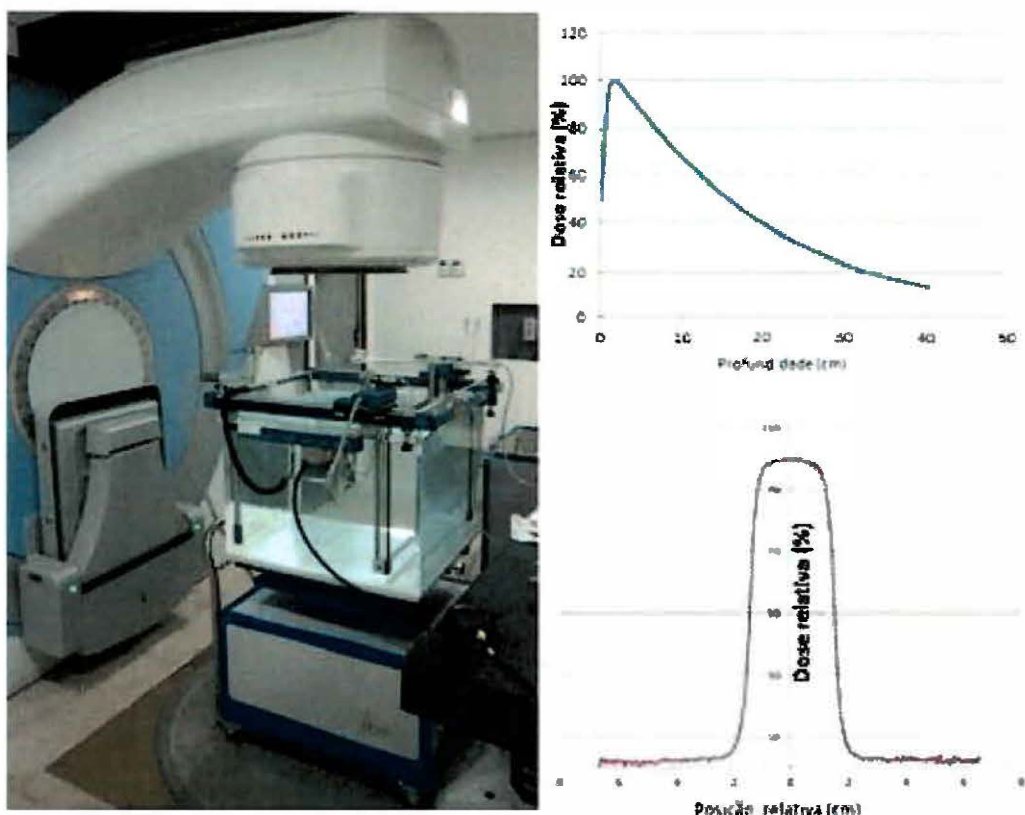


Figura 6: Sistema de dosimetria de varredura posicionado para aquisição de dados de distribuição de dose em profundidade (canto superior direito) e perfis de dose (canto inferior direito). O objeto simulador é composto por um tanque de água onde a dose é medida através de uma CI imersa, movimentando-se na direção de aquisição (eixo x, y e z), enquanto outra CI monitora a taxa de dose para normalização do sinal e redução de ruído. Posteriormente os dados podem ser ajustados, formatados, tabelados e exportados para um SPT.

Em certas condições que envolvem campos pequenos (menores que  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ), é desejável que os dados obtidos tenham boa resolução espacial, neste caso destacam-se os filmes e sistemas de varredura com câmaras de ionização de volume sensível menor a  $0,01 \text{ cm}^3$  ou diodos específicos para feixes de tamanho bem reduzido como aplicados em radiocirurgia (por exemplo,  $4 \times 4 \text{ mm}^2$ ,  $6 \times 6 \text{ mm}^2$  e  $10 \times 10 \text{ mm}^2$ ).

### **3.2.2. Testes mecânicos**

ALC's são equipamentos com uma variedade de recursos dinâmicos concebidos para que haja um grande número de combinações de incidência dos feixes de radiação. Desta forma, é característica comum de todo ALC ser um equipamento isocêntrico, ou seja, todos os seus movimentos e características do feixe são definidos para um ponto no espaço, o qual é coincidente ao centro do eixo de rotação da máquina. Salvo em algumas exceções, o centro de massa do PTV é posicionado neste ponto para o tratamento (isocentro), portanto, justifica-se que sejam aplicados os testes para verificar a precisão do posicionamento mecânico de um ALC.

Os testes mais comuns que devem ser aplicados envolvem a verificação do isocentro de gantry (coluna), mesa e colimador, coincidência entre a indicação de campo luminoso e campo radioativo, verticalidade de movimento da mesa, indicação de posicionamento dos dispositivos a laser, precisão de posicionamento dos colimadores e lâminas do MLC, entre outros.

A maioria destes testes pode ser realizada com recursos sem grandes sofisticções tecnológicas, mas no caso das verificações do MLC é vantajoso o uso de filmes e do DEAIP, uma vez que o tempo envolvido no procedimento se torna menor. Além disso, pode-se ampliar o conjunto de parâmetros a serem analisados através de alguns *softwares* comerciais ou desenvolvidos pela instituição, como por exemplo, na já citada reprodutibilidade de posicionamento das lâminas do MLC.

### **3.2.3. Testes de segurança**

Os testes de segurança têm o objetivo de assegurar a integridade do paciente e dos indivíduos ocupacionalmente expostos, em relação a alguma situação inadvertida ou fora das condições normais de funcionamento. Os procedimentos para estes testes são simples e de rápida execução envolvendo a verificação dos dispositivos de intertravamento de portas e acessórios de

tratamento, indicadores de situação de feixe (ligado/desligado), circuito fechado de televisão, intercomunicador, interrupção de feixe ao término do tratamento programado, interruptores de desligamento de emergência, entre outros.

### **3.3. Controle de qualidade sobre o planejamento**

Técnicas de tratamento envolvendo planejamentos complexos em 3D, bem como nas modalidades de IMRT necessitam de adequada verificação entre os resultados obtidos pelo SPT e a habilidade do ALC executar o plano. Esta verificação é realizada antes do paciente ser submetido à primeira sessão. Comumente, se utiliza do arranjo de tratamento planejado incidindo-o sobre um conjunto formado pelo objeto simulador e o dispositivo de medida, o qual é previamente submetido à aquisição de imagens em tomógrafo, e inseridas no SPT para o cálculo de distribuição de dose. Um ou mais planos geométricos do objeto simulador são escolhidos para a verificação 2D de isodoses. Os dados de arranjo de campos, segmentos, unidades monitoras (UM's) e os mapas de distribuição de dose são exportados para o sistema de gerenciamento do ALC como também, para o sistema de verificação dosimétrica por meio de um sistema de comunicação digital. Após esta etapa ocorre a irradiação do objeto simulador e do dispositivo de medida. Filmes radiográficos ou radiocrômicos, arranjos planares e cilíndricos de CI's ou diodos e o DEAIP são os dispositivos mais indicados para este tipo de verificação. A figura 7 ilustra o fluxo do processo de controle de qualidade do planejamento.

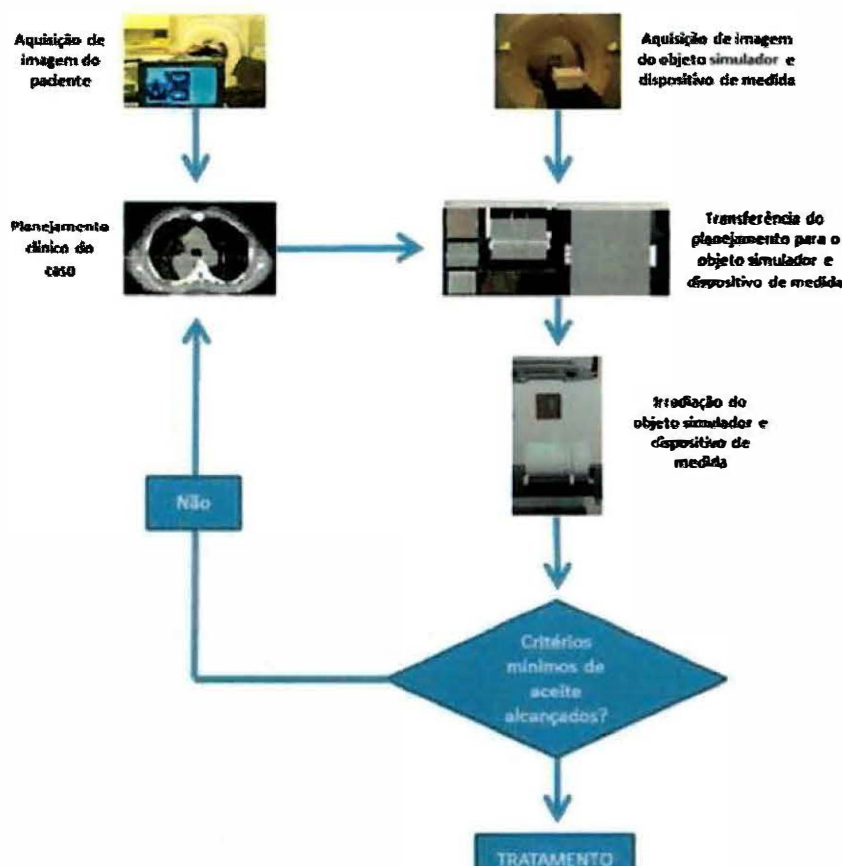


Figura 7: Fluxo de atividades envolvidas no processo de controle de qualidade de distribuição de dose, na fase de pré-tratamento do paciente.

A análise da concordância entre o plano calculado pelo SPT (pretendido) e o plano medido ou real é realizada inicialmente, através de uma inspeção qualitativa e logo em seguida por uma análise quantitativa utilizando-se alguma função matemática estruturada através de um *software* que possa gerar resultados e diagramas comparativos. Atualmente, a principal ferramenta matemática de análise de distribuição de dose é o índice gama, que utiliza comparações de diferença de dose e a distância de concordância entre pontos (DTA). Basicamente todos os dispositivos comerciais de medida empregados na análise comparativa de distribuições de dose possuem ferramentas que utilizam estes dois critérios.

Embora estas ferramentas de análise sejam empregadas principalmente na verificação de planos de tratamento, podemos estender esta análise durante os processos de comissionamento de ALC's e SPT's, em planos e perfis de campos

de irradiação que não necessariamente possuam grandes gradientes de dose ou vários níveis de intensidade, disponibilizando assim, uma ferramenta mais eficiente e rápida para a validação, inclusive de outros métodos de medida. Tais medidas são de grande valia, pois a validação de um SPT não está relacionada apenas ao algoritmo de cálculo utilizado ou a correta inserção de dados de comissionamento no mesmo, mas também pela manipulação destes dados no processo de modelagem dos feixes, que em outras palavras, valida o uso do SPT associado a um determinado ALC.

### **3.3.1. Função Gama**

A validação de um plano de distribuição de dose requer comparações entre a distribuição de dose medida e a calculada. Técnicas de comparação incluem a superposição de isodoses, a diferença de doses e a DTA. Os critérios para validar o cálculo e a habilidade do ALC em executar o planejamento são geralmente definidos ponto a ponto em cada uma das distribuições de dose (medida e calculada), pelas análises de diferença de doses e a DTA. Métodos quantitativos comparam diretamente a distribuição de dose medida e a calculada. Van Dyk et al. descreveram um procedimento de controle de qualidade para SPT e subdividiram as comparações de distribuição de dose, em regiões de alto e baixo gradiente de dose (22). Em regiões de baixo gradiente, as doses são comparadas diretamente com uma tolerância de aceite baseada na diferença entre a dose medida e a calculada. A distribuição das diferenças de dose pode ser exibida graficamente identificando as regiões onde a distribuição de dose calculada não é concordante com a medida. No entanto, em regiões de alto gradiente, um pequeno desvio espacial entre a distribuição medida e a calculada pode representar uma grande diferença de dose e neste caso a aplicação do critério de DTA é mais aceitável, sendo assim, as diferenças de dose nas regiões de alto gradiente podem ser relativamente menos importantes. A DTA é a distância entre um ponto na distribuição de dose medida e o ponto mais próximo na distribuição calculada com o mesmo valor de dose (23).

Uma análise composta desenvolvida por Harms et al., utiliza um critério de aprovação ou reprovação tanto para a diferença de dose como para a DTA (24). Ponto a ponto, as distribuições medida e calculada são avaliadas para determinar se as diferenças de doses e a DTA excedem valores de tolerância predeterminados, por exemplo, 3% e 3mm respectivamente. Os pontos reprovados nas duas análises podem ser identificados em uma distribuição gráfica composta. Uma limitação desta técnica é que não há um índice numérico que permita quantificar a qualidade de concordância entre a distribuição de dose medida e a calculada.

Low et al., introduziram uma extensão das ferramentas de comparação de isodose, incorporando simultaneamente os critérios de diferença de dose e DTA, fornecendo um índice numérico chamado de índice gama, que serve como medida da discordância em regiões ou pontos reprovados e que indica a qualidade do cálculo em regiões ou pontos aprovados (23). De forma resumida, o índice gama fornecerá o quanto há de correspondência entre o cálculo e a medida para um determinado ponto.

Em um espaço composto por doses e coordenadas, o critério de aceite forma uma superfície elipsoidal onde o centro é o próprio ponto de medida. Quando a distribuição de dose calculada passa pela superfície da elipse, o cálculo é aprovado em relação ao ponto de medida. A distância radial mínima entre o ponto de medida e o ponto de cálculo é denominada índice  $\gamma$ . Regiões onde  $\gamma > 1$ , correspondem a locais onde o cálculo não concorda com os critérios de aceite. A determinação do índice  $\gamma$  através da distribuição de dose medida promove uma representação quantitativa que indica a acurácia de cálculo (22). Portanto, o método usa uma comparação entre as distribuições medida e calculada. A medida é usada como informação de referência e a distribuição calculada é assumida para a comparação.

Nesta técnica, o critério de diferença de dose é  $\Delta D_M$  e o critério para DTA é  $\Delta d_M$ , usualmente 3% e 3mm respectivamente.

A figura 8(a) mostra um diagrama da análise para uma verificação em duas dimensões. A avaliação é apresentada para o ponto de medida  $r_m$  na origem da figura, onde nos casos de controle de qualidade de feixe, a comparação é repetida para todos os pontos possíveis. Os eixos x e y representam a localização espacial de  $r_c$  na distribuição calculada, relativa ao ponto de medida. O terceiro

eixo ( $\delta$ ) representa a diferença entre a dose medida [ $D_m(r_m)$ ] e a dose calculada [ $D_c(r_c)$ ]. O critério  $\Delta d_M$ , é representado por um disco no plano  $r_m-r_c$  com raio igual a  $\Delta d_M$ . Se a superfície da distribuição calculada  $D_c(r_c)$ , intercepta o disco, a DTA está dentro do critério de aceite e assim, para este ponto a distribuição calculada passa no teste para DTA. A linha vertical representa o teste da diferença de dose e seu tamanho é igual a  $2\Delta D_M$ . Se a superfície da distribuição calculada cruza a linha [ $|D_c(r_m) - D_m(r_m)| \leq \Delta D_M$ ], a distribuição calculada passa no teste para diferença de dose com respeito ao ponto de medida. A figura 8(b) mostra a analogia para uma dimensão.

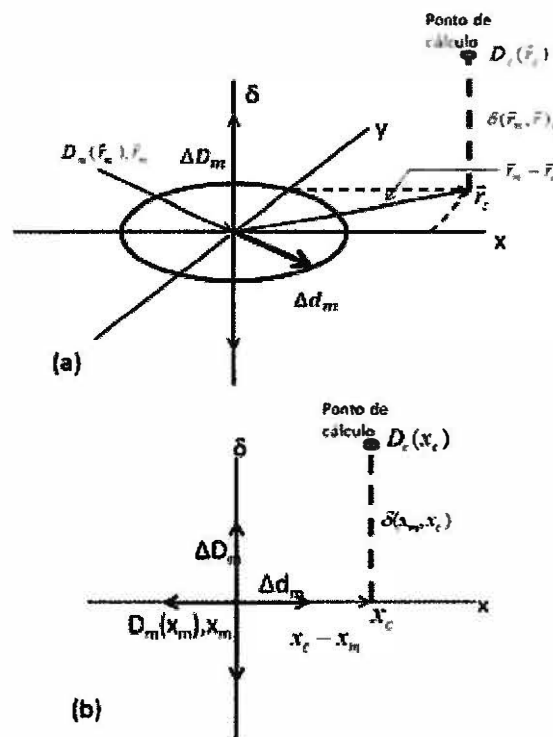


Figura 8: Representação gráfica de análise dos critérios de aceite na distribuição composta. (a) em duas dimensões e (b) em uma dimensão.

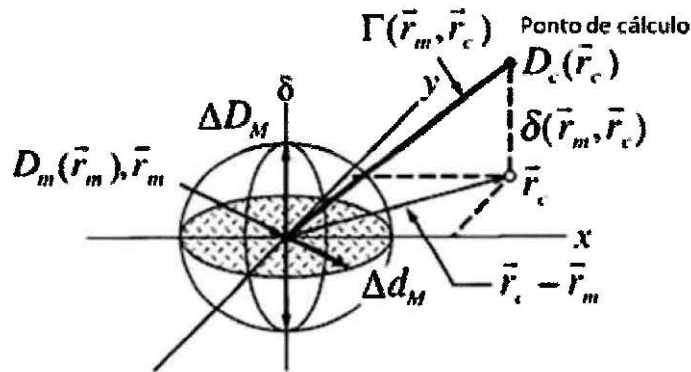


Figura 9: Representação bidimensional simultânea dos critérios de diferença de dose e DTA para cálculo do índice gama.

A figura 9 é a representação do método para a determinação do critério simultâneo, considerando a diferença de dose e a DTA. Uma elipsóide representa o critério de aceite e a equação que define a superfície é dada por:

$$\sqrt{\frac{r^2(r_m, r)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r)}{\Delta D_M^2}} = 1, \quad (1)$$

onde

$$r(r_m, r) = |r - r_m|, \quad (2)$$

e

$$\delta(r_m, r) = D(r) - D_m(r_m) \quad (3)$$

é a diferença de dose com relação  $r_m$ .

Se qualquer porção da superfície  $D_c(r_c)$  intercepta a elipsóide, o cálculo é aprovado. O índice de qualidade  $\gamma$  para cada ponto no plano  $r_c - r_m$  é dado por:

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\} \quad (4)$$

onde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}} \quad (5)$$



$$r(r_m, r_c) = |r_c - r_m| \quad (6)$$

e

$$\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m) \quad (7)$$

é a diferença de dose entre a distribuição calculada e a medida respectivamente. Então o critério de “aprova/reprova” se torna:

$\gamma(r_m) \leq 1$ , o cálculo é aprovado

$\gamma(r_m) > 1$ , o cálculo é reprovado.

Uma característica interessante deste método é que na avaliação final da comparação entre a distribuição de dose medida e calculada, o valor de  $\gamma(r_m)$  pode ser visualizado numa distribuição iso- $\gamma$  (isogama), como apresentado na figura 10. Onde  $\gamma(r_m) > 1$ , é representado por regiões de menor concordância, ou pontos de reprovação.

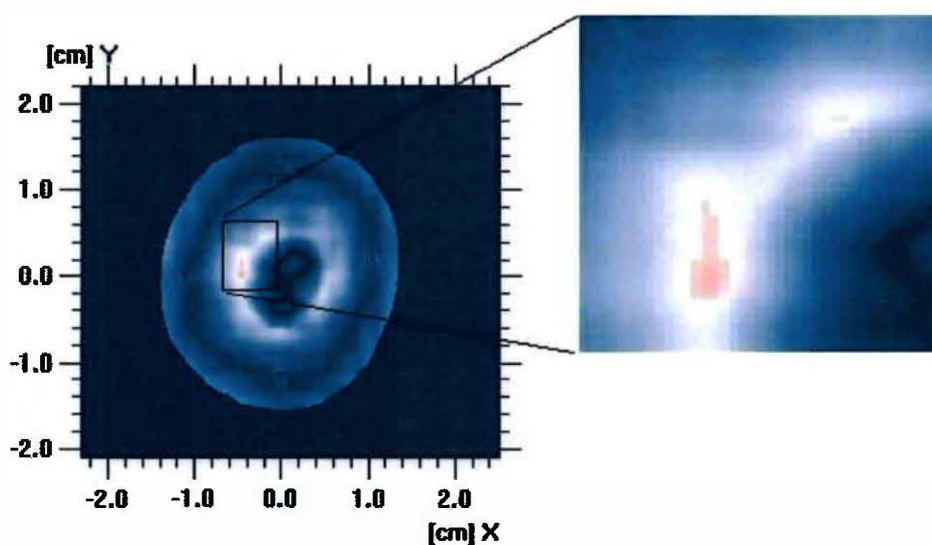


Figura 10: Exemplo de uma distribuição iso- $\gamma$ . As regiões em vermelho no destaque são constituídas de pontos onde  $\gamma(r_m) > 1$ .

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

---

Este trabalho apresenta um estudo das características dosimétricas de um DEAIP comercial e sua utilização na medida da distribuição de dose bidimensional, comparando-a ao cálculo do SPT e a outros dispositivos de medida através do cálculo do índice gama, resultando na fração da quantidade de pontos aprovados nos critérios de diferença de dose e DTA. Todos os equipamentos envolvidos neste estudo pertencem ao Serviço de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP). Neste trabalho todos os estudos foram realizados com um feixe de radiação de potencial de 6MV.

#### 4.1. DEAIP

O DEAIP utilizado neste projeto é um modelo Optivue 500 acoplado a um ALC modelo Oncor Plus com feixes de fótons de energia máxima de 6MeV e 15MeV (Siemens Medical Solutions, Munique - Alemanha). Trata-se de um detector plano de silício amorfo com uma matriz de 512x512 *pixels*, área ativa de 41x41cm<sup>2</sup> e resolução de 0,8mm por *pixel*. A aquisição de imagens inicia-se com o feixe ligado, sendo interrompida com o término da irradiação. O resultado obtido é uma imagem 2D, onde a escala de cinza acumulada (valor do *pixel*) é resultado dos valores médios de sinais dos quadros adquiridos através do feixe. Isto significa que durante a irradiação um determinado número de sub-imagens, são adquiridas para a formação da imagem final. Estas sub-imagens são denominadas de quadros ou *frames*, sendo o seu número proporcional ao tempo de irradiação. O número de *frames* é multiplicado ao valor de *pixel* médio para a obtenção do valor acumulado na escala de cinza. A visualização e o gerenciamento inicial das imagens são realizados através do *software* Coherence Therapist Workspace (Siemens Medical Solutions, Munique - Alemanha).

Todas as imagens adquiridas neste trabalho foram realizadas sem a interposição de objeto simulador entre o feixe e o DEAIP para uma distância foco-DEAIP (DFD) fixada em 145 cm, como mostrado na figura 11. Os dados correspondentes às imagens e as informações dos respectivos feixes são disponibilizados por arquivos transmitidos em DICOM (*Digital Imaging and*

*Communication in Medicine*), onde o cabeçalho do arquivo contém as informações pertinentes ao tipo de feixe utilizado, tamanho de campo, unidades monitoras, número de *frames*, posicionamento relativo das lâminas do colimador entre outros dados que caracterizam o arranjo do feixe de irradiação.

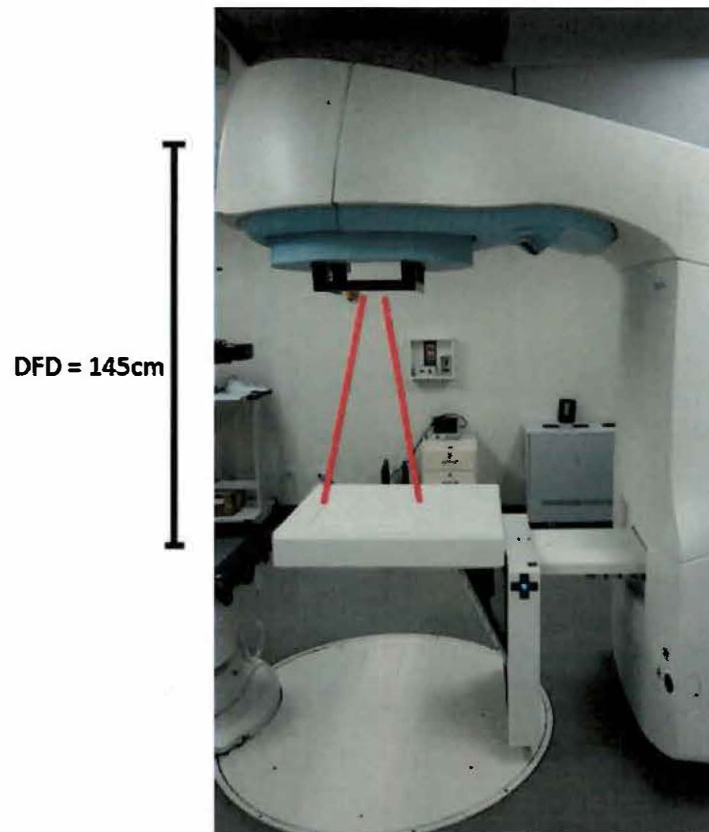


Figura 11: ALC Oncor com DEAIP estendido para posição de aquisição de imagem a uma distância de 145cm do foco de produção de fótons (DFD). Todas as imagens utilizadas neste projeto foram adquiridas nesta condição.

As medidas dosimétricas pontuais, relativas e absolutas foram realizadas com câmaras de ionização cilíndricas, modelos FC65G, CC13 e CC01 com volumes sensíveis respectivos de 0,6, 0,13 e 0,01cc e uma CI de placas paralelas modelo PPC05 e volume sensível de 0,05cc, acopladas a um eletrômetro modelo Dose One (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha). Medidas para a caracterização da profundidade de equilíbrio eletrônico (*build-up*) relativas ao DEAIP foram realizadas em um objeto simulador de água sólida modelo RW3 com a CI PPC05 (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha). Para as medidas

fora do eixo central (*off-axis*), foram utilizados objetos simuladores constituídos de múltiplas placas de água sólida e um sistema de dosimetria de varredura modelo Blue-Phanton e *software* de aquisição OmniPro-Accept (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha). Os dados de distribuição de dose relativa bidimensional, a partir de planos na profundidade de equilíbrio eletrônico para obtenção da matriz de perfis do campo  $25 \times 25 \text{cm}^2$ , utilizada no estudo de correção ou restabelecimento da forma do campo pelo DEAIP, foram obtidos através de um sistema comercial constituído de um arranjo planar de 1020 CI's modelo MatriXX e *software* de análise OmniPro-I'mRT (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha).

## **4.2. Leitura dos arquivos gerados em DICOM (Imagem)**

As informações dos arquivos em DICOM são geradas pelo *software* Coherence Therapist Workspace ou simplesmente Therapist, e a leitura das imagens são realizadas através do *software* ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, Estados Unidos). Os arquivos de imagens são transferidos da estação de trabalho do Therapist por mídia de disco e diretamente lidos pelo ImageJ. Uma rotina de comando foi criada através de uma macro, com a função de fazer a leitura dos valores de *pixel*, em uma área de  $5 \times 5 \text{mm}^2$ , a partir do centro da imagem, encontrando-se assim a média e o desvio padrão dos valores de *pixel* desta área. A figura 12 ilustra as informações contidas no arquivo DICOM e a área de leitura. Os dados na região do centro do campo são utilizados para as comparações de medidas relativas com CI ou análises de reprodutibilidade de sinal, linearidade com a dose, dependência com o tamanho de campo e outras medidas que serão descritas posteriormente.



### 4.3. Linearidade

Para o estudo de linearidade com relação à dose, ou seja, a dependência de resposta do DEAIIP em função da dose, e a concordância com a CI, assumida como de resposta linear, foram realizadas medidas do valor do *pixel* acumulado em uma área central de  $5 \times 5 \text{mm}^2$  para o campo irradiado de  $10 \times 10 \text{cm}^2$ , definido para a distância foco-isocentro de 100 cm (DFI), mantendo a DFD de 145 cm e variando as UM's no ALC desde 1 até 800, com taxa de dose nominal de 300 UM's por minuto. Para a comparação, a aferição foi realizada com a CI FC65G no ar, acoplada a uma capa de equilíbrio eletrônico, apropriada para o potencial de 6MV e mantendo a distância do foco ao centro longitudinal da câmara de 145 cm. As leituras obtidas pelos detectores foram normalizadas para 1UM com relação aos valores esperados de carga para a CI e de *pixel* para o DEAIIP. Através dos dois métodos de medida foram estabelecidos os coeficientes de correlação e a dispersão em relação ao sinal esperado, quando normalizados para 1UM.

### 4.4. Estabilidade de resposta ao longo tempo (reprodutibilidade)

Para que um dispositivo ou material tenha condições de ser utilizado como dosímetro, é importante que sua resposta se mantenha constante em condições controladas e sejam repetitivas ao longo do tempo. Com o objetivo de avaliar a capacidade de manutenção da resposta sobre uma mesma condição, ou seja, a reprodutibilidade do sinal médio na área central de  $5 \times 5 \text{mm}^2$  da imagem, foi estabelecida uma rotina diária de irradiação de um campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  com 100UM's e DFD de 145 cm. Os arquivos DICOM correspondentes às imagens de 97 dias de irradiação foram lidos no ImageJ e a variação do sinal analisada.

#### 4.5. Verificação da centralização do campo de irradiação em relação ao centro do DEAIP

Para que as correções sejam aplicadas adequadamente e a matriz de dose calculada corresponda às mesmas coordenadas do campo irradiado, é de extrema importância que haja coincidência entre as origens do campo de irradiação no isocentro e do DEAIP. Para esta avaliação foi utilizado um sistema de verificação aplicado em radiocirurgia (Brain Lab, Feldkirchen, Alemanha). Este sistema foi desenvolvido para aferir a coincidência e o alinhamento entre o posicionamento do centro de massa de um objeto de referência (uma esfera metálica de 5mm de diâmetro) em relação ao isocentro do ALC. Nesta aplicação, este sistema foi indexado à mesa de tratamento como em um procedimento de radiocirurgia, e a esfera metálica posicionada no isocentro nominal do ALC (DFI=100 cm), sendo adquiridas duas imagens com DFD de 145 cm, uma imagem para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e outra para o campo de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . A partir destas imagens foi possível verificar o desvio entre o centro da imagem no DEAIP e o isocentro do ALC com o gantry posicionado a  $0^\circ$ . A figura 13 ilustra o sistema utilizado.



Figura 13: Dispositivo da Brain LAB para verificação do isocentro utilizado nas imagens do teste de centralização.



#### **4.6. Espessura de equilíbrio eletrônico intrínseco (*BUILD-UP*)**

Devido ao fato, da transferência de energia dos fótons (*kerma*) não ocorrer no mesmo local da absorção da energia pelo meio (dose absorvida) (25), é necessário definir a região em termos de profundidade no meio, onde ocorre o equilíbrio entre as duas quantidades. Neste trabalho, a aquisição de imagens é feita sem a interposição de objeto simulador entre o feixe e o DEAIP, no entanto, para efeito de concordância com outros equipamentos de dosimetria como a CI, filme e arranjo matricial de CI's, é necessário conhecer a espessura de equilíbrio eletrônico (*build-up*) intrínseca do DEAIP. Como descrito anteriormente, o DEAIP é composto de algumas camadas de diferentes materiais, cuja propriedade de equilíbrio eletrônico se torna distinta do conhecido para objetos simuladores homogêneos convencionais, portanto, uma vez que se conheça a profundidade ou espessura de equilíbrio eletrônico intrínseco do DEAIP, todas as medidas com outros dispositivos são realizadas na mesma condição de profundidade equivalente.

As medidas foram realizadas primeiramente com a CI PPC05 mantendo a distância foco-câmara (DFC) de 145cm e considerando a superfície da CI como a profundidade sensível, ou seja, na profundidade 0cm. Para manutenção das condições de retroespalhamento da radiação, foi utilizada uma espessura de 5cm de RW3 abaixo da CI. Para as irradiações foi selecionado um campo de 10x10cm<sup>2</sup>, mantendo sempre uma dose com respeito a 100UM's, sendo que, a cada série de três irradiações a partir da superfície, foram acrescentadas sucessivas espessuras de 5, 8, 10, 12, 15, 18, 20, 30, 40, 50, 70 e 90mm de placas de 30x30cm<sup>2</sup> do objeto simulador RW3, cujas características simulam a densidade eletrônica da água. A figura 14 ilustra o arranjo para esta medida. Para as medidas com o DEAIP foram utilizadas as espessuras de 3, 5, 8, 10, 15, 20, 30, 40, 50 e 80mm de placas de RW3 posicionadas diretamente sobre sua superfície.

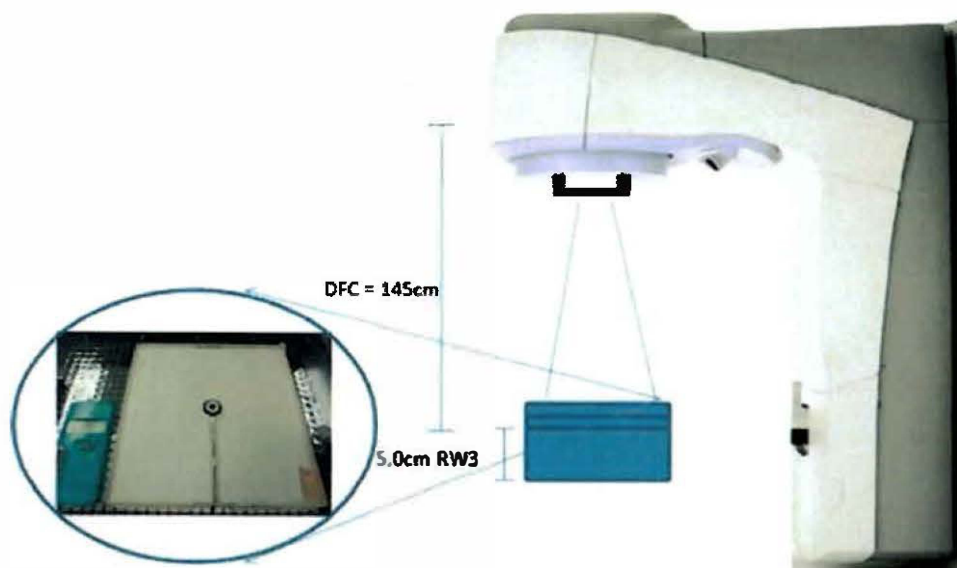


Figura 14: Arranjo para medidas de equilíbrio eletrônico utilizando a CI de placas paralelas. A DFC de 145 cm foi mantida, acrescentando espessuras sucessivas de RW3 acima da CI no intuito de construir a curva de dose relativa em profundidade na região de equilíbrio eletrônico.

#### 4.7. Dependência com o tamanho de campo

Neste trabalho foi também estudada a dependência da resposta do DEAIP ao tamanho do campo irradiado, ou seja, a variação dos valores de *pixel* acumulados em relação à abertura dos colimadores. Esta dependência foi também avaliada para a resposta da CI. Portanto, foram realizados dois arranjos de medidas, um para a CI e outro para o DEAIP.

A CI utilizada foi a CC01 e as medidas realizadas para os tamanhos de campos de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ,  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ,  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $18 \times 18 \text{ cm}^2$ ,  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $22 \times 22 \text{ cm}^2$  e  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ , para a DFC de 145 cm, a uma profundidade de 2cm em RW3, para o equilíbrio eletrônico equivalente ao DEAIP. Para a irradiação do DEAIP foram utilizados os mesmos tamanhos de campo, mas agora para DFD de 145cm, com a irradiação incidindo diretamente sobre o DEAIP.

Os resultados das medidas foram normalizados para o campo  $10 \times 10 \text{cm}^2$  em cada um dos casos acima apresentados, com a finalidade da obtenção dos fatores de dependência de campo. Em seguida, foram estabelecidas as razões dos fatores entre DEAIP e CI, relacionando estes dispositivos.

#### 4.8. Restabelecimento da forma do campo (perfil)

O DEAIP foi concebido originalmente para a aquisição de imagens, sem detrimento da qualidade em regiões da periferia do campo onde a intensidade do feixe de radiação possui forte gradiente. Desta forma, o ajuste de ganho e calibração dos *pixels*, para a aquisição de imagens de verificação de posicionamento, degeneram os perfis de distribuição de dose, ou seja, a forma dosimétrica do campo de irradiação, que é uma característica essencial nas verificações de distribuição de dose. A figura 15 ilustra este problema.

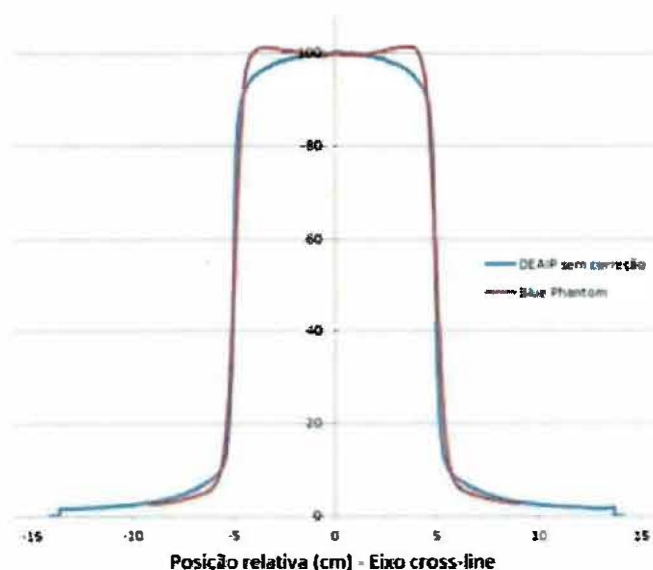


Figura 15: Perfil de um campo  $10 \times 10 \text{cm}^2$  medido em água a 2 cm de profundidade com sistema de dosimetria de varredura (IBA - Blue Phantom) e o perfil medido através da imagem do DEAIP sem aplicação de correção para restabelecimento da forma do campo. Os ombros aparentes na medida do sistema de varredura refletem o efeito do filtro achatador no perfil de dose, enquanto essa informação é perdida no perfil obtido pela imagem.

Para restabelecer a forma do campo, foi necessário tabular cada posição de *pixel* da matriz do DEAIP ( $512 \times 512$ ) e seus respectivos valores em um

tamanho de campo de  $25 \times 25 \text{cm}^2$  que, projetado na DFD de 145cm, toma a dimensão de  $36,25 \times 36,25 \text{cm}^2$ . Para relacionar este resultado com a distribuição de dose tida como verdadeira ou de referência, foi usado o arranjo de CI's MatriXX composto de 1020 detectores com volume de 0,08cc, área ativa de  $24,4 \times 24,4 \text{cm}^2$  e resolução espacial de 7,62mm (espaçamento entre as CI's). Obviamente, como o tamanho de campo na DFD de 145cm é maior que a área ativa do MatriXX e sendo a resolução espacial do DEAIP maior, algumas estratégias foram utilizadas com o intuito de compatibilizar os métodos de medida.

A área do campo de  $36,25 \times 36,25 \text{cm}^2$  na distância foco-MatriXX (DFM) de 145cm, foi dividida em quatro setores ou quadrantes (Q1, Q2, Q3 e Q4). Enquanto que, o MatriXX foi posicionado de modo que o centro de cada campo de irradiação fosse deslocado a 10cm do centro geométrico do equipamento, tanto lateral como longitudinalmente para cada um dos quadrantes, de forma que as quatro medidas realizadas tivessem um centro comum medido por diferentes detectores da matriz. Estas medidas foram então utilizadas para a reconstrução da distribuição da dose na região do centro do MatriXX através do valor médio das leituras. Os quadrantes então puderam ser unidos através de uma região central comum, para restabelecer assim, o campo global. A figura 16 ilustra este arranjo de medidas. Com a finalidade de não irradiar a área eletrônica do MatriXX, as medidas de Q2 e Q3 foram tomadas com o dispositivo rotacionado  $180^\circ$  em relação a Q1 e Q4.

Tendo em vista, que o MatriXX tem resolução espacial menor, em relação ao DEAIP, o *software* OmniPro-l'mRT foi usado para converter através de interpolação linear a grade de resultados de 7,62mm para 0,8mm. Com as duas matrizes bidimensionais medidas e possuindo a mesma dimensão (DEAIP e MatriXX), foi possível estabelecer a relação entre elas, ponto a ponto, obtendo-se uma matriz resultante de fatores de correção com tamanho de  $512 \times 512$ .

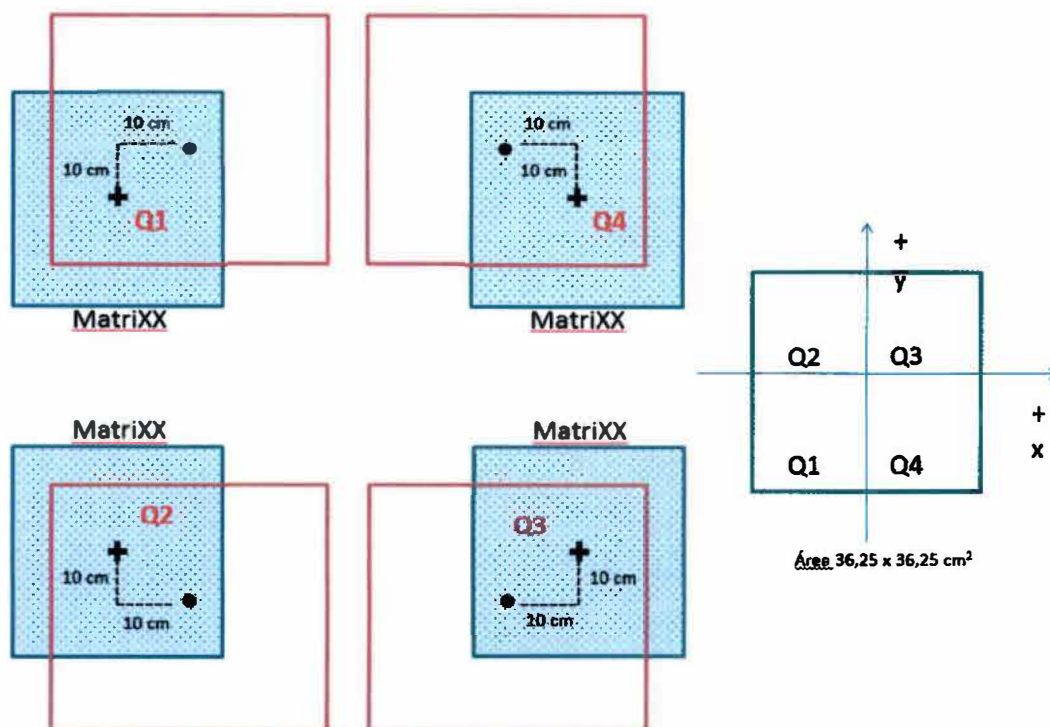


Figura 16: Ilustração do arranjo de medidas com o MatriXX na DFM de 145cm. O quadro em vermelho representa o campo de irradiação para cada um dos quatro quadrantes. Os quadrantes Q2 e Q3 foram medidos a 180° em relação a Q1 e Q4 para evitar a irradiação do circuito eletrônico do MatriXX.

#### 4.9. Fator de calibração

Para a calibração do valor de *pixel* em dose absoluta, foi realizada uma série de cinco imagens de um campo 10x10cm<sup>2</sup> com DFD de 145cm, irradiados com 100 UM's. A área de leitura considerada, foi a região central de cada imagem com 5x5mm<sup>2</sup> e a origem em (0;0) ou o *pixel* da posição 253;253. A média, desvio padrão e a variância foram calculados para a definição do valor de referência do *pixel*.

A medida da taxa de dose absoluta a 2cm de profundidade nesta geometria, foi realizada com a CI FC65G e o valor dado em centigray/UM. Para o cálculo da dose absoluta, foi utilizado o formalismo do protocolo de dose absorvida em água TRS398, publicado pela Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA) (26). O

fator de calibração é a razão entre o valor médio do *pixel* e a dose absoluta, dado em *pixel/cGy* (*pixel* por centigray).

#### 4.10. Conversão para dose

O sinal ou o valor de cada *pixel* acumulado na imagem da matriz do DEAIP deve ser convertido em dose e para isso foi proposto e utilizado o seguinte modelo, adaptado de Valentín et al. :

$$D(x, y) = \frac{G_{gray}(x, y) \cdot n}{FF(x, y) \cdot FD_{DEAIP/CI} \cdot FC}, \quad (8)$$

onde,  $D(x, y)$  é a dose absorvida para o *pixel* correspondente às coordenadas  $x$  e  $y$  da matriz. O centro da imagem, coordenadas  $(0,0)$ , é assumido pelo *pixel* de posição  $(253; 253)$ .  $G_{gray}$  é o valor do *pixel* na escala de cinza,  $n$  é o número total de quadros ou *frames* da imagem,  $FF(x, y)$  é a matriz de correção para a forma do campo, sendo a razão entre o sinal do DEAIP e da CI,  $FD_{DEAIP/CI}$  é a razão entre os fatores de dependência para campos quadrados equivalentes do DEAIP e CI e  $FC$  é o fator de calibração em dose absoluta para o *pixel* central dado em *pixel/cGy*. A figura 17 ilustra os passos do processo.

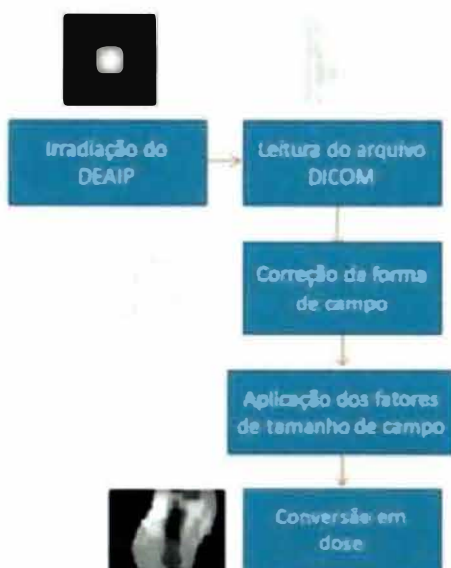


Figura 17: Processo de obtenção da distribuição de dose a partir das correções aplicadas à imagem do DEAIP.

#### 4.11. Persistência da imagem

A persistência da imagem é um efeito de sinal residual sobre uma imagem adquirida em função de uma prévia irradiação do DEAIP. Dependendo da dimensão deste sinal residual, o resultado da distribuição de dose calculada pode ser superdimensionado, inviabilizando o uso do DEAIP.

A avaliação deste efeito neste trabalho foi realizada através da irradiação prévia de um campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  com 100UM's, seguida da irradiação de um campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  com 3UM's. Esta metodologia teve a finalidade de observar algum sinal residual sobre a imagem do último campo. Para a comparação, imagens de referência do campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  foram adquiridas em intervalos longos entre elas. Durante a aquisição das imagens consecutivas, o tempo de interrupção da radiação entre os campos  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  foi apenas o necessário para o posicionamento dos colimadores (MLC). A análise foi realizada através da leitura dos perfis de campos obtidos.

## 4.12. Verificação da distribuição de dose

Para a validação do modelo de conversão proposto, foram realizadas várias modalidades de irradiações, iniciando por campos retangulares de vários tamanhos, com interesse particular em campos menores que  $10 \times 10 \text{cm}^2$ , onde foi possível a comparação dos perfis de dose com os outros sistemas de dosimetria. A distribuição de dose de um campo de forma irregular definido pelas lâminas do MLC, foi verificada com o objetivo de analisar a concordância dos resultados nas regiões de borda de lâminas entre o DEAIP, SPT, MatriXX e o filme radiocrômico. Uma série de planos de irradiação com composição de campos foram calculados no SPT XiO<sup>®</sup> versão 4.62 (Elekta, Estocolmo, Suécia), sobre um objeto simulador RW3, bem como verificada a concordância entre DEAIP, SPT e MatriXX. Finalmente, um plano de IMRT com dois níveis de intensidade e outros dois planos mais complexos de IMRT, foram avaliados com o intuito de testar a viabilidade do sistema proposto na conversão para dose, bem como a possível aplicabilidade em controle de qualidade de planejamentos de intensidade modulada.

A figura 18 ilustra o processo de obtenção e a comparação da distribuição de dose.



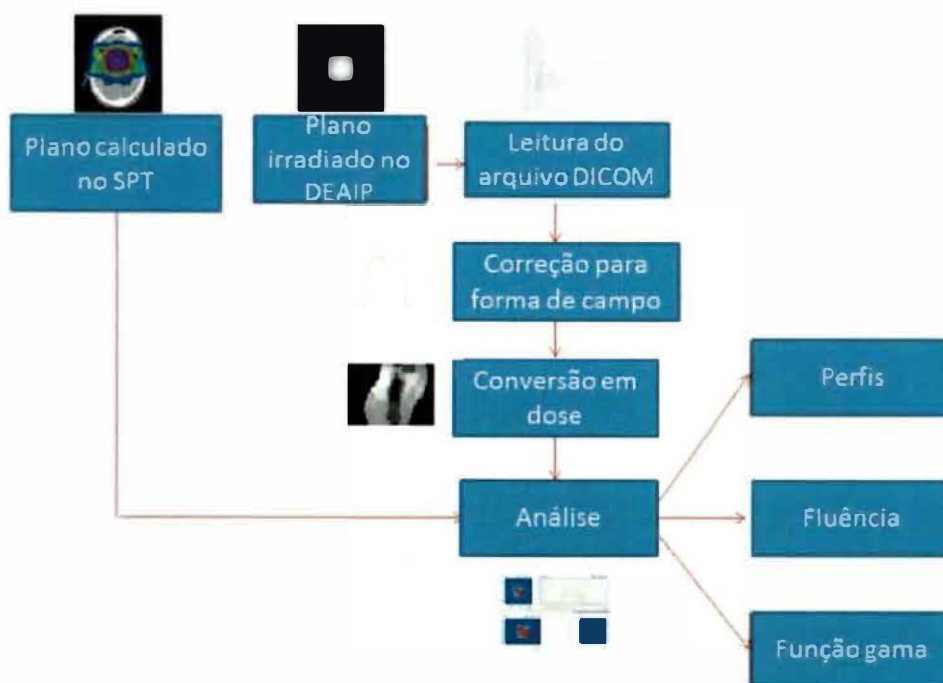


Figura 18: Processo de aquisição de dados, conversão de dose e comparação entre os planos do SPT e da distribuição de dose obtida pelo DEAIP.

#### 4.12.1. Perfis de dose

Foram avaliados os perfis de dose dos campos  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , ao longo do eixo transversal (*cross-plane*). Para o campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , as medidas foram realizadas com o DEAIP, filme radiocrômico EBT2 (International Specialty Products, Wayne, NJ, Estados Unidos), MatriXX, sistema de dosimetria de varredura Blue Phantom e também utilizado o resultado obtido por uma simulação no SPT. Os demais tamanhos de campos, foram medidos com o DEAIP e MatriXX e simulados no SPT. As aquisições de imagens no DEAIP foram realizadas na DFD de 145 cm e as irradiações para os demais dosímetros foram feitas na profundidade de equilíbrio eletrônico de 2cm, através de objeto simulador RW3, na distância foco-superfície (DFS) de 100cm. A medida com o Blue Phantom para o campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , foi realizada em água a 2cm de profundidade com uma CI modelo CC01 (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemanha) de 0,01cc de volume sensível.

Os campos de irradiação foram programados no sistema de gerenciamento Lantis (Siemens Medical Solutions, Concord, Estados Unidos), no modo de aquisição de imagem portal durante a irradiação. Deste modo, o DEAIIP permanece adquirindo imagens (*frames*) durante todo o período de irradiação que corresponde as UM's programadas.

Para fins de comparações com os outros sistemas de medida utilizados na obtenção dos perfis de dose, as imagens adquiridas através do DEAIIP foram geometricamente transpostas para a DFI (100cm) e a dose corrigida pelo inverso do quadrado da distância (IQD).

#### 4.12.2. Campo irregular

Um campo de forma irregular, foi criado no SPT através da formatação do MLC, com intuito de avaliar as regiões de alto gradiente de dose nas bordas das lâminas, verificando assim, a concordância com o cálculo do sistema de planejamento e um detector de resolução espacial compatível, no caso o filme radiocrômico EBT2.

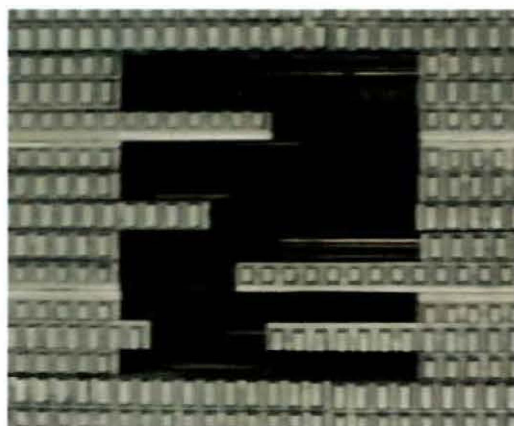


Figura 19: Colimador multilâminas com a formatação do campo irregular.

A identificação das lâminas é feita através de quarenta e um pares no eixo transversal (X), tendo o seguinte formato:  $X_i (x_1;x_2)$ , onde  $i$  é o par de lâminas e  $x_1$  e  $x_2$  representam o posicionamento em centímetros dos bancos das lâminas a

esquerda e a direita do colimador respectivamente, portanto, para este campo em particular o posicionamento das lâminas é representado por:

$X_{16} (-5.00;5.00)$

$X_{17} (-5.00;5.00)$

$X_{18} (0.00;5.00)$

$X_{19} (-5.00;5.00)$

$X_{20} (-5.00;5.00)$

$X_{21} (-2.00;5.00)$

$X_{22} (-5.00;5.00)$

$X_{23} (-5.00;-1.00)$

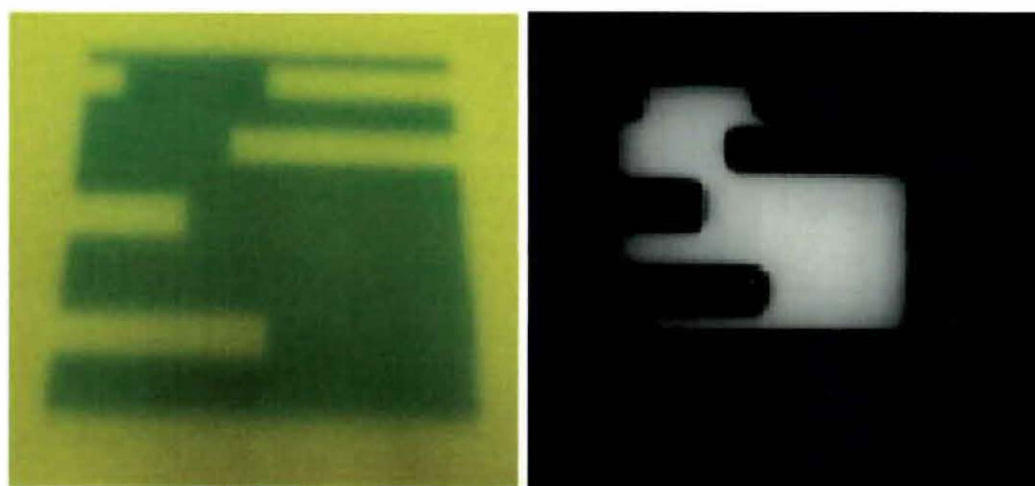
$X_{24} (-5.00;5.00)$

$X_{25} (-4.00;0.00)$

$X_{26} (-5.00;5.00)$

As demais lâminas permanecem em posições fechadas (0;0). Os resultados de distribuição de dose medida no DEAIP, MatriXX e filme radiocrômico foram comparados com o cálculo do SPT. Para a análise com o filme, foi necessária a definição prévia de uma curva de calibração através da irradiação de campos de  $5 \times 5 \text{cm}^2$  com doses de radiação de fundo, 30cGy, 50cGy, 100cGy, 150cGy, 200cGy, 250cGy e 300cGy. A curva de calibração foi determinada no *software* OmniPro-I'mRT após digitalização do filme de calibração, utilizando um digitalizador Vidar modelo *DiagnosticPro* (Vidar Systems Corporation, Herndon, VA, Estados Unidos). A figura 20 apresenta o filme radiocrômico irradiado e a respectiva imagem obtida pelo DEAIP.

A análise de concordância entre os diferentes métodos de obtenção da distribuição de dose foi realizada no *software* OmniPro-I'mRT em relação a dose absoluta, perfis e índices gama com critérios de 3% e 3mm para diferença de dose e DTA respectivamente.



a)

b)

Figura 20: a) Filme radiocrômico EBT2 irradiado com campo irregular e b) a imagem correspondente obtida através da irradiação do DEAIP.

#### 4.12.3. Composição de campos

Foram criados no SPT, oito planejamentos de RT conformada 3D através da composição de três a sete campos ou incidências. A simulação foi aplicada ao objeto simulador RW3 e a distribuição de dose extraída do SPT com respeito ao plano de 2cm de profundidade para todos os campos com gantry a 0°. Todos os campos foram conformados sobre PTV's hipotéticos, simulando tratamentos típicos de próstata, sistema nervoso central, pulmão e colo de útero. Após o cálculo no SPT, os planos foram exportados para o sistema de gerenciamento para as irradiações no DEAIP e MatriXX. As matrizes de dose obtidas através do SPT e DEAIP também foram utilizadas para a verificação da distribuição de dose com o auxílio de uma ferramenta desenvolvida internamente, utilizando o *software* MATLAB (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA), a qual será descrita posteriormente.

A análise de concordância entre os sistemas, foi realizada no *software* OmniPro-I<sup>m</sup>RT através da avaliação da dose absoluta, perfis e o uso de índices gama com critérios de 3% e 3mm para diferença de dose e DTA respectivamente. Como também foi utilizada a ferramenta desenvolvida em MATLAB para a análise dos índices gama para os mesmos planejamentos.

#### 4.12.4. IMRT

Com intenção de analisar o potencial de uso do método proposto para a verificação da distribuição de dose em IMRT, foram desenvolvidos três planejamentos com diferentes níveis de intensidade e números de segmentos. O primeiro planejamento foi constituído de um único campo com dois níveis de intensidade e sete segmentos (IMRT NÍVEIS). O segundo planejamento foi constituído de sete campos, vários níveis de intensidade e segmentos (IMRT 1), como um caso típico de tratamento de próstata realizado no Serviço de Radioterapia do HCFMRP-USP. O terceiro planejamento foi constituído de sete campos e vários níveis de intensidade e segmentos (IMRT 2), como um caso típico de tratamento de cabeça e pescoço. As figuras 21 a 23 ilustram os mapas de fluência referentes às composições de campos de IMRT obtidos a partir do DEAIP. Cada uma das imagens mostradas nas figuras é a resultante da somatória das imagens respectivas de cada campo que compõe o plano. Cada imagem adquirida pelo DEAIP foi tratada posteriormente de forma individual, transformando-as em matrizes de dose corrigidas geométrica e dosimetricamente para a distância do isocentro.

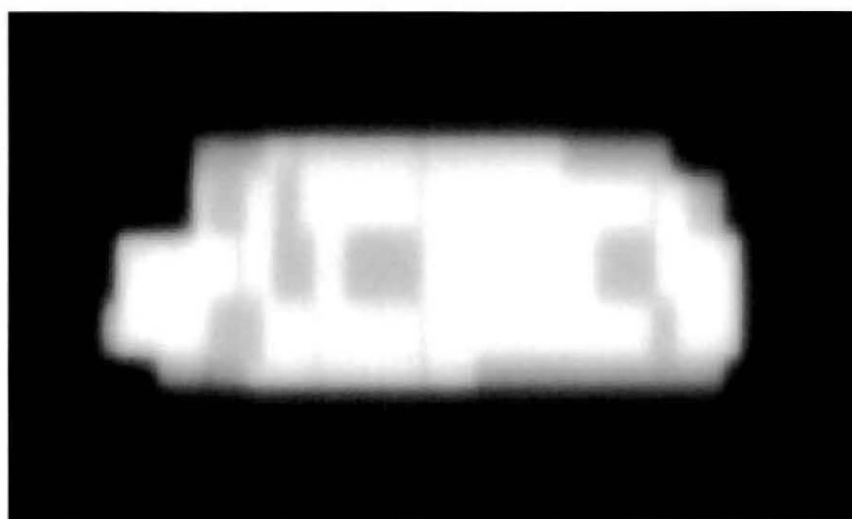


Figura 21: Imagem no DEAIP do plano de IMRT com dois níveis de intensidade.

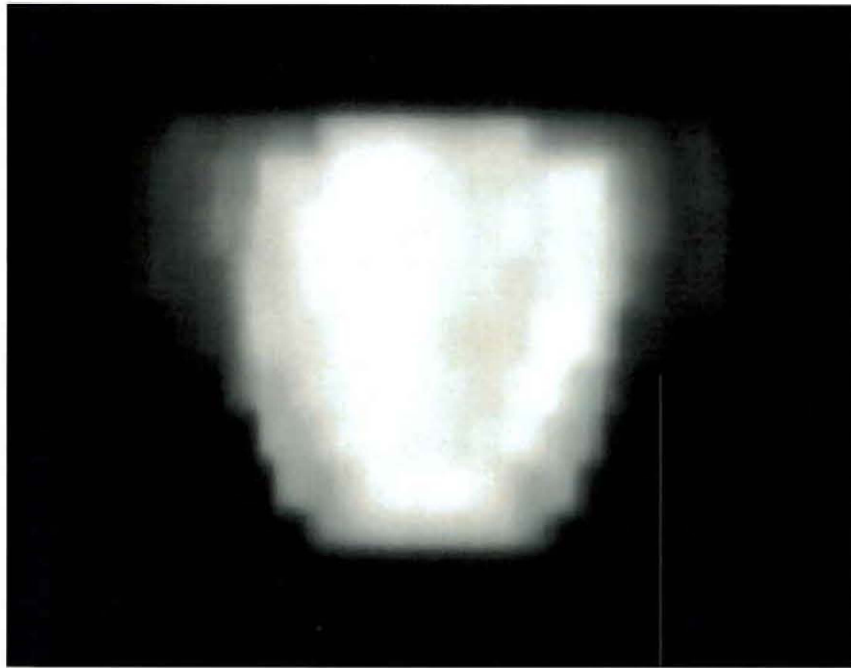


Figura 22: Imagem no DEAIP do plano IMRT 1, composto de 7 campos e vários níveis de intensidade, como tipicamente encontrado nos planejamentos de próstata.

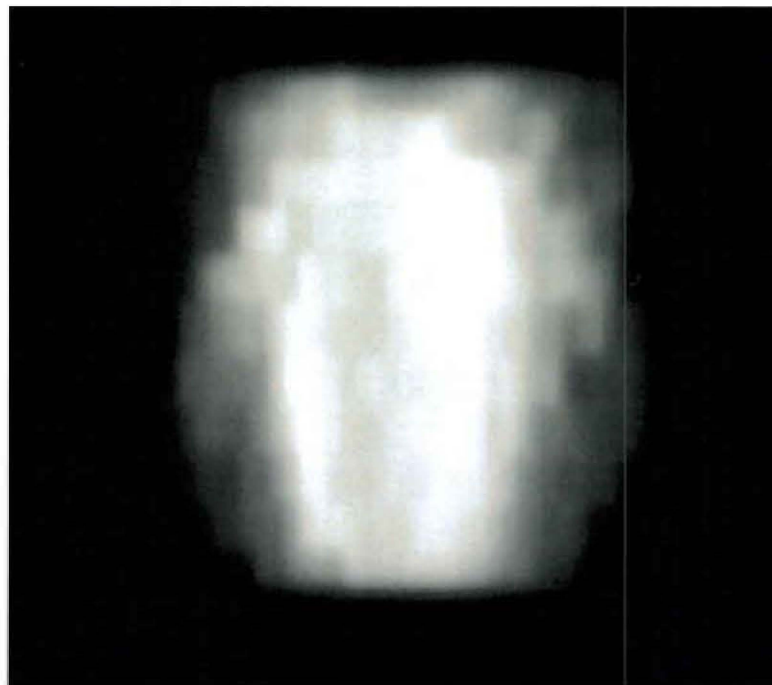


Figura 23: Imagem no DEAIP do plano IMRT 2, composto de 7 campos e vários níveis de intensidade, como tipicamente encontrado nos planejamentos de cabeça e pescoço.

### 4.13. Ferramentas desenvolvidas para a obtenção de resultados

Para a obtenção dos resultados utilizando o modelo proposto através da leitura da matriz de *pixels*, foram desenvolvidas duas ferramentas computacionais. A primeira ferramenta, mais rudimentar, se resume a uma planilha em *Microsoft Excel*<sup>®</sup> que a partir da matriz de *pixels* e da leitura das informações dos arquivos em DICOM obtidas pelo ImageJ, aplica as correções estudadas, gerando a matriz de dose. Esta planilha permitiu a análise inicial dos dados, tais como a visualização dos perfis de campo e doses pontuais, comparando os diferentes detectores empregados. Além disso, foi possível extrair os dados de posição e de dose de cada *pixel*, convertendo-os em um arquivo de texto. Como esta planilha não permite uma análise global, dinâmica, gráfica e comparativa das matrizes de dose, os arquivos de texto foram reescritos em uma estrutura previamente definida e adaptada em ASCII (*American Standard Code for Information Interchange*), sendo possível inserir os dados das matrizes de dose provenientes do DEAIIP no *software* OmniPro-I'mRT, utilizando-o para a análise dos resultados com os outros meios de obtenção de distribuição de dose descritos, além do cálculo dos índices gama e a visualização da distribuição iso- $\gamma$ . A figura 24 exemplifica a estrutura do arquivo em ASCII.

A segunda ferramenta computacional foi programada no MATLAB, com o intuito de suprir as necessidades de se ter um sistema único, capaz de ler diretamente os arquivos DICOM ou ASCII provenientes do SPT e do DEAIIP, aplicando os cálculos de diferença de dose, DTA e índices gama e fornecendo também uma saída gráfica 2D com visualização das distribuições de dose calculada pelo TPS e medida pelo DEAIIP. Para os arquivos DICOM provenientes do DEAIIP, cada valor de *pixel* é convertido em dose através da aplicação da matriz de correção para a forma de campo, fator de dependência para campos quadrados equivalentes e o fator de calibração.

```

kopimrtascii>
<asciiheader>
File Version:      4
Separator:        [TAB]
Workspace Name:
File Name:
Image Name:       cpos 3x3 5x5 dfc 145mm 20_04_2012
Radiation Type:   Photons
Energy:           15.0 MV
SSD:              0.3 cm
SID:              100.0 cm
Field Size Cr:    10.0 cm
Field Size In:    10.0 cm
Data Type:        Abs. Dose
Data Factor:      1.000
Data Unit:        cGy
Length Unit:      cm
Plane:           XY
No. of Columns:   512
No. of Rows:     512
Number of Bodies: 1
Operators Note:
</asciiheader>

<asciibody>
Plane Position:   0.00 cm

X[cm] -14.06896552 -14.0137931 -13.95862069 -13.90344828 -13.84827586 -13.79310345 -13.73793103
13.46206897 -13.40689655 -13.35172414 -13.29655172 -13.24137931 -13.1862069 -13.13103448 -13.07586207
-12.8 -12.74482759 -12.68965517 -12.63448276 -12.57931034 -12.52413793 -12.46896552 -12.41379311
12.13793103 -12.08275862 -12.02758621 -11.97241379 -11.91724138 -11.86206897 -11.80689655 -11.75172414
-11.47586207 -11.42068966 -11.36551724 -11.31034483 -11.25517241 -11.2 -11.14482759 -11.08965517
10.8137931 -10.75862069 -10.70344828 -10.64827586 -10.59310345 -10.53793103 -10.48275862 -10.43103448
-10.15172414 -10.09655172 -10.04137931 -9.986206897 -9.931034483 -9.875862069 -9.820689655 -9.765172414
9.489655172 -9.434482759 -9.379310345 -9.324137931 -9.268965517 -9.213793103 -9.15862069 -9.103448276
-8.827586207 -8.772413793 -8.717241379 -8.662068966 -8.606896552 -8.551724138 -8.496551724 -8.441379311
-8.165517241 -8.110344828 -8.055172414 -8 -7.944827586 -7.889655172 -7.834482759 -7.779310345
7.503448276 -7.448275862 -7.393103448 -7.337931034 -7.282758621 -7.227586207 -7.172413793 -7.117241379
-6.84137931 -6.786206897 -6.731034483 -6.675862069 -6.620689655 -6.565517241 -6.510344828 -6.455172414
6.179310345 -6.124137931 -6.068965517 -6.013793103 -5.95862069 -5.903448276 -5.848275862 -5.793103448
-5.517241379 -5.462068966 -5.406896552 -5.351724138 -5.296551724 -5.24137931 -5.186206897 -5.131034483
-4.855172414 -4.8 -4.744827586 -4.689655172 -4.634482759 -4.579310345 -4.524137931 -4.468965517
4.193103448 -4.137931034 -4.082758621 -4.027586207 -3.972413793 -3.917241379 -3.862068966 -3.806896552
-3.531034483 -3.475862069 -3.420689655 -3.365517241 -3.310344828 -3.255172414 -3.2 -3.144827586
2.868965517 -2.813793103 -2.75862069 -2.703448276 -2.648275862 -2.593103448 -2.537931034 -2.482758621
-2.206896552 -2.151724138 -2.096551724 -2.04137931 -1.986206897 -1.931034483 -1.875862069 -1.820689655
1.544827586 -1.489655172 -1.434482759 -1.379310345 -1.324137931 -1.268965517 -1.213793103 -1.158620689
-0.882758621 -0.827586207 -0.772413793 -0.717241379 -0.662068966 -0.606896552 -0.551724138 -0.496551724
-0.220689655 -0.165517241 -0.110344828 -0.055172414 0 0.055172414 0.110344828 0.165517241
0.44137931 0.496551724 0.551724138 0.606896552 0.662068966 0.717241379 0.772413793 0.827586207
1.103448276 1.15862069 1.213793103 1.268965517 1.324137931 1.379310345 1.434482759 1.489655172
1.765517241 1.820689655 1.875862069 1.931034483 1.986206897 2.04137931 2.096551724 2.151724138
2.427586207 2.482758621 2.537931034 2.593103448 2.648275862 2.703448276 2.75862069 2.813793103

```

Figura 24: Cabeçalho e parte do corpo do arquivo ASCII para a matriz de dose. Esta forma de edição do arquivo permite a leitura da matriz de dose no *software* OmniPro-lmRT ou na ferramenta desenvolvida em MATLAB, utilizadas para as análises.

As correções geométricas e do IQD também podem ser realizadas *pixel a pixel* para que o plano de distribuição de dose proveniente do DEAI seja transposto da DFD para o isocentro. Uma janela gráfica possibilita a visualização e escolha dos perfis de dose bem como, a fusão entre as distribuições de dose do DEAI e TPS. Após este processo é possível aplicar o cálculo do número de pontos que satisfassam os critérios de diferença de dose e DTA, ou seja, o critério  $\gamma(rm) \leq 1$ , e também, apresentando o percentual de pontos aprovados. A figura 25 mostra a janela de análise desenvolvida no MATLAB.



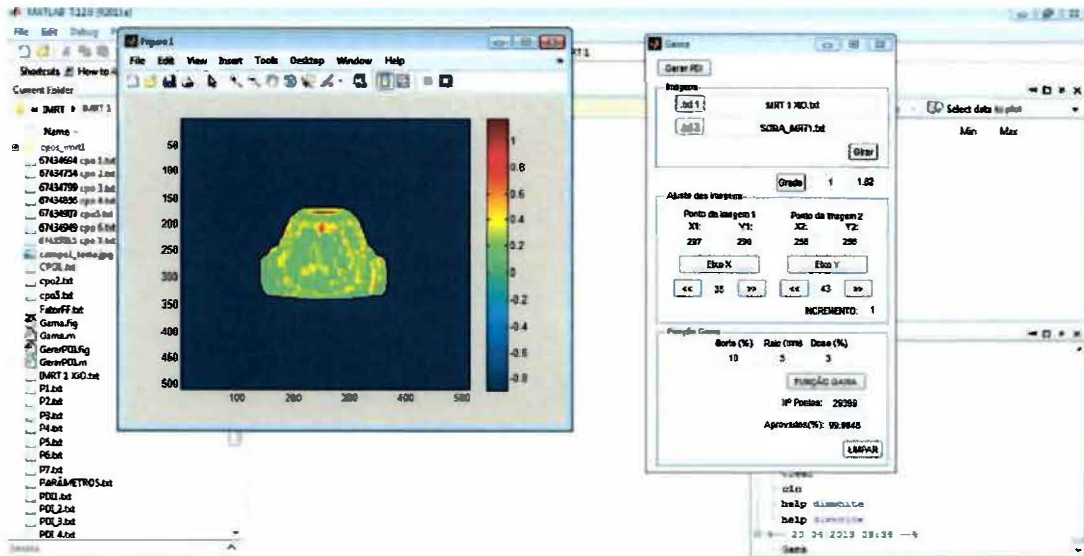


Figura 25: Janela de análise da função gama desenvolvida no MATLAB. No lado esquerdo visualiza-se a iso- $\gamma$ , onde os valores maiores que 1,0 significam pontos reprovados. Do lado direito, a janela com os critérios de diferença de dose e DTA e o resultado do índice de aprovação.

## **5. RESULTADOS E DISCUSSÕES**

---

Neste capítulo serão apresentados os resultados obtidos através da metodologia discutida no capítulo 4, em relação a cada característica do DEAIP abordada, bem como, os resultados de emprego na verificação da distribuição de dose e as comparações com o TPS e aos demais dosímetros utilizados.

## 5.1. Linearidade

A análise da linearidade de resposta apresenta forte correlação com a variável unidade monitora (UM), sendo proporcional a dose constatada pelos dois dispositivos (CI e DEAIP), uma vez que os seus coeficientes de correlação apresentaram valores aproximados a 1. Resultado este, já esperado para a CI e de grande valia para qualquer dispositivo que se queira usar como dosímetro revelando assim, uma boa característica do DEAIP neste quesito, como pode ser visualizado na figura 26. Embora, ambos dispositivos apresentem linearidade de resposta com a dose, foi preciso investigar a dispersão do sinal quando normalizado a uma dose baixa, equivalente a 1UM. Este resultado é apresentado na figura 27. O aumento contínuo da dispersão para o DEAIP pode ser atribuído às cargas acumuladas no dispositivo em função das sucessivas exposições, considerado que estas foram realizadas em curto intervalo de tempo entre uma e outra, evidenciando o efeito de persistência de imagem, cujos resultados serão apresentados posteriormente. No entanto, até o limite de 800UM's utilizadas, o desvio máximo em relação à dose esperada não foi superior a 2,26% no caso do DEAIP.

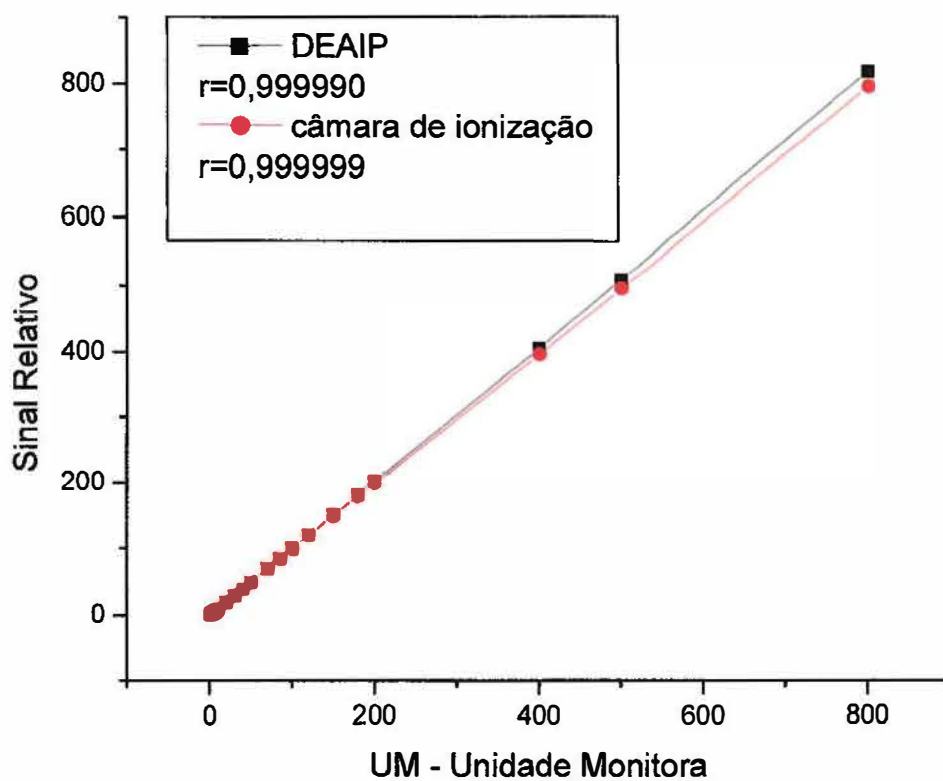


Figura 26: Gráfico de linearidade para o DEAIP e CI. Nota-se que ambos dispositivos apresentam boa linearidade, sendo mais evidente para a CI.

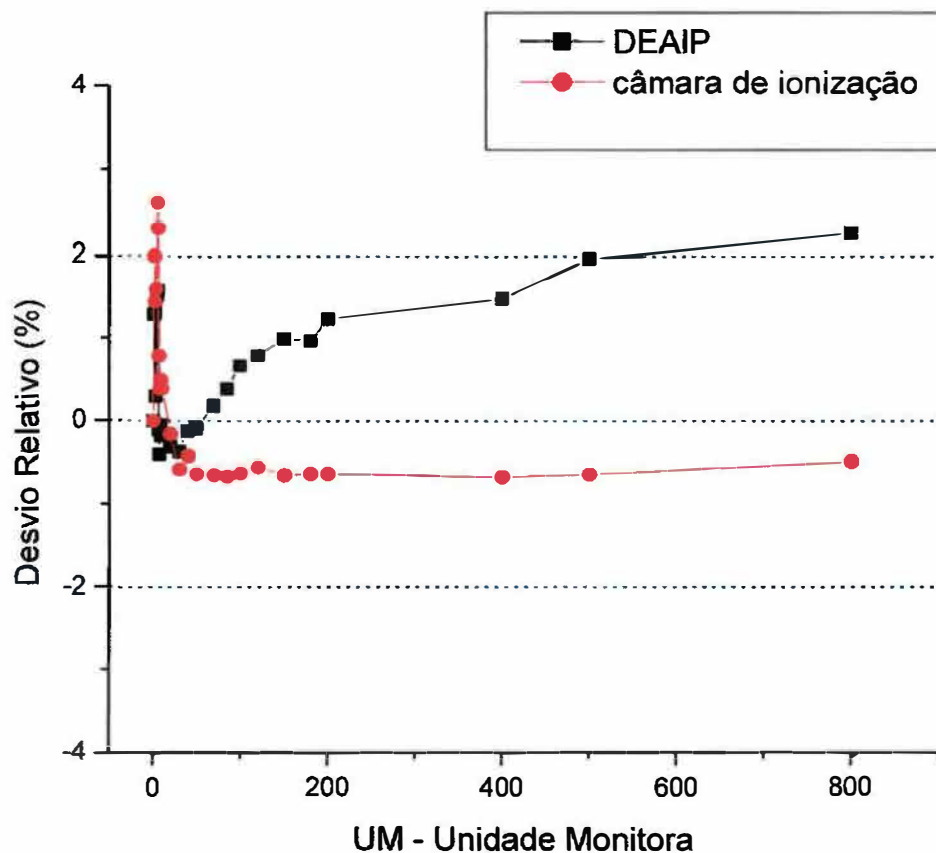


Figura 27: Dispersão do sinal do DEAIP e CI em relação à dose esperada para um campo de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  quando este sinal é normalizado para a dose de 1UM. Nota-se a melhor estabilidade do sinal para a CI acima de 50UM's, enquanto o sinal normalizado do DEAIP aumenta continuamente com o acúmulo das exposições.

## 5.2. Estabilidade de resposta ao longo tempo (repetibilidade)

O sinal médio calculado para uma amostra de 97 irradiações com periodicidade diária, resultou no valor médio de *pixel* de  $(1.380.780,25 \pm 4.657,20)$ , com um coeficiente de variação de 0,34%, apresentando uma dispersão pequena, considerando o período de seis meses em que ocorreu a coleta destes dados.

A figura 28 mostra a variação do sinal em relação ao valor médio encontrado na amostra e a figura 29, os resultados da dispersão dos dados

colhidos, permitindo concluir que para o intervalo de confiança de 95%, o valor médio verdadeiro do *pixel* esteja compreendido entre os limites de 1.379.839 e 1.381.722, ou seja,  $\mu_{pixel}$ : (1.379.839; 1.381.722).

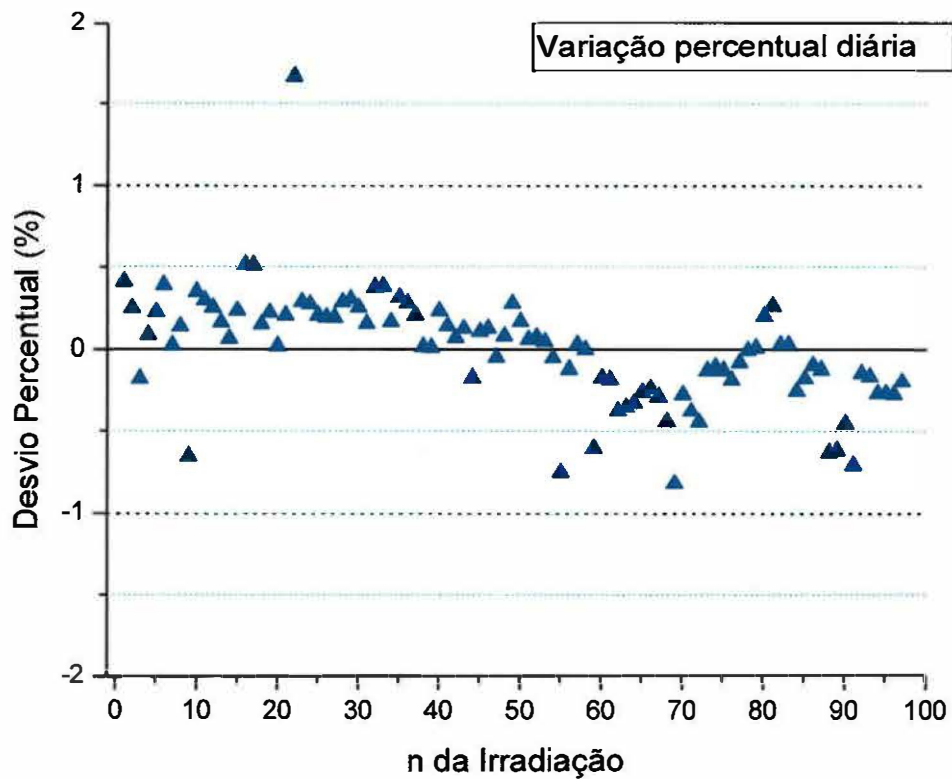


Figura 28: Variação do valor do *pixel* medido diariamente. Cada ponto no gráfico representa a média dos valores em uma área de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  para a imagem do campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . O desvio percentual diário foi calculado com relação a média amostral das 97 irradiações realizadas ao longo de seis meses.

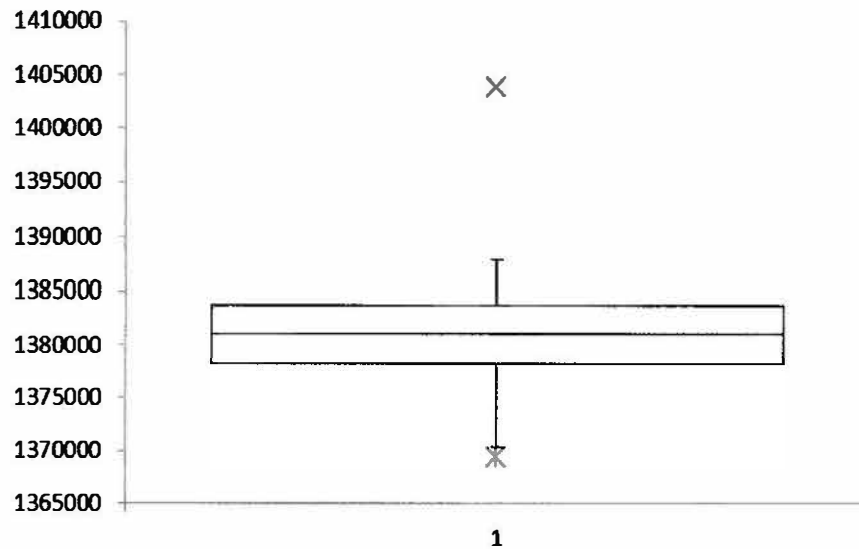


Figura 29: Gráfico do tipo *Box-Plot*, representando a dispersão dos valores de *pixel*, tomado como a média dos valores em uma área de  $5 \times 5 \text{mm}^2$  no centro da imagem para o campo  $10 \times 10 \text{cm}^2$ .

### 5.3. Centralização do campo de irradiação em relação ao DEAIP - centralização da imagem

A imagem obtida através da irradiação da esfera metálica de 5mm de diâmetro, revelou certa diferença entre o centro dos campos de irradiação com origem no isocentro do ALC e o centro da imagem produzida no DEAIP. Esta diferença foi medida através do deslocamento em número de *pixels* após a determinação do centro da esfera e do centro da imagem. A figura 30 mostra a imagem projetada da esfera no DEAIP e no detalhe, o quadro com a origem no centro da imagem e o centro da esfera. Assim, foi possível medir a distância entre estes centros IE (distância entre o centro da imagem e o centro da esfera) dada por:

$$IE = \sqrt{n_{\text{pixel}(x)}^2 + n_{\text{pixel}(y)}^2} = \sqrt{1^2 + 2^2} \approx 2,24 \text{ pixel}, \quad (9)$$

ou igual a 1,79 mm.

Sendo,  $n_{pixel(x)}$  e  $n_{pixel(y)}$ , a distância em *pixels* entre os centros nos eixos transverso e longitudinal respectivamente.

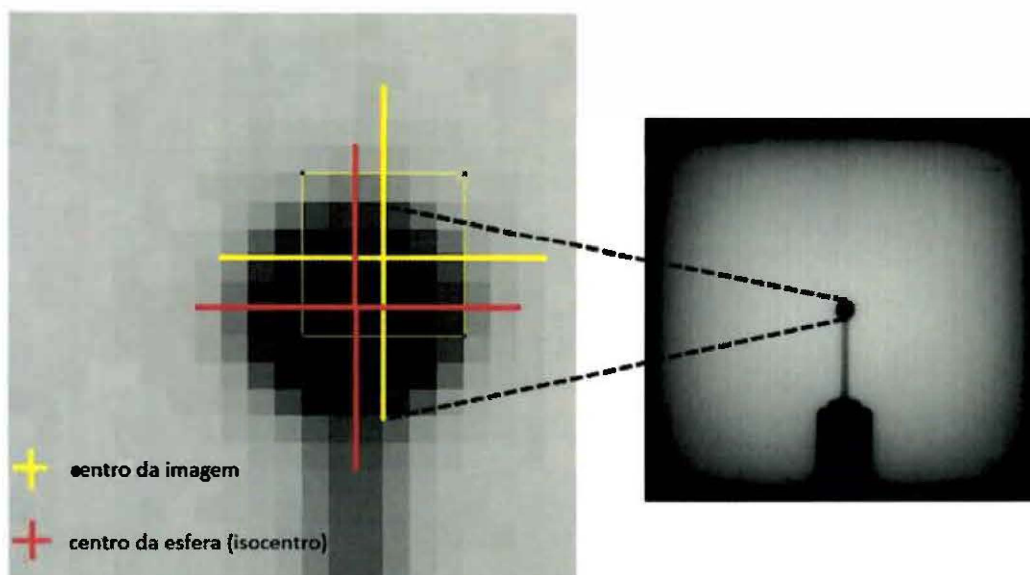


Figura 30: A esquerda, o detalhe do teste de centralização do isocentro mecânico, com relação à imagem projetada no DEAIP utilizando uma ponteira com a esfera metálica de 5 mm de diâmetro.

A diferença medida inferior a 2mm entre os dois centros, mostra-se dentro da tolerância de aceite pelo fabricante do DEAIP que é de 3mm. O desvio medido não extrapola a área central tomada como referência da dose de calibração, portanto, tornando-se aceitável para o propósito dosimétrico do trabalho.

#### 5.4. Espessura de equilíbrio eletrônico intrínseco (BUILD-UP)

Todas as medidas realizadas neste trabalho referem-se à profundidade de equilíbrio eletrônico intrínseco do DEAIP, portanto, as medidas realizadas com CI's em objetos simuladores foram realizadas nas mesmas condições de equilíbrio eletrônico. A Figura 31 ilustra as curvas de dose em profundidade na medida em que se sobrepõe material absorvedor aos detectores. Observa-se também através dos dados de dose relativa da Tabela 1, que a região de equilíbrio eletrônico para o objeto simulador de água sólida – RW3 estende-se de



15 a 20 mm e que para o DEAIP de 3 a 20mm, este último resultado revela a região de *build-up* intrínseco relativamente mais larga em comparação ao RW3, o que permite aquisições de imagens sem a necessidade de material absorvedor adicional sobre o DEAIP.

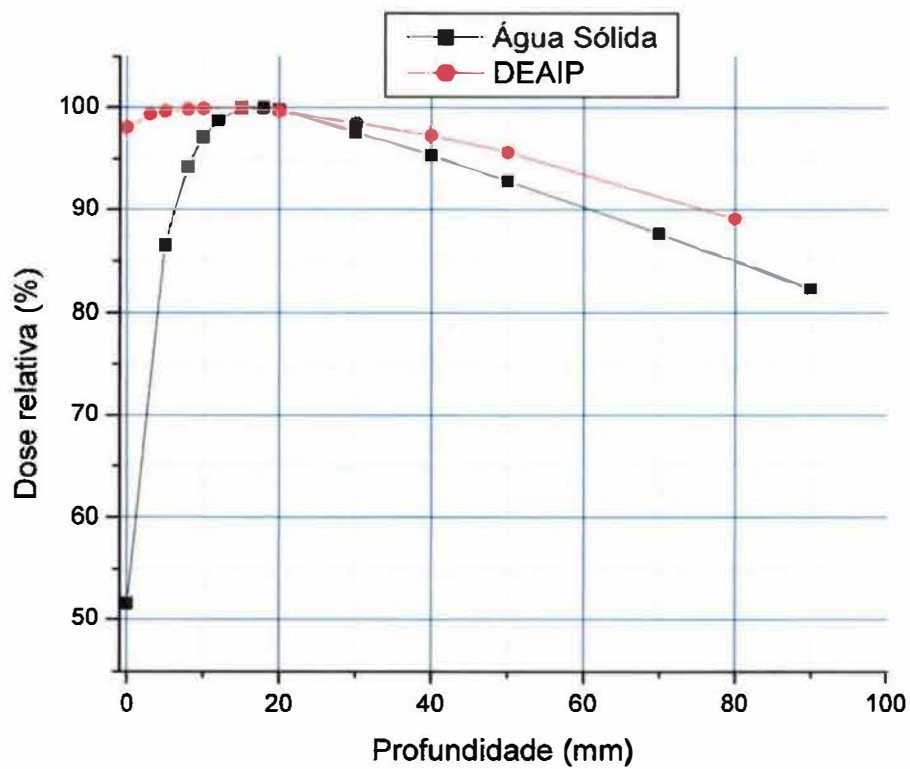


Figura 31: Curvas de dose em profundidade para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , para a obtenção das profundidades de equilíbrio eletrônico para RW3 e DEAIP.

Tabela 1: Valores da dose relativa em função da profundidade para RW3 e DEAIP para o campo 10x10cm<sup>2</sup>. DFC de 145 cm para as medidas em RW3 com CI e DFD de 145 cm para as medidas no DEAIP.

Profundidade (mm)	Dose relativa RW3 (%)	Dose relativa DEAIP (%)
0	51,52	98,04
3	72,56*	99,36
5	86,59	99,63
8	94,22	99,84
10	97,09	99,91
12	98,74	99,87*
15	99,97	100,00
18	100,00	99,81*
20	99,82	99,69
30	97,66	98,57
40	95,37	97,35
50	92,87	95,69
70	87,61	89,10
80	85,00*	-
90	82,39	-

\* valores interpolados

A partir dos resultados apresentados foi determinada a profundidade de 2cm equivalente em água como referência para todas as medidas em objetos simuladores e simulações de distribuição de dose no SPT. Portanto, todas as análises referem-se a planos de distribuição de dose 2D obtidos na profundidade de 2cm em água.

### 5.5. Dependência com o tamanho de campo

Houve sensível diferença no comportamento de resposta em relação à área do campo irradiado entre CI e o DEAIP. É fato conhecido que a resposta de sinal para uma CI é proporcional ao tamanho do campo devido ao espalhamento gerado pelos colimadores no caso deste tipo de medida realizada no ar (27).

Este mesmo comportamento é observado no DEAIP, mas com resposta relativa distinta da CI, apresentando uma sobrerresposta para campos largos (maiores do que 12x12 cm<sup>2</sup>), possivelmente devido ao maior espalhamento oferecido pela sua constituição (28). A figura 32 mostra a dependência do sinal com relação ao tamanho do campo irradiado, comparando a CI e o DEAIP.

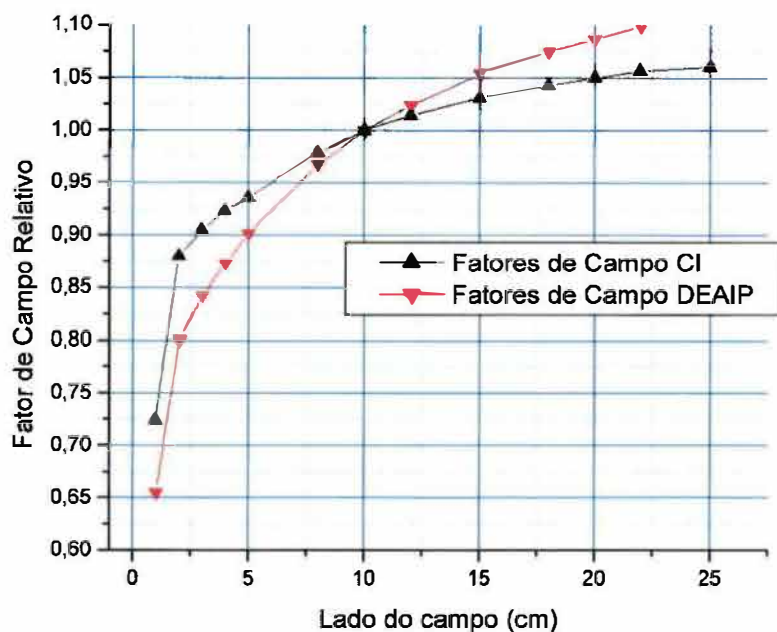


Figura 32: Curvas de dependência com o tamanho do campo. Os valores apresentados foram normalizados para o campo 10x10 cm<sup>2</sup> medidos para a CI e o DEAIP.

A razão entre os fatores de dependência de tamanho do campo obtidos para o DEAIP e CI, gerou os fatores  $FD_{EPID/CI}$ , apresentados na Tabela 2 e figura 33.

Tabela 2: Fatores  $FD_{EPID/CI}$ , associando DEAIP e CI quanto a dependência com o tamanho de campo, normalizados para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Campo (cm <sup>2</sup> )	$FD_{EPID/CI}$
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

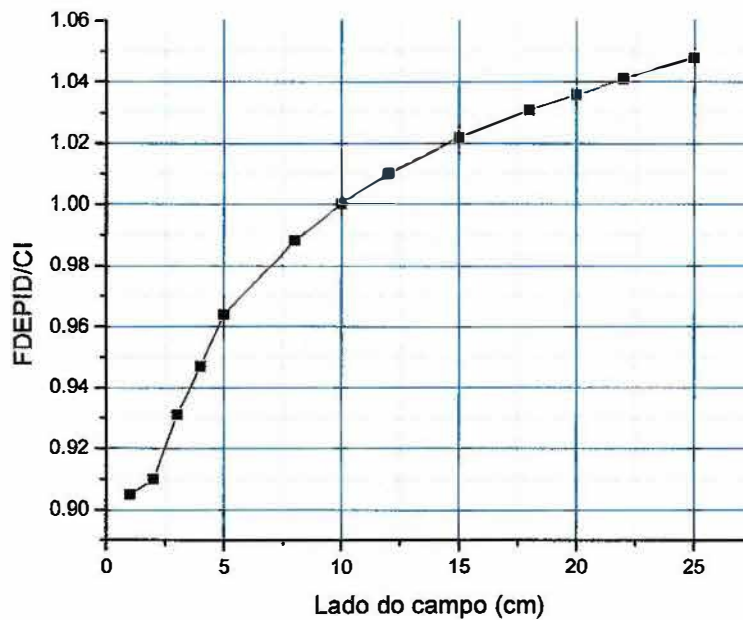


Figura 33: Distribuição do fator  $FD_{EPID/CI}$  em função do tamanho de campo.

## 5.6. Restabelecimento da forma do campo (perfil)

Os resultados para os perfis de campo obtidos a partir do DEAIIP revelaram uma discrepância na forma esperada destes perfis, acentuando a queda da dose relativa principalmente nas bordas de campo. Através da figura 34 é possível visualizar as diferenças entre os perfis de dose de um campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  na profundidade de 2cm em água, obtidos através do sistema de varredura Blue Phantom com a CI CC13 e o mesmo campo obtido através da imagem do DEAIIP. Tendo como referência o perfil obtido em água, entende-se a necessidade de correção ou restabelecimento da forma do campo.

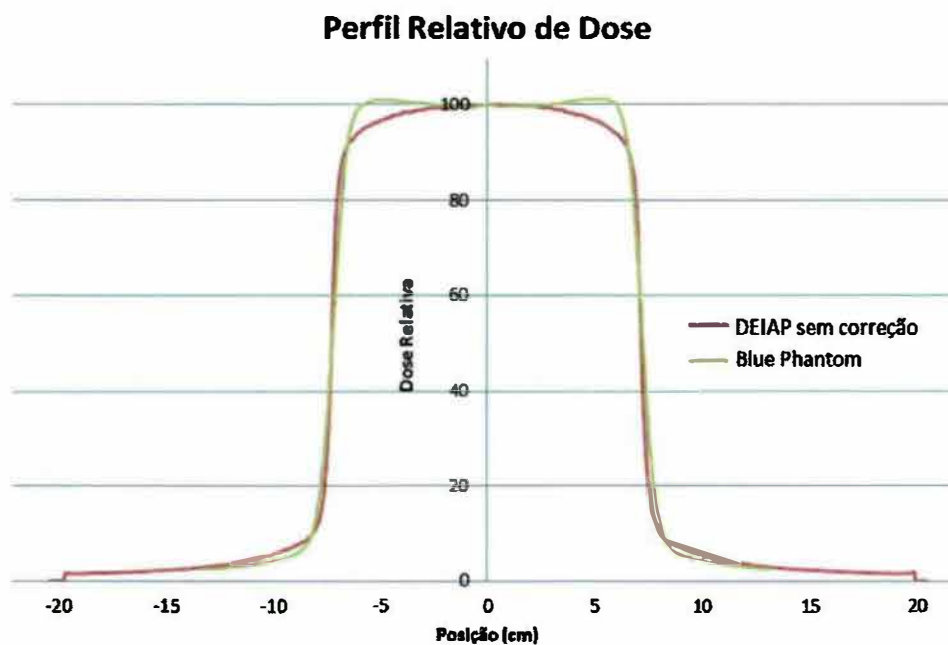


Figura 34: Perfis relativos de dose medidos com Blue Phantom em água a 2cm de profundidade e o DEAIIP para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , sem correção para forma do campo

As distribuições dos fatores de correção para forma de campo ao longo das linhas transversal (*cross-line*) e longitudinal (*in-line*) são apresentadas na figura 35, destacando-se o maior impacto de correção na região central e de bordas do campo.

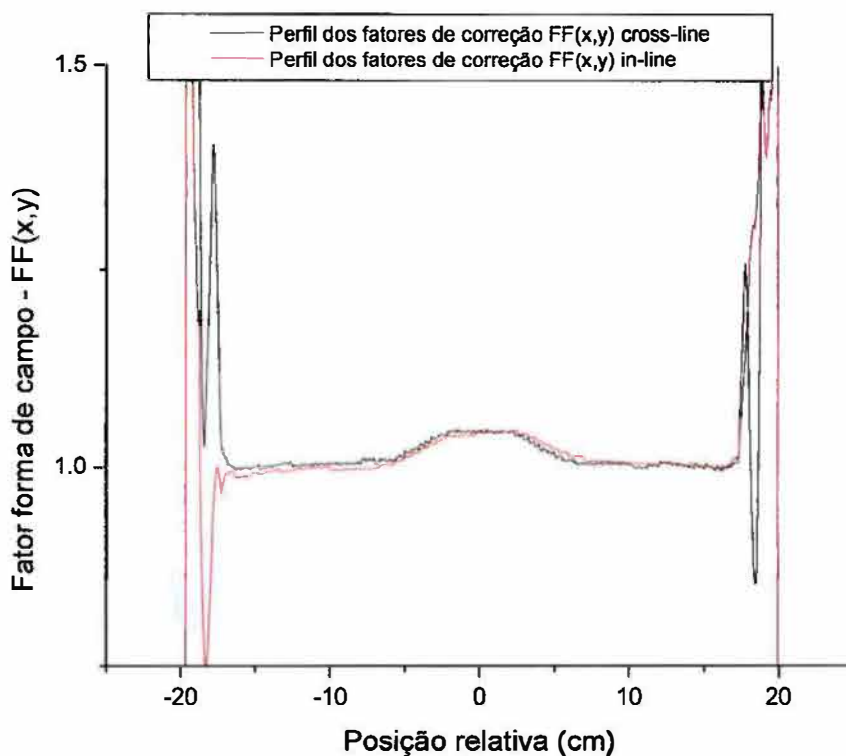


Figura 35: Perfis dos fatores de correção para forma de campo, nos eixos transversal e longitudinal, destacando o impacto de correções na região central devido a presença do filtro achatador no ALC e nas bordas de campo devido ao alto gradiente de dose (penumbra).

Ao aplicar a matriz de correção de forma de campo ( $FF(x,y)$ ), obteve-se um resultado satisfatório no restabelecimento dos perfis de campo característicos pelo uso de filtro achatador, cujos resultados iniciais para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , tanto na região central como nas bordas de campo, foram próximos do perfil de referência em água, como pode ser visto na figura 36, lembrando que, a matriz  $FF(x,y)$  foi obtida para o campo  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ . A avaliação mais detalhada dos perfis reconstruídos de campos de diversos tamanhos será apresentada na sessão 4.9.

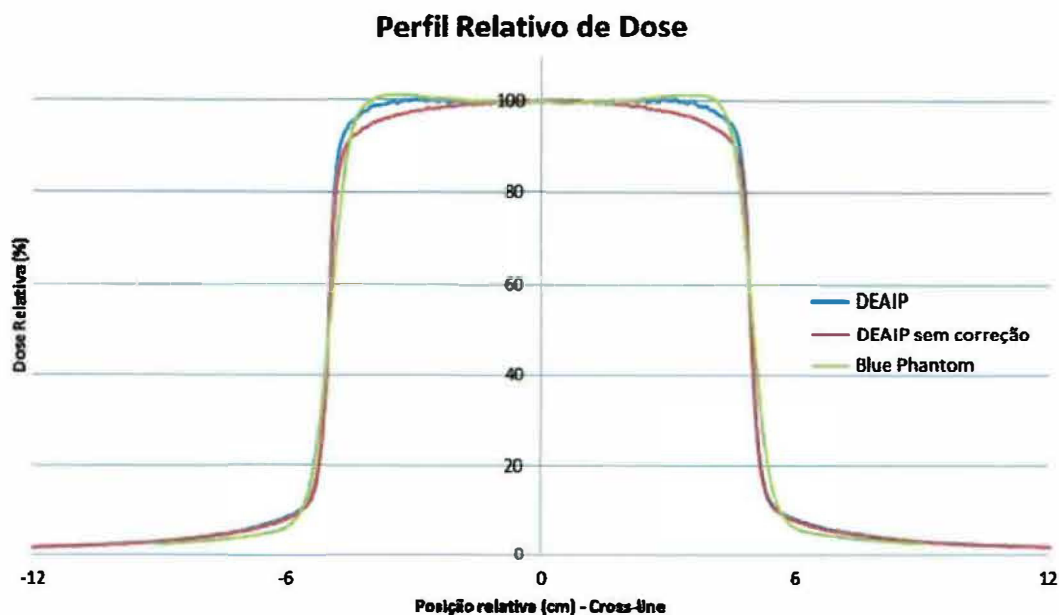


Figura 36: Perfis relativos de dose medidos com Blue Phantom em água a 2 cm de profundidade e EPID para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  com correção e sem correção para forma do campo

## 5.7. Fator de calibração

Os resultados em *pixels* de cinco leituras na área central, das respectivas imagens adquiridas pelo DEAIIP para o campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e tomadas como medidas de referência para a conversão de valor de *pixel* em dose absoluta, são apresentados na Tabela 3. O valor do *pixel* na tabela, corresponde ao valor médio encontrado na área de  $5 \times 5 \text{ mm}^2$  ao redor do centro da imagem e o valor total do *pixel* é o produto entre o número de quadros adquiridos durante a irradiação (*frames*) e o sinal médio.

Tabela 3: Resultados dos valores de *pixel* para a conversão à dose absoluta

MU	# frames	valor pixel	desvio padrão	# frames x sinal	média	desvio (%)	desvio padrão	variância (%)
100	72	19070.67	15.14	1373088.24		-1.03		
100	72	19219.17	16.77	1383780.24		-0.26		
100	72	19303.78	19.78	1389872.16	1387438.99	0.18	8327.82	0.60
100	72	19373.75	27.97	1394910.00		0.54		
100	72	19382.56	27.16	1395544.32		0.58		

O resultado da medida de dose absoluta utilizando a CI FC65G na DFC de 145cm, resultou na taxa de dose de 0,0049 Gy/UM a 2cm de profundidade, ou seja, a dose no DEAIP é de 49cGy para a irradiação de 100UM's. Desta forma, define-se o fator de calibração como a razão entre o valor médio do *pixel* e a dose absoluta. O resultado encontrado para o fator de calibração do DEAIP foi 28.315,08*pixel/cGy*. Este resultado tem a mesma ordem de grandeza ( $1 \times 10^4$ ), divulgado por outros autores para um DEAIP modelo *Optivue* (28,29).

Embora, a condição e o fator de calibração, em termos da taxa de dose do acelerador linear em estudo, seja mantida dentro de um intervalo de  $\pm 1\%$  nas condições de referência para os tratamentos teleterápicos, através de um programa interno de controle de qualidade do Serviço de Radioterapia do HCFMRP-USP, o fator de calibração para o DEAIP apresenta uma maior criticidade à médio prazo, devido a possível degradação de sinal e/ou intervenções de procedimentos de calibração do mesmo, sendo necessário a verificação do sinal do campo  $10 \times 10 \text{cm}^2$ , recalculando o fator de conversão de *pixel* para dose absoluta se necessário. Esta condição também se aplica ao sinal do campo  $25 \times 25 \text{cm}^2$  referente à matriz de correção  $FF(x,y)$ .

## 5.8. Persistência da imagem

A irradiação de um campo de área maior ( $20 \times 20 \text{cm}^2$ ) com baixa dose (3UM's) imediatamente após irradiar um campo menor ( $5 \times 5 \text{cm}^2$ ) com maior dose (100UM's), permitiu visualizar uma imagem resultante de sobreposição, revelando um efeito de persistência da imagem de alta dose. Este efeito, também chamado por alguns autores de *ghosting* (28,30) ou memória, é influenciado pelo intervalo de tempo entre uma exposição e outra, em sequência. As figuras 37 a 39 mostram o efeito da imagem residual.





Figura 37: Efeito de persistência de imagem. A imagem residual do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , irradiado com 100UM's, persiste na imagem do campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  irradiado imediatamente após com 3MU's. O intervalo entre as irradiações foi apenas o necessário para o ajuste de tamanho de campo no ALC.

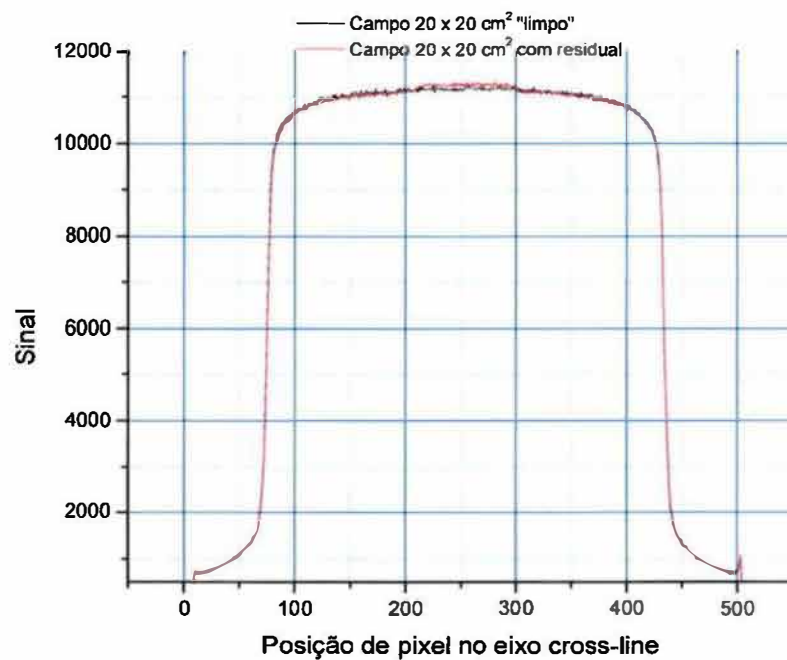


Figura 38: Perfis do campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Em cor preta, o campo irradiado sem influência de outra irradiação temporalmente próxima ("limpo") e em cor vermelha, a irradiação revelando a imagem residual do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

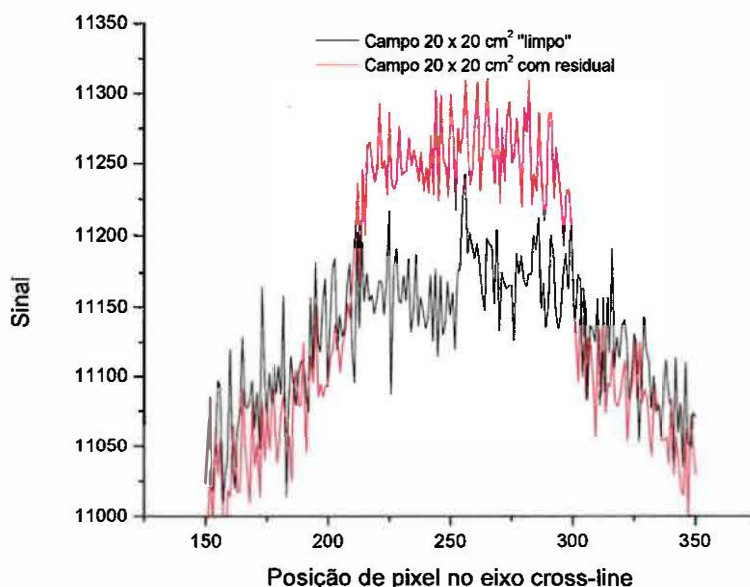


Figura 39: Os mesmos perfis da figura 38, ampliados na região central do DEAIIP. Em cor preta, o campo irradiado sem influência de outra irradiação temporalmente próxima ("limpo") e em cor vermelha, a irradiação revelando a imagem residual do campo 5x5 cm<sup>2</sup>.

Quando os sinais foram normalizados para cada uma das situações, a diferença máxima entre o sinal apresentando persistência e o sinal "limpo" foi de 1,18%, correspondendo ao resíduo de 100UM's previamente liberadas.

Embora, este efeito tenha sido detectado neste trabalho, nenhuma correção adicional será considerada neste momento, assumindo que este sinal de persistência será diluído em condições de irradiação em sequência, com maiores UM's do que as 3UM's utilizadas neste teste, assim como nos casos que serão apresentados posteriormente.

## 5.9. Verificação da distribuição de dose

A verificação da validade na distribuição de dose proposta pelo presente formalismo foi dividida em alguns passos graduados por complexidade. Em um primeiro momento, foi verificada a concordância para os perfis dos tamanhos de campo 3x3cm<sup>2</sup>, 5x5cm<sup>2</sup>, 10x10cm<sup>2</sup> e 15x15cm<sup>2</sup>, em seguida para as distribuições de dose bidimensional para um campo irregular, planos de radioterapia

conformacional de casos típicos de tratamento e finalmente a avaliação para IMRT.

### 5.9.1. Perfis de dose

A figura 40 apresenta a curva de calibração definida para o lote de filme radiocrômico EBT2 utilizada neste estudo para a obtenção dos perfis dos campos  $3 \times 3 \text{cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{cm}^2$  e  $10 \times 10 \text{cm}^2$ . Esta curva foi construída a partir dos valores de ADC (*Analog-to-Digital Converter*) fornecidos pelo *software* OminiPro-l'mRT em função da dose calculada e irradiada.

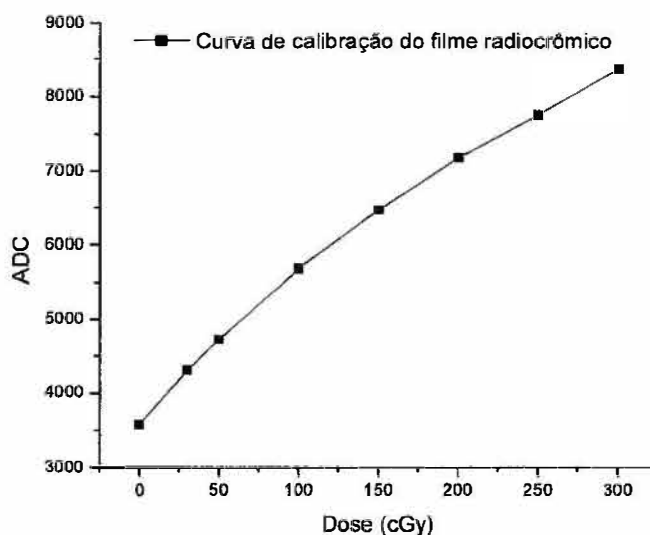
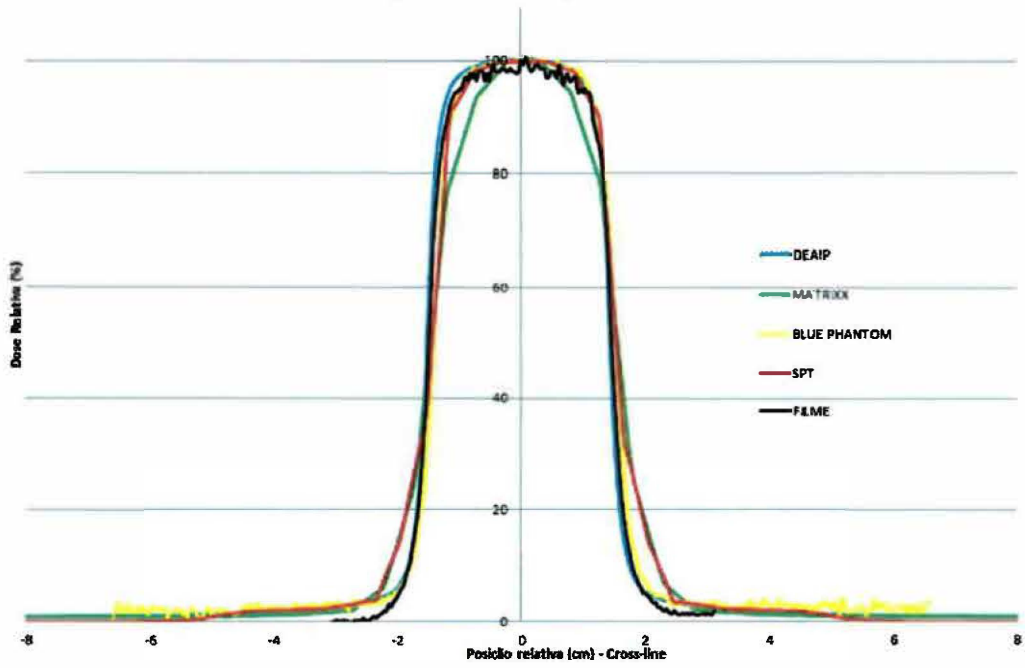


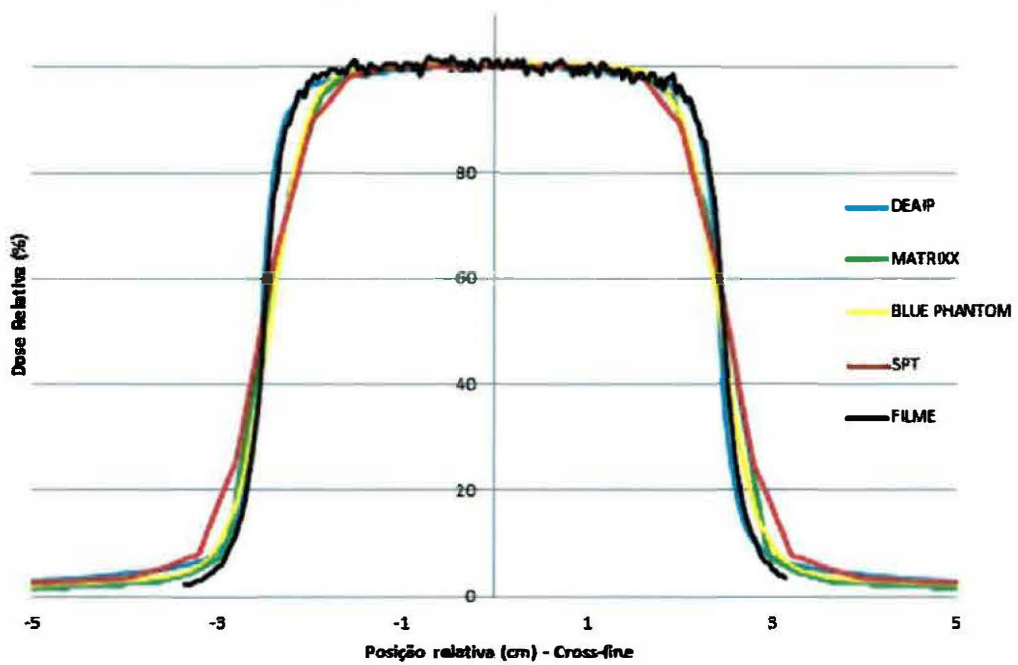
Figura 40: Curva de calibração do filme radiocrômico EBT2 utilizado para as medidas de perfis e distribuição de dose.

Na figura 41, são apresentados os perfis de dose para os campos  $3 \times 3 \text{cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{cm}^2$  e  $15 \times 15 \text{cm}^2$ , medidos pelo DEAIP, filme radiocrômico, MatriXX, Blue Phantom e simulados pelo SPT. O perfil do campo  $15 \times 15 \text{cm}^2$  não foi irradiado em filme.

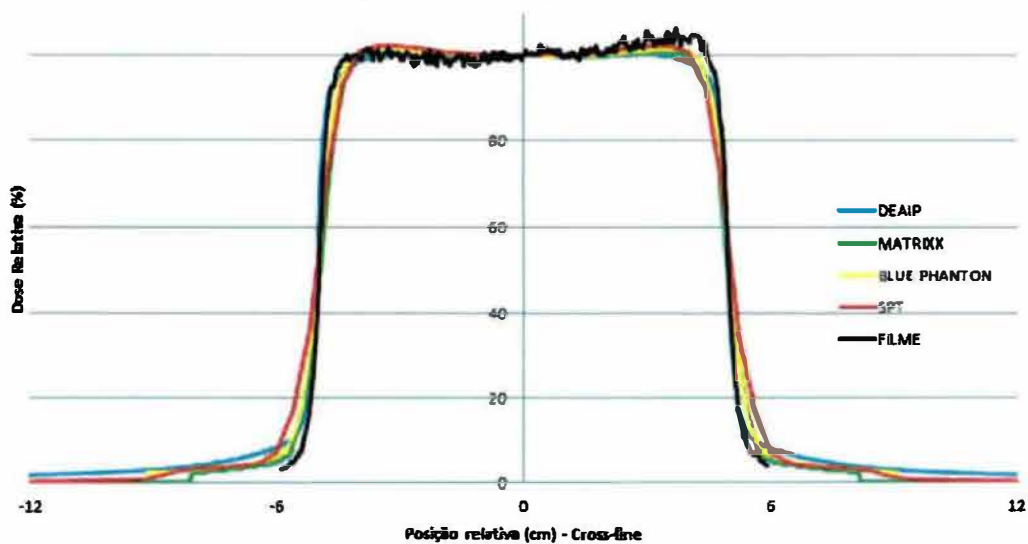
a) Perfil de campo 3x3cm



b) Perfil de campo 5x5cm



c) Perfil de campo 10x10cm



d) Perfil de campo 15x15cm

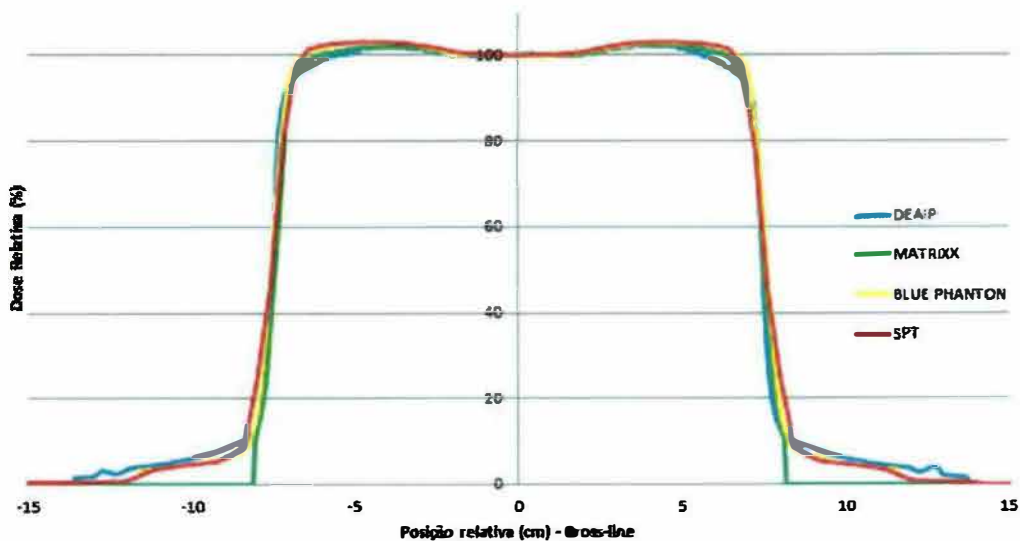


Figura 41: a) até c) Perfis de dose dos campos  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ,  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , e  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , ao longo do eixo transversal (*cross-line*) a 2cm de profundidade adquiridos através do DEAIIP, MatriXX, SPT, Blue Phantom e filme radiocrômico. d) Perfil do campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , ao longo do eixo transversal (*cross-line*) a 2cm de profundidade adquiridos através do DEAIIP, MatriXX, SPT e Blue Phantom.

Para os campos  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  e  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , observa-se uma acentuada discrepância na largura dos perfis apresentados. Considerando-os como campos pequenos, há a necessidade de uso de detectores de alta resolução espacial para que haja boa definição das bordas de campo, região essa de alto gradiente de dose. Quando se considera o uso do MatriXX nestas condições, com distância entre os detectores de 7,62mm, conclui-se que este dispositivo não seja adequado para este tipo de medida. Por outro lado, teoricamente, quando se aplica dispositivos dosimétricos de alta resolução espacial, como o filme, CI de volume sensível muito pequeno e até mesmo um DEAIP, espera-se que a aferição dos perfis seja mais próxima do real. Neste estudo, filme, DEAIP e Blue Phantom possuem uma boa concordância para o campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ , no entanto, o SPT apresentou uma largura maior do perfil abaixo da linha de 30% de dose. No caso do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , o filme e o DEAIP apresentaram boa concordância no perfil, mas novamente o SPT apresentou maior largura em baixa dose. Ainda, para o campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  houve certa discrepância do perfil medido pelo Blue Phantom, em relação ao filme e o DEAIP. Este fato pode estar relacionado com parâmetros inseridos no sistema de varredura, tais como velocidade de varredura da CI, intervalo entre a aquisição dos pontos de medida, algoritmos de suavização e filtros aplicados, taxa de dose do ALC e intensidade de sinal da câmara de referência. Parâmetros que são críticos em medidas de campos pequenos durante o processo de comissionamento.

No caso dos campos maiores ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ), há melhor coincidência entre os perfis para todos os detectores, excetuando-se o ruído anormal detectado pelo filme no caso do campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , que foi causado provavelmente durante a digitalização do filme, pela dependência relacionada ao posicionamento do mesmo ao digitalizador, uma vez que as bordas do campo irradiado estavam muito próximas ao limite do filme, sendo este também o motivo da decisão em não realizar a verificação do campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  com o filme EBT2. Este tipo de efeito foi investigado através de alguns trabalhos (2,31) que trazem recomendações sobre o uso de filmes radiocrômicos. Embora as medidas com o filme para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  não tenham sido repetidas e a análise de alguns parâmetros como planura e simetria estejam comprometidas, a visualização do perfil obtido ainda permitiu observar uma concordância promissora com o DEAIP.

Em novos trabalhos com o uso do filme radiocrômico, cuidados adicionais devem ser adotados durante o processo de digitalização.

Ainda, para os dois últimos campos analisados, os detectores de resolução espacial menor (MatriXX e Blue Phantom), não distorceram as características dos “ombros” nas bordas de campo, no entanto, uma abrupta queda foi observada na região de extrema baixa dose para o campo  $15 \times 15 \text{cm}^2$ , quando medido pelo MatriXX. Certas discrepâncias no perfil da região de baixa dose e nos “ombros” das curvas evidenciados pelo SPT, quando comparadas ao sistema de dosimetria de varredura Blue Phantom, podem estar atribuídas ao processo de modelagem de feixes realizado no SPT, pois o resultado nem sempre é exatamente coincidente ao comissionamento em função do compromisso de modelagem com outros tamanhos de campos e demais parâmetros utilizados no processo.

A tabela 4 abaixo, apresenta os parâmetros a 2cm de profundidade para planura, simetria, penumbra e tamanho de campo considerando a isodose de 50%, calculados através de cada um dos dispositivos utilizados.

Tabela 4: Resultados dos parâmetros de definição de campos no eixo transversal para cada um dos dispositivos utilizados. A representação Penumbra E-D faz referência aos lados, esquerdo e direito respectivamente.

<b>Campo 3 x 3 cm<sup>2</sup></b>					
<b>Parâmetro</b>	<b>TPS</b>	<b>MATRIX</b>	<b>DEAIP</b>	<b>FILME</b>	<b>BLUE PHANTOM</b>
<b>Planura (%)</b>	5,18	12,70	4,15	9,44	6,10
<b>Simetria (%)</b>	0,12	0,23	0,02	0,19	1,80
<b>Penumbra E-D (cm)</b>	0,63-0,71	0,75-0,71	0,30-0,30	0,47-0,46	0,37-0,37
<b>Campo (cm)</b>	2,98	3,00	2,96	3,00	2,95

<b>Campo 5 x 5 cm<sup>2</sup></b>					
<b>Parâmetro</b>	<b>TPS</b>	<b>MATRIX</b>	<b>DEAIP</b>	<b>FILME</b>	<b>BLUE PHANTOM</b>
<b>Planura (%)</b>	6,96	9,27	2,49	5,99	4,90
<b>Simetria (%)</b>	0,01	0,07	0,02	0,02	0,00
<b>Penumbra E-D (cm)</b>	0,80-0,79	0,87-0,95	0,32-0,32	0,86-0,50	0,60-0,63
<b>Campo (cm)</b>	5,07	4,87	5,00	5,10	4,91

<b>Campo 10 x 10 cm<sup>2</sup></b>					
<b>Parâmetro</b>	<b>TPS</b>	<b>MATRIX</b>	<b>DEAIP</b>	<b>BLUE PHANTOM</b>	
<b>Planura (%)</b>	0,97	1,80	1,06	1,00	
<b>Simetria (%)</b>	0,02	0,11	0,21	0,00	
<b>Penumbra E-D (cm)</b>	0,68-0,68	1,00-1,00	0,42-0,37	0,66-0,66	
<b>Campo (cm)</b>	10,04	9,99	10,02	9,99	

<b>Campo 15 x 15 cm<sup>2</sup></b>					
<b>Parâmetro</b>	<b>TPS</b>	<b>MATRIX</b>	<b>DEAIP</b>	<b>BLUE PHANTOM</b>	
<b>Planura (%)</b>	1,53	1,32	0,50	1,70	
<b>Simetria (%)</b>	0,02	0,23	0,03	0,00	
<b>Penumbra E-D (cm)</b>	0,92-0,93	0,96-0,87	0,64-0,64	0,65-0,65	
<b>Campo (cm)</b>	15,08	15,09	14,94	15,13	

Os maiores valores de planura calculados pelo Matrix para os campos 3x3cm<sup>2</sup> e 5x5cm<sup>2</sup> (12,70% e 9,27% respectivamente), estão associados a baixa



resolução espacial e portanto, a habilidade de definição das bordas de campo nesta situação, ocorrendo o mesmo para o maior valor da penumbra em relação aos outros detectores. No caso do filme, a planura do campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  (9,44%) e a penumbra do campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  (0,86 na borda esquerda), com resultados mais altos em relação aos demais detectores, podem estar relacionadas ao ruído no sinal em função da dose de exposição do EBT2. No campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , o resultado da penumbra para o Blue Phantom (0,60 cm e 0,63 cm para esquerda e direita respectivamente), é dependente dos parâmetros de leitura inseridos no sistema de varredura como discutido anteriormente. Para os campos  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , as diferenças de planura se tornam menores entre os dispositivos, com desvio máximo entre eles de 0,83% para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  e 1,2% para o campo  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , ainda assim, houve maior discrepância nos valores de penumbra detectados pelo MatriXX. Com relação ao SPT, ainda que este seja alimentado com os dados fornecidos pelo sistema de dosimetria de varredura Blue Phantom (comissionamento), seu resultado é dependente do algoritmo e da modelagem dos feixes que não pode ser realizada individualmente campo a campo, mas assume um compromisso de perdas e ganhos na coincidência entre os perfis modelados e medidos, pois ao analisar os resultados para o campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , todos os parâmetros entre SPT e Blue Phantom são fortemente concordantes, devido ao fato deste campo ser um padrão utilizado na modelagem.

Os demais parâmetros de simetria e tamanho de campo definidos na isodose de 50%, não apresentaram diferenças significativas, mostrando que de fato os feixes avaliados possuem simetria incontestável e que foi possível a detecção da isodose de 50% por todos os dispositivos.

### **5.9.2. Campo irregular**

Tratando-se de equipamentos que se destinam a simular, irradiar e detectar distribuições de doses complexas, neste trabalho, optou-se por definir uma forma de campo irregular que levasse a uma situação extrema na habilidade de detecção da distribuição de dose associada a resolução espacial, na qual o arranjo foi chamado de campo irregular. Trata-se de um campo definido como

mencionado no item 3.12.2, cujos resultados foram avaliados através da simulação do SPT, irradiação do DEAIP, filme radiocrômico e MatriXX. A análise envolveu o cálculo das iso- $\gamma$  pelo *software* OminiPro-l'mRT, considerando os parâmetros para diferença de dose e DTA de 3% e 3mm respectivamente, para os seguintes pares de distribuições de dose assim analisados: SPT versus MatriXX, Filme versus SPT, Filme versus MatriXX, DEAIP versus MatriXX, DEAIP versus SPT e DEAIP versus Filme. A Tabela 5 apresenta os resultados obtidos das doses no eixo central e dose máxima para cada um dos componentes, bem como o índice percentual do número de pontos aprovados ou índice de aprovação (IA) na avaliação da função gama.

Tabela 5: Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para o campo irregular.

<b>CAMPO IRREGULAR - MLC</b>							
<b>Associação</b>	<b>Dose no eixo central (cGy)</b>			<b>Dose máxima (cGy)</b>			<b>IA</b>
	<b>A x B</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	<b>≠</b>	<b>A</b>	<b>B</b>	
SPT X MatriXX	204,51	196,92	3,85%	209,82	202,22	3,76%	44,83%
FILME X SPT	191,69	204,51	-6,27%	205,4	209,82	-2,11%	92,97%
FILME X MatriXX	191,69	196,92	-2,66%	205,4	202,22	1,57%	96,22%
DEAIP X MatriXX	194,56	196,92	-1,20%	200,9	202,22	-0,65%	73,55%
DEAIP x SPT	194,56	204,51	-4,86%	200,9	209,82	-4,25%	86,16%
<b>DEAIP X FILME</b>	<b>194,56</b>	<b>191,69</b>	<b>1,50%</b>	<b>200,9</b>	<b>205,4</b>	<b>-2,19%</b>	<b>99,79%</b>

A figura 42 mostra a tela de utilização do *software* OminiPro-l'mRT para a análise de planos bidimensionais e cálculo da função gama.

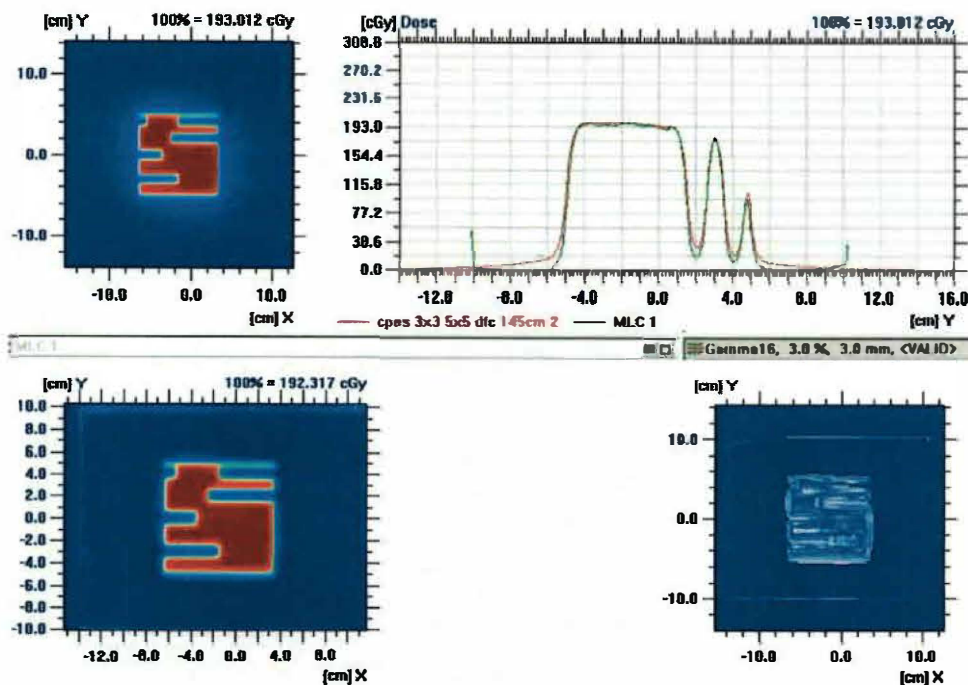


Figura 42: Tela do programa OmniPro-ImRT. Nos quadrantes à esquerda, acima, a distribuição de dose do campo irregular adquirida pelo DEAIIP e abaixo, a medida pelo filme. Nos quadrantes à direita, os perfis de dose sobrepostos ao longo do eixo longitudinal e a iso- $\gamma$  respectivamente.

A figura 43 ilustra as representações iso- $\gamma$  para os pares de planos avaliados. Nesta representação do OmniPro-ImRT, os pontos aprovados e reprovados seguem um padrão de cores, onde as cores “frias” (azul ao branco), indicam as aprovações nos critérios de diferença de dose e DTA e as reprovações em cores “quentes” (amarelo ao vermelho).



Figura 43: Representações iso- $\gamma$  do OmniPro-I'mRT para cada um dos respectivos pares de distribuição de dose analisadas.

Através das representações de iso- $\gamma$ , é possível avaliar que em relação ao detector MatrixX quando associado ao filme e ao DEAIP, ocorreram muitos pontos de reprovação nas regiões de bordas de lâminas. Fato este relacionado ao gradiente de dose, devido a penumbra que se apresenta de forma acentuada nesta região. Embora, o resultado de IA para a comparação Filme versus MatrixX tenha sido consideravelmente maior em relação a DEAIP versus MatrixX (96,22% e 73,55% respectivamente), todos os pontos de reprovação em ambas as comparações ocorreram nas bordas das lâminas. Novamente, evidenciando o problema de baixa resolução espacial para o detector matricial.

Quando se analisa as associações que envolvem o SPT, em nenhuma das comparações houve resultado do IA  $\geq 95\%$ , ocorrendo grande concentração de reprovações nas regiões centrais do campo e também em sua periferia, observadas principalmente em SPT versus MatrixX e DEAIP versus SPT. As diferenças de doses no eixo central foram superiores a  $\pm 3,0\%$ , chegando a  $-6,27\%$  na comparação Filme versus SPT. Comparando as associações Filme versus SPT

e DEAIP versus SPT, as diferenças entre os resultados de dose no eixo central, máxima dose e IA possuem maior proximidade, diferindo entre as duas associações no IA em 6,81%, o que mostra uma maior similaridade na utilização do filme e do DEAIP. A maior discordância na associação SPT x MatriXX, em que o IA é de 44,83%, se deve em parte a resolução espacial dos detectores, por outro lado, comparando as duas outras associações que envolveram o SPT, pode-se levantar a hipótese de que o cálculo do SPT para o campo equivalente desta formatação de MLC em particular, e dos respectivos fatores de espalhamento de colimador e espalhamento do objeto simulador, geraram uma sobre-estimativa de dose que fica evidente quando se compara as doses medidas pelos outros detectores.

Finalmente, a melhor concordância nos parâmetros avaliados de dose no eixo central, máxima dose, perfil, iso- $\gamma$  e IA foi da associação DEAIP x Filme. Levando em consideração que os sistemas dosimétricos foram calibrados de forma independente, além da conhecida e superior resolução espacial em relação aos outros sistemas, estes fatos encorajam assumir os resultados desta associação como os mais representativos para este caso.

### **5.9.3. Composição de campos**

Foram avaliadas oito configurações de composições de campos de irradiação ou planos. Estes planos de distribuição de dose possuem características típicas de planejamentos clínicos em radioterapia conformacional, sendo dois planejamentos de sistema nervoso central (SNC 6 CPOS e SNC 4 CPOS) com seis e quatro campos, respectivamente, ou incidências, um de região torácica com três campos (TORAX 3 CPOS), três casos de pelve com quatro campos (PELVE(1), PELVE(2) e PELVE(3) 4 CPOS) e dois casos de próstata com cinco campos (PRÓSTATA(1) e PRÓSTATA(2) 5 CPOS). A Tabela 6 mostra os resultados encontrados a partir da análise da dose no eixo central e do índice de aprovação para as associações entre DEAIP versus SPT e SPT versus Matrixx, analisadas pelo OminiPro-l'mRT como também, a análise realizada pela ferramenta desenvolvida em MATLAB para a associação DEAIP versus SPT.

Tabela 6: Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para os planos conformacionais.

<b>COMPOSIÇÃO DE CAMPOS</b>							
<b>Plano</b>	<b>Associação</b>	<b>Dose no eixo central (cGy)</b>		<b>≠</b>	<b>IA</b>	<b>software</b>	
		<b>A x B</b>	<b>A</b>				<b>B</b>
<b>SNC 6 CPOS</b>	DEAIP x SPT		167,37	170,60	-1,89%	95,10%	Ominipro
	SPT x MATRIXX		170,60	173,56	-1,71%	99,81%	Ominipro
	DEAIP x MATRIXX		167,37	173,56	-3,57%	95,39%	Ominipro
	DEAIP x SPT		167,37	170,60	-1,89%	99,50%	MatLab
<b>SNC 4 CPOS</b>	DEAIP x SPT		166,14	182,80	-9,11%	84,68%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		182,80	187,39	-2,45%	96,71%	Ominipro
	DEAIP x MATRIXX		166,14	187,39	-11,34%	82,80%	Ominipro
	DEAIP x SPT		166,14	182,80	-9,11%	98,99%	MatLab
<b>TORAX 3 CPOS</b>	DEAIP x SPT		177,85	194,50	-8,56%	81,69%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		194,50	197,41	-1,47%	97,01%	Ominipro
	DEAIP x MATRIXX		177,85	197,41	-9,91%	82,04%	Ominipro
	DEAIP x SPT		177,85	194,50	-8,56%	60,93%	MatLab
<b>PELVE(1) 4 CPOS</b>	DEAIP x SPT		222,53	226,72	-1,85%	96,28%	Ominipro
	SPT x MATRIXX		226,72	228,77	-0,90%	97,93%	Ominipro
	DEAIP x MATRIXX		222,53	228,77	-2,73%	93,52%	Ominipro
	DEAIP x SPT		222,53	226,72	-1,85%	99,81%	MatLab
<b>PELVE(2) 4 CPOS</b>	DEAIP x SPT		232,44	230,22	0,96%	97,98%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		230,22	231,71	-0,64%	97,54%	Ominipro
	DEAIP X MATRIXX		232,44	231,71	-0,32%	97,44%	Ominipro
	DEAIP x SPT		232,44	230,22	0,96%	98,59%	MatLab
<b>PELVE(3) 4 CPOS</b>	DEAIP x SPT		209,22	207,70	0,73%	97,86%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		207,70	208,94	-0,59%	99,50%	Ominipro
	DEAIP X MATRIXX		209,22	208,94	0,13%	98,26%	Ominipro
	DEAIP x SPT		209,22	207,70	0,73%	99,23%	MatLab
<b>PRÓSTATA (1) 5 CPOS</b>	DEAIP x SPT		243,52	247,10	-1,45%	98,42%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		247,1	250,21	-1,24%	96,54%	Ominipro
	DEAIP x MATRIXX		243,52	250,21	-2,67%	99,12%	Ominipro
	DEAIP x SPT		243,52	247,10	-1,45%	97,57%	MatLab
<b>PRÓSTATA (2) 5 CPOS</b>	DEAIP x SPT		261,82	262,10	-0,11%	98,52%	Ominipro
	SPT X MATRIXX		262,10	266,89	-1,79%	98,72%	Ominipro
	DEAIP X MATRIXX		261,82	266,89	-1,90%	97,58%	Ominipro
	DEAIP x SPT		261,82	262,10	-0,11%	99,18%	MatLab

Duas situações acima merecem as primeiras considerações e referem-se aos casos SCN 4 CPOS e TORAX 3 CPOS analisados através do OminiPro-l'mRT. As análises das associações DEAIP versus SPT resultaram em divergências importantes entre a dose medida e a calculada (-9,11% e -8,56% respectivamente), representadas pelos valores no eixo central, bem como um

baixo valor do IA (84,68% e 81,69% respectivamente). Os dois casos de distribuição de dose calculados no SPT são casos clínicos típicos de radioterapia conformacional, como discutido anteriormente, sendo assim é muito comum o uso de filtros físicos nestes planejamentos com o intuito de diminuir heterogeneidade de dose, que se torna extremamente dependente do arranjo de entradas de campos, ou seja, da relação entre os ângulos de gantry dos campos utilizados, além da profundidade de normalização do ponto de cálculo, volume irradiado, correção de heterogeneidade para diferentes tecidos, entre outros. O caso SNC 4 CPOS utilizou filtros de 45° e o TORAX 3 CPOS utilizou filtros de 15° e 30°. O modelo de calibração proposto neste trabalho, não contempla a inserção de nenhum objeto atenuador entre o feixe e o DEAIP. Assim, em planejamentos com o uso do filtro físico, ao se inserir um atenuador ou modificador de feixe no cabeçote do acelerador, a distribuição de dose avaliada pelo DEAIP será distorcida, não apenas por um fator de absorção a ser considerado, mas também pela radiação espalhada de forma mais complexa a ser atribuída ao sistema, que torna o modelo assumido inadequado a estes casos.

Para os demais casos analisados através do OmminiPro-l'mRT, as diferenças médias encontradas a partir dos valores da Tabela 6 foram (97,36±1,25)% para o IA e (-0,60±1,18)% para a dose no eixo central, respectivamente na associação DEAIP versus SPT e (97,97±1,17)% para o IA e (-1,35±0,60)% para a dose no eixo central, respectivamente na associação SPT versus MATRIX.

A análise através da ferramenta computacional desenvolvida em MATLAB, para a associação DEAIP versus x SPT, resultou nos valores médios de IA e dose central respectivamente de (98,98±0,73)% e (-0,60±1,18)%, não levando-se em consideração para esta análise os dois casos com utilização de filtros físicos (SNC 4 CPOS e TORAX 3 CPOS).

#### **5.9.4. IMRT**

A análise de planos de distribuição de dose em IMRT envolveu três casos, cujos resultados são apresentados na Tabela 7. O primeiro é um caso hipotético

calculado no SPT a partir da definição de apenas dois níveis de intensidade e um campo ou incidência de irradiação. Os outros dois casos são típicos de tratamentos clínicos de próstata e cabeça e pescoço, com sete campos cada um e diversos níveis de intensidade.

Tabela 7. Resultados da análise da distribuição de dose bidimensional comparativa para os planos de IMRT.

IMRT						
Plano	Associação	Dose no eixo central (cGy)		≠	IA	software
		A x B	A			
IMRT 2 NÍVEIS	DEAIP x SPT	101,39	96,33	5,25%	97,82%	Ominipro
	SPT x MATRIXX	96,33	102,12	-5,67%	96,72%	Ominipro
	DEAIP x SPT					MatLab
IMRT 1	DEAIP x SPT	301,41	286,86	5,07%	96,67%	Ominipro
	SPT x MATRIXX	286,86	290,69	-1,31 %	91,74%	Ominipro
	EPID X MATRIXX	301,41	290,69	-3,69%	85,63%	Ominipro
	DEAIP x SPT	301,41	286,86	5,07%	99,90%	MatLab
IMRT 2	DEAIP x SPT	220,44	209,89	5,03%	96,12%	Ominipro
	SPT x MATRIXX	209,89	212,83	-1,40%	98,60%	Ominipro
	DEAIP X MATRIXX	220,44	212,83	-3,58%	86,59%	Ominipro
	DEAIP x SPT	220,44	209,89	5,03%	99,94%	MatLab

O plano IMRT 2 NÍVEIS, medido através do DEAIP e do MATRIXX, apresentou resultados muito próximos, indicados pela análise feita através do OminiPro-l'mRT, sendo os valores de dose central menores em relação ao cálculo do SPT. Para o IA, a diferença entre as associações DEAIP versus SPT e SPT versus MATRIXX foi de 1,1%. A análise do plano IMRT 1 revelou IA's abaixo de 95% quando as associações envolveram o MatriXX, embora, a dose central tenha menor diferença em relação ao SPT quando medida por este dispositivo. Este menor índice de aprovação pode estar relacionado a áreas de altos gradientes de dose nas quais, uma maior resolução espacial do dispositivo de detecção deva atuar como agente minimizador, melhorando o resultado do IA. Esta hipótese é levantada aqui devido aos resultados para a associação DEAIP versus SPT analisadas pelo OminiPro-l'mRT e a ferramenta desenvolvida no MATLAB. Nestas duas análises, os IA's (96,67% e 99,90% para OminiPro-l'mRT e MATLAB respectivamente) foram maiores em relação as associações SPT versus MATRIXX e DEAIP versus MATRIXX.



As diferenças médias encontradas a partir dos valores da Tabela 7 para a dose central e IA da associação DEAIIP versus SPT foram  $(5,12 \pm 0,10)\%$  e  $(96,87 \pm 0,71)\%$  respectivamente. Para SPT versus MATRIXX as diferenças foram  $(-2,79 \pm 2,03)\%$  e  $(95,69 \pm 2,89)\%$  para a dose central e IA respectivamente.

Embora, tenha ocorrido uma menor dispersão entre os resultados da associação DEAIIP versus SPT em relação à SPT versus MATRIXX, as diferenças de dose de aproximadamente 5% nas associações que envolveram o DEAIIP podem estar relacionadas às aproximações assumidas durante os cálculos das resultantes de dose do DEAIIP. O sistema de aquisição de imagem em questão gera uma imagem para cada campo de tratamento, que no caso de IMRT é uma resultante dos vários segmentos, portanto, no presente trabalho, assumiu-se que cada segmento gerado pelo SPT possui o mesmo peso e que as UM's calculadas são igualmente distribuídas, o que permitiu o uso de um campo quadrado equivalente, calculado através da resultante da forma de campo gerada por todos os segmentos irradiados. Esta foi uma aproximação suficientemente boa para gerar mapas de fluência compatíveis com os calculados pelo SPT nos casos aqui apresentados, no entanto, um estudo mais aprofundado deve ser realizado, pois, a rigor, cada segmento gerado deve ser contabilizado de forma independente, e então agrupados para a obtenção da resultante. Este tipo de procedimento, mais complexo, poderá ser avaliado em estudos futuros com o auxílio de ferramentas matemáticas e computacionais mais adequadas.

Utilizando os resultados das Tabelas 5, 6 e 7, foi calculada a diferença média da dose central e a média do IA para as associações DEAIIP versus STP e STP versus MATRIXX, desconsiderando para o DEAIIP os dois casos onde foram utilizados filtros físicos (SNC 4 CPOS e TORAX 3 CPOS), obtendo para a dose central as diferenças de  $(0,69 \pm 3,29)\%$  e  $(-1,26 \pm 2,01)\%$  nas respectivas associações, e  $(96,09 \pm 3,48)\%$  e  $(92,53 \pm 14,65)\%$  para o IA das mesmas associações. A maior dispersão apresentada pela associação STP versus MATRIXX com relação ao IA, foi impulsionada principalmente pela análise do campo irregular e do planejamento IMRT 1 em função de regiões de alto gradiente de dose.

## **6. CONCLUSÕES**

---

Dentro dos objetivos propostos, foi possível caracterizar dosimetricamente um DEAIP comercial e transformá-lo em um dosímetro capaz de fornecer resultados acurados de distribuição de dose bidimensional, a partir da aquisição de uma imagem correspondente a um campo ou composição de campos de radiação obtendo-se assim, resultados comparáveis aos sistemas utilizados rotineiramente no controle de qualidade em ALC.

Considerando-se os resultados apresentados neste trabalho, quanto a análise comparativa dos planejamentos de radioterapia conformacional 3D entre DEAIP e STP, pode se concluir que houve boa concordância entre a dose central medida e a calculada, como também em relação ao IA, com média da diferença de dose de  $(-0,60 \pm 1,18)\%$  e média do IA de  $(97,36 \pm 1,25)\%$ . Para o campo irregular, o DEAIP mostrou-se comparável ao filme, destacando a importância dos detectores de alta resolução espacial, inclusive no emprego em testes de validação de modelagem de SPT's.

Nos casos de IMRT, o sistema proposto ainda que rudimentar, apresentou boa concordância na análise da função gama, resultando em índices maiores que os derivados a partir das medidas com o arranjo de câmaras de ionização, principalmente devido às regiões de alto gradiente de dose comuns em planejamentos de intensidade modulada. No entanto, refinamentos devem ser aplicados ao modelo proposto com o intuito de aumentar a acurácia dos resultados. Através da leitura dos arquivos DICOM de posicionamento das lâminas do MLC, peso de normalização de dose de cada segmento que efetivamente contribui com a imagem resultante do DEAIP, diminuindo a incerteza nas medidas dos fatores de espalhamento para campos pequenos e calculando a contribuição de dose, segmento a segmento, será possível melhorar a acurácia dos resultados e a confiança na fluência, dose absoluta e no IA calculado. Estes passos oferecem condições para motivar a continuidade deste trabalho.

## **7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol* [Internet]. 2008 Sep [cited 2014 Jun 11];88(3):289–309. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18706727>
2. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* [Internet]. 2011 [cited 2014 Jun 3];38(3):1313. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/38/3/10.1118/1.3514120>
3. Alfonso R, Andreo P, Capote R, Huq MS, Kilby W, Kjäll P, et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med Phys* [Internet]. 2008 [cited 2014 May 23];35(11):5179. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/35/11/10.1118/1.3005481>
4. Higgins PD, Alaei P, Gerbi BJ, Dusenbery KE. In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Med Phys* [Internet]. 2003 [cited 2014 Jun 24];30(12):3118. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/30/12/10.1118/1.1626989>
5. Pappas E, Maris TG, Zacharopoulou F, Papadakis a., Manolopoulos S, Green S, et al. Small SRS photon field profile dosimetry performed using a PinPoint air ion chamber, a diamond detector, a novel silicon-diode array (DOSI), and polymer gel dosimetry. Analysis and intercomparison. *Med Phys* [Internet]. 2008 [cited 2014 Jun 24];35(10):4640. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/35/10/10.1118/1.2977829>
6. Martens C, Wagter C De, Neve W De. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2000;45:2519–30.
7. Poppe B, Blehschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn KC, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* [Internet]. 2006 [cited 2014 May 27];33(4):1005. Available from:

<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/33/4/10.1118/1.2179167>

8. Zhu TC. Small Field: dosimetry in electron disequilibrium region. J Phys Conf Ser [Internet]. 2010 Nov 1 [cited 2014 Jun 4];250:012056. Available from: <http://stacks.iop.org/1742-6596/250/i=1/a=012056?key=crossref.2e1b214ccce58686bfa71b4bb209d2b8>
  
9. Kirby MC, Glendinning a G. Developments in electronic portal imaging systems. Br J Radiol [Internet]. 2006 Sep [cited 2014 Jun 6];79 Spec No:S50–65. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16980685>
  
10. Rowshanfarzad P, Sabet M, Barnes MP, O'Connor DJ, Greer PB. EPID-based verification of the MLC performance for dynamic IMRT and VMAT. Med Phys [Internet]. 2012 Oct [cited 2014 Jun 23];39(10):6192–207. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23039657>
  
11. Chui C-S. Testing of dynamic multileaf collimation. Med Phys [Internet]. 1996 [cited 2014 Jun 23];23(5):635. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/23/5/10.1118/1.597699>
  
12. Antonuk LE. Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. Phys Med Biol [Internet]. 2002 Mar 21;47(6):R31–65. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11936185>
  
13. Herman MG, Balter JM, Jaffray D a., McGee KP, Munro P, Shalev S, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys [Internet]. 2001 [cited 2014 May 29];28(5):712. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/28/5/10.1118/1.1368128>
  
14. Street R., Nelson S, Antonuk LE, Mendez VP. Amorphous silicon sensor arrays for radiation imaging. Mater Res Soc Symp Proc. 1990;192:441–52.

15. Antonuk L, El-Mohri Y, Jee K. Active matrix flat-panel imagers (AMFPIs) for electronic portal imaging. In: Hazle J, Boyer A, editors. Imaging in radiation therapy. University of Wisconsin; 1998. p. 371–92.
16. McCurdy BMC, Luchka K, Pistorius S. Dosimetric investigation and portal dose image prediction using an amorphous silicon electronic portal imaging device. *Med Phys* [Internet]. 2001 [cited 2014 May 29];28(6):911. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/28/6/10.1118/1.1374244>
17. McDermott LN, Wendling M, Sonke J-J, van Herk M, Mijnheer BJ. Replacing pretreatment verification with in vivo EPID dosimetry for prostate IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* [Internet]. 2007 Apr 1 [cited 2014 Jun 1];67(5):1568–77. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17394951>
18. Barbi GL, Oliveira HF, Bertucci EC, Amaral LL. 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. 2012;6(2):45–9.
19. Furnari L. Controle de qualidade em radioterapia Quality assurance in radiotherapy. 2009;3(1):77–90.
20. Brasil. Ministério da Saúde. Instituto Nacional do Câncer. TEC DOC - 1151: aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. 2000.
21. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* [Internet]. 2009 [cited 2014 May 29];36(9):4197. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/36/9/10.1118/1.3190392>
22. Dyk JV, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol*. 1993;26(2):261–73.
23. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* [Internet]. 1998 [cited 2014 May 29];25(5):656. Available from:

<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/25/5/10.1118/1.598248>

24. Harms WB, Low D a., Wong JW, Purdy J a. A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. Med Phys [Internet]. 1998 [cited 2014 Jun 23];25(10):1830. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/25/10/10.1118/1.598363>
  
25. Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology. 4th ed. 1984.
  
26. IAEA IAEA. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy [Internet]. Vienna, Austria; 2000. Available from: [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398\\_scr.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398_scr.pdf)
  
27. Zhu TC, Ahnesjö A, Lam KL, Li XA, Ma C-MC, Palta JR, et al. Report of AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: In-air output ratio, S[sub c], for megavoltage photon beams. Med Phys [Internet]. 2009 [cited 2014 Jun 3];36(11):5261. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/36/11/10.1118/1.3227367>
  
28. Nijsten SMJJG, van Elmpt WJC, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker a. L a. J, Lambin P, et al. A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. Med Phys [Internet]. 2007 [cited 2014 Jun 23];34(10):3872. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/34/10/10.1118/1.2776244>
  
29. Valentín OR, Romero AG, Vitoria AH, Albericio JJ, Rodicio JC, Cebrián EM, et al. Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal ( EPID ) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal Dosimetric characterization of an electronic portal imaging device ( EPID ) and development of a portal dosimetry sim. 2010;11(3):199–210.
  
30. McDermott LN, Louwe RJW, Sonke J-J, van Herk MB, Mijnheer BJ. Dose-response and ghosting effects of an amorphous silicon electronic portal imaging device. Med Phys [Internet]. 2004 [cited 2014 Jun 11];31(2):285. Available from:



<http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/31/2/10.1118/1.1637969>

31. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys* [Internet]. 1998 [cited 2014 Jun 17];25(11):2093. Available from: <http://scitation.aip.org/content/aapm/journal/medphys/25/11/10.1118/1.598407>