

Caracterização do Detector de Diamante para Comissionamento do Sistema de Planejamento Eclipse

Characterization of the Diamond Detector for Commissioning the Eclipse Planning System

Guilherme A. Pavan¹, Domingos de O. Cardoso², Gladson S. Fontes²

¹ Serviço de Radioterapia/Grupo COI, Instituto Militar de Engenharia/Seção de Engenharia Nuclear SE7, Rio de Janeiro, Brasil

² Instituto Militar de Engenharia/Seção de Engenharia Nuclear SE7, Rio de Janeiro, Brasil

Resumo

Detectores de diamante são uma opção no comissionamento de aceleradores lineares, principalmente em medidas de campos pequenos devido a características como: pequeno volume sensível ($0,004\text{mm}^3$) e baixa dependência energética, atributos desejáveis para medidas de porcentagem de dose profunda (PDP), fatores *output* e perfis. Esse estudo teve como objetivo caracterizar o detector de diamante microDiamond 60019 da PTW em relação à linearidade, dependências: energética, direcional e com a taxa de dose; além de comparar medidas de PDP, fatores *output* e perfis com algumas câmaras de ionização e diodo. Também foram analisadas duas modelagens do sistema de planejamento Eclipse, realizadas com dados de comissionamentos de um acelerador TrueBeam obtidos com a câmara CC13 e com o diamante. Desvios de linearidade menores que 0,5% foram obtidos na faixa de 50cGy a 20Gy para energias de 6,10 e 15MV. Variações menores que 0,5% para dependência energética e taxa de dose e dependência angular inferior a 0,5% nas direções axial e polar foram observadas. Nos fatores *output* de campos pequenos o diamante apresentou leituras relativas superiores às câmaras: CC13, PintPoint3D e CC01 e semelhante ao diodo. Na PDP mostrou superioridade na definição das regiões de *buildup* e superfície. Nos perfis de campos pequenos mostrou melhor definição da penumbra em relação às câmaras de ionização e em relação ao diodo foi equivalente, sendo superior na região de cauda de campos grandes. Nas duas modelagens do Eclipse não houve diferenças significativas para análises *gamma* 1%3mm para PDP e perfis, apesar do diamante apresentar erros *gamma* médios menores. A análise do *Collimator Backscatter Factors* (CBSF) para os dois conjuntos de medidas mostrou diferenças principalmente para os campos pequenos. Os resultados desse estudo indicam que o detector de diamante é um dos mais versáteis do mercado em diferentes situações de um comissionamento, principalmente para medidas em campos pequenos.

Palavras-chave: detectores de diamante; campos pequenos; radioterapia; fatores *output*; perfis.

Abstract

Diamond detectors are an option in the commissioning of linear accelerators, especially in small field measurements due to characteristics such as: small sensitive volume (0.004mm^3) and low energy dependence, desirable attributes for PDP measurements, output factors and profiles. The purpose of this study was to characterize PTW microDiamond 60019 diamond detector in relation to linearity, dependencies: energy, directional and with dose rate; Besides comparing measurements of PDP, output factors and profiles with some ionization and diode chambers. We also analyzed two models of the Eclipse planning system, performed with data from the commissioning of a TrueBeam accelerator obtained with the CC13 camera and with the diamond. Linearity deviations less than 0.5% were obtained in the range of 50cGy to 20Gy for energies of 6, 10 and 15MV. Variations smaller than 0.5% for energy dependence and dose rate and angular dependence less than 0.5% in the axial and polar directions were observed. In the small-field output factors the diamond presented higher relative readings to the chambers: CC13, PintPoint3D and CC01 and similar to the diode. In the PDP it showed superiority in the definition of the buildup and surface regions. In the small field profiles it was shown a better definition of the penumbra in relation to the ionization chambers and in relation to the diode was equivalent, being superior in the tail region of large fields. In both models of Eclipse there were no significant differences for 1%3mm gamma analysis for PDP and profiles, although the diamond presented smaller mean gamma errors. The Collimator Backscatter Factors (CBSF) analysis for the two sets of measures showed differences mainly for small fields. The results of this study indicate that the diamond detector is one of the most versatile on the market in different commissioning situations, especially for small field measurements.

Keywords: diamond detectors; small fields; radiotherapy; output factors; profiles.

1. Introdução

Em radioterapia, a acurácia no cálculo da dose realizado pelos chamados TPS (*Treatment Planning System*) é essencial para garantir a qualidade do tratamento aos pacientes que fazem uso dessa tecnologia. O cálculo no TPS é realizado por diferentes algoritmos cada um com uma aplicação (Fótons, elétrons, prótons etc.) e, dependem genericamente de duas etapas distintas: Modelagem da fonte de radiação do acelerador linear (*source modeling*) e adaptação do *source modeling* às características individuais da máquina do usuário (*beam modeling*)¹. Apesar do processo de modelagem da fonte ser realizado pelo fabricante para um modelo “padrão” de máquina (TrueBeam, Artist, Trilogy, Oncor, Versa HD etc.), sabe-se que aceleradores lineares de mesmo modelo possuem diferenças entre si e, portanto, essa modelagem precisa ser flexível para permitir adaptações a essa individualidade. Ambas as etapas afetam diretamente o cálculo final de distribuição de dose no paciente, porém, o processo de *source modeling* em geral é algo fechado, e ao usuário fica a responsabilidade de medir uma série de parâmetros exigidos pelo algoritmo do TPS para realização do *beam modeling*. Esse processo de coleta de dados para caracterização do feixe é chamado de comissionamento², e seu sucesso depende, entre outras coisas, da escolha correta dos detectores usados nas medidas. Um dos grandes desafios dessa importante etapa é a realização de medidas em campos de radiação considerados pequenos (<3x3cm²). A perda de equilíbrio de partículas carregadas lateral, a oclusão parcial da fonte e efeitos de perturbação, como por exemplo, o “*volume averaging*”, causado pelo tamanho do detector em relação ao tamanho do campo, são alguns dos motivos que levam a incertezas entre a dose medida e a dose “real”^{3,4}. Diante disso, o desenvolvimento de detectores com volume sensível menor, como o diodo e o diamante, tem avançado e levado a comunidade científica a estudar novos protocolos de dosimetria específicos para esses dosímetros⁴. Nesse contexto, técnicas modernas de tratamento como IMRT (*Intensity Modulation Radiation Therapy*) e VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*), que em geral fazem uso de campos pequenos, devem em princípio receber atenção especial³, principalmente quando utilizadas para SRS (*Stereotatic Radiosurgery*) ou SBRT (*Stereotatic Body Radiation Therapy*), que empregam altas doses por fração⁵. Um dos sistemas de planejamento mais utilizados no mundo, o Eclipse da Varian Medical Systems (Palo Alto, CA), possui algoritmos de cálculo para fótons, elétrons, prótons, IMRT e VMAT. Recentemente, o fabricante do Eclipse despertou o interesse e curiosidade da comunidade científica internacional, publicando um trabalho sobre o uso de seus dois principais algoritmos (*Analytical Anisotropic Algorithm* e *Acuros*) para o cálculo da dose de fótons⁶. A surpresa foi a recomendação do uso de câmaras de ionização para todas as medidas de

perfis necessárias em seus algoritmos, mesmo em campos pequenos, afirmando que uma ótima representação da região de penumbra não afeta tanto o resultado final da modelagem. Além disso, o fabricante afirma que em princípio o Eclipse não necessita de medidas de perfis para campos menores que 3x3cm², mesmo que o sistema seja usado para cálculos em campos menores (desde que os colimadores *jaws* permaneçam em 3x3cm² e os campos sejam formados pelo *Mult-Leaf Colimator* (MLC)). O estudo até encoraja a utilização do diodo para obtenção de perfis, desde que se tenha cuidado nas regiões de cauda fora do campo em que o diodo pode apresentar resposta superestimada e afetar a modelagem. Caso o usuário deseje utilizar campos com *jaws* menores que 3x3cm², porém, medidas adequadas dos fatores *output* para esses campos são essenciais no cálculo da dose final e, a escolha do detector correto se torna fundamental.

Posteriormente à publicação da VARIAN, a PTW (Freiberg, Germany) lançou no mercado um detector de diamante chamado: microDiamond 60019 com volume sensível de 0,004mm³, água equivalente, indicado para medidas em campos de (1x1)cm² à (40x40)cm², com mínima dependência energética, com a taxa de dose e direcional. Aparentemente esse detector poderia ser usado para quase todas as medidas necessárias do Eclipse e outros TPS. Uma completa caracterização desse dosímetro e comparação com outros de uso frequente é conveniente antes de sua utilização no comissionamento de sistemas de planejamento.

1.1. Física dos Campos Pequenos

O termo campos pequenos em radioterapia é algo bastante subjetivo, mas basicamente 03 situações devem ocorrer para que um detector esteja sob as condições de campos pequenos: o campo de visão da fonte de radiação é parcialmente bloqueado pelo sistema de colimação, quando há perda de equilíbrio eletrônico lateral ou quando o efeito de *volume average* causa uma redução do sinal medido pelo detector.

Oclusão Parcial da Fonte

A fluência de raios-x produzidos em um acelerador linear é formada basicamente de duas fontes: fonte de radiação direta originada ao nível do alvo e fonte de radiação indireta, espalhada nos componentes próximos ao alvo (colimadores primários e secundários, filtro achatador, câmara de ionização etc.). A fonte direta não é exatamente um ponto e sim uma fonte extensa definida pela largura a meia altura da distribuição de fótons que saem do alvo e pode ser representada por uma gaussiana. Conforme se diminui o tamanho de campo, a componente de radiação indireta espalhada diminui sua contribuição na fluência total do feixe e em contrapartida a componente direta aumenta relativamente. Em campos muito pequenos, a fonte direta vista do eixo central, é parcialmente bloqueada pelo sistema de colimação, Figura 1.

Nessa situação, o número de fótons primários que alcançam o eixo central (*output*) será menor e o feixe estará quase todo na região de penumbra

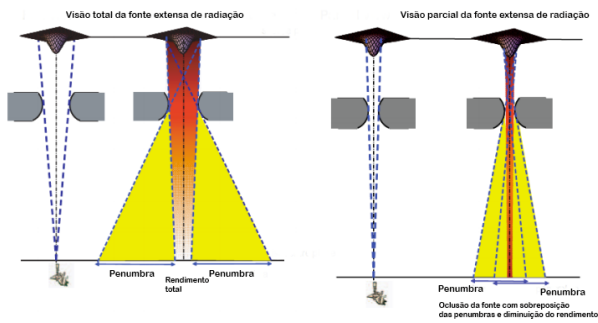


Figura 1. Ponto de vista do detector no eixo central de um campo normal (Esquerda) e pequeno (Direita). Fonte direta de radiação sendo bloqueada pelo sistema de colimação. Fonte: Adaptado de IPEM Report 103.

Perda do Equilíbrio Eletrônico Lateral

Quando o tamanho do campo de radiação se torna pequeno em comparação ao alcance máximo dos elétrons secundários, ocorre a perda de equilíbrio eletrônico lateral. Na prática isso significa que mais elétrons deixam o centro do campo do que chegam conforme ilustrado na Figura 2.

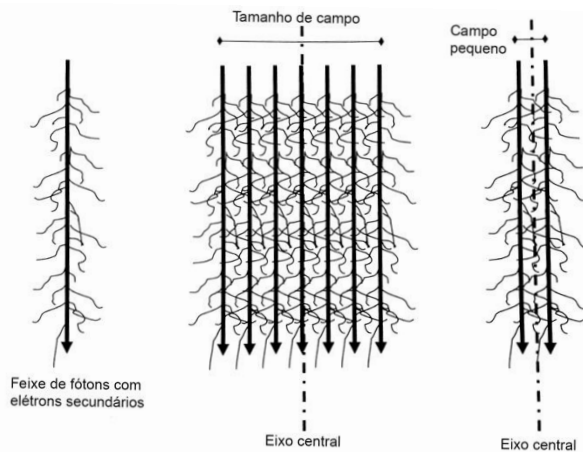


Figura 2. Ilustração da perda de equilíbrio eletrônico lateral em campos pequenos. Fonte: Adaptado de Jacob Van Dyk, 2013.

Esse efeito é mais pronunciado conforme se aumenta a energia e/ou o meio tem baixa densidade, já que o alcance dos elétrons secundários produzidos aumenta, Figura 3. Nessas condições, a forma do perfil transversal do feixe e a dose absorvida no eixo central são afetadas e o perfil se torna “pontiagudo” com as bordas arredondadas. Isso tem basicamente duas consequências clínicas importantes no sistema de planejamento: Em técnicas convencionais (não IMRT ou VMAT) é muito mais difícil se obter uma distribuição de dose homogênea nos alvos a serem tratados. Mesmo com a utilização de vários campos

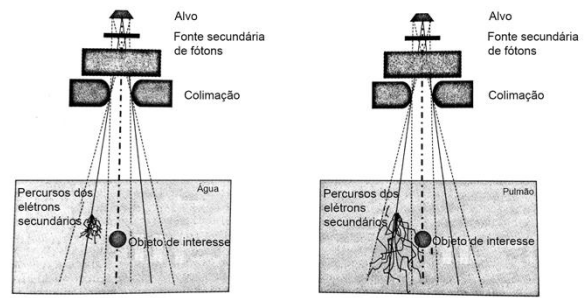


Figura 3. Ilustração dos parâmetros que afetam a distribuição de dose em campos pequenos na água (esquerda) e no pulmão (direita). Fonte: Adaptado de Jacob Van Dyk, 2013.

ou tratamentos em arco dinâmico. Em meios de baixa densidade como o pulmão por exemplo ocorre um alargamento da região de doses maiores e uma redução da dose no eixo central devido ao maior alcance dos elétrons secundários⁷.

Tamanho do Detector

Devido ao tamanho finito dos detectores, o sinal medido em seu volume sensível é um sinal médio (*volume average*). Isso fica evidente quando medidas são feitas em regiões de penumbra de campo em que o gradiente de dose é alto. Nessas condições um detector de volume grande pode não conseguir resolver bem as bordas do campo. Além disso, em campos pequenos o efeito de *volume average* em conjunto com a falta de equilíbrio eletrônico lateral e a oclusão parcial da fonte primária são responsáveis pela redução do sinal no eixo central do feixe e conseqüente redução nas medidas de *output*. A Figura 4 mostra uma comparação entre as dimensões de detectores PTW de vários tamanhos em relação à um campo de radioterapia 2x2cm². Os únicos detectores capazes de resolver efetivamente o campo em questão são o diodo e o diamante se utilizados na posição especificada pelo fabricante.

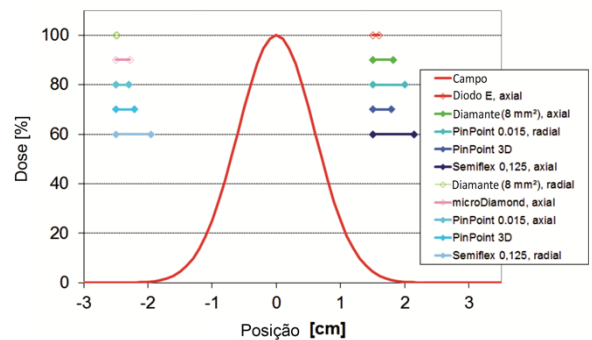


Figura 4. Comparação das dimensões de diversos detectores e um campo de abertura 2x2cm². Fonte: PTW Freiberg, Germany.

2. Materiais e Métodos

2.1 Detectores

Nesse estudo como um todo foram usados os detectores listados na Tabela abaixo.

Tabela 1. Detectores utilizados nesse estudo

Detector	Fabricante	Vol.(cc)	Resposta nc/Gy	≈U\$
CC01	IBA	0,01	0,3	2088
CC13	IBA	0,13	3,8	1895
FC65-G	IBA	0,65	21,0	1825
PP3D	PTW	0,016	0,4	2220
Diodo P	PTW	0,00003	9,0	1900
microD	PTW	0,000004	1,0	6500

Diamante

Diamantes são feitos de carbono, elemento químico presente na mesma coluna do silício na tabela periódica e, portanto, apresenta propriedades de um semiconductor. O diamante SCDDs (*Synthetic Single Crystal Diamond Detectors*) é montado na configuração de um diodo Schottky incorporado em um involucro cilíndrico a prova d'água de PMMA (poli-metil-metacrilato) com 8mm de diâmetro e comprimento 35mm preenchido com uma resina de epóxi. É fabricado a partir da deposição de filmes finos em que três camadas de diamante são superpostas como pode ser visto na Figura 5.

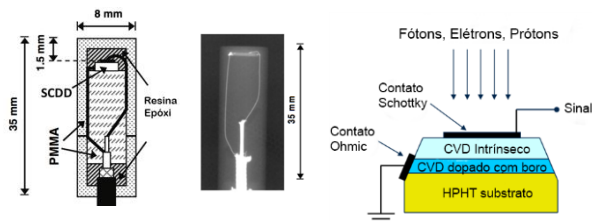


Figura 5. Esquema e Raio-x ilustrando o detector de diamante SCDD internamente (Esquerda) e camadas de diamante obtidas por deposição de filmes finos (Direita). Fonte: Almaviva *et al*, 2010.

Como base é criado um substrato através do processo de *High Pressure High Temperature* (HPHT); acima, duas camadas de diamante são obtidas a partir de *Chemical Vapor Deposition* (CVD). A primeira recebe uma dopagem com boro atuando como um semiconductor tipo p, ou seja, doador de buracos. A segunda não recebe dopagem sendo o diamante intrínseco. Por último uma vaporização de um metal cria um contato metálico na superfície (junção metal-semiconductor) que permite a utilização do diamante na configuração de um diodo Schottky. Maiores detalhes de fabricação podem ser obtidos nos trabalhos de Almaviva *et al*^{8,9}. A superfície do diamante esta localizada a 1,5mm do topo do involucro cilíndrico. Ao final do processo de encapsulamento, a sonda cilíndrica é coberta com um verniz à base de grafite condutivo usado como uma barreira para reduzir o ruído dos sinais externos.

A evolução do diamante SCDDs acima é comercialmente chamado de *microDiamond* 60019 (*Freiberg, Germany*) com 0,004mm³ e foi o detector usado nesse estudo. A radiação interage com o

diamante produzindo cargas que são coletadas nos contatos metálicos como mostra o diagrama da Figura 6 fornecido pela PTW.

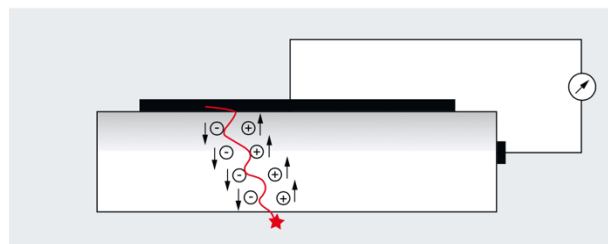


Figura 6. Esquema simplificado do princípio de operação do *microDiamond* 60019. Fonte: *PTW Freiberg, Germany*.

Devido ao seu volume sensível ser muito pequeno, é apropriado para IMRT, VMAT, radioterapia estereotática e escaneamento em fantasmas de água principalmente para medidas de campo pequenos. Algumas de suas características podem ser vistas na Tabela 2 abaixo fornecida pela PTW.

Tabela 2. Características do detector *microDiamond* Modelo 60019

Tabela 2. Características do detector <i>microDiamond</i> Modelo 60019	
Tipo de Detector	Synthetic Single Crystal Diamond Detector (SCDD)
Quantidade de Medição	Dose absorvida em água
Volume Sensível Nominal	0,004mm ³ , raio 1,1mm, espessura 1µm
Direção de Incidência	Axial
Dose de Pré Irradiação	5Gy
Resposta Nominal	1 nC/Gy
Dependência com a Temperatura	≤ 0,08 % / K
Dependência Energética	≤ ± 8% (100keV..... ⁶⁰ Co)
Dependência Direcional	≤ 1% para ângulos de incidência ≤ ± 40°
Voltagem de Operação	0 V
Janela de Entrada	0,3 mm RW3, 0,6mm Epoxy, 0,01 mm Al 99,5
Espessura de água equivalente da janela	1,0 mm
Dimensões	Diâmetro 7mm, Comprimento 45,5 mm
Energias suportadas	100keV... 25 MV de Fótons; (6...25)MeV de Elétrons
Tamanhos de campo suportados	(1x1)cm ²(40x40)cm ²

2.2 Fontes de Radiação e Equipamento de Varredura

Todas as medidas desse estudo foram realizadas utilizando o acelerador linear TrueBeam da Varian Medical Systems e sistema de varredura automático 3D *Blue Phantom*² da IBA Dosimetry GmbH

(Schwarzenbruck, Germany). O software de controle do *BluePhantom²* e comissionamento utilizado foi o *OmniPro Accept* também da *IBA*.

Com exceção da análise da linearidade e dependência energética, a energia de escolha para esse trabalho foi a de 6MV FF (*Flattened Field*). Para garantir a consistência nas medidas, a máxima coleta de dados foi realizada com o mesmo setup de alinhamento do fantoma, somente alterando os detectores conforme necessidade. A fixação para o comissionamento foi feita utilizando-se um suporte universal da *IBA* modelo NP20-100 que aceita detectores de diâmetro de 4mm a 10mm. Para cada troca de detectores, o nível e o isocentro foram redefinidos no software do fantoma e o teste "Central Axis" ou CAX para verificação do posicionamento era realizado. As varreduras foram feitas em modo contínuo e a velocidade usada foi a menor possível: 0,3cm/s (2,0cm/s para reposicionamento do detector). O modo contínuo apresenta vantagem sobre o modo *step-by-step* por provocar menor perturbação na água do fantoma o que pode alterar a profundidade do detector e distancia fonte superfície. O diamante e o diodo foram operados com tensão de polarização 0V como especificado pelo fabricante e antes das medidas os detectores foram irradiados previamente por uma dose de 5Gy para garantir a estabilidade de resposta dos dosímetros.

3. Resultados

3.1 Linearidade

A relação entre a resposta do detector (carga em nc) e a dose absorvida por ele é chamada sensibilidade e constitui uma das investigações centrais da dosimetria. Em muitas aplicações, uma resposta linear é considerada conveniente para facilidade de interpretação dos resultados. Para avaliar esse parâmetro, doses consideradas relevantes em radioterapia (50cGy a 20Gy) para um feixe de energia 6, 10 e 15MV foram entregues ao detector posicionado em um fantoma de água a 10cm de profundidade, SSD=100cm e abertura de campo de 10x10cm². Para essas energias e nessas condições o diamante apresentou um comportamento linear com desvios de linearidade menores que 0,5% como pode ser visto no gráfico das Figuras 7 – 9.

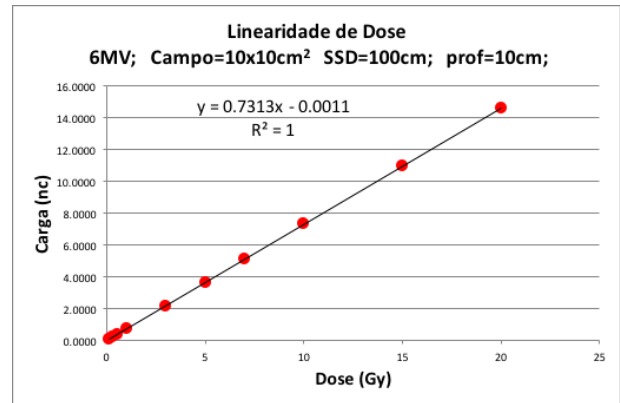


Figura 7. Análise da Linearidade do detector de diamante para energia 6MV.

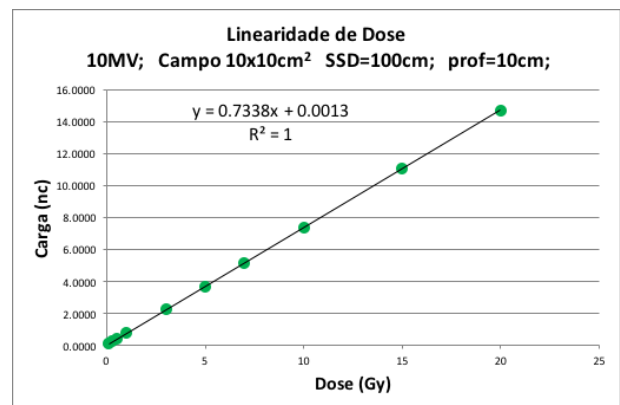


Figura 8. Análise da Linearidade do detector de diamante para energia 10MV.

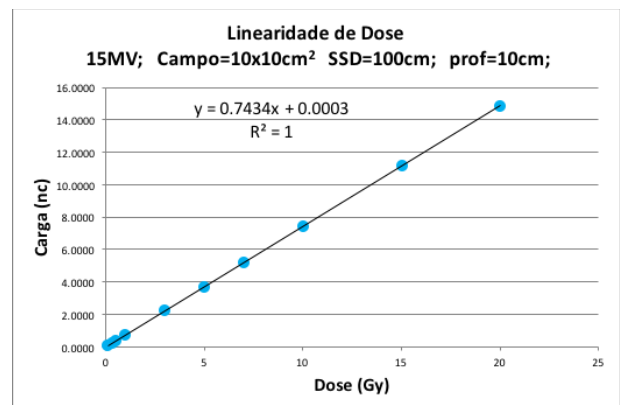


Figura 9. Análise da Linearidade do detector de diamante para energia 15MV.

3.2 Dependência Energética

A dependência energética de um dosímetro pode ser avaliada medindo-se a variação de sua leitura por grandeza (Dose, Exposição, Kerma etc.), com a energia do feixe de radiação. Um detector pode apresentar independência energética para uma grandeza, mas dependência energética para outra.

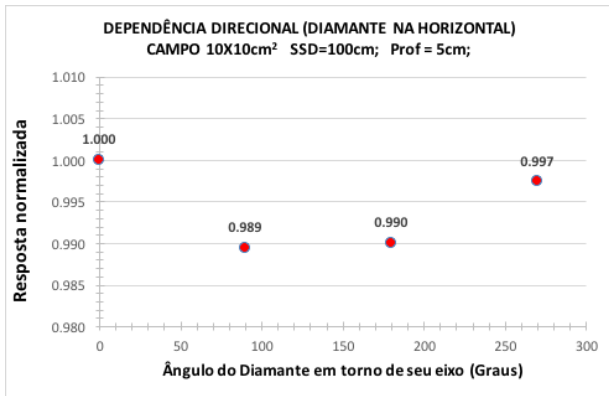


Figura 13. Análise da dependência direcional AXIAL.

Para avaliação da dependência direcional polar ou radial, o diamante foi posicionado verticalmente em uma profundidade de 5,0cm, SSD=100cm, abertura de campo 10x10cm², gantry a zero grau. Foi irradiado durante 60s com energia de 6MV em 4 posições diferentes (giros sobre o seu próprio eixo 0°, 90°, 180° e 270°). As respostas foram normalizadas para a primeira posição medida (0°) e os resultados podem ser vistos no gráfico da Figura 14.

Não houve diferenças expressivas na avaliação da dependência direcional axial e polar (0,3% e 0,1% respectivamente), justamente a posição indicada pelo fabricante para o melhor uso do detector.

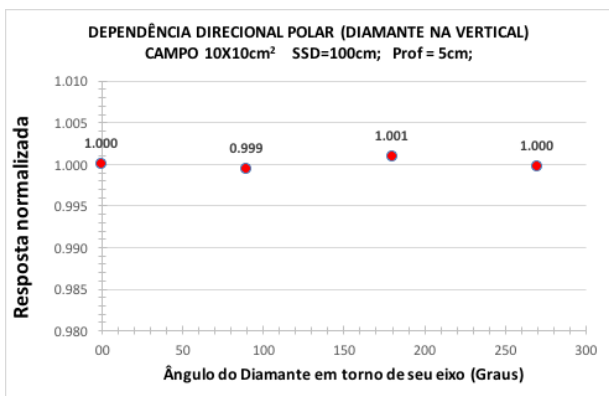


Figura 14. Análise da dependência direcional polar ou radial.

3.5 Fatores Output

Os fatores *output* descrevem as mudanças relativas com o tamanho de campo. Em campos pequenos as características mais importantes de um detector para esse tipo de medida são a resolução espacial e a equivalência em água. O detector de diamante possui uma melhor equivalência em água comparado com o silício presente nos diodos por exemplo, e por essa razão é considerado um dos melhores detectores para medida do output em campos pequenos.

Nesse estudo, cinco detectores diferentes foram usados para medidas de *output* em que o objetivo foi avaliar suas respostas em relação ao diamante. Os detectores foram posicionados em um fantoma com água a 5,0cm de profundidade, SSD=95cm. Medidas de *output* normalizadas para o campo

10x10cm² para vários tamanhos de campo (1x1cm² – 40x40cm²) e energia 6MV foram realizadas e comparadas com o diamante, Figura 15.

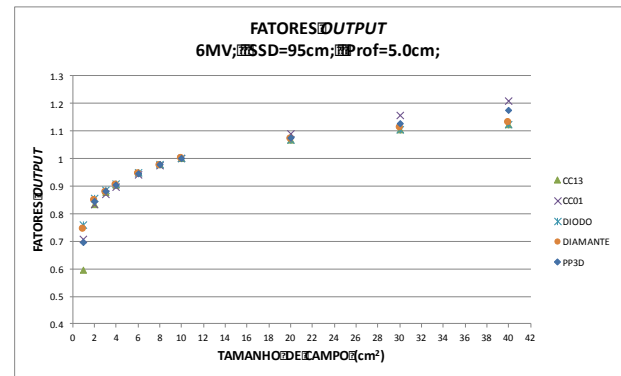


Figura 15. Fatores Output dos campos 1x1cm² até 40x40cm² obtidos com cinco detectores diferentes.

Os resultados mostram que até o campo 3x3cm² a resposta de todos os detectores é muito semelhante. Para campos menores, porém, a resposta pode variar significativamente entre os dosímetros (Figura 16), o que pode levar a diferentes interpretações e resultados principalmente nos cálculos do sistema de planejamento.

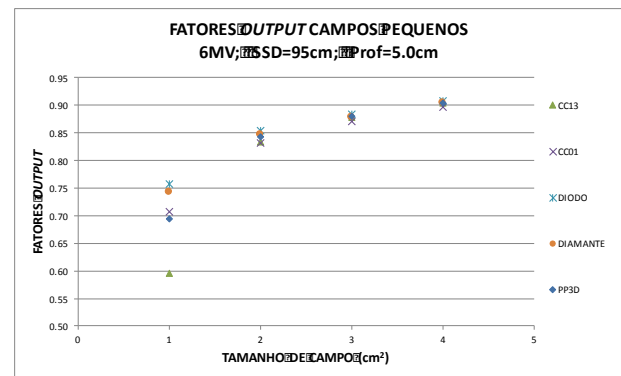


Figura 16. Fatores Output para campos menores obtidos com 05 detectores diferentes.

3.6 PDP

A penetração efetiva de um feixe em um dado material é influenciada pelo espalhamento e, portanto, dependente do tamanho de campo. A redução do espalhamento de fótons secundários na profundidade é o que reduz a capacidade de penetração. Cuidado especial foi tomado com o alinhamento do fantoma, mas principalmente dos detectores, já que para campos pequenos um pequeno desvio do eixo central do feixe pode diminuir a resposta significativamente. Os resultados (Figura 17) mostraram boa concordância entre a CC13 e o diamante, porém, para campos pequenos o diamante foi capaz de definir melhor a região de máxima dose e superfície.

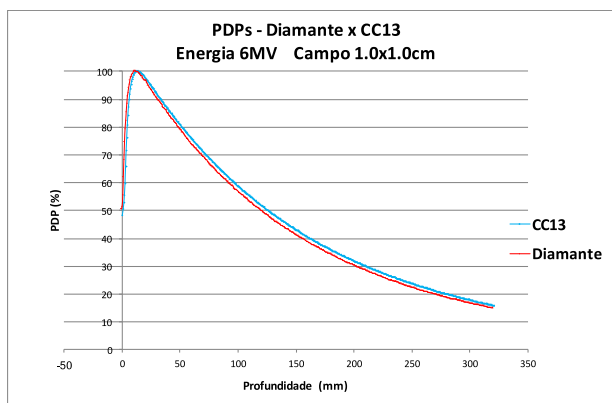


Figura 17. PDP de um campo 1x1cm² (acima) medida com o diamante e câmara CC13.

3.7 Perfis

Foram realizadas diversas comparações de perfis entre detectores, porém, a comparação entre os dois detectores para um campo 1x1cm², mostra o claro efeito do *volume average* na câmara de ionização e consequente superestimação da penumbra do campo, Figura 18.

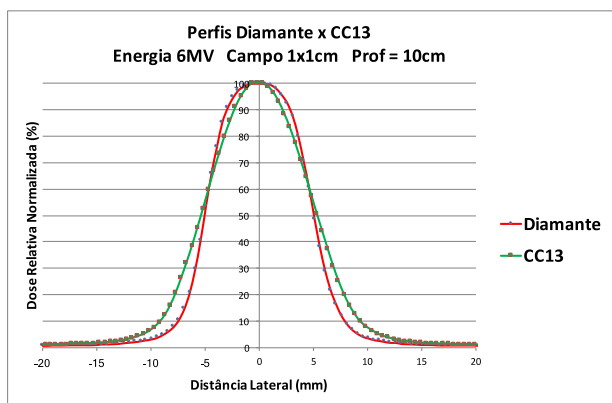


Figura 18. Perfis de um campo 1x1cm² medidos com o diamante e câmara CC13.

3.8 Comissionamento do Eclipse

Além de verificar as características do detector de diamante, foi realizado 02 comissionamentos para o acelerador TrueBeam para energia de 6MV de fótons: um com a câmara CC13 e outro com o diamante. Para modelagem do AAA foram medidas as PDP para campos variando de (1x1cm² a 40x40cm²) normalizados em 100% na profundidade de máxima dose. Perfis de campo em 5 profundidades e fatores *output*.

Afim de quantificar as diferenças entre o que foi medido com os dois conjuntos de dados e o que o Eclipse calculou, uma ferramenta de análise chamada índice *gamma*¹⁰ com parâmetros 1%3mm, presentes no módulo *Beam Configuration*, foi usada.

O índice *gamma* é uma avaliação de quão perto a distribuição calculada corresponde com à distribuição medida em um determinado ponto. O sistema calcula um histograma e faz uma média dos

erros *gamma* individuais de todos os campos em regiões diferentes das curvas. Para PDP é feita uma análise em duas regiões: antes e depois da região de máxima dose. Para os perfis a análise é feita em 03 regiões: dentro do campo (entre as curvas de 80%), na região de penumbra (entre as curvas de 20% e 80%) e fora do campo (curvas abaixo de 20%), os resultados podem ser vistos nas Tabelas 3 e 4 abaixo.

Tabela 3. Análise *gamma* (1%3mm) das PDP para os detectores diamante e CC13.

TESTE GAMMA PARA PDP		
LOCAL DO TESTE	Média dos erros gamma	
	CC13	Diamante
Antes de dmax	0,19	0,17
Após dmax	0,13	0,12

Tabela 4. Análise *gamma* (1%3mm) dos perfis para os detectores diamante e CC13.

TESTE GAMMA PARA PERFIS		
LOCAL DO TESTE	Media dos erros gamma	
	CC13	Diamante
Dentro do campo (entre as curvas de 80%)	0,13	0,13
Penumbra (entre as curvas de 20% e 80%)	0,16	0,12
Fora do campo (curvas menores que 20%)	0,3	0,11

Os valores obtidos a partir da análise *gamma* mostram uma pequena vantagem do diamante tanto para as PDP quanto para os perfis em todas as regiões avaliadas. Até que ponto essa vantagem se traduz em melhores resultados clínicos é algo a ser avaliado, já que a própria Varian afirma que uma melhor definição da penumbra não afeta tanto a modelagem de seus algoritmos.

Durante a última fase da modelagem do feixe, o Eclipse gera uma tabela de *Collimator Backscatter Factors* (CBSF) que são usados para o cálculo das unidades monitoras dos tratamentos e é obtida a partir dos fatores *output* medidos pelo usuário. Os CBSF são usados como fatores de correção residuais, trazendo informações principalmente sobre o retro espalhamentos na câmara de ionização monitora do acelerador que não são usados na etapa de modelagem intrínseca da fonte (*source modeling*), pelo algoritmo AAA⁶. O trabalho realizado por Liu *et al*¹¹ utilizou Monte Carlo para simular valores de CBSF reais ou físicos de um acelerador linear. Seus resultados mostram que o CBSF contribui em até 3% nos valores lidos pela câmara monitora afetando o *output*, principalmente em campos pequenos. O Eclipse, portanto, utiliza uma informação física medida (fatores *output*) para melhorar e adaptar sua modelagem. Isso reforça a importância das medidas desse parâmetro para acurácia no cálculo do sistema de planejamento.

A Figura 19 mostra o gráfico dos CBSF para alguns campos quadrados calculados pelo Eclipse

para as modelagens obtidas a partir dos comissionamentos realizados com a câmara CC13 e o diamante nesse estudo. Os resultados demonstram uma discordância dos CBSF para as duas modelagens principalmente para campos pequenos. A queda no valor do CBSF no campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ que ocorreu para a modelagem com a CC13, é resultado de uma limitação do algoritmo para campos pequenos, mas que normalmente ocorre para o campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$, como observado na figura 1 do trabalho de⁶. Isso parece demonstrar que as medidas feitas com a câmara CC13 afetaram negativamente o cálculo já para o campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

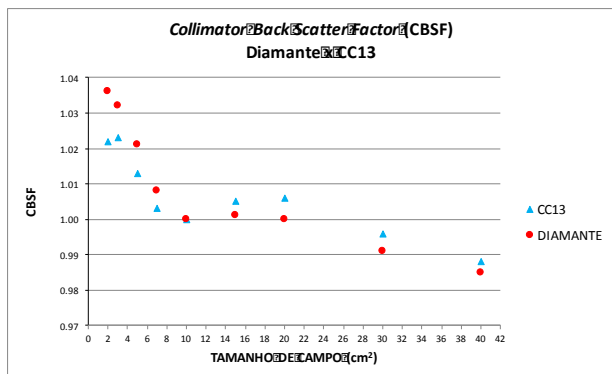


Figura 19. CBSF gerados pelo Eclipse para a modelagem realizada com medidas da câmara CC13 e diamante.

4. Discussão

É fato que um detector perfeito que atenda a todas as necessidades dosimétricas e aplicações presentes na radioterapia ainda não existe. Esse estudo procurou verificar as principais características do detector de diamante microDiamond da PTW e compara-lo com alguns outros detectores presentes no mercado, especificamente para medidas de comissionamento do sistema Eclipse. Características como linearidade, dependência energética, dependência com a taxa de dose, dependência angular, fatores *output*, PDP e perfil foram investigadas. Para todas as medidas os detectores foram previamente irradiados com uma dose de aproximadamente 5,0Gy para estabilização da resposta dos mesmos. Uma ótima linearidade de resposta foi obtida pelo diamante para as três energias avaliadas (6,10 e 15MV) com desvios de linearidade menores que 0,5% dentro da faixa de 50cGy a 20Gy. Variações menores que 0,5% foram observadas na análise da dependência energética e com a taxa de dose. Uma desprezível dependência angular (menor que 0,5%) nas direções axial e polar (radial) foi observada, corroborando com os 0,9% especificado pelo fabricante. Como sugestão para trabalhos futuros pode-se tentar analisar a dependência energética para feixes de elétrons do acelerador linear e encontrar um fantoma cilíndrico ou esférico para analisar a dependência direcional azimutal.

Na comparação dos fatores *output* com vários detectores o diamante apresentou resposta

superior às câmaras CC13, PinPoint 3D e CC01 e semelhante ao diodo, já que é fabricado de material água equivalente. Nas leituras de PDP seu desempenho foi comparável com as câmaras de ionização, porém superior nas regiões de *buildup* e superfície devido ao seu volume sensível ser bem pequeno. Em perfis, mostrou grande superioridade em relação às câmaras de ionização na definição das bordas de campo e penumbra, com desempenho parecido ao diodo em campos pequenos e superior nos campos grandes, já que o diodo apresenta dependência energética e grande sensibilidade à fótons espalhados de baixa energia fora do campo de radiação.

A comparação entre os comissionamentos do Eclipse com a câmara CC13 e o diamante não mostrou diferenças significativas para as análises *gamma* realizadas para PDP e perfis, apesar do detector de diamante apresentar erros médios menores. O fato da modelagem do algoritmo AAA não melhorar tanto quando se mede os perfis com uma melhor definição da penumbra ainda é algo a ser compreendido, mas não isenta o usuário de tentar realizar sempre medidas mais corretas de seu feixe. Importante lembrar que da maneira como o AAA é concebido (03 modelagens de fontes individuais), as leituras na região de cauda ou fora do campo, acabam sendo mais importantes pois afetam a fonte de fótons focais.

A análise do CBSF para os dois conjuntos de medidas mostrou diferenças nos valores principalmente para os campos menores e apresentou uma anomalia para campo $2 \times 2 \text{ cm}^2$ com a CC13 que normalmente acontece para o campo $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

5. Conclusões

Os resultados obtidos nesse estudo indicam que o detector de diamante parece ser um dos melhores disponíveis no mercado para aplicação em campos pequenos de radioterapia, graças a sua versatilidade em diferentes situações de um comissionamento. Uma análise mais profunda das diferenças de distribuições de dose e cálculo de unidades monitoras em pacientes reais (Com as duas modelagens) deve ser realizada para verificação de impactos clínicos na escolha desse detector.

É fato que o Eclipse parece ser um sistema de planejamento muito estável e seguro no sentido de não apresentar grandes variações em seus resultados finais mesmo com um comissionamento realizado com grande acurácia e com detectores de alta resolução e desempenho. Estudos com outros sistemas de planejamento são encorajados e devem demonstrar mais vantagens no uso desse detector para o comissionamento, principalmente em campos pequenos.

Referências

1. Ahnesjö A, Saxner M, Trepp A. A pencil beam model for photon dose calculation. *Med Phys.* 1992;19(2):263–73.

2. Das IJ, Cheng C-W, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys*. 2008;35(9):4186–215.
3. Laub WU, Wong T. The volume effect of detectors in the dosimetry of small fields used in IMRT. *Med Phys*. 2003;30(3):341–7.
4. Das IJ, Ding GX, Ahnesjö A. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*. 2008;35(1):206–15.
5. McKerracher C, Thwaites DI. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys Med Biol*. 1999;44(9):2143–60.
6. Torsti T, Korhonen L, Medical V. Using Varian Photon Beam Source Model for Dose Calculation of Small Fields. 2013.
7. Disher B, Hajdok G, Gaede S, Battista JJ. An in-depth Monte Carlo study of lateral electron disequilibrium for small fields in ultra-low density lung: implications for modern radiation therapy. *Phys Med Biol* [Internet]. 2012;57(6):1543–59. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22391122>
8. Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Prestopino G, Tucciarone A, Verona C, et al. Chemical vapor deposition diamond based multilayered radiation detector: Physical analysis of detection properties. *J Appl Phys*. 2010;107(1).
9. Almaviva S, Marinelli M, Milani E, Tucciarone A, Verona-Rinati G, Consorti R, et al. Synthetic single crystal diamond diodes for radiotherapy dosimetry. *Nucl Instruments Methods Phys Res Sect A Accel Spectrometers, Detect Assoc Equip*. 2008;594(2):273–7.
10. Low D a., Harms WB, Mutic S, Purdy J a. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* [Internet]. 1998;25(5):656–61.
11. Liu HH, Mackie TR, McCullough EC. Modeling photon output caused by backscattered radiation into the monitor chamber from collimator jaws using a Monte Carlo technique. *Med Phys* [Internet]. 2000;27(4):737.

Contato:

Guilherme Alexandre Pavan
Rua. Fabio Junqueira Franco, 195 ap 33 –
Exposição, Barretos – SP.
E-mail: pavanguilherme@gmail.com