AUTARQUIA ASSOCIADA À UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

# Estudo e validação da dosimetria em condições de não-referência

**Talita Sabino**

**Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:**
**Profa. Dra. Laura Natal Rodrigues**

**São Paulo**
**2011**

Dedico este trabalho

Aos meus pais pelo incentivo, força, carinho e amor de toda uma vida.

Ao meu “Amor” Mauricio por sempre me amar, compreender e principalmente dar força e apoio em todos os momentos fáceis e difíceis.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por sempre me capacitar e dar forças nos momentos mais difíceis, aumentando minha fé.

À minha família e meu noivo por me amarem sempre e me apoiarem com incentivo constante.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN-CNEN/SP), pelo apoio e incentivo à pesquisa e capacitação científica nacional.

À Dra. Laura Natal Rodrigues, minha orientadora, pela oportunidade, pela orientação, confiança e dedicação no desenvolvimento deste trabalho.

Aos físicos do departamento de radioterapia do Hospital das Clínicas de São Paulo, por sempre me receberem e apoiarem na parte experimental do trabalho, por me permitirem usar os aparelhos e materiais necessários para o desenvolvimento do trabalho.

Aos colegas do IPEN que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

# ESTUDO E VALIDAÇÃO DA DOSIMETRIA EM CONDIÇÕES DE NÃO-REFERÊNCIA

**Talita Sabino**

## RESUMO

Com o avanço tecnológico dos equipamentos utilizados em radioterapia tornaram-se possíveis o uso de alguns campos de radiação nomeados como “campos pequenos” em algumas modalidades especiais de radioterapia. Com isso, a dosimetria dos feixes de radiação também teve de ser revista, pois com estes novos tamanhos de campos, não há condição de referência como aquela dita nos protocolos e diretrizes de dosimetria.

Neste trabalho foi realizado um estudo completo sobre os campos pequenos, bem como sua dosimetria, mostrando o comportamento dos detectores nessa nova condição de dosimetria através de uma comparação entre os detectores utilizados e dados já publicados na literatura. Além disso, os dados obtidos experimentalmente puderam ser validados através de comparação com dados publicados por outros autores.

Na caracterização do detector de diamante o mesmo apresentou-se apropriado em todos os parâmetros para medidas com campos pequenos. Na análise do fator de qualidade Q os resultados experimentais obtidos nesta investigação mostraram diferenças percentuais de 1,8%; 4,0% e 4,9% para câmara do tipo CC01, CC13 e diodo estereotáxico respectivamente. Na avaliação de PDP e TMR foi possível observar a dificuldade nas medições com campos pequenos bem como na comparação de diferentes detectores, para PDP a maior diferença foi de 2,6% e para TMR 2,7%.

# ESTUDO E VALIDAÇÃO DA DOSIMETRIA EM CONDIÇÕES DE NÃO-REFERÊNCIA

**Talita Sabino**

## ABSTRACT

With the technological equipment used in radiotherapy became possible use of some radiation fields named “small fields” in some special forms of radiotherapy. Thus, the dosimetry of radiation fields also had to be revised, as with these new sizes of fields, there is no reference condition such as that expressed in dosimetry protocols and guidelines.

This work represents a complete study of small fields and its dosimetry, showing the behavior of the detectors in this new condition of dosimetry through a comparison between the detectors used and data already published. Moreover, the experimental data can be validated by comparison with data published by others authors.

In the characterization of the same diamond detector has been considered appropriate in all parameters measured with small fields. The analysis of the beam quality factor (Q) the experimental results obtained in this study showed differences in percentages of 1.8%, 4.0% and 4.9% for chamber-type CC01, CC13 and stereotactic diode respectively. In evaluating PDP and TMR was possible to observe the difficulty in measurements with small fields and the comparison of different detectors, the biggest difference for PDP was 2.6% and 2.7% for TMR.

# SUMÁRIO

**1 INTRODUÇÃO** ..... **10**

1.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS ..... 10
1.2 CONCEITOS IMPORTANTES SOBRE CAMPOS PEQUENOS ..... 11
*1.2.1 Campos pequenos* ..... *11*
*1.2.2 Dificuldades com campos pequenos* ..... *11*
*1.2.3 Fator qualidade do feixe (Q)* ..... *12*

**2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS** ..... **14**

2.1 PARÂMETROS FÍSICOS EM RADIOTERAPIA ..... 14
*2.1.1 Porcentagem de dose profunda (PDP)* ..... *14*
*2.1.2 Fator espalhamento* ..... *15*
*2.1.3 Razão tecido-fantoma (TPR) e Razão tecido-máximo (TMR)* ..... *16*
*2.1.4 Relação entre TMR e PDP* ..... *17*
2.2 PARÂMETROS DE DOSE EM RADIOTERAPIA ..... 18
*2.2.1 Distribuição de dose* ..... *18*
*2.2.2 Penetração do feixe no paciente ou no objeto simulador* ..... *19*
*2.2.3 Dependência com a profundidade e qualidade do feixe* ..... *20*
*2.2.4 O efeito do tamanho e forma do campo* ..... *21*

**3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA** ..... **23**

3.1 ALCANCE DOS ELÉTRONS E PERDA DO EQUILÍBRIO ELETRÔNICO ..... 23
3.2 MEDIDAS COM CAMPOS PEQUENOS ..... 23
3.3 DOSE ABSOLUTA ..... 25
3.4 UM NOVO FORMALISMO PROPOSTO ..... 26
3.5 O QUE TEM SIDO ESTUDADO SOBRE OS CAMPOS PEQUENOS SEM CONDIÇÃO DE REFERÊNCIA. ..... 28

**4. OBJETIVOS** ..... **29**

4.1 OBJETIVO GERAL ..... 29
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS ..... 29

**5 MATERIAIS E MÉTODOS** ..... **30**

5.1 DESCRIÇÃO DOS DETECTORES ..... 30
*5.1.1 Câmaras de ionização* ..... 30
*5.1.2 Diodos* ..... 31
*5.1.3 Diamante* ..... 33
5.2 EQUIPAMENTOS ..... 36
*5.2.1 Equipamentos utilizados na caracterização do detector de diamante.* ..... *36*
*5.2.2 Equipamentos utilizados nas medidas de estudo dos campos pequenos* ..... *36*
5.3 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL ..... 37
*5.3.1 Metodologia utilizada nos dados com detector de diamante.* ..... *37*
*5.3.2 Formalismo para cálculo do fator de qualidade do feixe "Q"* ..... *38*
*5.3.3 Análise dos parâmetros físicos do feixe* ..... *40*

**6 RESULTADOS** ..... **41**

*6.1 Resultados e discussões para caracterização do detector de diamante* ..... *41*
*6.2 Resultados e discussões para estudo e validação das análises do fator de qualidade do feixe Q.* ..... *46*
*6.3 Análise das PDP obtidas em diferentes tamanhos de campos e detectores.* ..... *51*
*6.4 Análise dos valore de TMR obtidos.* ..... *56*

**7 CONCLUSÕES** ..... **57**

**REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS** ..... **59**

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1– COMPARAÇÃO ENTRE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO. ..... 31

TABELA 2– VALORES DAS CONSTANTES PARA USO DA FÓRMULA PROPOSTA POR SAUER. ..... 39

TABELA 3- DESVIO PERCENTUAL DA DEPENDÊNCIA COM TAXA DE DOSE. ..... 42

TABELA 4- DESVIOS PERCENTUAIS DAS PDPS OBTIDAS COM O DETECTOR DE DIAMANTE COM RELAÇÃO À CÂMARA DE IONIZAÇÃO. ..... 45

TABELA 5– DADOS DE Q CALCULADOS EM DIFERENTES TAMANHOS DE CAMPOS PARA DETECTORES DIFERENTES. ..... 47

TABELA 6- VALORES DE Q OBTIDOS POR BRITISH JOURNAL-25,1996; CHENG ET AL, 2007; SAUER ET AL, 2007 E CHO ET AL, 2005 PARA VALIDAÇÃO DE DADOS EXPERIMENTAIS. ..... 48

TABELA 7- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS COM AUTORES ..... 50

TABELA 8- DIFERENÇAS PERCENTUAIS NOS VALORES DE PDP ENTRE OS DETECTORES CC01 E CC13. ..... 54

TABELA 9- DIFERENÇAS PERCENTUAIS NOS VALORES DE PDP ENTRE OS DETECTORES CC01 E DIODO ESTEREOTÁXICO. ..... 55

TABELA 10- DIFERENÇAS PERCENTUAIS NOS VALORES DE PDP ENTRE OS DETECTORES CC13 E DIODO ESTEREOTÁXICO. ..... 55

TABELA 11- DIFERENÇAS PERCENTUAIS NOS VALORES DE TMR ENTRE OS DETECTORES CC01, CC13 E DIODO ESTEREOTÁXICO. ..... 56

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - PDP É ($D_D$ / $D_{D0}$) × 100, ONDE D É UMA PROFUNDIDADE QUALQUER E $D_0$ É A PROFUNDIDADE DE DOSE MÁXIMA (KHAN, 1984). ..... 14

FIGURA 2– MEDIDA DO PONTO P NO AR COM TAMANHO DE CAMPO A (A), EM (B) COM TAMANHO DE CAMPO 10X10 $CM^2$. O PARÂMETRO F É A SSD (DISTÂNCIA FONTE-SUPERFÍCIE) (PODGORSAK, 2005)..... 15

FIGURA 3– GEOMETRIA PARA OBTENÇÃO DE TPR TANTO NA TÉCNICA SSD (A) COMO NA SAD (B) (PODGORSAK, 2005)..... 17

FIGURA 4– GEOMETRIA DA RELAÇÃO ENTRE TMR E PDP (PODGORSAK, 2005). ..... 18

FIGURA 5– DEPOSIÇÃO DE DOSE EM UM PACIENTE PARA FEIXE DE FÓTON. $D_S$ É A DOSE NA SUPERFÍCIE OU DOSE DE ENTRADA, $D_{EX}$ É A DOSE NA SAÍDA DO FEIXE EM DETERMINADO PONTO. $D_{MÁX}$ É A DOSE MÁXIMA MUITAS VEZES NORMALIZADA À 100, RESULTANDO EM PORCENTAGEM DE DOSE PROFUNDA (PDP) OU DISTRIBUIÇÃO DE DOSE. A REGIÃO ENTRE Z=0 E Z=$Z_{MÁX}$ É A REGIÃO DE BUILD-UP OU REGIÃO ONDE A DOSE É MÁXIMA (KAHN, 1984). ..... 20

FIGURA 6- DISTRIBUIÇÃO DE DOSE NA PROFUNDIDADE NO EIXO CENTRAL PARA DIFERENTES QUALIDADES DE FEIXES DE FÓTONS (KHAN, 1984). ..... 21

FIGURA 7– ESQUEMA ADAPTADO DE ALFONSO ET AL, 2008 REPRESENTANDO UM NOVO FORMALISMO PROPOSTO PARA DOSIMETRIA DE CAMPOS PEQUENOS..... 27

FIGURA 8- ESQUEMA DO PROCESSO FÍSICO COM CÂMARAS DE IONIZAÇÃO. ..... 31

FIGURA 9– ILUSTRAÇÃO DAS CÂMARAS DE IONIZAÇÃO. ..... 31

FIGURA 10– ESQUEMA DO PROCESSO FÍSICO COM SEMICONDUTORES..... 33

FIGURA 11– ILUSTRAÇÃO DO DETECTOR DE DIAMANTE. ..... 34

FIGURA 12– ESQUEMA DO DETECTOR DE DIAMANTE..... 34

FIGURA 13–ADAPTAÇÃO DE TABELA COMPARATIVA DOS DETECTORES DE DIAMANTE E DIODOS (SAUER, 2007). ..... 35

FIGURA 14- ACELERADOR LINEAR CLÍNICO *VARIAN* 6EX DO HOSPITAL DAS CLÍNICAS DA FACULDADE DE MEDICINA DA USP (HC-FMUSP) ACOPLADO COM O COLIMADOR TERCIÁRIO MICRO MULTI-LÂMINAS DA BRAINLAB®..... 37

FIGURA 15- SISTEMA AUTOMÁTICO DE VARREDURA MP3 DA PTW. ..... 37

FIGURA 16- LINEARIDADE COM A DOSE PARA O DETECTOR DE DIAMANTE EM 100X100 $MM^2$.... 41

FIGURA 17- VALORES OBTIDOS PARA DEPENDÊNCIA COM A TAXA DE DOSE NORMALIZADOS EM 300 CGY/MIN PARA TODOS OS CAMPOS MEDIDOS..... 42

FIGURA 18- RESPOSTA OBTIDA COM A CÂMARA DE IONIZAÇÃO 0,125 $CM^3$ E DIAMANTE EM RELAÇÃO À TAXA DE DOSE NO CAMPO 200X200 $MM^2$. ..... 43

FIGURA 19- PDP MEDIDA COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO. ..... 43

FIGURA 20- PDP MEDIDA COM O DETECTOR DE DIAMANTE. ..... 44

FIGURA 21- PDP PARA CÂMARA DE IONIZAÇÃO E DETECTOR DE DIAMANTE EM CAMPO DE 100X100 $MM^2$. ..... 44

FIGURA 22- PERFIS OBTIDOS COM CÂMARA E DIAMANTE. ..... 45

FIGURA 23- GRÁFICO DOS VALORES DE Q CALCULADOS PARA DIFERENTES DETECTORES COMPARADOS AOS DIFERENTES AUTORES. ..... 49

FIGURA 24- PDP OBTIDA COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO PINPOINT (CC01). ..... 51

FIGURA 25- PDP OBTIDA COM CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE 0,13 $CM^3$ (CC13)..... 52

FIGURA 26- PDP OBTIDA COM DIODO ESTEREOTÁXICO. ..... 52

FIGURA 27- COMPARAÇÃO DE PDP NO CAMPO 18X18 $MM^2$..... 53

FIGURA 28- COMPARAÇÃO DE PDP NO CAMPO 12X12 $MM^2$..... 53

FIGURA 29- COMPARAÇÃO DE PDP NO CAMPO 100X100 $MM^2$..... 54

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---|---|
| **IMRT** | *Intensity Modulated Radiation Therapy* (Radioterapia de Intensidade Modulada) |
| **IGRT** | *Image Guided Radiation Therapy* (Radioterapia Guiada por Imagem) |
| **SRS** | *Stereotactic Radiosurgery* (Radiocirurgia Esterotáxica) |
| **CPE** | *Charged Particle Equilibrium* (Equilíbrio de Partículas Carregadas) |
| $\mathbf{S_{cp}}$ | Fator Espalhamento Total |
| **TMR** | *Tissue Maximum Ration* (Razão Tecido Máximo) |
| **PDP** | *Percentage Depth Dose* (Porcentagem de Dose Profunda) |
| **OAR** | *Off Axis Ratio* (Razão Off Axis) |
| **Q** | Fator de Qualidade do Feixe |
| **TPR** | *Tissue Phantom Ratio* (Razão Tecido Phantom) |
| **SSD** | *Source Skin Distance* (Distância Fonte Superfície) |
| **IAEA** | *International Agency Energy Atomic* (Agência Internacional de Energia Atômica) |

# 1 INTRODUÇÃO

## *1.1 Considerações Gerais*

Com o uso cada vez mais crescente da imagem guiada e o aperfeiçoamento das técnicas de liberação de tratamento em Radioterapia, os tamanhos de campo de tratamento que originalmente se encontravam na faixa de 40x40 $mm^2$ a 400x400 $mm^2$ foram reduzidos para uma faixa sub-milimétrica em tratamentos mais avançados e especializados tais como a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), a Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT), Tomoterapia e a Radiocirurgia Estereotáxica (SRS), nas modalidades de Gamma Knife e CyberKnife (Das, 2008). Particularmente na Radiocirurgia Estereotáxica são empregados campos de radiação muito pequenos, da ordem de 5 mm-40 mm, para tratar tumores e poupar os tecidos sadios. De um modo geral, a radiocirurgia estereotáxica é realizada em lesões cerebrais, empregando altas doses de radiação no volume alvo. No Gamma Knife são empregados feixes de radiação gama, já no CyberKnife feixes de fótons, e por ser um equipamento robótico, apresenta um tratamento 6D. No entanto, a principal diferença entre eles é que o Gamma Knife é aplicado apenas para tratamentos cranianos. Por sua vez, o IMRT requer o acréscimo de campos pequenos de radiação em condições de não equilíbrio (falta de equilíbrio de partículas carregadas) a fim de tratar volumes alvos usando rotinas de otimização disponíveis nos sistemas de planejamento de tratamento para IMRT.

Para esses campos pequenos, os erros na dosimetria têm sido crescentes devido às condições de referência recomendadas pelos protocolos que não podem ser estabelecidas em alguns destes aparelhos (Tomoterapia, CyberKnife e Gamma Knife) e também pelas medidas de dose absorvida na água não serem padronizadas, devido às condições de medidas e detectores utilizados em campos pequenos (Alfonso, 2008).

Com isso, a escolha adequada do detector para dosimetria de campos pequenos e o conhecimento de todas as características e comportamentos do feixe nas condições de dosimetria desses campos é essencial na entrega de dose ao paciente fornecendo assim uma maior segurança e precisão no tratamento.

## *1.2 Conceitos importantes sobre campos pequenos*

### *1.2.1 Campos pequenos*

Em radioterapia, o conceito de campo pequeno é subjetivo já que não existe ainda um consenso na literatura a este respeito. Neste trabalho adotou-se campo pequeno como aquele que possui tamanho menor que 30x30 $mm^2$. São campos que fogem daqueles tamanhos utilizados em tratamentos convencionais, os quais podem variar de 40x40 $mm^2$ à 400x400 $mm^2$ e, por isso, necessitam de uma atenção maior tanto nas medidas dosimétricas como nos cálculos de dose (Das, 2008). A razão destes campos pequenos saírem do padrão dos tamanhos de campos convencionais são os avanços tecnológicos das técnicas de tratamento utilizadas e, portanto, esses campos passaram a ser modificados de acordo com a necessidade desses tipos de tratamentos radioterápicos. Uma abordagem científica maior é necessária para definir uma condição de campo pequeno baseada na energia do feixe e na densidade do meio. Existem, essencialmente, três “fatores de equilíbrio” que determinam a escala do campo de radiação que é considerada como pequena ou não: a parte visível do campo de radiação criado pelo feixe de radiação projetada no detector; o tamanho do detector utilizado nas medidas e o alcance dos elétrons no meio (Das, 2008).

### *1.2.2 Dificuldades com campos pequenos*

Devido à falta de equilíbrio de partículas carregadas (CPE), foram criados vários desafios quanto à dosimetria absoluta básica, já que no IMRT existe o bloqueio parcial da fonte de radiação (originando assim a intensidade modulada do feixe), dando origem assim a uma penumbra pronunciada e sobreposição do campo (Das, 2008). Além disto, é importante mencionar o uso de detectores pequenos de tamanhos comparáveis às dimensões do campo de radiação, induzindo assim variações nas razões dos poderes de frenagem.

Para feixes de fótons, os dados medidos são empregados no cálculo da dose absorvida a fim de fornecer a normalização absoluta da dose no campo de referência e, através de formalismos matemáticos, direciona indiretamente os cálculos de dose baseados em medidas relativas, tais como: fator espalhamento

total ($S_{cp}$); razão tecido-máximo (TMR), porcentagem de dose profunda (PDP); e razões off-axis (OAR) (Das, 2008).

O cálculo da dose em condições de referência se baseia no protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA, 2000) com uma geometria bem definida, onde a qualidade do feixe e os parâmetros dosimétricos são conhecidos com um alto grau de exatidão. Como as câmaras de ionização são os detectores mais utilizados em dosimetria de radioterapia e suas medidas se baseiam na hipótese da teoria da cavidade, com a diminuição do tamanho do campo, as condições de equilíbrio de partículas carregadas (CPE) assim como as condições da teoria da cavidade não podem ser atendidas devido ao alcance lateral dos elétrons. Desta forma, para um tamanho de campo onde não existe CPE, a presença do detector pode alterar o nível local do CPE, acrescentando assim mais perturbações a este problema complicado (Das, 2008).

Foi observado que para uma mini-câmara de ionização (Exradin A14P), o fator de perturbação é maior do que cerca de 36%, 30% e 18% para campos circulares de tamanhos 1,5; 3,0 e 5,0 mm respectivamente (Das, 2008). Vários autores (Sauer, 2007; Paskalev, 2003; Li, 2004) justificaram que estas grandes discrepâncias são devidas às condições de não-equilíbrio que são dependentes do tipo e do projeto do detector. Desta forma, um trabalho extenso ainda é necessário para calcular todos os fatores de perturbação pertinentes em função do tamanho de campo e geometria do detector.

### *1.2.3 Fator qualidade do feixe (Q)*

Como a resposta do detector em função da dose absorvida da maioria dos detectores exibe certa dependência energética, o uso de algumas referências dosimétricas para feixes de fótons de altas energias requerem o conhecimento da distribuição espectral da fluência de fótons (Sauer, 2009). A determinação do espectro do feixe em um ambiente clínico não é prática e por essa razão os códigos de prática dosimétricas recomendam o uso da qualidade do feixe específico ou fator qualidade do feixe (Q), que pode ser facilmente derivado das distribuições de dose em profundidade (PDP) ou das razões tecido-phantom (TPR) medidas.

O fator qualidade do feixe ***Q***, definido pelo parâmetro físico $TPR_{20,10}$ é a razão da dose absorvida na água, no eixo do feixe, a uma profundidade de 20 cm e 10 cm medida em um objeto simulador de água, obtido para uma distância fonte-superfície (SSD) constante de 100 cm e um tamanho de campo 10x10 $cm^2$ (Sauer, 2009).

Na prática, os serviços de Radioterapia costumam empregar a razão da porcentagem de dose profunda à 10 e 20 cm de profundidade, respectivamente, como parâmetro da qualidade do feixe. Quando o detector é utilizado em uma qualidade de feixe diferente daquela usada na calibração, é necessário um fator de correção para qualidade do feixe chamado de $K_{Q,Q_0}$ pelo TRS-398 da IAEA, para que a câmara de ionização seja corrigida para várias qualidades do feixe (Q) em relação à qualidade do feixe clínico de referência ($Q_0$). Assumindo que a energia média gasta por cada par de íons formados no ar é o mesmo na tanto na calibração quanto no feixe clínico, os fatores de correção de qualidade do feixe para câmara de ionização são funções das razões dos poderes de freamento na água e demais fatores de perturbações.

# 2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

## *2.1 Parâmetros físicos em radioterapia*

Na dosimetria em radioterapia é importante a obtenção de alguns parâmetros físicos tanto na dosimetria absoluta quanto na relativa, para que com eles seja possível manter o padrão de qualidade dos equipamentos e segurança na entrega de dose ao paciente. Os parâmetros relevantes neste trabalho serão abordados a seguir.

### *2.1.1 Porcentagem de dose profunda (PDP)*

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

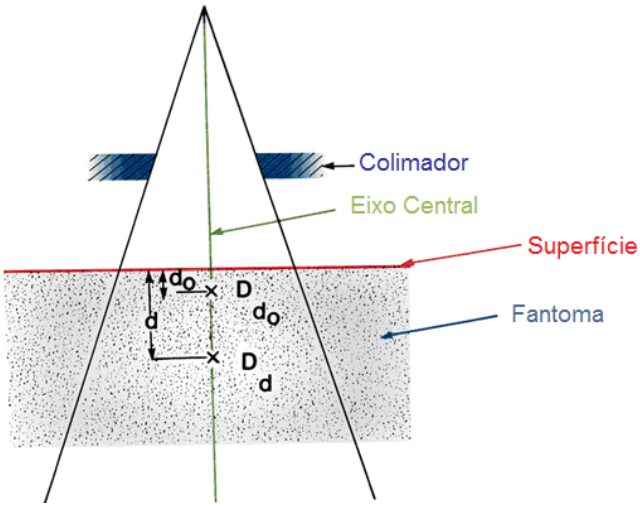


**Figura 1 -** PDP é ($D_d$ / $D_{d0}$) × 100, onde d é uma profundidade qualquer e $d_0$ é a profundidade de dose máxima (Khan, 1984).

A PDP pode ser obtida por meio da expressão (1):

$$PDP = \frac{D_d}{D_{d_0}} x100 \qquad (1)$$

Onde $D_d$ é a dose na profundidade d no eixo central do feixe e $D_{d0}$ é a dose na profundidade de equilíbrio eletrônico, $d_o$, no eixo central do feixe. A distribuição no meio espalhador é usualmente normalizada com PDP igual a 100% na profundidade de equilíbrio eletrônico.

Alguns parâmetros afetam a distribuição de dose no eixo central tais como: a energia ou qualidade do feixe; profundidade; tamanho ou forma do campo e distância da fonte a superfície do objeto simulador (Khan, 1984).

### *2.1.2 Fator espalhamento*

A dose absorvida em uma quantidade de massa $D_p^{'}$ é medida em torno do ponto de interesse P, utilizando, por exemplo, uma câmara de ionização para essa medida, introduz-se uma capa de *build-up* (capa de equilíbrio eletrônico) para obter o equilíbrio eletrônico necessário para tal medida. O fator espalhamento de pico (PSF) é uma relação entre a dose absorvida pela massa do meio espalhador, com a dose em uma pequena quantidade de massa de ar contida em um ponto de interesse (Podgorsak, 2005), cuja geometria está relacionada na Figura 2.

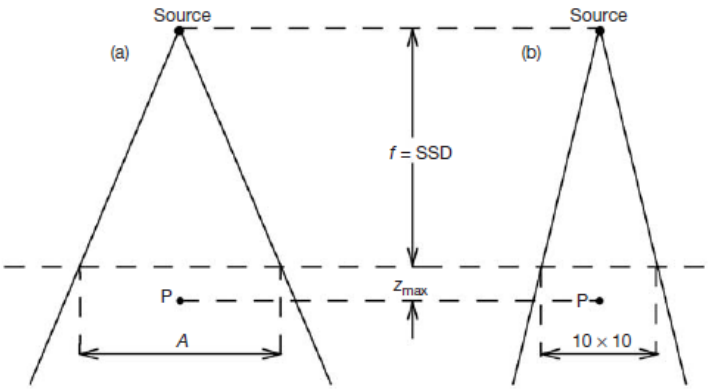


**Figura 2–** Medida do ponto P no ar com tamanho de campo A (a), em (b) com tamanho de campo 10x10 $cm^2$. O parâmetro f é a SSD (distância fonte-superfície) (Podgorsak, 2005).

A Figura 2(a) mostra a medida de $D_p^{'}$ e a Figura 2(b) mostra a medida de $D_p$. A câmara na (a) é colocada a uma distância de ($f+z_{máx}$) da fonte.

A equação (2) descreve o PSF:

$$PSF = \frac{D_p}{D_p^{'}} \qquad (2)$$

Com $D_p$ sendo a dose medida dentro do meio espalhador e $D`_p$ a dose obtida em um ponto de interesse no ar. O PSF depende do tamanho do campo de radiação e da energia do feixe.

O fator espalhamento pode também ser divido em duas componentes: espalhamento pelo objeto simulador (Sp) e espalhamento pelo colimador (Sc). Com isso, o espalhamento total pode ser obtido pela expressão (3).

$$S_{cp} = S_c x S_p \qquad (3)$$

### *2.1.3 Razão tecido-fantoma (TPR) e Razão tecido-máximo (TMR)*

Quando se usa a técnica isocêntrica, o feixe, em vários angulações de cabeçote, gira em torno de um único ponto do espaço, ou seja o isocentro, que coincide com o centro geométrico de rotação do feixe de radiação. Para se obter a PDP nessa técnica isocêntrica são necessários outros parâmetros físicos para se obter a medida absoluta de dose tais como: TPR (razão tecido-phantom) e TMR (razão tecido-máximo). Fatores esses que são de extrema importância na dosimetria em radioterapia.

O TPR é definido pela equação (4):

$$TPR = \frac{D_Q}{D_{Qref}} \qquad (4)$$

onde, $D_Q$ é a dose medida no objeto simulador em um ponto arbitrário Q no eixo central e $D_{Qref}$ é a dose obtida no fantoma em uma profundidade $z_{ref}$ (normalmente sendo 5 cm ou 10 cm) no eixo central.

A geometria para medir o TPR é dada na Figura 3.

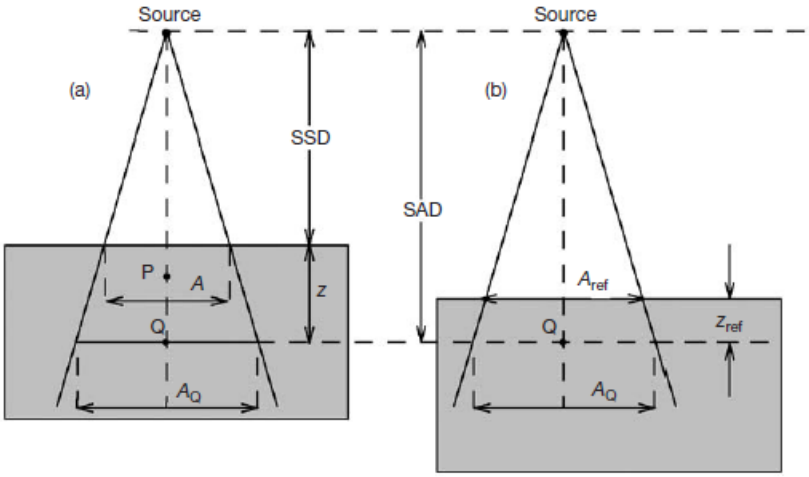


**Figura 3–** Geometria para obtenção de TPR tanto na técnica SSD (a) como na SAD (b) (Podgorsak, 2005).

Há um caso particular na obtenção do TPR, quando a profundidade máxima é justamente a profundidade de referência, nessas condições o TMR é obtido. A geometria do TMR está expressa na Figura 3(b), com exceção da $z_{ref}$ que fica $z_{máx.}$

Desta forma o TMR é definido pela expressão (5):

$$TMR = \frac{D_Q}{D_{Qmáx}} \qquad (5)$$

onde, $D_Q$ é a dose obtida no ponto Q na profundidade z no fantoma e $D_{Qmáx}$ é a dose no ponto Q em $z_{ref}$ que neste caso específico passa a ser é $z_{máx}$.

### *2.1.4 Relação entre TMR e PDP*

A Figura 4 mostra uma simples relação que pode ser obtida entre TMR e PDP.

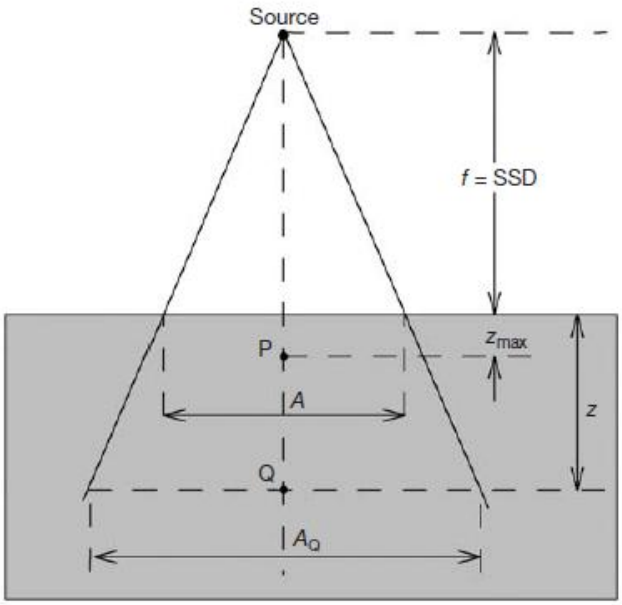


**Figura 4–** Geometria da relação entre TMR e PDP (Podgorsak, 2005).

A equação (6) demonstra a relação entre o TMR a PDP:

$$TMR = \frac{PDP}{100}\frac{PSF}{PSF}\left(\frac{f+z}{f+z_{máx}}\right)^2 \qquad (6)$$

Tanto o TMR como TPR são utilizados em radioterapia para composições de campos onde se torna mais prático a localização do alvo em um ponto fixo à geometria do equipamento, ou seja, o isocentro. Assim abandona-se a necessidade de distância fonte superfície (SSD) constantes, como nas porcentagens de dose profunda, e obtêm-se razões de porcentagens com isocentro constantes nas profundidades em relação ao tecido.

## *2.2 Parâmetros de dose em radioterapia*

### *2.2.1 Distribuição de dose*

Quando o feixe incide em um paciente (ou em um objeto simulador) a dose absorvida no mesmo varia em função da profundidade. Essa variação depende de algumas condições de medida, tais como: energia do feixe; profundidade;

tamanho do campo; distância da fonte; e sistema de colimação do feixe. Desta forma, o cálculo da dose no paciente envolve várias considerações em relação a esses parâmetros, principalmente de como eles afetam a distribuição de dose na profundidade. Um ponto essencial no cálculo de dose é estabelecer a variação da dose na profundidade ao longo do eixo central do feixe. Alguns parâmetros físicos foram definidos para esse propósito, sendo os mais importantes PDP, TPR, e TMR já descritos anteriormente no item 2.1. Esses parâmetros são geralmente derivados de medidas feitas em objetos simuladores de água usando câmaras de ionização apropriadas, geralmente sendo empregadas câmaras de ionização de volume pequeno, da ordem de 0,1 $cm^3$. Embora outros sistemas dosimétricos tais como dosímetros termoluminescentes, diodos e filmes sejam usados ocasionalmente, as câmaras de ionização são preferidas por causa da sua maior precisão e menor dependência energética (Khan, 1984).

### *2.2.2 Penetração do feixe no paciente ou no objeto simulador*

O feixe de fótons propagado no ar ou no vácuo é governado pela lei do inverso do quadrado da distância; o fóton propagado através do objeto simulador ou do paciente, por outro lado, é afetado, não somente pelo inverso do quadrado da distância como também pela atenuação e espalhamento do fóton incidente no paciente ou no objeto simulador (Podgorsak, 2005).

Uma medida direta de distribuição de dose no paciente é impossível, ainda que seja de extrema importância saber essa medida para garantir um tratamento de qualidade e preciso. Para atingir este objetivo, algumas funções que possibilitam obter indiretamente a dose são utilizadas, através de medidas em determinados pontos do objeto simulador para saber um ponto de referência de determinada dose que representa a dose no paciente (Podgorsak, 2005).

Essas funções dosimétricas são normalmente medidas com alguns tipos de detectores de radiação em objetos simuladores com tecido equivalente ao tecido humano, ou seja, utilizando tanques de água como objetos simuladores. Com isso, a dose ou taxa de dose no ponto de referência são determinados através desses objetos simuladores contendo água para especificar a condição de referência em relação à profundidade, tamanho do campo e distância fonte-superfície (SSD).

Uma distribuição de dose típica de feixe de fótons medida no eixo central é descrita na Figura 5.

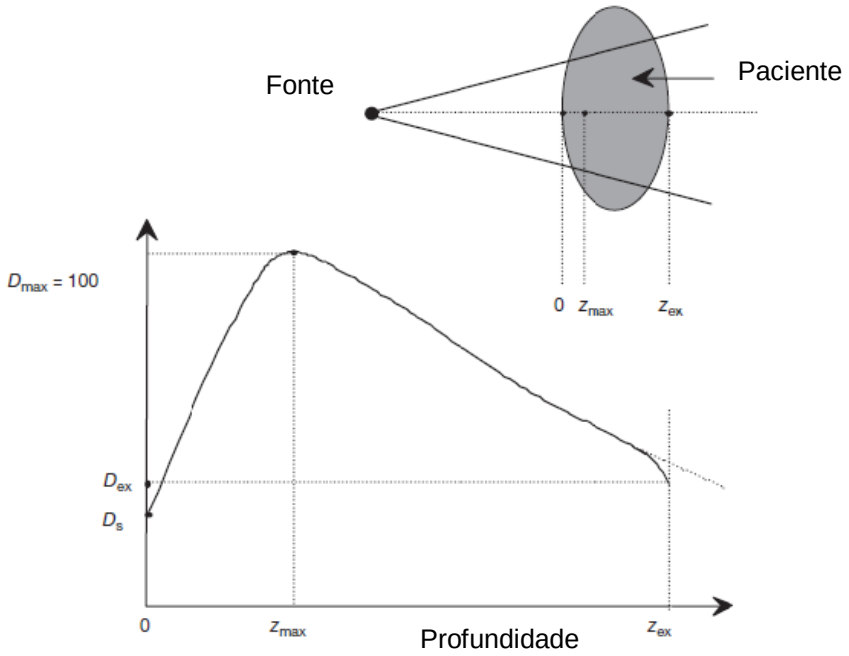


**Figura 5–** Deposição de dose em um paciente para feixe de fóton. $D_s$ é a dose na superfície ou dose de entrada, $D_{ex}$ é a dose na saída do feixe em determinado ponto. $D_{máx}$ é a dose máxima muitas vezes normalizada à 100, resultando em porcentagem de dose profunda (PDP) ou distribuição de dose. A região entre z=0 e z=$z_{máx}$ é a região de build-up ou região onde a dose é máxima (Kahn, 1984).

Os pontos e regiões mais importantes estão identificados. O feixe que entra no paciente ou na superfície é denominado como dose de superfície ($D_s$). A dose na superfície cresce rapidamente até uma profundidade máxima ($Z_{máx}$) e dose máxima ($D_{máx}$) para depois decrescer exponencialmente até uma dose em determinado ponto no paciente ($D_{ex}$).

### *2.2.3 Dependência com a profundidade e qualidade do feixe*

O percentual de dose profunda (a partir da profundidade de dose máxima) aumenta com a energia do feixe. Feixes de maior energia têm um poder de penetração maior e então entregam um percentual mais alto de dose na profundidade como mostra a Figura 6.

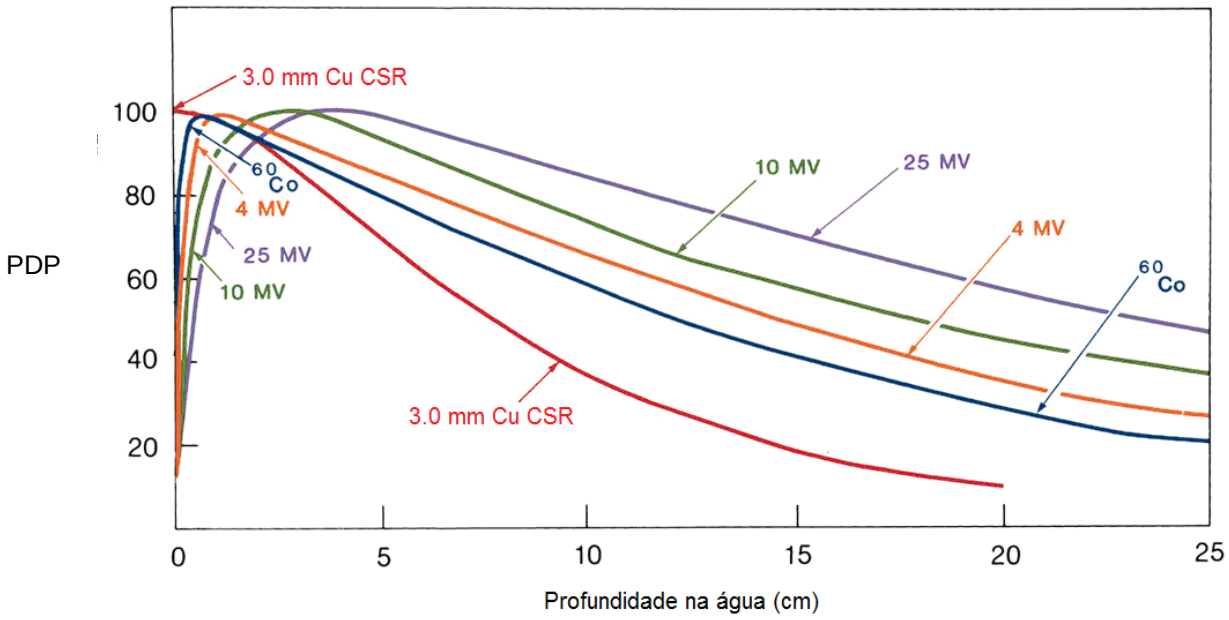


**Figura 6**- Distribuição de dose na profundidade no eixo central para diferentes qualidades de feixes de fótons (Khan, 1984).

Se os efeitos do inverso do quadrado da distância e espalhamento não são considerados, a variação do percentual de dose profunda é governada aproximadamente pela atenuação exponencial. Desta forma, a qualidade do feixe afeta o percentual de dose profunda por meio do coeficiente de atenuação médio $\bar{\mu}^2$. À medida que o $\bar{\mu}$ diminui, o feixe torna-se mais penetrante, resultando em um mais alto percentual de dose profunda em qualquer profundidade a partir da região de dose máxima.

### *2.2.4 O efeito do tamanho e forma do campo*

Os tamanhos de campos podem ser especificados geometricamente ou dosimetricamente. O tamanho de campo geométrico corresponde ao campo definido pela luz de localização do campo de radiação. O tamanho de campo dosimétrico ou físico é a distância interceptada por uma dada curva de isodose (geralmente a isodose de 50%) em um plano perpendicular ao eixo do feixe a uma determinada distância da fonte (Kahn, 1984).

Para um campo suficientemente pequeno, pode-se assumir que a dose na profundidade em um ponto é efetivamente o resultado da radiação primária, isto é, os fótons que atravessaram o meio sem interagir. A contribuição dos fótons

espalhados para a dose na profundidade é relativamente pequena ou praticamente zero. Mas à medida que o tamanho do campo aumenta a contribuição da radiação espalhada para dose absorvida também aumenta. Pelo fato desse aumento na dose espalhada ser maior em profundidades maiores que nas profundidades de dose máxima, o percentual de dose profunda aumenta com o tamanho do campo.

O aumento no percentual de dose profunda causado pelo aumento no tamanho de campo depende da qualidade do feixe. Visto que a probabilidade de espalhamento ou a seção de choque diminui com o aumento da energia e os fótons de mais alta energia são espalhados mais predominantemente para frente, a dependência do percentual de dose profunda é menos evidente para feixes de alta energia que para feixes de baixa energia (Kahn, 1984).

# 3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

## *3.1 Alcance dos elétrons e perda do equilíbrio eletrônico*

O equilíbrio eletrônico é um fenômeno associado com o alcance dos elétrons secundários e, portanto, dependem da energia do feixe, da composição do meio e, em particular a densidade do meio. Com uma grande variedade de detectores de radiação, comercializados por diversos fabricantes, abrangem todos os tamanhos e tipos (mini-micro câmara de ionização, semicondutores, químicos, etc) e formas geométricas (dedal, plano, esférico). A escolha de um detector adequado para dosimetria de campo pequeno é um grande desafio. Não é muito raro na prática clínica comparar as medidas com diferentes detectores e escolher o detector que produz o maior sinal de saída para um tamanho determinado campo, ou selecionar um valor medido que é comum a vários detectores, sem a devida consideração das perturbações possíveis e as correções para cada detector (Ding, 2006).

## *3.2 Medidas com campos pequenos*

Para feixes de fótons, medidas dosimétricas são utilizadas para calcular a dose absoluta normalizada para um campo de referência, para isso, alguns fatores relativos são considerados como: fator espalhamento total (Scp); razão tecido-máximo (TMR); porcentagem de dose profunda (PDP); e razão off-axis (OAR). A determinação da dose absorvida na condição de referência é dada por algumas diretrizes (IAEA, 2000; Almond, 1999; AAPM, 1983) onde há uma geometria para essa medida bem definida, onde a qualidade do feixe e os parâmetros dosimétricos são conhecidos com precisão. As medições de dose com câmara de ionização levam em conta a teoria da cavidade. Quando o tamanho da cavidade é menor que o alcance das partículas carregadas originadas no meio, na cavidade não existe uma perturbação na fluência de elétrons. Nesse caso a dose no meio está relacionada com a dose no ar da cavidade e a razão dos poderes de freamento no meio. No entanto, em campos pequenos, nem o equilíbrio das partículas carregadas, nem a teoria da cavidade podem ser alcançados devido ao alcance lateral dos elétrons.

Consequentemente, nesses campos pequenos, com a falta de equilíbrio das partículas carregadas, a presença do detector pode alterar o nível local do CPE (equilíbrio das partículas carregadas), causando perturbações (Das, 2008).

Essa perturbação causada pela presença do detector irá influenciar no cálculo de dose absorvida na água. O cálculo da dose absorvida na água na profundidade de referência $z_{ref}$ para o fator de qualidade do feixe de referência $Q_o$ é dado pela expressão (7).

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,W,Q_0} \tag{7}$$

Onde $M_{Q0}$ é a leitura do dosímetro na referência durante a calibração e $N_{D,W,Q0}$ é o fator de calibração em termos de dose absorvida na água.

Quando o dosímetro é usado na qualidade do feixe do usuário Q, diferente daquela durante a calibração $Q_0$ a dose absorvida na água fica expressa pela equação (8).

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} \tag{8}$$

Onde o fator $K_{Q,Q0}$ corrige a diferença entre a qualidade do feixe na referência $Q_0$ e a utilizada durante a dosimetria pelo usuário Q.

Quando não é possível obter o $K_{Q,Q0}$ experimentalmente, pode-se obtê-lo por cálculos teóricos como mostra a expressão (9) se a teoria de Bragg-Gray puder ser aplicada.

$$K_{Q,Q_0} = \frac{(S_{água,ar})_Q}{(S_{água,ar})_{Q_0}} \frac{(W_{ar})_Q}{(W_{ar})_{Q_0}} \frac{p_Q}{p_{Q_0}} \tag{9}$$

Onde, $S_{água,ar}$ é a razão dos stopping-powers na água e no ar nas qualidades do feixe Q e $Q_0$, $W_{ar}$ é a energia média gasta no ar por par de íons e $P_Q$ ou $P_{Q0}$ são os fatores de perturbação.

Para calcular o fator de perturbação global, considera-se alguns fatores específicos conforme equação (10).

$$P_Q = p_{cav} p_{dis} p_{wall} p_{cel} \tag{10}$$

Onde, $P_{cav}$ é o fator que corrige a resposta de uma câmara de ionização para efeitos relacionados à cavidade de ar, predominantemente o de dispersão de

elétrons que faz com que a fluência de elétrons dentro de uma cavidade diferente do que no meio na ausência da cavidade; $P_{dis}$ é o fator que explica o efeito da substituição de um volume de água com a cavidade detector quando o ponto de referência da câmara é considerado como sendo o centro da câmara. É a alternativa para o uso de um ponto efetivo de medição da câmara, $P_{eff}$; $P_{wall}$ é o fator que corrige a resposta de uma câmara de ionização para a não equivalência do meio entre a parede da câmara e o material do meio; $P_{cel}$ é o fator que corrige a resposta de uma câmara de ionização para o efeito do eletrodo central durante a medida num simulador de água de alta energia do fóton.

Portanto, o principal problema associado com a dosimetria de campos pequenos é a presença do próprio detector, que produz uma perturbação difícil de quantificar de forma confiável. Isso ocorre porque o detector normalmente é diferente do meio em composição e densidade, além do tamanho do detector que deve ser apropriado ao tamanho do campo. A principal fonte do efeito de perturbação provem da perturbação da fluência das partículas carregadas, que não depende apenas da geometria do detector mas também do meio em que a medida é realizada, bem como da energia do feixe e do tamanho do campo. Alguns autores como Seuntjens e Verhaegen, e Sauer e Wilbert observaram isso (Das, 2008).

Por isso, é difícil de usar métodos de correção padronizados na medida de dose absorvida na dosimetria de campo pequeno em meios heterogêneos.

## *3.3 Dose Absoluta*

Para o tratamento do paciente ser preciso, o conhecimento da dose absoluta em um feixe de referência é necessário sendo, portanto, empregado protocolos apropriados de dosimetria. Esses protocolos fornecem a metodologia para realizar dosimetria em um campo de referência, geralmente em 100x100 $mm^2$, onde os parâmetros dosimétricos nas condições de referência estão disponíveis (IAEA, 2000).

Para algumas modalidades novas de tratamentos utilizadas a condição de referência (campo de tamanho 100x100 $mm^2$) não existe, pois são empregados

campos < 30 $mm^2$, como no caso da Radiocirurgia Esteriotáxica em que são utilizados cones acoplados ao cabeçote do equipamento de tratamento a fim de fornecer campos muito pequenos e circulares de radiação Em tal situação não é simples oferecer um método para dosimetria absoluta ou de referência. Muitas vezes, é feita indiretamente pela transferência, extrapolação, ou intercompação entre vários detectores, geralmente filme, TLD, ou uma câmara de ionização de pequeno volume (Das, 2008).

## *3.4 Um novo formalismo proposto*

Alguns trabalhos têm sido desenvolvidos a fim de tentar solucionar as dificuldades na dosimetria de campos pequenos. Alfonso et al 2008 propuseram um novo formalismo para cálculo de dose absorvida na água utilizando a radioterapia externa e câmara de ionização em diferentes situações de condições sem referência onde as recomendações englobam estas novas modalidades de tratamento. Tais autores consideraram os novos tamanhos de campos, as novas condições para a não-referência, bem como a forma e o tipo de material que compõem o objeto simulador.

Nessa proposta, o fator de correção $K_{Q,Q0}$ considera a referência convencional ($f_{ref}$), porém também leva em conta outro fator ($f_{msr}$), que considera a máquina e a técnica de tratamento específicas utilizadas, as quais, no trabalho atual, está exercendo fora das condições de referência . A Figura 7 esquematiza o novo formalismo proposto indicando as diferenças nos tamanhos dos campos em relação ao tamanho do detector.

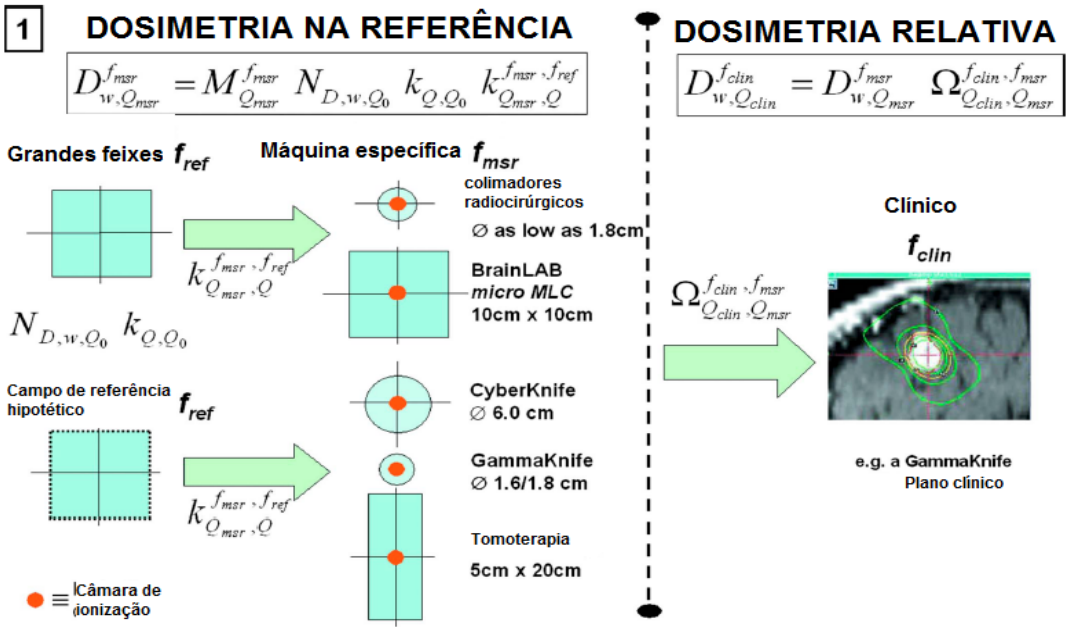


**Figura 7**– Esquema adaptado de Alfonso et al, 2008 representando um novo formalismo proposto para dosimetria de campos pequenos.

Um exemplo de aplicação desse formalismo é para o CyberKnife. O sistema deste equipamento não arquiva o campo 100x100 $mm^2$, pois o maior diâmetro do feixe proporcionado pelo colimador é de 60 mm na distância de 80 cm. Nessas condições deve-se considerar o fator $f_{msr}$, por se tratar de uma máquina específica. Com isso, o $TPR_{20,10}$ é medido no campo $f_{msr}$ usando a distância de 800 mm. O campo quadrado equivalente é de 5,4 $cm^2$, baseado no British Journal Radiology-25. O valor de $TPR_{20,10}$ para essa unidade de tratamento pode ser convertida no valor equivalente de $f_{ref}$ (100x100 $mm^2$). Esse valor corrigido de $TPR_{20,10}$ é usado no $K_{Q,Q0}$ das diretrizes convencionais (na distância de 100 cm) e a PDP pode ser convertida para um campo 100x100 $mm^2$ usando o formalismo proposto.

Como o campo $f_{msr}$ é grande o suficiente para preservar o equilíbrio das partículas carregadas no eixo central, nenhuma diferença significativa entre $f_{msr}$ e $f_{ref}$ é esperada e, portanto, usa-se $K_{Q_{msr}Q}^{fmsrfref}$. O $K_{Q,Q0}$ determinado usando esse método concordou em 0,1% e 0,4% com o cálculo de Monte Carlo no produto de $K_{Q,Q0}$. $K_{Q_{msr}Q}^{fmsrfref}$ [2].

## *3.5 O que tem sido estudado sobre os campos pequenos sem condição de referência.*

Sauer, 2007 e Sauer, 2009 estudaram os diversos comportamentos dos detectores nas condições de campos pequenos através de medidas de parâmetros importantes na dosimetria em radioterapia. Foi determinado o fator output para campos de 4 mm à 180 mm com diferentes detectores e propuseram um correção linear simples da resposta em função da energia, tornando possível assim calcular por este formalismo o fator output para campos arbitrários. Também propuseram um formalismo para cálculo do fator de qualidade do feixe Q, através do parâmetro $TPR_{20,10}$ em tamanhos de campos arbitrários, proposta esta utilizada nesse trabalho para avaliação dos campos pequenos. Suas propostas mostraram-se apropriadas no estudo realizado por estes autores e de boa concordância com os resultados esperados, como o da avaliação do fator Q que apresentou concordância melhor que 1%.

McKerracher, 2006 comparou diferentes detectores (câmara de ionização de 0,125 $cm^3$, câmara de placas paralelas, diodos blindados e não blindados, bem como os filmes) nas medidas de PDP, TMR, OAR e fator output para campos circulares de 40 – 12,5 mm de diâmetro. Concluiu que o diodo não blindado foi recomendado para todas as medidas.

Cheng et al, 2007. extrapolaram as medidas de PDP e TMR para campo zero. Estes autores utilizaram um diodo estereotáxico, uma câmara de ionização PTW Pinpoint, a câmara Exradin A14 e o detector de diamante. Concluíram que o diodo estereotáxico nas medidas de PDP extrapoladas para campo zero tiveram uma boa concordância com os cálculos por Monte Carlo. Os autores enfatizaram a importância de escolher um detector apropriado e alinhá-lo corretamente no feixe de radiação para que não interfira de uma maneira errônea nas medidas.

Das et al, 2008. fizeram um estudo completo sobre o comportamento das medidas em campos pequenos sem referência, bem como apresentam as perturbações provocadas pelos detectores afetando os resultados. Reforçam a necessidade de estudos nessas condições de dosimetria e mostra a necessidade de novos protocolos onde sejam abrangidas as condições dos campos pequenos. Também mostraram a necessidade de comparar os resultados com simulações de Monte Carlo.

# 4. OBJETIVOS

## *4.1 Objetivo Geral*

Estudar o comportamento da dosimetria em campos pequenos onde não há referência, para isso, utilizar da comparação entre alguns tipos de detectores, validando os dados experimentais com os publicados na literatura. Também caracterizar o detector de diamante dosimetricamente em feixes de fótons, estudando, assim, o seu comportamento nas medidas de campos pequenos.

## *4.2 Objetivos específicos*

Obter e comparar o fator qualidade do feixe “Q”, calculado a partir de dados experimentais da dosimetria em campos pequenos, com os de outros autores.

Comparar os parâmetros físicos de dosimetria como PDP, TMR e perfis dos feixes nas condições de não-referência.

Comparar diferentes detectores usados na dosimetria de campos pequenos.

# 5 MATERIAIS E MÉTODOS

## *5.1 Descrição dos detectores*

### *5.1.1 Câmaras de ionização*

A câmara de ionização é o detector mais comumente utilizado na aquisição de dados em feixes de radioterapia, além de ser o instrumento de referência para a calibração dos feixes clínicos. Porém, para os campos pequenos de radiocirurgia, cuidados especiais devem ser tomados para assegurar que as dimensões do volume sensível da câmara sejam consideravelmente menores que os feixes de radiação usados nessa técnica.

A câmara de ionização usualmente considerada como sendo de referência em radioterapia é a câmara cilíndrica do tipo Farmer com 0,6 $cm^3$ de volume sensível. Contudo, tem-se difundido o uso de câmaras cilíndricas de volumes pequenos (diâmetro de 2 mm ou menor), devido à sua eficiência em evitar problemas associados com a falta de equilíbrio eletrônico dos feixes estreitos de radiação. Essas câmaras são utilizadas principalmente para verificação de dose em campos com altos gradientes de dose e podem também auxiliar no levantamento de dados dosimétricos para o comissionamento dos feixes de radiação (AAPM, 1983).

Uma câmara de ionização pode ser considerada como um capacitor no qual a corrente ou a carga é induzida pela ação do feixe de radiação. O baixo sinal produzido deve ser medido por um equipamento muito sensível, no caso um eletrômetro (AAPM, 1983). Esse eletrômetro deve possuir um circuito de alimentação de voltagem que permita selecionar a magnitude e a polaridade da tensão aplicada, permitindo que se conheça a resposta da câmara, em termos de eficiência de coleção de cargas para cada feixe em particular.

Uma câmara de ionização basicamente consiste de um volume de gás entre dois eletrodos conectados para promover alta voltagem de tipicamente 100 V até 1000 V. Neste volume gasoso são criados pares de íons devido à passagem da radiação, conforme demonstra a Figura 8. Estas cargas positivas e negativas são carregadas e atraídas pelos eletrodos, os quais criam uma corrente que pode

ser medida pelo eletrômetro. O volume de ar varia de 0.01 $cm^2$ à 10.000 $cm^2$, a corrente correspondente pode variar de $10^{-14}$ A à $10^{-7}$ A.

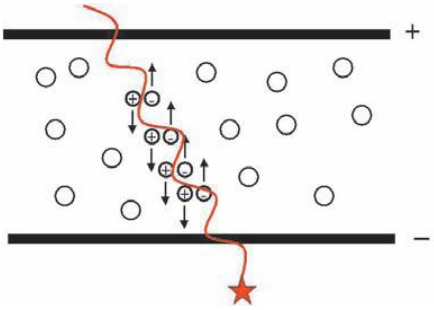


**Figura 8**- Esquema do processo físico com câmaras de ionização.

Nesse projeto foram utilizadas as seguintes câmaras de ionização:

**Tabela 1**– Comparação entre câmaras de ionização.

| | ***CC01*** | ***CC13*** |
|---|---|---|
| ***Fabricante*** | Scanditronix/Welhofer | Scanditronix/Welhofer |
| ***Volume sensível*** | 0,01 $cm^3$ | 0,13 $cm^3$ |
| ***Raio interno*** | 1 mm | 3 mm |
| ***Sensibilidade*** | 317 Gy/C x$10^7$ | 27 Gy/C x$10^7$ |

**Figura 9**– Ilustração das câmaras de ionização.

### *5.1.2 Diodos*

Um diodo é um semicondutor de junção p-n, produzido em base de silício com material tipo p (p-Si), ou tipo n (n-Si), e dopado na superfície com material oposto. Apenas o tipo p-Si é adequado como dosímetro em radioterapia, uma vez que sofre menos dano pela radiação e tem uma corrente de fuga muito menor (AAPM, 1983).

A radiação produz pares elétron-lacuna (e-l) no cristal, incluindo a camada de depleção. As cargas (ou portadores minoritários de carga) produzidas no corpo do dosímetro, dentro do comprimento de difusão, se difundem na região de depleção. Estas cargas são arrastadas pela região de depleção sob a ação do campo elétrico devido ao potencial intrínseco. Desta forma gera-se uma corrente elétrica na direção reversa no diodo (AAPM, 1983).

Diodos são mais sensíveis e menores em tamanho do que as câmaras de ionização típicas empregadas na radioterapia. São considerados como sendo dosímetros relativos e não devem ser usados para calibração absoluta de feixes clínicos, uma vez que sua sensibilidade varia em função da dose acumulada devido ao dano produzido pela radiação.

Os diodos são particularmente úteis nas medidas em objetos simuladores, como por exemplo, em campos pequenos usados em Radiocirurgia Estereotáxica ou em áreas de alto gradiente de dose, como nas regiões de penumbra. Eles são particularmente úteis para o uso com equipamentos de varredura automática.

Os diodos mostram uma variação na resposta de dose com a temperatura e isto é muito importante para tratamentos que envolvam um tempo de exposição maior[12]. Além disto, devido à dependência do sinal da taxa de dose, devem-se tomar cuidados adicionais com diferentes distâncias foco-pele, com a dependência angular (direcional) e com a dependência energética, mesmo para variações pequenas na composição espectral dos feixes de radiação, já que esse parâmetro é importante para medidas de doses de entrada e de saída.

Em detectores semicondutores de silício a camada do tipo *n* é levada ao contato com a camada do tipo *p* quando elétrons passam de *n* para *p*, criando uma zona intrínseca de isolamento. A radiação incidente deixa elétrons livres na zona intrínseca de isolamento (parte sensível do detector) que deixará a região *p* carregada positivamente, gerando uma corrente, como demonstrado na Figura 10. E por isso não há a necessidade de uma polarização externa.

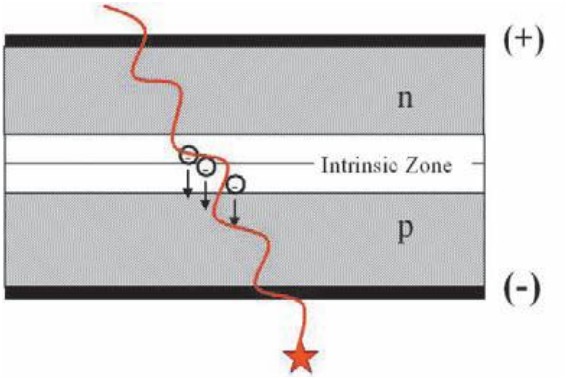


**Figura 10**– Esquema do processo físico com semicondutores.

O diodo para campos estereotáxicos (SFD) são também diodos blindados, porém com uma menor área sensível do que os diodos para campos de elétrons EFD. É projetado especificamente para medidas em feixes estereotáxicos. O raio-X do SFD indica que a parte de silício é muito menor do que no EFD, mas o tamanho dos conectores são aproximadamente os mesmos. No entanto, a largura do silício é aproximadamente 0,8 mm, o que é comparável com a largura do esperado (0,6 mm) (McKerracher, 2006).

### *5.1.3 Diamante*

Um diamante natural pode operar como um detector de ionização de estado sólido. A radiação ionizante pode empurrar os elétrons da banda de valência a níveis mais elevados de energia assim, a movimentação de elétrons entre armadilhas causadas por impurezas coloca os elétrons na banda de condução. É necessário que seja introduzida uma corrente externa para produzir uma ionização muito parecido com o que ocorre em uma câmara de ionização. Então é necessária pré-irradiação nesse detector.

Um detector de diamante, apresentado pela Figura 11, é baseado em um diamante de crescimento natural projetado para fazer medidas de distribuição de dose em altas energias de fótons ou elétrons. Devido ao seu volume sensível ser muito pequeno, como pode-se perceber pela Figura 12, é apropriado para IMRT, feixes estereotáxicos, braquiterapia e escaneamento com fantomas de água e é especialmente adaptado para medidas de campo pequenos ou campos com grande gradiente de fluência.

Suas características são:

- Baixa dependência energética e de temperatura;
- Alta sensibilidade;
- Baixa dependência direcional;
- Alta resistência aos danos da radiação;
- Volume sensível pequeno da ordem de 1 até 6 $mm^3$ e normalmente ter 0,3 mm de espessura;
- Boa equivalência com o tecido;
- Excelente razão sinal-ruído.

**Figura 11**– Ilustração do detector de diamante.

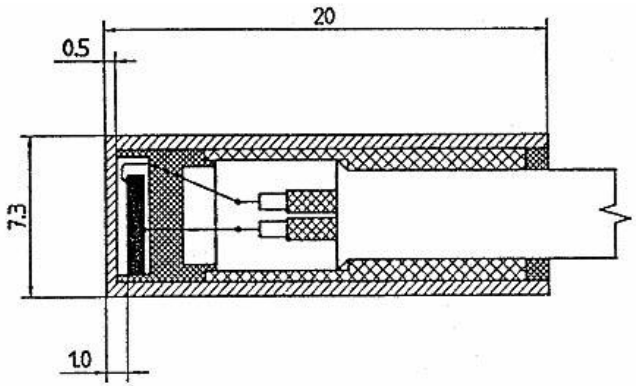


**Figura 12**– Esquema do detector de diamante.

A Figura 13 abaixo representa uma comparação das características de alguns tipos de detectores estudados em várias literaturas, como os citados no

item 3.5 deste trabalho, bem como o diamante e o diodo do tipo SFD (estereotáxico) utilizados nas medidas realizadas.

| Tipo de detector | Si-diodo | Si-diodo | Si-MOSFET | Diamante |
|---|---|---|---|---|
| Fabricante | Scanditronix SFD, Stereo | Scanditronix PFD, Fóton | Thomson Nielsen | PTW 60003 |
| Símbolo, abreviatura | ▲ DiGre | ▼ DiYe | × + MOS | ♦ Dia |
| Área sensível | Ø 0.6 mm | Ø 2.5 mm | 2x0.2x0.2mm² | (3…15) mm² |
| Espessura do volume sensível | 0.06 mm | 0.06 mm | | (0.1…0.4) mm |
| Volume sensível | 0.017 mm³ | 0.3 mm³ | | (1…6) mm³ |
| Profundidade do ponto efetivo de medida | 0.5 ± 0.15 mm | 0.5 ± 0.15 mm | | 1.0 mm |
| Diâmetro do detector | Ø 5 mm | Ø 7 mm | | Ø 7.3 mm |
| Material de revestimento | Resina Epoxy | Resina Epoxy com tungstênio na parte de trás | | Poliestireno |
| Densidade do revestimento | 1.2 g/cm³ | 2.0 g/cm³ @ back | | |
| | | | | |

**Figura 13**–Adaptação de tabela comparativa dos detectores de diamante e diodos (Sauer, 2007).

O que é mais relevante na dosimetria de campos pequenos é o tamanho do volume e área sensíveis dos detectores, pois serão essas características que influenciarão nas medições obtidas nas condições de medidas de tais feixes.

## *5.2 Equipamentos*

### *5.2.1 Equipamentos utilizados na caracterização do detector de diamante.*

O acelerador linear utilizado, a fim de caracterizar o detector de diamante pertencente ao HC-FMUSP (Hospital das Clínicas de São Paulo-Faculdade de Medicina da USP), foi do tipo Varian 21EX na energia de 6 MV para feixes de fótons, pertence ao Hospital Alemão Oswaldo Cruz. Juntamente foi utilizado o sistema automático de varredura MP3 do fabricante PTW.

Para validar os dados obtidos, as medidas com o detector de diamante foram comparadas às obtidas com outros detectores como câmara 31010 da PTW (volume de 0,125 $cm^3$, equivalente à câmara PTW 31002 que está tabelada no TRS 398 (IAEA, 2000).

### *5.2.2 Equipamentos utilizados nas medidas de estudo dos campos pequenos*

O acelerador linear clínico dedicado à técnica de Radiocirurgia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, da *Varian*, modelo CLINAC 6 EX, conforme a Figura 14, permite a irradiação de pacientes com feixes de fótons, além de ser isocêntrico e possibilitar a irradiação em campos fixos e rotatórios.

O sistema de micro multi-lâminas (mMLC), modelo m3 da *BrainLab* ® é acoplado a esse acelerador como uma colimação terciária, conforme mostra a Figura 14. Ele é composto de 52 lâminas de tungstênio (26 pares) com movimento independente. Possui larguras das lâminas variáveis: 28 lâminas centrais de 3,0 mm; 12 lâminas intermediárias de 4,5 mm e as 12 lâminas externas de 5,5 mm.

Além disso, os detectores utilizados para as medições foram o diodo estereotáxico, câmaras de ionização CC01 e CC13, já apresentados no item 5.1.

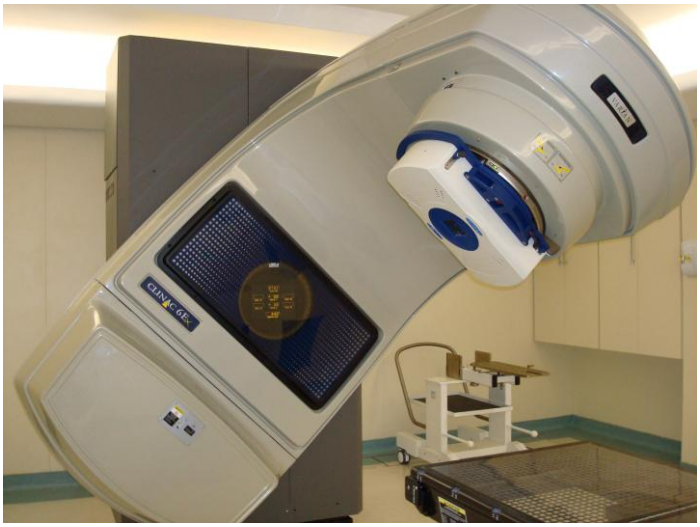

**Figura 14-** Acelerador Linear Clínico *Varian* 6EX do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP (HC-FMUSP) acoplado com o colimador terciário micro multi-lâminas da BrainLab®.

## *5.3 Procedimento experimental*

### *5.3.1 Metodologia utilizada nos dados com detector de diamante.*

O detector foi irradiado na configuração vertical e posicionou-se uma câmara de referência na borda do campo de radiação para detectar eventuais flutuações no rendimento do acelerador linear. As distribuições de dose em profundidade foram então obtidas usando-se o sistema automático de varredura MP3 da PTW, demonstrado na Figura 15.

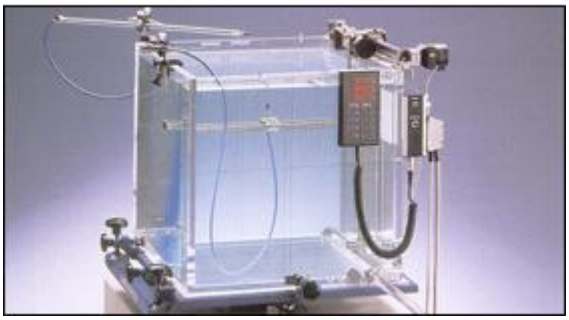

**Figura 15-** Sistema automático de varredura MP3 da PTW.

Na determinação das distribuições de dose em profundidade, o ponto efetivo dos detectores foi posicionado nos pontos de medida: para o diamante o ponto efetivo está a 1,0 mm da superfície externa no centro do diamante; para a câmara de 0,125 $cm^3$ está a 1,7 mm acima do eixo central e a 4,5 mm da ponta, de acordo com o protocolo da Agência Internacional de Energia Atômica (2000). As medidas foram feitas com os detectores sendo deslocados de profundidades maiores para profundidades menores, a fim de eliminar o efeito de menisco.

Com as medidas realizadas em uma taxa de 300 cGy/min, campo 10x10 $cm^2$ na profundidade de 5,0 cm, variando as Unidades Monitoras de 20 UM até 1000 UM, analisaram-se os parâmetros de linearidade com a dose.

A dependência com a taxa de dose foi investigada com medidas feitas nos campos de 5x5 $cm^2$, 10x10 $cm^2$ e 20x20 $cm^2$, à profundidade de 5,0 cm com 50 UM e taxas de dose de 100 cGy/min, 200 cGy/min, 300 cGy/min e 400 cGy/min.

Determinaram-se as porcentagens de dose profunda e os perfis no eixo transversal com 400 UM/min na profundidade de 1,5 cm para os campos de 1x20 $cm^2$, 3x20 $cm^2$, 10x20 $cm^2$ e 20x20 $cm^2$ e distância fonte-superfície de 100 cm.

### *5.3.2 Formalismo para cálculo do fator de qualidade do feixe "Q"*

O fator de qualidade do feixe, já descrito no item 1.2.3, é normalmente utilizado para feixes de fótons de alta energia, através do parâmetro $TPR_{20,10}$, grandeza essa que é comumente obtida em dosimetria e controle de qualidade de equipamentos em radioterapia, em campo de 10x10 $cm^2$ e SSD de 100 cm. Nestas condições os protocolos definem como condição de referência. Porém, as novas modalidades de tratamentos em radioterapia, por utilizarem campos pequenos, a dosimetria desses campos não permitem a utilização da referência proposta pelos protocolos de dosimetria. Como já discutido anteriormente, a falta de equilíbrio eletrônico e a presença do detector que pode causar perturbações nas medidas, são os principais fatores para a investigação do comportamento das medidas em campos pequenos.

Para isso, um formalismo proposto por Sauer 2009, permite o cálculo do fator "Q" através do $TPR_{20,10}$ para tamanhos de campos arbitrários, conforme a expressão (11).

$$Q = \frac{TPR_{20,10}(s) - b1 - A1(1 - e^{-s/t})}{b2 + A2(1 - e^{-s/t})} \qquad (11)$$

Sendo *s* o tamanho do campo; t, A1, A2, b1 e b2 constantes cujos valores estão na Tabela 2 e foram obtidos pelo autor (Sauer, 2007).

**Tabela 2–** Valores das constantes para uso da fórmula proposta por Sauer.

| *Constantes* | | | | |
|---|---|---|---|---|
| $b_1$ | $A_1$ | $b_2$ | $A_2$ | t |
| -0,208 | 0,625 | 1,1213 | -0,679 | 195 |

Os dados obtidos pela varredura do objeto simulador permitiram a obtenção dos valores de dose relativa em relação à s (profundidade). Através desses dados, foram obtidos os valores de PDP nas profundidades 20 e 10 cm ($PDP_{20,10}$), fazendo a razão das doses nessas profundidades ($D_{20}$ / $D_{10}$) . Com esses resultados, foram calculadas as TPR nas profundidades 20 e 10 cm ($TPR_{20,10}$) pela equação (12):

$$TPR_{20,10} = 1{,}2661 x PDP_{20,10} - 0{,}0595 \qquad (12)$$

Tendo os valores de $TPR_{20,10}$, os valores de Q foram obtidos pelo formalismo proposto, conforme a expressão 11. Foi possível, então, uma análise quantitativa e qualitativa dos resultados obtidos com o fator de qualidade. Além dos valores de Q calculados, todos dados para essa finalidade foram obtidos através de diferentes tamanhos de campos e detectores, o que permitiu a comparação e validação dos dados desse trabalho em comparação com os publicados na literatura.

### *5.3.3 Análise dos parâmetros físicos do feixe*

Para melhor analisar os dados obtidos na dosimetria do feixe e o comportamento dos detectores em meio às condições fora do equilíbrio eletrônico em campo pequenos, também foram obtidos, através das relações descritas nos itens 2.1.1 e 2.1.3, os valores de PDP e TMR, em toda a varredura realizada pelo objeto simulador, bem como os perfis do feixe nos diferentes campos e detectores utilizados. Com isso, foi possível a comparação entre os detectores utilizados e também com os valores obtidos por outros trabalhos.

# 6 RESULTADOS

## *6.1 Resultados e discussões para caracterização do detector de diamante*

O detector de diamante apresentou comportamento linear com a dose, como mostra a Figura 16. A dependência com a taxa de dose foi obtida por comparação com as medidas realizadas com a câmara de ionização PTW, modelo 31010.

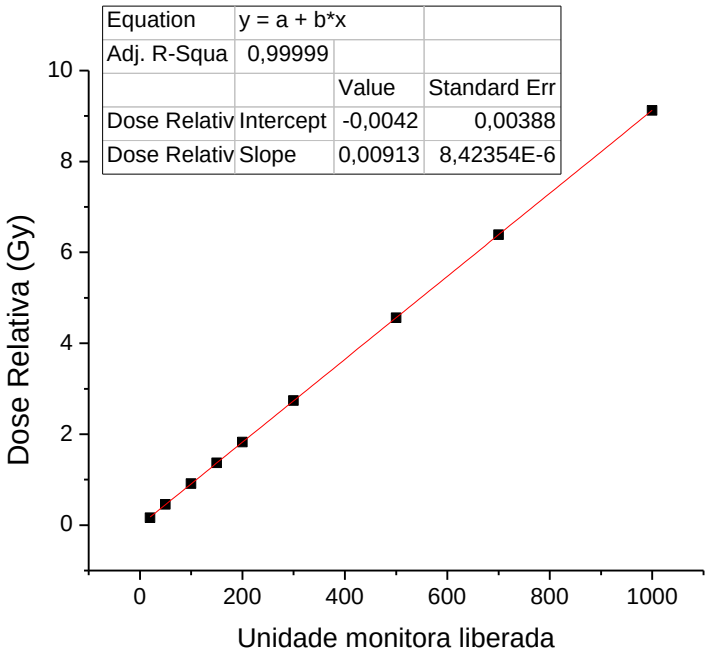


**Figura 16-** Linearidade com a dose para o detector de diamante em 100x100 $mm^2$.

Observou-se uma boa linearidade com coeficiente de correlação $R^2$=99,99% demonstrando a adequação de seu uso em toda a faixa clinicamente relevante em radioterapia.

Normalizando-se os resultados para uma taxa de 300 cGy/min, que é a taxa de dose mais comumente usada em radioterapia, segundo a Figura 17, observou-se também, para a dependência com a taxa de dose, uma variação máxima de 0,57%, conforme a Tabela 3. A dependência com a taxa de dose foi estabelecida por comparação com a câmara de ionização.

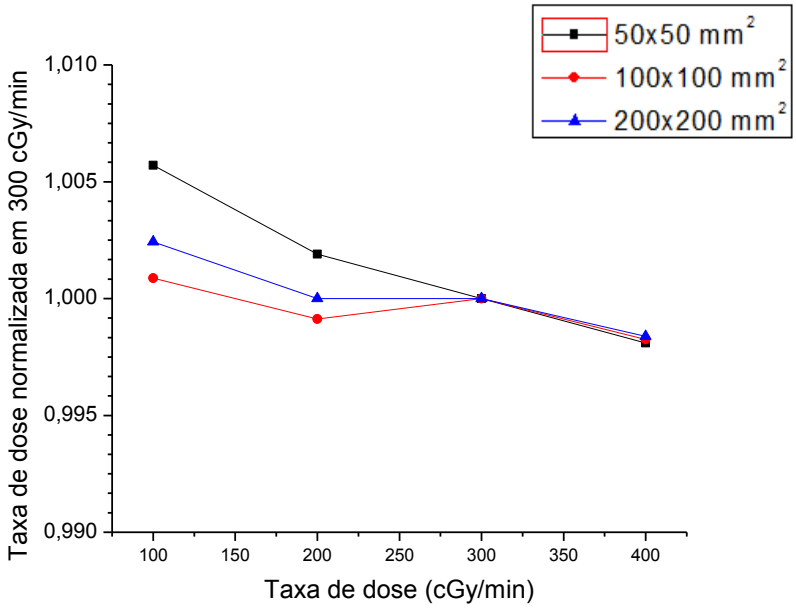


**Figura 17-** Valores obtidos para dependência com a taxa de dose normalizados em 300 cGy/min para todos os campos medidos.

**Tabela 3-** Desvio percentual da dependência com taxa de dose.

| | Taxa de Dose (cGy/min) | | | |
|---|---|---|---|---|
| Campo ($mm^2$) | 100 | 200 | 300 | 400 |
| 50 x 50 | 0,57 | 0,19 | 0,00 | -0,19 |
| 100 x 100 | 0,09 | -0,09 | 0,00 | -0,17 |
| 200 x 200 | 0,24 | 0,00 | 0,00 | -0,16 |

A razão das leituras do detector de diamante e da câmara de ionização para o campo de 200x200 $mm^2$, normalizadas para uma taxa de dose de 300 cGy/min, estão no gráfico da Figura 18.

Comparando-se esses resultados com aqueles obtidos por Hoban 1994, observou-se um comportamento semelhante mas com uma variação menor, 0,5% em vez de 2%.

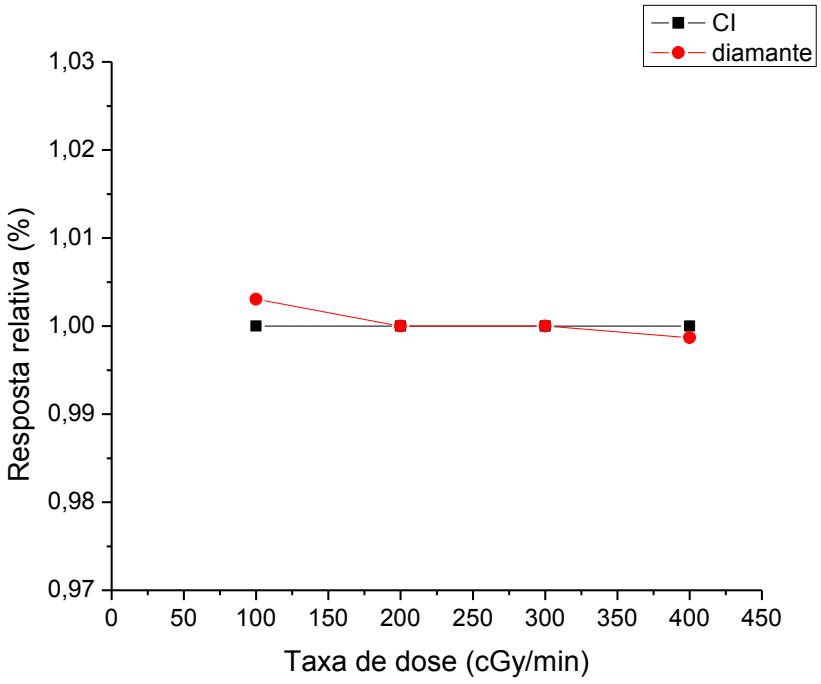


**Figura 18**- Resposta obtida com a câmara de ionização 0,125 $cm^3$ e diamante em relação à taxa de dose no campo 200x200 $mm^2$.

Para analisar as porcentagens de dose profunda, em todos os tamanhos de campo, os gráficos foram plotados separadamente para os dois detectores, Figura 19 para a câmara de ionização e Figura 20 para o diamante.

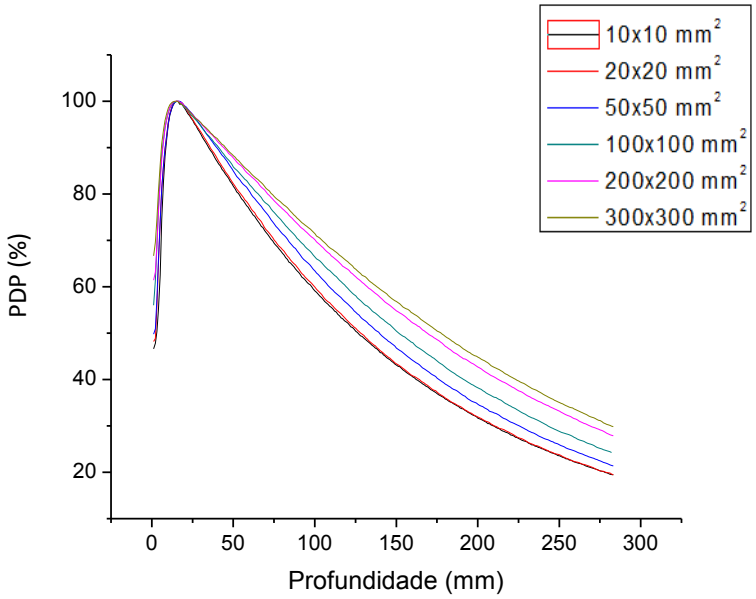


**Figura 19-** PDP medida com câmara de ionização.

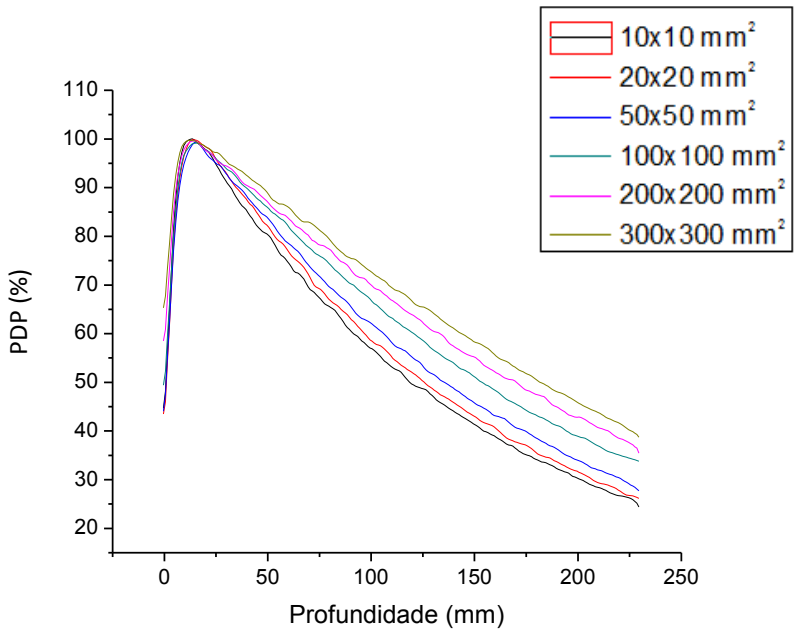


**Figura 20**- PDP medida com o detector de diamante.

Observando as curvas de PDP dos dois detectores na Figura 21, verifica-se que, para um campo 100x100 $mm^2$, os dois apresentaram o mesmo comportamento havendo boa concordância entre os valores obtidos. Esse mesmo comportamento foi observado para outros tamanhos de campo.

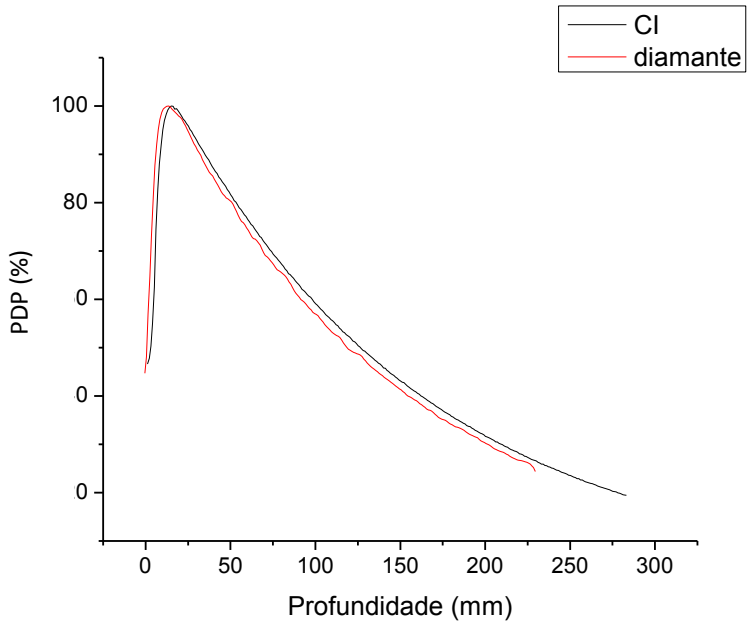


**Figura 21-** PDP para câmara de ionização e detector de diamante em campo de 100x100 $mm^2$.

A fim de possibilitar uma avaliação quantitativa entre as respostas do detector de diamante comparativamente com a câmara de ionização, foi feita uma análise considerando-se algumas profundidades específicas, típicas para feixes de fótons de alta energia, cujas diferenças percentuais são apresentadas na Tabela 4.

**Tabela 4**- Desvios percentuais das PDPs obtidas com o detector de diamante com relação à câmara de ionização.

| Profundidade (cm) | Campo ($mm^2$) | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 10x10 | 20x20 | 50x50 | 100x100 | 200x200 |
| $D_{máx}$ | -0,02% | 0,17% | 0,66% | 0,85% | 0,37% |
| 5 | 1,72% | 0,16% | 1,45% | -0,02% | 0,90% |
| 10 | 3,64% | 2,26% | 2,03% | -0,57% | 0,28% |
| 20 | 4,45% | 0,89% | 2,04% | -1,78% | -0,36% |

Pela Tabela 4, verifica-se que as diferenças entre o diamante e a câmara de ionização para campos pequenos estão aceitáveis, exceto para profundidades maiores. Já para campos maiores, as diferenças entre estes dois detectores se encontram entre os valores esperados. Desta forma, verificou-se que o detector de diamante, devido à sua alta resolução, é bastante apropriado para a caracterização de campos pequenos.

Os perfis também foram obtidos para os dois detectores, em diferentes tamanhos de campo, a fim de serem comparados como mostra a Figura 22.

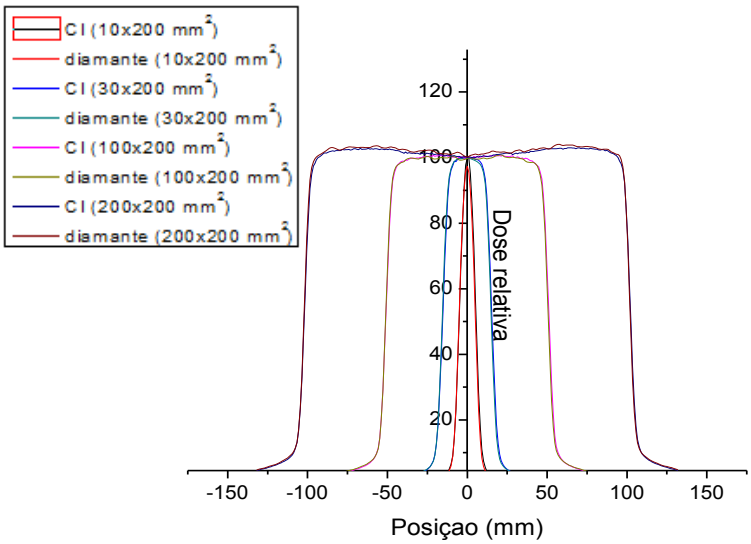


**Figura 22**- Perfis obtidos com câmara e diamante.

Houve uma boa concordância entre os dois detectores, o que evidencia que o diamante tem o mesmo comportamento que a câmara de ionização.

Pode-se observar ainda nas curvas de perfil que tanto a simetria como a planura são as mesmas para os dois detectores.

De uma forma geral, a utilização do diamante mostra que como esse detector é praticamente equivalente ao tecido, uma vez que os números atômicos do carbono e do tecido são bem próximos, o sinal do detector pode ser considerado como sendo diretamente proporcional à dose absorvida no tecido sem necessidade de se aplicar nenhuma correção (Rustigi, 1995; Bucciolini, 2003). Além disto, este detector é bastante apropriado para medidas relativas de dose absorvida (Vatniski, 1993) uma vez que apresenta características intrínsecas que favorecem este tipo de medida, tais como: alta sensibilidade (cerca de 0,5 mC/Gy), boa resolução espacial e temporal, baixa dependência energética em feixes de fótons e elétrons, boa estabilidade com a temperatura (melhor que cerca de 1% $°K^{-1}$); e boa estabilidade de radiação, i.e., praticamente insensível ao dano provocado pela radiação, podendo, assim, ser perfeitamente aplicado na dosimetria clínica de feixes e fótons.

### *6.2 Resultados e discussões para estudo e validação das análises do fator de qualidade do feixe Q.*

Os dados calculados para análise do fator qualidade do feixe (Q) para tamanhos de campos arbitrários estão mostrados na Tabelas 5, foram obtidas as medidas com detectores câmara de ionização pinpoint e 0,13 $cm^3$, diodo estereotáxico e utilizados cones para radiocirurgia medidos com o mesmo diodo, mas agora para campos circulares.

**Tabela 5–** Dados de Q calculados em diferentes tamanhos de campos para detectores diferentes.

| Detector | Campo (mm) | (s) mm | $D_{20/10}$ | $TPR_{20,10}(s)$ | Q |
|---|---|---|---|---|---|
| | 6x6 | 6 | 1,0548 | 1,2760 | 1,3310 |
| | 12x12 | 12 | 0,5126 | 0,5895 | 0,7034 |
| | 18x18 | 18 | 0,5426 | 0,6275 | 0,7352 |
| | 24x24 | 24 | 0,4352 | 0,4915 | 0,6015 |
| ***CC01*** | 30x30 | 30 | 0,5289 | 0,6102 | 0,7117 |
| | 36x36 | 36 | 0,5397 | 0,6238 | 0,7216 |
| | 42x42 | 42 | 0,5362 | 0,6194 | 0,7136 |
| | 60x60 | 60 | 0,5537 | 0,6416 | 0,7266 |
| | 80x80 | 80 | 0,5653 | 0,6563 | 0,7325 |
| | 100x100 | 100 | 0,5654 | 0,6563 | 0,7228 |
| | 6x6 | 6 | 0,5456 | 0,6313 | 0,7453 |
| | 12x12 | 12 | 0,5523 | 0,6397 | 0,7498 |
| | 18x18 | 18 | 0,5434 | 0,6286 | 0,7362 |
| | 30x30 | 30 | 0,5320 | 0,6140 | 0,7154 |
| | 40x40 | 40 | 0,5396 | 0,6237 | 0,7191 |
| | 60x60 | 60 | 0,5487 | 0,6352 | 0,7198 |
| | 80x80 | 80 | 0,5612 | 0,6510 | 0,7266 |
| ***CC13*** | 98x98 | 98 | 0,5716 | 0,6642 | 0,7330 |
| | 100x100 | 100 | 0,5733 | 0,6664 | 0,7347 |
| | 120x120 | 120 | 0,5807 | 0,6757 | 0,7371 |
| | 150x150 | 150 | 0,5930 | 0,6912 | 0,7449 |
| | 200x200 | 200 | 0,6075 | 0,7097 | 0,7536 |
| | 250x250 | 250 | 0,6184 | 0,7235 | 0,7610 |
| | 300x300 | 300 | 0,6301 | 0,7382 | 0,7745 |
| | 350x350 | 350 | 0,6329 | 0,7418 | 0,7722 |
| | 400x400 | 400 | 0,6343 | 0,7436 | 0,7684 |
| | 6x6 | 6 | 0,5774 | 0,6715 | 0,7818 |
| | 12x12 | 12 | 0,5294 | 0,6108 | 0,7231 |
| | 18x18 | 18 | 0,5269 | 0,6076 | 0,7165 |
| | 30x30 | 30 | 0,5123 | 0,5891 | 0,6911 |
| ***Diodo*** | 40x40 | 40 | 0,5274 | 0,6083 | 0,7036 |
| | 42x42 | 42 | 0,5545 | 0,6425 | 0,7370 |
| | 60x60 | 60 | 0,5370 | 0,6203 | 0,7040 |
| | 80x80 | 80 | 0,5462 | 0,6321 | 0,7054 |
| | 100x100 | 100 | 0,5655 | 0,6565 | 0,7230 |
| | 4x4 | 4,0 | 0,4554 | 0,5170 | 0,6432 |
| | 5x5 | 5,0 | 0,4810 | 0,5495 | 0,6717 |
| | 7,5x7,5 | 7,5 | 0,5164 | 0,5944 | 0,7108 |
| | 8x8 | 8,0 | 0,5013 | 0,5752 | 0,6929 |
| ***Cones(diodo)*** | 10x10 | 10,0 | 0,5211 | 0,6002 | 0,7146 |
| | 12,5x12,5 | 12,5 | 0,5194 | 0,5982 | 0,7111 |
| | 15x15 | 15,0 | 0,5209 | 0,6000 | 0,7112 |
| | 17,5x17,5 | 17,5 | 0,5252 | 0,6055 | 0,7148 |
| | 20x20 | 20,0 | 0,5203 | 0,5992 | 0,7073 |

A Tabela 6 mostra os valores obtidos pelos vários autores. Com os valores dos fatores de qualidade do feixe (Q) obtidos e calculados experimentalmente ou por diferentes autores

**Tabela 6-** Valores de Q obtidos por British Journal-25,1996; Cheng et al, 2007; Sauer et al, 2007 e Cho et al, 2005 para validação de dados experimentais.

| ***British Journal-25*** | | ***Cheng*** | | ***Sauer*** | | ***Cho*** | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **s (mm)** | **Q** | **s (mm)** | **Q** | **s (mm)** | **Q** | **s (mm)** | **Q** |
| 40 | 0,6690 | 0 | 0,6045 | 0 | 0,6999 | 0 | 0,6698 |
| 50 | 0,6689 | 10 | 0,6055 | 4 | 0,6973 | 10 | 0,6633 |
| 60 | 0,6700 | 20 | 0,6151 | 8 | 0,6947 | 20 | 0,6643 |
| 70 | 0,6704 | 30 | 0,6236 | 12 | 0,6929 | 30 | 0,6648 |
| 80 | 0,6722 | 40 | 0,6222 | 16 | 0,6912 | 40 | 0,6565 |
| 90 | 0,6733 | 50 | 0,6372 | 24 | 0,6887 | 50 | 0,6637 |
| 100 | 0,6738 | | | 40 | 0,6858 | | |
| 120 | 0,6747 | | | 56 | 0,6854 | | |
| 150 | 0,6760 | | | 80 | 0,6874 | | |
| 200 | 0,6776 | | | 99,8 | 0,6903 | | |
| 250 | 0,6756 | | | 128 | 0,6940 | | |
| 300 | 0,6741 | | | 160 | 0,6975 | | |
| 350 | 0,6693 | | | 181 | 0,6977 | | |
| 400 | 0,6679 | | | | | | |

Conforme as Tabelas 5 e 6, foi possível uma comparação entre os diferentes valores de Q obtidos por diferentes detectores e autores em relação aos tamanhos de campo, como mostra Figura 22.

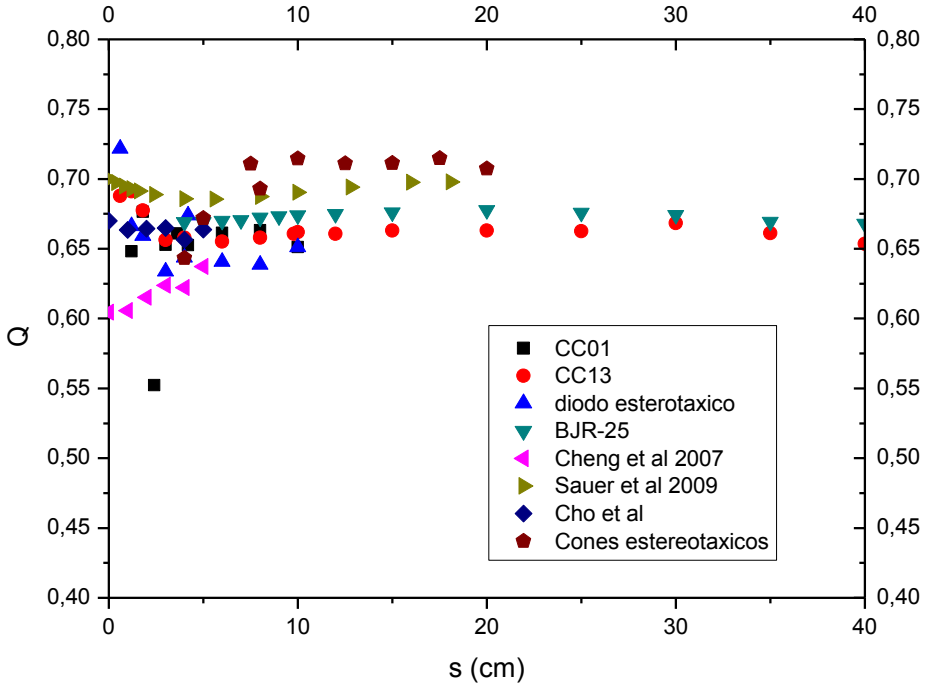


**Figura 23**- Gráfico dos valores de Q calculados para diferentes detectores comparados aos diferentes autores.

Para uma análise quantitativa dos resultados mostrados na Figura 23, foram calculadas as médias dos valores de Q, bem como seus respectivos desvios, cujos valores foram comparados entre si, ou seja, medidas experimentais e de publicações a fim de validar os resultados obtidos nesse trabalho. A Tabela 7 está disposta com estes valores.

**Tabela 7-** Comparação dos resultados obtidos com autores

| | ***Q médio medido*** | | | | | | ***Desvio percentual (%)*** | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | *CC01* | *CC13* | *Diodo estereotáxico* | *Cones estereotáxicos medidos com diodo* | *Diodo blindado* | *Câmara Farmer* | *CC01* | *CC13* | *Diodo estereotáxico* | *Cones estereotáxicos medidos com diodo* |
| Este trabalho | 0,705 ± 0,178 | 0,665 ± 0,011 | 0,659 ± 0,026 | 0,698±0025 | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Sauer et al 2009b | --- | --- | --- | --- | 0,693 ± 0,005 | --- | 1,8 | 4,0 | 4,9 | 0,5 |
| BJR-25 | --- | --- | --- | --- | --- | 0,672 ± 0,003 | 3,2 | 0,7 | 1,4 | 3,9 |
| Cheng et al 2007 | --- | --- | 0,664 ± 0,004 | --- | --- | --- | 6,2 | 0,2 | 0,7 | 4,9 |
| Cho et al 2005 | --- | --- | --- | --- | --- | 0,668 ± 0,002 | 5,5 | 0,4 | 1,3 | 4,2 |

Os resultados experimentais obtidos nesta investigação comparados com Sauer, 2009 mostraram valores de 1,8%; 4,0% e 4,9% para câmara do tipo CC01, CC13 e diodo estereotáxico respectivamente.

Quando os valores foram comparados com o BJR-25 (British Journal-25) deve-se considerar para BJR-25 que as medidas foram feitas com câmara do tipo Farmer, a qual era mais comumente utilizada.

Por outro lado, comparado ao Cheng et al, 2007 onde foi feita uma extrapolação para campo no valor zero, apenas uma diferença de 0,7% quando em ambas medidas foi utilizado o diodo estereotáxico.

Ao comparar os resultados com Cho et al, 2005 uma melhor concordância foi encontrada exceto para a câmara CC01.

Ao utilizar os cones estereotáxicos, cujas medidas foram realizadas com o mesmo diodo estereotáxico, permitem campo em torno de mm, ou seja, campos bem pequenos e circulares, a melhor comparação foi com os dados do Sauer, 2009; o qual também utilizou o diodo, porém o do tipo blindado nas suas medidas, e concluiu que esse detector bem como seu formalismo eram apropriados para esse tipo de dosimetria, mesmo assim, com todos os outros autores as diferenças permaneceram em torno de 4,0%.

### *6.3 Análise das PDP obtidas em diferentes tamanhos de campos e detectores.*

Os valores de PDP foram calculados a partir dos dados de dose relativa, obtidos em diferentes profundidades e tamanhos de campos, pelo sistema automático de varredura, para cada detector (câmaras de ionização do tipo pinpoint e de 0,13cm$^3$ e diodo estereotáxico). Os resultados obtidos com câmara de ionização pinpoint (CC01) estão dispostos na Figura 24, com câmara de volume 0,13 cm$^3$ (CC13) na Figura 25 e com diodo estereotáxico na Figura 26.

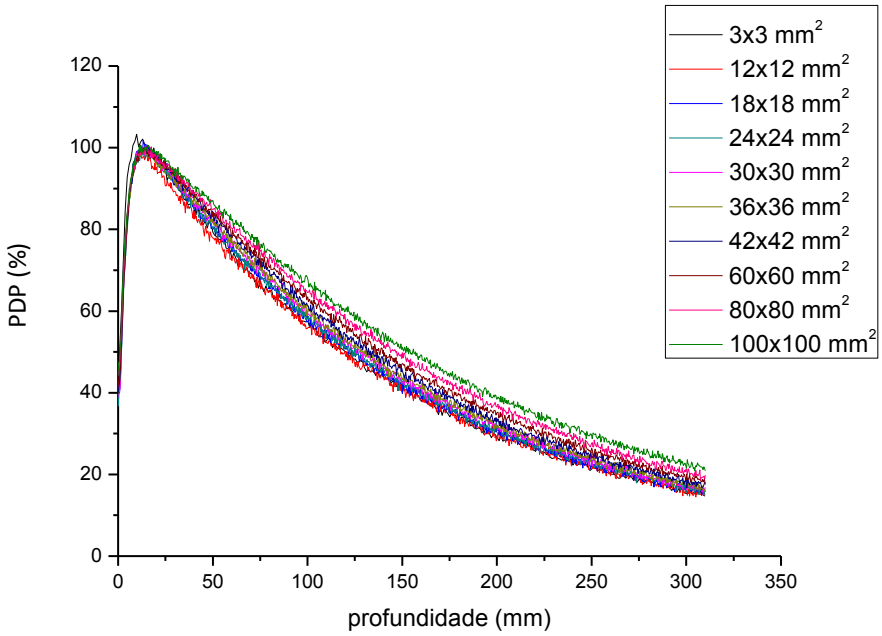


**Figura 24**- PDP obtida com câmara de ionização pinpoint (CC01).

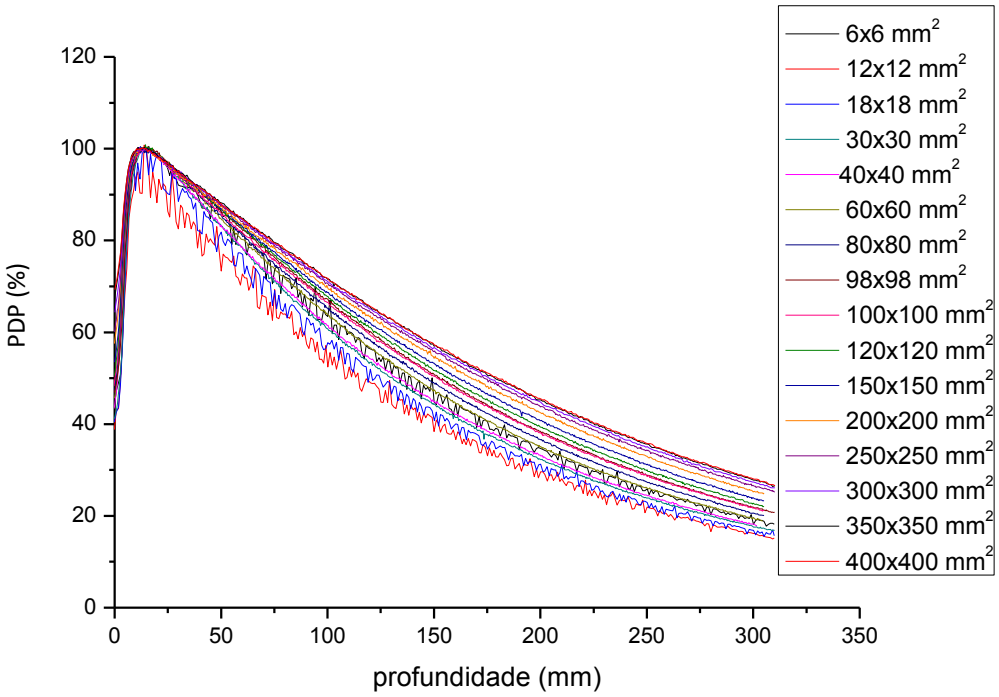


**Figura 25**- PDP obtida com câmara de ionização de 0,13 $cm^3$ (CC13).

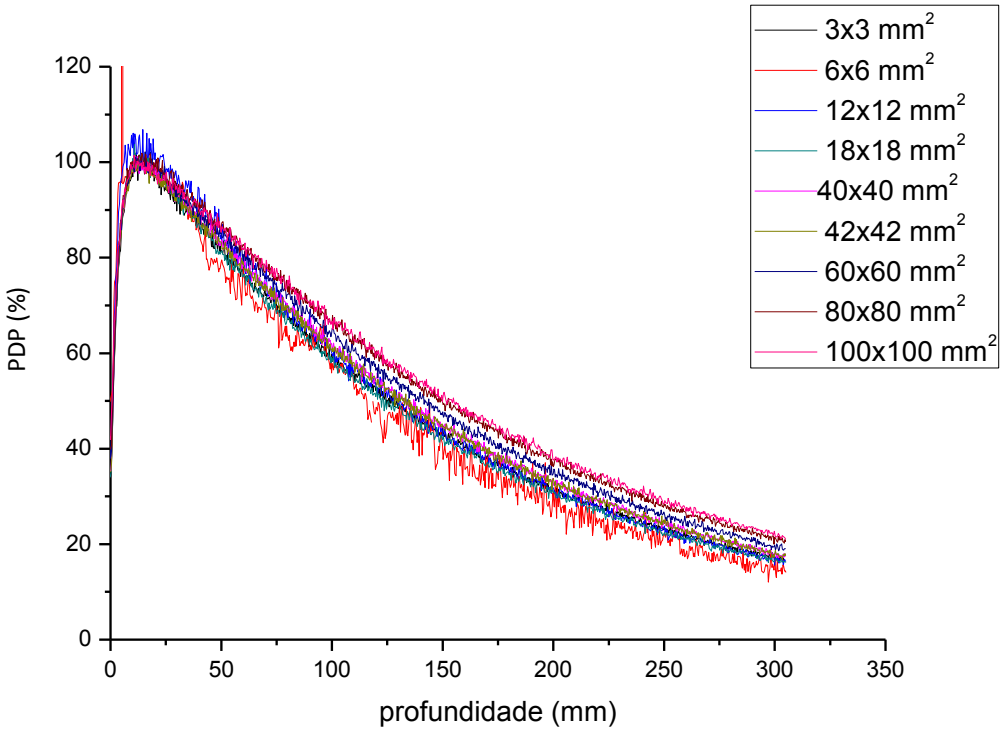


**Figura 26**- PDP obtida com diodo estereotáxico.

A fim de melhor comparar as respostas obtidas dos valores de PDP em relação aos detectores, a Figura 27 mostra a comparação para o campo 18x18 $mm^2$

e a Figura 28 dispõe a comparação para campo 12x12 $mm^2$, ambos os campos considerados pequenos.

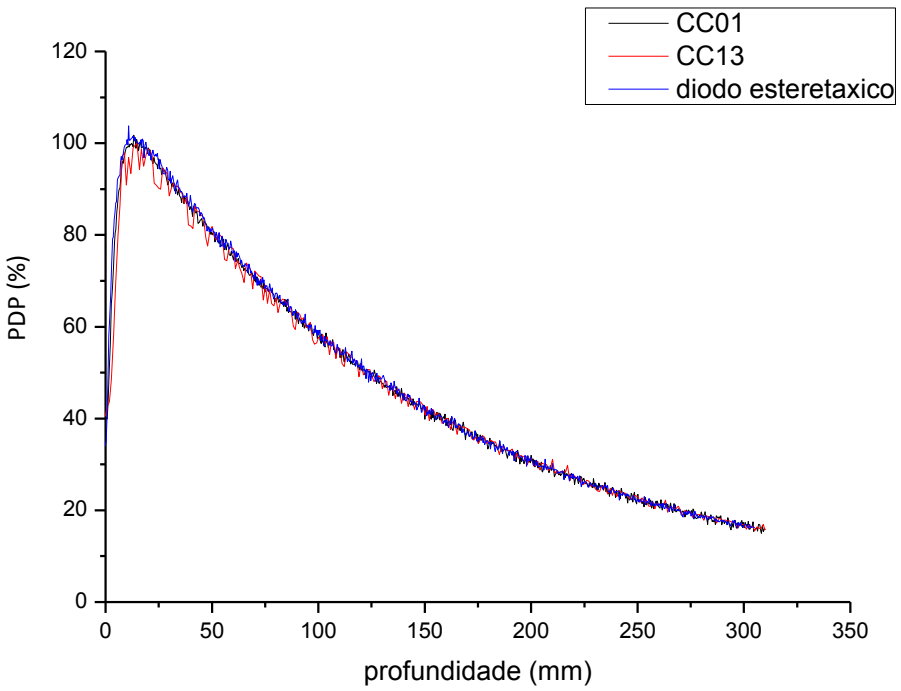


**Figura 27**- Comparação de PDP no campo 18x18 $mm^2$.

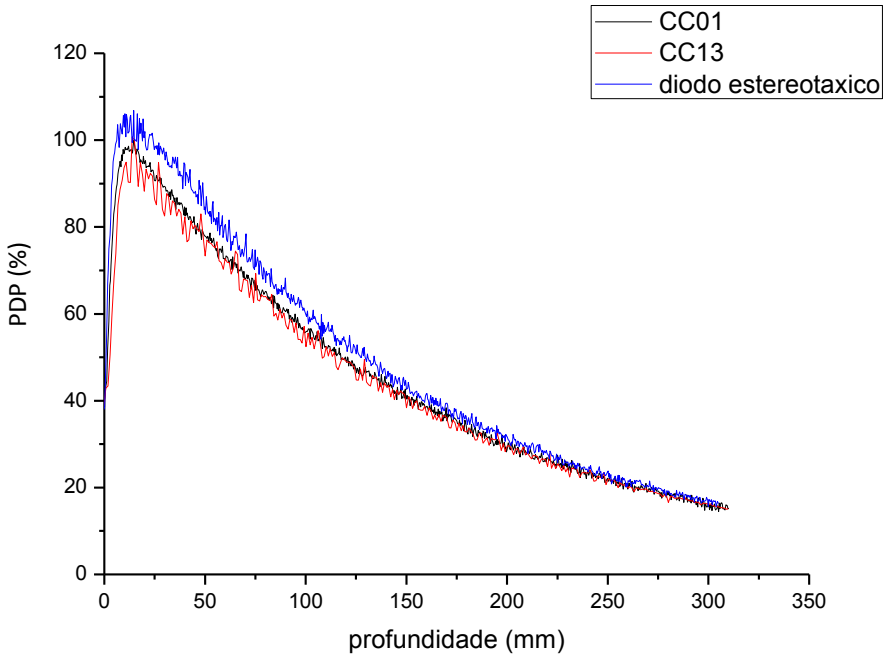


**Figura 28**- Comparação de PDP no campo 12x12 $mm^2$.

Para o campo 18x18 $mm^2$ os resultados em relação à PDP, conforme a Figura 27, apresentam uma melhor concordância comparado aos resultados para campo 12x12 $mm^2$, representados na Figura 28, onde o diodo estereotáxico apresentou um comportamento diferenciado das câmaras de ionização. Diferença esta que não aparece para campos maiores, como na Figura 29, onde a PDP é obtida para um campo 100x100 $mm^2$.

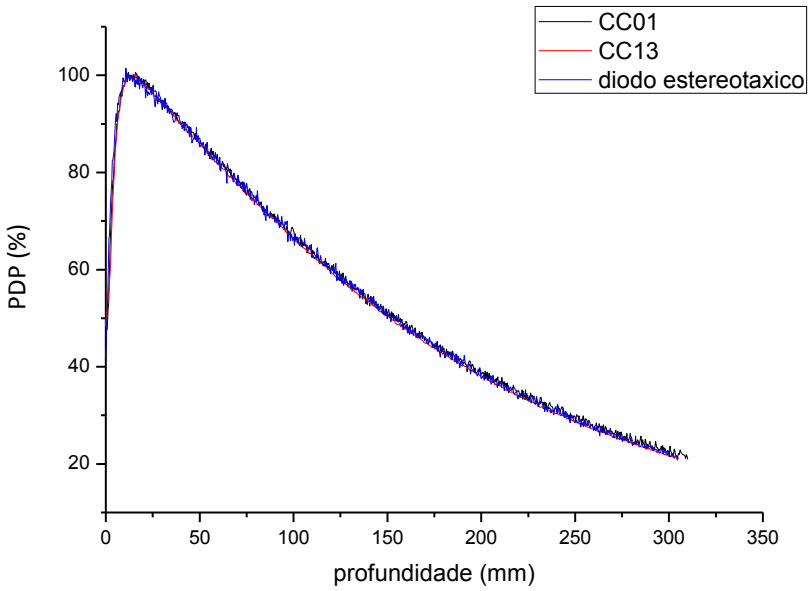


**Figura 29**- Comparação de PDP no campo 100x100 $mm^2$.

Para melhor ilustrar essa concordância as Tabelas 8, 9 e 10 dispõem das diferenças percentuais na comparação entre os detectores utilizados.

**Tabela 8**- Diferenças percentuais nos valores de PDP entre os detectores CC01 e CC13.

| | Campo ($mm^2$) | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Profundidade (cm)** | 12x12 | 18x18 | 60x60 | 100x100 |
| 5 | 5,81 | -2,22 | -0,55 | 1,29 |
| 10 | 5,91 | 1,63 | -0,96 | 1,58 |
| 20 | -3,44 | 2,15 | -0,01 | 1,11 |

**Tabela 9**- Diferenças percentuais nos valores de PDP entre os detectores CC01 e diodo estereotáxico.

| | Campo ($mm^2$) | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Profundidade (cm)** | 12x12 | 18x18 | 60x60 | 100x100 |
| 5 | -8,67 | -1,70 | -1,11 | 2,01 |
| 10 | -7,29 | -0,85 | -2,88 | 1,31 |
| 20 | -10,58 | 2,60 | 0,78 | 2,17 |

**Tabela 10**- Diferenças percentuais nos valores de PDP entre os detectores CC13 e diodo estereotáxico.

| | Campo ($mm^2$) | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Profundidade (cm)** | 12x12 | 18x18 | 60x60 | 100x100 |
| 5 | -15,36 | 0,51 | -0,55 | 0,73 |
| 10 | -14,03 | -2,52 | -1,90 | -0,28 |
| 20 | -6,90 | 0,46 | 0,79 | 1,07 |

Pela análise das Tabelas 8, 9 e 10, os resultados mostram-se condizentes com os valores esperados de PDP, tanto para campos pequenos quanto para campos maiores. Apenas no campo 12x12 $mm^2$, para todas as comparações entre os detectores as diferenças percentuais mostraram-se maiores, podendo chegar a 15% na profundidade de 5 cm. Percebe-se a dificuldade das medições em campos pequenos, pois para um campo também pequeno de 18x18 $mm^2$, os resultados apresentados mostram um excelente concordância para todos os detectores analisados no presente trabalho, chegando no máximo a 2,6% de diferença.

McKerracher et al, 2006 obteve resultados de PDP para colimador de 40 mm e 12,5 mm com três tipos diferentes de diodos, câmara de ionização 0,125cc, pinpoint, câmara Markus e filme. Os maiores desvios percentuais foram das medidas com filme em cerca de 3%. Tais autores ressaltam que todos os detectores são bons para medidas de PDP em campos grandes, porém para campos pequenos começa haver dificuldades em relação ao tamanho do detector. Também discutem sobre as câmaras de referência que possuem volumes maiores que os detectores utilizados, podendo afetar as medidas.

### *6.4 Análise dos valore de TMR obtidos*

Os valores de TMR calculados foram obtidos a partir dos cálculos de PDP, conforme a equação 10 do item 2.1.4 que mostra a relação entre TMR e PDP, sem a utilização dos valores do fator espalhamento de pico (PSF). Os resultados obtidos estão dispostos na Tabela 11.

**Tabela 11**- Diferenças percentuais nos valores de TMR entre os detectores CC01, CC13 e diodo estereotáxico.

| | 18x18 $mm^2$ | | | 100x100 $mm^2$ | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Profundidade (cm) | cc01 - cc13 | cc01 - diodo | cc13 - diodo | cc01 - cc13 | cc01 - diodo | cc13 - diodo |
| 1,5 | 0,3 | -0,3 | -0,7 | 0,1 | 0,3 | 0,3 |
| 5 | -2,1 | -1,6 | 0,5 | 1,6 | 2,3 | 0,7 |
| 10 | 1,5 | 0,6 | -0,9 | 2,7 | 2,1 | -0,6 |
| 20 | 2,1 | 2,7 | 0,6 | 0,6 | 2,1 | 1,5 |

A maior diferença percentual encontrada foi de 2,7% em apenas dois casos, ambos envolvendo a câmara de ionização pinpoint (CC01). Quando é analisada a comparação entre câmara de ionização de 0,13 $cm^3$ (CC13) e diodo estereotáxico, os resultados apresentam uma excelente concordância, dentro de uma variação de no máximo 1,5%.

Das et al, 2008 apresentaram nas medidas de TMR com câmara de ionização de volume pequeno (<0,125 $cm^3$) comparadas ao detector de diamante uma diferença de ± 0,5%. Tais autores também expuseram que a escolha do detector, bem como o seu tamanho comparado ao tamanho do campo, é independente do TMR desde que o TMR seja medido no eixo central e as razões de dose na profundidade sejam na profundidade de referência.

Cheng et al, 2007 também ressaltam que a grande dificuldade em determinar TMR e PDP em campos pequenos é justamente a acurácia no alinhamento do detector dentro do campo de radiação.

McKerracher et al, 2006 afirmam que PDP convertida em TMR sem o uso do fator PSF pode resultar em erros maiores que 2% para campos pequenos em grandes profundidades.

Portanto, os resultados obtidos para TMR apresentaram boa concordância em relação aos publicados na literatura.

# 7 CONCLUSÕES

A respeito da caracterização do detector de diamante feita neste trabalho evidencia que esse detector é um sistema de medida apropriado para medidas dosimétricas de campos pequenos. Os resultados encontrados foram validados pelos trabalhos publicados na literatura.

A comparação dos resultados experimentais, com relação à obtenção do fator de qualidade do feixe Q, com câmara de ionização do tipo pinpoint de 0,01 $cm^3$ (CC01), câmara de ionização de volume pequeno 0,13 $cm^3$ (CC13), diodo estereotáxico e com cones estereotáxicos mostraram uma boa concordância com os dados da literatura, provando que o formalismo proposto por Sauer 2009 é um método apropriado para validação dos resultados experimentais em dosimetria de campos pequenos.

Os resultados experimentais dos valores de Q foram validados e publicados, onde para o parâmetro Q, tanto a câmara de ionização de 0,13 $cm^3$ (CC13) quanto o diodo estereotáxico apresentaram melhores resultados em relação à maioria dos autores, comparando apenas com Sauer 2009, os resultados com a câmara de ionização pinpoint e 0,01 $cm^3$ (CC01) teve a menor diferença percentual.

Também foi verificada a dificuldade em comparar vários detectores nas condições de campos pequenos fora das condições de referência, na dosimetria desses campos não se pode medir apenas com um único detector, pois as medidas podem variar devido à falta de equilíbrio eletrônico, às perturbações dos detectores em relação aos tamanhos dos campos e a falta de referência em relação às diretrizes de dosimetria, onde são estabelecidos os parâmetros em campos 10x10 $cm^2$.

As análises de PDP e TMR comparando os detectores utilizados, bem como tantos os campo pequenos como os maiores que 3 $cm^2$, percebe-se, apesar dos resultados satisfatórios, que os campos pequenos apresentam resultados de medidas dosimétricas com mais perturbações. Na análise de PDP os desvios percentuais foram menores em todos campos (sejam campo pequenos ou maiores) comparando as câmaras de ionização pinpoint (CC01) e de 0,13 $cm^3$ (CC13). Comparando tanto pinpoint (CC01) quanto a câmara de 0,13 $cm^3$ (CC13) com diodo estereotáxico, para campos maiores a maior diferença ficou em torno

de 2,9% e em campos pequenos podendo chegar a 15%. Na análise dos valores de TMR, a comparação entre a câmara de ionização de 0,13 $cm^3$ (CC13) e diodo estereotáxico apresentaram maior concordância, com desvio percentual máximo de 1,5%.

No geral, em todos os parâmetros físicos analisados, os detectores do tipo, câmara de ionização de volume pequeno 0,13 $cm^3$ (CC13) e diodo estereotáxico, apresentaram melhores resultados, podendo ser utilizados para medidas dosimétricas em campos pequenos fora das condições de referência.

Assim como Das et al, 2008; Alfonso et al, 2008; Sauer, 2009 é esperada uma acurácia na dosimetria de campos pequenos, portanto fora das condições de referência.

Como sugestão para trabalhos futuros é que o detector de diamante seja utilizado nas medidas dosimétricas para campos pequenos e comparado a outros detectores. Utilizando a proposta do Cheng et al, 2007; sejam feitas extrapolações das medidas de PDP e TMR para campo zero, para isso, utilizando os fatores de espalhamento.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

DAS, I.J., DING, G.X., AHNESJO, A. *Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry*. Medical Physics, 35, p. 206-215, 2008.

ALFONSO, R., ANDREO, P., CAPOTE, R., SAILFUL HUQ, M., KJÃLL P., MACKIE, T.R., PALMANS, H., ROSSER, K., SEUNTJENS, J., ULLRICH, W and VATNITSKY, S. *A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields.* Medical Physics, 35 (11), p. 5179-5186, 2008.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Vienna, 2000. (Technical Reports Series, 398).

SAUER, O.A., WILBERT, J. *Measurement of output factors for small photons beams.* Medical Physics, 34 (6), p. 1983-1988, 2007.

PASKALEV, K.A., SEUNTJENS, J.P., PATRCINIO, H.J., PODGORSAK, E.B. *Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 e 3 mm de diâmetro)*. Medical Physics, 30, p. 111-118, 2003.

LI, S., RASHID, S., HE, DJAJAPUTRA, D. *A new approach in dose measurement and error analysis for narrow photon beams (beamlets) shaped by different multileaf collimators using a small detector*. Medical Physics, 31, p. 2020-2032, 2004.

SAUER, O.A. *Determination of the quality index "Q" for photon beams at arbitrary field sizes.* Medical Physics, 36 (9), p. 4168-4172, 2009.

KHAN, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Baltimore - William, 1984.

PODGORSAK, E.B. *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.

DING, G.X., DUGGAN, D.M., COFFEY, C.W. *Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods.* Physical Medical Biologic, 51, p. 2549-2566, 2006.

ALMOND, P.R. *AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams*. Medical Physics, 26, p. 1847-1870, 1999.

TASK GROUP-21, RADIATION THERAPY COMMITTEE, AAPM. *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams.* Medical Physics, 10, p. 741-771, 1983

BRITISH JOURNAL RADIOLOGY-25 1996 *Central axis depth dose data for use in radiotherapy*. Br. J. Radiol., Suppl. 25, 62–109.

McKERRACHER, C., THWAITES, D.I. *Notes on the construction of solid-state detectors. Radiotherapy and Oncology*, 79, p. 348-351, 2006.

CHENG, C., CHO, W., TAYLOR, M.S.H. and DAS, I .J. *Determination of zero-field percentage depth doses and tissue maximum ratios for stereotactic radiosurgery and IMRT dosimetry: comparison between experimental measurements and Monte Carlo simulation*. Medical Physics, 34, p. 3149-3157, 2007.

HOBAN, PW., HEYDARIAN, M., BECKHAM, WA., BEDDOE, AH. *Dose rate dependence of a PTW diamond detector in the dosimetry of a 6 MV photon beam.* Phys Med Biol 1994; 39:1219-1229.

RUSTIGI, SN. *Evaluation of the dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements*. Medical Physics 1995; 22(5):567-570.

BUCCIOLINI, M., BUONAMICI, FB., MAZZOCCHI, S., DE ANGELIS, C., ONORI, S., CIRRONE, GAP. *Diamond detector versus silicon diode and ion chamber in photon beams of different energy and field size*. Medical Physics 2003;30(8):2149-2154.

VATNISKY, S., JÄRVINEN, H. *Application of natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy*. Phys Med Biol 1993; 38:173-184.

SAUER, O.A., and WILBERT, J. *Functional representation of tissue phantom ratios for photon fields*. Medical Physics*.* 35, 5444-5450, 2009.

CHO, S.H., VASSILIEV, O.N., LEE, S., LIU, H.H., IBBOTT, G.S., and MOHAN, R *Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators.* Medical Physics, 32, p. 137-148, 2005.