

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA – FACULDADE GAMA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM
SISTEMA DE CÁLCULO DE DOSE INDEPENDENTE PARA
CONTROLE DE QUALIDADE DE IMRT DO TIPO *Jaws-Only***

LUIS FELIPE OLIVEIRA E SILVA

ORIENTADOR: CRISTIANO JACQUES MIOSSO

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

PUBLICAÇÃO: 40A/2015

BRASÍLIA/DF, OUTUBRO DE 2015

UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA – FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM
SISTEMA DE CÁLCULO DE DOSE INDEPENDENTE PARA
CONTROLE DE QUALIDADE DE IMRT DO TIPO *Jaws-Only*

LUIS FELIPE OLIVEIRA E SILVA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO DA
FACULDADE GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

APROVADA POR:

Cristiano Jacques Miosso

(Orientador)

Dr. José Felício da Silva

(Examinador interno)

Dr. Victor Gabriel Leandro Alves

(Examinador externo)

FICHA CATALOGRÁFICA

OLIVEIRA E SILVA, LUIS FELIPE

Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Cálculo de Dose Independente para Controle de Qualidade de IMRT do Tipo *Jaws-Only*

[Distrito Federal], 2015.

83p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, mestrado em engenharia biomédica, 2015).

Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Faculdade UnB Gama, programa de pós-graduação em engenharia biomédica.

- | | |
|-----------------|--|
| 1. Radioterapia | 2. Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) |
| 3. Dosimetria | 4. Controle de qualidade |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA

OLIVEIRA E SILVA, LUIS FELIPE (2015). Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Cálculo de Dose Independente para Controle de Qualidade de IMRT do Tipo *Jaws-Only*. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Publicação 40A/2015, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 83p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: Luis Felipe Oliveira e Silva

TÍTULO: Desenvolvimento e Avaliação de um Sistema de Cálculo de Dose Independente para Controle de Qualidade de IMRT do Tipo *Jaws-Only*

GRAU: Mestre

ANO: 2015

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Cristiano Jacques Miosso, pelo suporte e por todos os ensinamentos, que tiveram suma importância na realização desse trabalho. Seu conhecimento e capacidade são louváveis. Sou muito grato por toda sua ajuda.

Agradeço aos físicos: Juliana Dias, Leonardo Bicudo e Samuel Avelino. A convivência e troca de experiências na rotina clínica com esses colegas serviram para lapidar algumas das ideias contidas nesse trabalho.

Agradeço as Dras. Doris e Walkíria por todo o apoio, e em especial pelo empréstimo do arranjo de detectores do Instituto de Radioterapia de Taguatinga (IRT).

Agradeço aos demais membros da banca, professor José Felício e Victor, por terem aceito o convite e por suas contribuições.

Agradeço ao João Carlos Frederico pela companhia.

Agradeço a minha amada companheira, Joana, pelo enorme incentivo, revisões do texto e paciência.

RESUMO

A radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated radiotherapy*) proporciona distribuições de dose bastante complexas, com regiões de alto gradiente de dose. Essa complexidade representa um desafio maior no controle de qualidade (CQ) quando se compara a IMRT com a radioterapia convencional. O objetivo do presente trabalho foi desenvolver e avaliar um sistema de cálculo de dose independente, chamado SCI, para o controle de qualidade da IMRT do tipo *jaws-only*. O *software* desenvolvido utiliza um algoritmo de cálculo de dose baseado em correções realizadas no fator de calibração do acelerador linear, por meio de fatores tabelados, derivados de medições e calculados a partir de simples modelagem. Os próprios dados gerados no comissionamento são usados para alimentar o algoritmo. Os cálculos são realizados em um plano de um fantoma retangular. Para validar o SCI, comparações entre as previsões dosimétricas do sistema e outras referências foram realizadas. Foram comparados: doses pontuais no centro de campos assimétricos medidos com câmara de ionização; perfis de campos medidos com filme radiocrômico e com câmara de ionização; distribuições planares de dose de cinco casos de câncer de próstata e cinco de cabeça e pescoço medidas com um arranjo bidimensional de câmaras de ionização e calculadas pelo sistema de planejamento de tratamento (SPT). A avaliação foi realizada utilizando diferenças percentuais de dose, a menor diferença de posição em que se encontra o mesmo valor de dose (DTA, do inglês *distance to agreement*) e a avaliação gama com critérios: (i) diferença máxima de dose de 3%, DTA de 3 mm; (ii) diferença máxima de dose 5%, DTA de 3 mm; e (iii) diferença máxima de dose 5%, DTA de 5 mm. As diferenças encontradas nas comparações entre as doses obtidas no centro de campos assimétricos foram menores do que 2,5%. As diferenças nos perfis dos campos quadrados menores do que 30x30 cm² foram menores do que 2% ou 2 mm. Os campos menores, medidos com filme, apresentaram diferenças mais consideráveis (DTAs de até 5 mm foram observadas). Esse resultado já era esperado devido à maior resolução espacial do filme quando comparada à da câmara de ionização (volume sensível de 0,125 cc). As avaliações gama usando tanto as medições quanto o SPT como referência sugerem que o SCI representa bem a distribuição de dose real segundo o critério de 5% de diferença máxima de dose e 5 mm de DTA, uma vez que a média de pontos aprovados foi superior a 96,5% ($p < 0,001$) em todos os casos quando esse critério foi utilizado. O sistema também apresenta uma boa representação segundo o critério de 5% de diferença máxima de dose e 3 mm de DTA (média de pontos aprovados superior a 92,0%; $p < 0,01$). As médias de pontos aprovados com esses dois critérios estão, portanto, de acordo com os valores tipicamente usados como referência por profissionais da área de radioterapia. Desta forma, o sistema desenvolvido no presente trabalho está pronto para ser utilizado para o CQ de IMRT do tipo *jaws-only* sem custo adicional em relação aos equipamentos já utilizados, reduzindo o fluxo de trabalho comparado a métodos mais tradicionais e sem ocupação adicional da máquina de tratamento.

ABSTRACT

Intensity modulated radiation therapy (IMRT) provides complex dose distributions with high dose gradient regions. This complexity is a major challenge for quality assurance (QA), specially when comparing IMRT with conventional radiotherapy. In this research, I propose, develop, and evaluate an independent dose calculation system for QA of *Jaws-Only* IMRT (JOIMRT). The developed software uses a dose calculation algorithm based on corrections performed over the linear accelerator (linac) calibration factor. In order to perform this corrections I used tabulated factors derived from measurements and calculated from simple modeling. Also, I used the linac's commissioning data as input to the algorithm. The developed system then performs the main computations over a rectangular phantom plan. To validate the proposed system, I compared the predictions of the dosimetric system with references that are commonly used in the literature. Specifically, I compared: point doses in the center of asymmetric field measured with an ionization chamber; dose profiles measured with radiochromic film and an ionization chamber; planar dose distributions of five of prostate and five head and neck cases measured with a two-dimensional array of ionization chambers and calculated by the treatment planning system (TPS). The evaluation was performed using percentage dose differences, distance to agreement (DTA) and gama evaluation with tree criterions: (i) maximum difference dose of 3 % and 3 mm DTA, (ii) maximum difference dose of 5 % and 3 mm DTA, and (iii) maximum difference dose of 5 % and 5 mm DTA. The differences in the comparisons between the doses obtained in the center of asymmetric fields were smaller than 2.5 %. Differences in the profiles of square fields up to 30x30 cm² were smaller than 2 % or 2 mm. Smaller fields measured with film showed more significant differences (I measured DTAs up to 5 mm). This result was expected because of the higher spatial resolution of the film, as compared to the ionization chamber that provided the measurements used as inputs to the calculation algorithm (sensitive volume of 0.125 cc). The point approval ratings using both measurements and the TPS as a reference suggests that the independent dose calculation system represents the actual dose distribution according to the criterion of 5 % maximum dose difference and 5 mm DTA, since the average was approved points above 96.5% ($p < 0,001$) in all cases when this criterion was used. The system also features a good representation according to the criterion of 5 % maximal dose difference and 3 mm DTA (average of approved points above 92.0 %; $p < 0.01$). Therefore, the average of approved points obtained with those two criteria satisfies the values typically used as references by radiotherapy professionals. In this way, the system I developed is ready to be used for the JOIMRT QA with no additional cost with respect to equipment already used, reducing the workload compared to more traditional methods and without additional treatment machine occupation.

SUMÁRIO

1	Introdução	1
1.1	Contextualização e definição do problema	1
1.2	Objetivos	3
1.2.1	Objetivo geral	3
1.2.2	Objetivos específicos	3
1.3	Justificativa	4
1.4	Estrutura da dissertação	4
2	Fundamentação teórica	6
2.1	Radioterapia	6
2.1.1	Acelerador Linear	7
2.1.2	Do planejamento à execução do tratamento	9
2.2	Radioterapia de intensidade modulada	11
2.2.1	Radioterapia de intensidade modulada do tipo <i> jaws-only </i>	13
2.3	Controle de qualidade de IMRT	14
2.3.1	Avaliação gama	18
2.3.2	Sistemas dosimétricos usados no controle de qualidade de IMRT	18
2.4	Algoritmos de cálculo de dose	22
2.4.1	Método baseado em fatores de correção	23

2.4.2	Métodos baseados em convolução/superposição	30
2.4.3	Métodos baseados em simulações de Monte Carlo	32
3	Metodologia	33
3.1	O Sistema de Cálculo Independente	33
3.1.1	O algoritmo de cálculo de dose	33
3.1.2	Implementação do sistema de cálculo de dose independente	37
3.2	Testes de Validação	37
3.2.1	Dosimetria com filme radiocrômico	39
3.2.2	Dosimetria com Arranjo de Câmaras de Ionização	41
3.2.3	Análise de Dados	41
4	Resultados e discussão	43
5	Conclusão	51
A	Publicações	61
B	Curva de calibração do filme EBT3	62
C	Dados dosimétricos gerados gerados no comissionamento do Acelerador Linear	63

LISTA DE TABELAS

3.1	Campos usados para medições com câmara de ionização nos testes do sistema de cálculo independente.	38
3.2	Campos e direção dos perfis de campo obtidos nos testes do sistema de cálculo independente.	38
4.1	Comparação entre os cálculos manuais e os realizados pelo SCI.	44
4.2	Comparação entre medições realizadas com câmara de ionização e o cálculo do sistema de cálculo independente.	45
4.3	Resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama.	45
4.4	Resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama com o teste de wilcoxon.	46
B.1	Doses e densidades ópticas usadas para gerar a curva de calibração do filme dosimétrico EBT3.	62
C.1	Tabela de FRR usado no SCI.	64
C.2	Tabela de PDP usado no SCI - parte1.	65
C.3	Tabela de PDP usado no SCI - parte2.	66
C.4	Tabela de PDP usado no SCI - parte3.	67
C.5	Meio perfil do campo quadrado de lado 40 cm usado no SCI - parte1.	68
C.6	Meio perfil do campo quadrado de lado 40 cm usado no SCI - parte2.	69
C.7	Meio perfil do campo quadrado de lado 35 cm usado no SCI - parte1.	70
C.8	Meio perfil do campo quadrado de lado 35 cm usado no SCI - parte2.	71
C.9	Meio perfil do campo quadrado de lado 30 cm usado no SCI - parte1.	72

C.10 Meio perfil do campo quadrado de lado 30 cm usado no SCI - parte2. . .	73
C.11 Meio perfil do campo quadrado de lado 25 cm usado no SCI - parte1. . .	74
C.12 Meio perfil do campo quadrado de lado 25 cm usado no SCI - parte2. . .	75
C.13 Meio perfil do campo quadrado de lado 20 cm usado no SCI.	76
C.14 Meio perfil do campo quadrado de lado 15 cm usado no SCI.	77
C.15 Meio perfil do campo quadrado de lado 10 cm usado no SCI.	78
C.16 Meio perfil do campo quadrado de lado 5 cm usado no SCI.	79
C.17 Meio perfil do campo quadrado de lado 3 cm usado no SCI.	80
C.18 Meio perfil do campo quadrado de lado 2 cm usado no SCI.	81

LISTA DE FIGURAS

2.1	Ilustração da produção de um feixe de fótons por um acelerador linear e uma imagem do cabeçote com alguns componentes.	8
2.2	Representação dos movimentos de um acelerador linear.	8
2.3	Imagem de um bloco utilizado para conformar o campo de radiação.	9
2.4	Imagens de um MLC proporcionando a colimação de um campo de radiação.	9
2.5	Exemplo da diferença entre a conformação no alvo do tratamento da dose prescrita na 3DCRT e IMRT.	12
2.6	Ilustração da diferença entre a intensidade dos feixes de radiação proporcionados na 3DCRT e IMRT.	13
2.7	Imagens de blocos compensadores usados em IMRT.	13
2.8	Exemplo de segmentos de campo em um plano de IMRT realizado com MLC.	14
2.9	Exemplo de segmentos de campo em um plano de JOIMRT.	15
2.10	Comparação do DVH obtido em um planejamento de um tratamento de próstata com JOIMRT e IMRT realizado com MLC.	16
2.11	Representação geométrica do índice gama.	19
2.12	Representação de uma câmara de ionização do tipo cilíndrica.	20
2.13	Representação do filme radiocrômico.	20
2.14	Representação de um arranjo bidimensional de detectores do tipo câmara de ionização.	21
2.15	Representação de um acelerador linear com um EPID acoplado.	22

2.16	Curva de PDP de um feixe de um feixe de fótons 6MV.	25
2.17	Arranjos usados para determinar o TMR.	26
2.18	Arranjos usados para determinar o PSF.	27
2.19	Perfis de campo obtidos com campo aberto e com filtro 60.	28
2.20	Ilustração de diferentes kernels de deposição de energia.	31
2.21	Representação de uma convolução realizada para o cálculo de dose ao longo da profundidade.	31
2.22	Representação esquemática dos cones e seus raios centrais usados na aproximação do método de cálculo <i>collapsed cone</i>	32
3.1	Processo de obtenção do perfil de campo.	36
3.2	Representação do filme dosimétrico EBT3.	39
3.3	Janela do software Epson com a configuração usada na digitalização dos filmes dosimétricos.	40
4.1	Comparação do perfil dos campos obtidos com câmara de ionização e com o cálculo independente proposto.	47
4.2	Comparação do perfil dos campos obtidos com filme dosimétrico e com o cálculo independente proposto	48
4.3	Comparação do perfil dos campos pequenos obtidos com filme dosimétrico e com o cálculo independente proposto	49
4.4	Exemplo de uma avaliação gama em um caso de cabeça e pescoço.	50
B.1	Curva obtida com o polinômio usado na calibração do filme dosimétrico EBT3.	62
C.1	Perfis de campo gerados no comissionamento - Parte1.	82
C.2	Perfis de campo gerados no comissionamento - Parte2.	83

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

<i>3DCRT</i>	–	<i>3D Conformal Radiotherapy</i>
<i>AAPM</i>	–	<i>American Association of Physics in Medicine</i>
CQ	–	Controle de Qualidade
<i>CR</i>	–	<i>Computed Radiography</i>
<i>DAO</i>	–	<i>Direct Aberture Optimization</i>
<i>DICOMRT</i>	–	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine Radiotherapy</i>
. DO	–	Densidade Optica
<i>DTA</i>	–	<i>Distance to Agreement</i>
<i>DVH</i>	–	<i>Dose Volume Histogram</i>
<i>EPID</i>	–	<i>Electronic Portal Image Device</i>
FB	–	Fator Bandeja
FF	–	Fator Filtro
FRR	–	Fator Rendimento Relativo
<i>HBF</i>	–	<i>Hard Beam Factor</i>
HUB	–	Hospital Universitário de Brasília
<i>IGRT</i>	–	<i>Image Guided Radiotherapy</i>
<i>IMRT</i>	–	<i>Intensity Modulated Radiotherapy</i>
<i>JOIMRT</i>	–	<i>Jaws-Only Intensity Modulated Radiotherapy</i>
<i>MLC</i>	–	<i>Multi Leaf Collimator</i>
<i>OAR</i>	–	<i>Off Axis Ratio</i>
PDP	–	Percentual de Dose em Profundidade
<i>PSF</i>	–	<i>Peak Scatter Factor</i>
SCI	–	Sistema de Cálculo Independente
SPT	–	Sistema de Planejamento de Tratamento
<i>TMR</i>	–	<i>Tissue Maximum Rate</i>
UM	–	Unidade Monitora

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

A radioterapia é uma modalidade de tratamento utilizada principalmente em oncologia e consiste no emprego de radiação ionizante com o objetivo de causar a morte das células neoplásicas ou de impedir que essas células se reproduzam. Objetiva, ainda, que, na aplicação do tratamento, as células saudáveis recebam a menor quantidade de dose de radiação possível [1]. Estima-se que 60% dos pacientes oncológicos, em algum momento, necessitem de radioterapia com diferentes intenções terapêuticas [2]. Dependendo do tipo de doença e de seu estágio, pode-se realizar o tratamento com propósito de: cura; redução do volume do tumor; palição, minimizando alguns sintomas; ou preventivo, para evitar que células neoplásicas não detectadas, mas possivelmente presentes, se reproduzam [3]. Ainda é possível realizar esse tipo de tratamento para suprimir a função de algum órgão, como o ovário para castração actínica. A radioterapia pode ser aplicada isoladamente ou em conjunto com outra modalidade terapêutica, geralmente a quimioterapia e a cirurgia [1].

No Brasil, a estimativa do INCA (Instituto Nacional do Câncer) é que, no ano de 2014, tenha havido 728580 novos casos de câncer [4]. Segundo a Sociedade Brasileira de Radioterapia (SBRT), o déficit atual de máquinas de tratamento para um adequado atendimento dos pacientes do sistema único de saúde está em torno de 130 unidades [5]. Além disso, muitos serviços de radioterapia possuem uma defasagem tecnológica em relação ao que se pratica nos países considerados desenvolvidos. A radioterapia moderna utiliza máquinas de tratamento sofisticadas, capazes de entregar complexas distribuições de dose ao paciente, por meio da técnica conhecida como radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated radiotherapy*), e com grande precisão, com o auxílio de uma ferramenta conhecida como radioterapia guiada por imagem (IGRT, do inglês *image guided radiotherapy*) [2]. Apenas poucos equipamentos podem realizar tratamentos com essa sofisticação no Brasil. Menos da metade dos equipamentos possuem o dispositivo usualmente necessário para realizar a IMRT e um número bem menor possui as ferramentas usadas na IGRT. Para centros com restrições orçamentárias, como muitos

no país, há uma opção para realizar a IMRT sem os altos custos usualmente envolvidos na aquisição dessa tecnologia, com um método de IMRT conhecido como *jaws-only*.

Na radioterapia, o volume alvo a ser irradiado é determinado em uma imagem tomográfica, utilizando o sistema de planejamento de tratamento (SPT), um *software* com o qual são feitos cálculos de dose de radiação absorvida pelo paciente e determinados os parâmetros usados no tratamento [6]. Diferentes técnicas de tratamento podem ser simuladas com esse sistema, que a partir de 2014 se tornou obrigatório nos serviços de radioterapia do Brasil [7]. Na radioterapia convencional, os campos de radiação possuem feixes de intensidade aproximadamente uniforme. A IMRT, como o nome sugere, é uma técnica de tratamento que produz campos de radiação com intensidade modulada do feixe. Com este tipo de técnica é possível gerar complexas distribuições de dose, altamente conformadas no alvo do tratamento, de forma a poupar mais os tecidos sadios do que a radioterapia convencional. A modulação é realizada, na maioria dos centros de radioterapia, com o auxílio dos colimadores multi-lâminas (MLC, do inglês *multi leaf colimators*) por meio de múltiplos segmentos de campos [8]. Os centros que não possuem o MLC têm a opção do uso de blocos compensadores, que são atenuadores inseridos na saída do feixe de irradiação, para a modulação. Ainda que mais barata, essa opção tem o custo dos blocos, geralmente confeccionados fora dos serviços de radioterapia por fresas automatizadas [9]. Outra opção é o uso de um dispositivo presente em todos os aceleradores lineares para modificar a intensidade do feixe, os colimadores secundários (*jaws*). Esta técnica é conhecida como radioterapia de intensidade modulada do tipo *jaws-only* (JOIMRT, do inglês *Jaws-Only IMRT*) e utiliza múltiplos campos retangulares em cada ângulo de entrada de feixe para criar padrões complexos de intensidade. A viabilidade desse método de entrega de dose já foi demonstrada [10, 11].

Apesar da defasagem tecnológica existente no país, a IMRT está se tornando cada vez mais popular no Brasil. Devido a sua complexidade, o uso na rotina clínica desta técnica de tratamento requer extensivos testes de aceite, comissionamento e um programa de controle de qualidade [12, 13, 14, 15]. Entretanto, não há consenso sobre quais testes devem ser realizados [12, 14, 16, 17, 18, 19]. Questões como a necessidade de controle individual para cada paciente, de verificação da distribuição de dose para cada campo de tratamento (ou o somatório dos campos) e se esta verificação deve ser realizada em um único plano (ou de forma tridimensional) ainda estão em discussão.

Possivelmente, o controle de qualidade de IMRT mais praticado é a comparação entre as distribuições de dose medidas e as calculadas pelo SPT em um plano de um fantoma de água sólida, por meio da avaliação do índice gama [20]. Essas distribuições de dose são geradas com os campos de tratamento específicos de cada paciente. As medições podem ser realizadas com filme dosimétrico. Outra opção é o uso de arranjos de detectores que,

apesar de serem mais práticos, possuem menor resolução espacial podendo, portanto, omitir o aparecimento de pontos quentes ou frios nas distribuições de dose.

A utilização destes métodos em alguns centros é custosa, uma vez que necessitam de uma alta carga de trabalho, além de ser necessário o uso do acelerador linear para a realização das medições de dose. Geralmente, o tempo usado no equipamento para realização desse Controle de Qualidade (CQ) é equivalente ao tempo usado no tratamento de um paciente. A substituição desta dosimetria por um método computacional em um sistema independente do SPT é uma possível solução para o CQ de IMRT [12].

Neste contexto, este trabalho propõe o desenvolvimento de um sistema de controle de qualidade baseado em cálculos de dose independente do SPT a partir dos arquivos DICOMRT dos planos de JOIMRT para validar a previsão dosimétrica do SPT. É feita ainda uma avaliação do sistema desenvolvido, com base na comparação entre as doses calculadas e medições realizadas com diferentes detectores.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo do presente trabalho é desenvolver e avaliar um sistema computacional para o controle de qualidade de JOIMRT. Trata-se de um software que calcula, independentemente do SPT, a distribuição de dose em um plano de um fantoma homogêneo de água e que opera sobre os planos gerados no SPT.

1.2.2 Objetivos específicos

Para a implementação do sistema de cálculo de dose independente, chamado SCI, é utilizado um software livre para o desenvolvimento (Python). O sistema implementa um método de cálculo, baseado em fatores de correção, aplicado sobre os planos gerados pelo sistema de planejamento a ser descrito. Para a implementação, testes e validação do SCI, são considerados os seguintes objetivos específicos:

- elaboração do código-fonte em Python para a aplicação do método de cálculo;
- realização de diversos planejamentos de tratamentos para posterior dosimetria e avaliação dos cálculos de dose do SCI;

- avaliar a exatidão do cálculo de dose absoluta no centro de campos assimétricos por meio da comparação com doses medidas com câmara de ionização;
- avaliar perfis calculados de dose, obtidos com colimadores em posições negativas e com campos pequenos (menores do que 9 cm^2) por meio da comparação com perfis medidos com filme radiocrômico;
- avaliar o índice de pontos aprovados de 10 planos de JOIMRT utilizando diferentes critérios para avaliação gama;

A avaliação do SCI tem o propósito de verificar qual a sua confiabilidade para validar os cálculos do SPT em planejamentos de JOIMRT, tendo em vista comparações com as doses reais representadas por valores obtidos por dosimetria direta. Esta avaliação permite determinar se os cálculos do SCI representam a distribuição de dose real de forma satisfatória para sua utilização na rotina clínica do serviço de radioterapia.

1.3 JUSTIFICATIVA

O uso de um sistema independente de cálculo para CQ de IMRT pode ser suficientemente preciso para detectar possíveis problemas dosimétricos gerados pelo SPT e que não seriam possíveis de se constatar por meio do (popular) uso de arranjos de detectores (devido à baixa resolução espacial). Este método associado a um já necessário programa de CQ do acelerador linear pode ser adequado para garantir a segurança em tratamentos de intensidade modulada, uma vez que o cálculo do SPT e a entrega de dose estariam sendo testados. Além de poupar tempo de trabalho e não ocupar a máquina de tratamento, o cálculo de distribuição de dose em substituição à medição, como proposto no presente trabalho, é de fácil implementação computacional. Nos locais em que há uma alta demanda por radioterapia, o tempo poupado com a não utilização do acelerador linear para o CQ de IMRT pode ser relevante, pois possibilita o tratamento de mais pacientes.

1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O restante da dissertação está organizada da seguinte forma. O Capítulo 2 aborda assuntos relacionados a radioterapia tridimensional conformacional (3DCRT, do inglês *3D conformal radiotherapy*) e a radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated radiotherapy*). O objetivo da radioterapia e o conceito de dose absorvida são apresentados na primeira sessão. As sessões subsequentes introduzem a máquina mais usada na radioterapia, o acelerador linear, e as etapas necessárias para a execução de

um tratamento com a técnica tridimensional conformacional. As sessões seguintes tratam da IMRT e do controle de qualidade desta técnica de tratamento, além dos algoritmos usados no cálculo de dose. É dada maior ênfase no método de cálculo usado no presente trabalho (baseado em fatores de correção).

O Capítulo 3 apresenta como foi desenvolvido o sistema de cálculo independente (SCI) e foram realizados os testes para sua validação. Neste capítulo, a forma como foram avaliados os dados obtidos nos testes também está descrita. O Capítulo 4 apresenta os resultados dos testes realizados e algumas interpretações desses resultados e, por fim, o Capítulo 5 apresenta brevemente o desenvolvimento e os testes do SCI e as conclusões do presente trabalho.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma opção terapêutica utilizada basicamente em oncologia. Consiste no emprego de radiação ionizante para que as células neoplásicas deixem de se reproduzir ou para que haja a morte celular. Ao irradiar o alvo do tratamento, inevitavelmente, células sadias também são irradiadas, podendo gerar algum tipo de toxicidade. Portanto, o objetivo da radioterapia é levar a dose de radiação prescrita ao alvo do tratamento e poupar ao máximo os tecidos saudáveis.

Na radioterapia, dose de radiação ou dose radioterápica ou apenas dose se refere a uma grandeza radiológica chamada Dose Absorvida. Ela representa a energia absorvida por unidade de massa e sua unidade no sistema internacional é o gray ($1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$). A Dose Absorvida é definida por

$$Dose = \frac{d\bar{E}}{dm}, \quad (2.1)$$

onde $d\bar{E}$ é a energia média depositada por radiação ionizante na matéria de massa dm [8]. Essa grandeza está relacionada com o efeito biológico da radiação e por isso é usada nas prescrições dos tratamentos. A dose prescrita depende do tipo e estágio da doença, além de outros possíveis tratamentos que possam ser, ter sido ou estar sendo realizados. Na radioterapia paliativa, as doses, em geral, são menores do que em tratamentos com a intenção de cura, que em muitos casos são realizados com doses entre 60 e 80 Gy. Na grande maioria dos tratamentos, a dose prescrita é fracionada, podendo ter diferentes esquemas de fracionamento. O esquema mais tradicional é o de 1,8 ou 2 Gy em aplicações realizadas em 5 dias seguidos por semana. O efeito biológico da radiação depende do fracionamento utilizado, sendo maior o efeito quando se reduz o número de sessões [1].

Existem duas modalidades básicas de radioterapia: a braquiterapia e a radioterapia externa (ou teleterapia). A inserção de uma fonte de radiação próxima, em contato ou mesmo dentro do alvo do tratamento é o que caracteriza a braquiterapia. Esta modalidade é praticada de diversas formas com diferentes isótopos radioativos. A radioterapia externa

é realizada com equipamentos que geram um feixe de radiação cuja fonte fica posicionada a uma certa distância da superfície do paciente. O equipamento mais utilizado atualmente na radioterapia externa é o acelerador linear.

2.1.1 Acelerador Linear

O acelerador linear é um acelerador de partículas bastante compacto de forma a possibilitar seu uso em uma clínica médica. Neste equipamento, feixes de elétrons são acelerados para que colidam contra um alvo de metal. A desaceleração dos elétrons, nesta colisão, gera a chamada radiação de freamento ou *bremstrahlung*. São fótons de raios X com um espectro de energia cuja energia média é da ordem de MeV. O feixe de elétrons provém de um filamento termiônico, que é aquecido para que haja a ionização e, posteriormente, para que os elétrons ionizados sejam acelerados. A aceleração é realizada por micro ondas eletromagnéticas (de frequência entre 10^3 e 10^4 MHz), produzidas por um gerador contido no equipamento (magnetron ou klystron) e levadas por guias de onda até a chamada seção aceleradora. A emissão do feixe de radiação produzido no alvo de metal possui uma direção preferencial, que é a mesma da incidência do feixe de elétrons acelerados, portanto, para uniformizar a intensidade do feixe clínico, há a utilização do chamado filtro achatador. É um filtro inserido após o alvo da colisão, com um formato mais espesso no centro e menos nas bordas, de modo que a atenuação proporcionada é maior onde há uma maior fluência de fótons emitidos. O equipamento ainda possui colimadores para colimar a radiação que não é usada no tratamento. Há os primários, que são estáticos, e os secundários, que podem se mover. São quatro, cada um com um motor, que proporcionam apenas campos retangulares de radiação, com um tamanho máximo típico de 40×40 cm² a um metro da fonte. Entre os colimadores primários e secundários há um detector de radiação (câmara de ionização) que gera uma leitura chamada de unidade monitora (UM). Esta leitura é extremamente importante, pois é por meio da UM que é determinado o tempo que a máquina emite feixe de radiação. A figura 2.1 apresenta uma ilustração da produção de um feixe de fótons por um acelerador linear e uma imagem do cabeçote da máquina com alguns componentes. O equipamento possui um braço, ou estativa, chamado de *gantry* que gira 360 graus. Os colimadores secundários também podem rotacionar, assim como a mesa de tratamento, conforme representado na figura 2.2. O encontro desses eixos de rotação é conhecido como isocentro. A mesa ainda tem movimentos de translação que somados aos outros graus de liberdade permitem a incidência de feixe quase em qualquer angulação desejada. Existem algumas exceções em situações nas quais há colisão do *gantry* com a mesa de tratamento ou com o próprio paciente [21, 8].

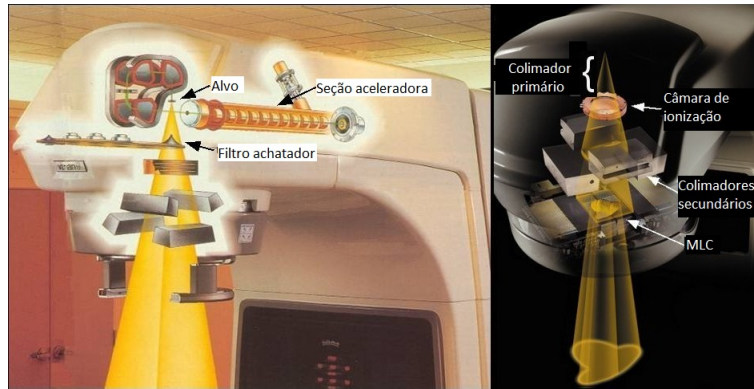


Figura 2.1. Ilustração da produção de um feixe de fótons por um acelerador linear e uma imagem do cabeçote com alguns componentes. Imagens adaptadas adquiridas no site www.varian.com com acesso em 02/01/2013

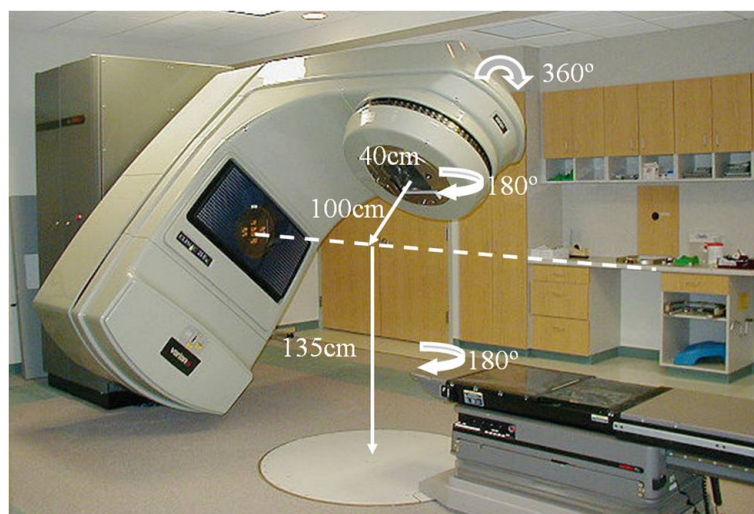


Figura 2.2. Representação dos movimentos de um acelerador linear.

Como o objetivo do tratamento é poupar os tecidos sadios e raramente o formato do alvo do tratamento é retangular, há a necessidade do uso de colimadores extras, além dos secundários. Uma maneira de se obter campos com formatos irregulares é por meio de blocos confeccionados com uma liga metálica chamada cerrobend. Seu baixo ponto de fusão permite que os blocos, confeccionados utilizando moldes de isopor, sejam manufacturados dentro de um serviço de radioterapia. Os blocos são fixados em uma bandeja de acrílico e posicionados no cabeçote da máquina, na saída do feixe, conforme representado na figura 2.3. Outra opção para se obter campos com formatos irregulares é por meio do colimadores multi lâminas (MLC, do inglês *multileaf collimator*). Este dispositivo localiza-se após os colimadores secundários (figura 2.1) e consiste em pares de lâminas de metal, cada uma com um motor que possibilita movimentos individuais e a conformação desejada do campo de radiação (figura 2.4).

Além do feixe de fótons, alguns aceleradores lineares possuem feixes de elétrons que podem ser usados clinicamente. O feixe que é acelerado é bastante estreito e não pode



Figura 2.3. Imagem de um bloco utilizado para conformar o campo de radiação. Para isso, os blocos são fixados em uma bandeja de acrílico e posicionados no cabeçote da máquina. Imagem reproduzida de [22] adquirida no site <http://radonc.duke.edu/modules/radonresources/index.php?id=2> com acesso em 02/01/2013

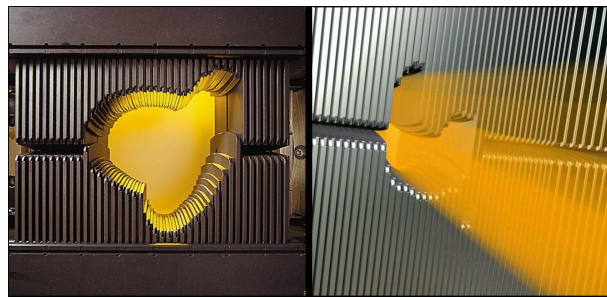


Figura 2.4. Imagens de um MLC proporcionando a colimação de um campo de radiação. Imagem adaptada de [22] adquirida no site www.varian.com com acesso em 02/01/2013

ser usado para tratamentos, pois sua densidade de energia é muito alta. Para que seja possível o uso terapêutico de elétrons, no lugar do alvo é colocado uma folha espalhadora de metal com aproximadamente 1 mm de espessura, de modo que a densidade de energia do feixe resultante torna-se adequada para tratamentos.

2.1.2 Do planejamento à execução do tratamento

O planejamento de um tratamento radioterápico consiste na determinação do alvo a ser irradiado, do posicionamento do paciente para o tratamento, dos acessórios a serem utilizados, dos campos de radiação e da contribuição de cada campo na distribuição de dose final (UMs).

Na chamada radioterapia conformacional tridimensional (3DCRT, do inglês *3D conformal radiotherapy*), o planejamento se baseia em uma imagem tomográfica do paciente posicionado da mesma forma que ocorrerá o tratamento. Para reproduzir esse posicionamento durante as aplicações radioterápicas, utilizam-se acessórios que ajudam a imobilizar o paciente. Depois de adquirida, a imagem tomográfica é importada em um *software* conhecido como sistema de planejamento de tratamento (SPT). Com esse sistema, é possível fazer uma simulação de tratamento e testar várias hipóteses com o intuito de otimizar a distribuição de dose no paciente. Para que o físico médico, responsável pelo planejamento, escolha os parâmetros de tratamento (incidência dos campos de radiação, formato dos campos, acessórios etc) é necessário que o médico desenhe, no computador, em cada corte tomográfico, todas as estruturas nas quais ele quer monitorar a dose e também o alvo do tratamento. Após essa segmentação, o sistema é capaz de reconstruir tridimensionalmente as estruturas desenhadas e calcular a distribuição de dose volumétrica no paciente. Essas doses são calculadas com algoritmos baseados em modelos do comportamento do feixe de radiação. A fim de ajustar essa modelagem, é necessário realizar medições em um fantoma em diversas condições dosimétricas que, depois, são usadas para alimentar o algoritmo. Este processo é conhecido como comissionamento. Os *softwares* comerciais de planejamento possibilitam a visualização da distribuição de dose com diferentes representações. Outra ferramenta é o histograma dose volume (DVH, do inglês *dose volume histogram*), um histograma que representa a relação entre o volume de uma estrutura e a dose absorvida por esse volume. Esta é a principal ferramenta de avaliação de um plano por haver uma correlação com o resultado clínico do tratamento [8].

Para que o tratamento saia como planejado, após a aprovação do plano pelo médico, é recomendável que se faça um controle de qualidade (CQ) da previsão dosimétrica do SPT [23, 24, 12, 25]. Este controle é feito comparando-se o cálculo do SPT com um cálculo de dose independente do SPT ou com medições. Outro controle de qualidade fundamental é a verificação do correto posicionamento do paciente na aplicação de dose. Esta verificação é realizada com a obtenção de uma radiografia adquirida com o feixe clínico (MV) e com o paciente posicionado para o tratamento. Esta imagem é chamada de imagem portal e é comparada com uma radiografia reconstruída digitalmente pelo SPT, que representa o posicionamento planejado, a ser reproduzido. Existe uma forma mais sofisticada de realizar essa tarefa, com aceleradores que possuem uma fonte extra de radiação, um tubo de raio X destinado a obtenção de imagens, do mesmo tipo dos usados em radiodiagnóstico (KV). Além do tubo, há um detector de radiação que é parte de um sistema que permite a aquisição de radiografias (com melhor qualidade) e de tomografias (do tipo *cone beam*). Esse sistema, por meio de um *software* de fusão de imagens, permite que se compare a tomografia usada para o planejamento com a obtida

na mesa de tratamento. Após a conferência do posicionamento, o tratamento pode ser executado.

A radioterapia pode ser praticada com outras técnicas, diferentes da 3DCRT, mais e menos sofisticadas. A técnica mais tradicional, a chamada radioterapia bidimensional, não usa uma imagem tomográfica para definir o alvo do tratamento. Os campos de radiação são definidos em uma radiografia com base apenas em parâmetros ósseos, portanto há uma incerteza maior na definição do alvo e mais tecido sadio é irradiado. Há, também, técnicas mais sofisticadas como a radioterapia de intensidade modulada que possui as mesmas etapas iniciais do planejamento da 3DCRT. O alvo do tratamento também é definido em uma imagem tomográfica porém a entrega da dose e o planejamento são realizados de formas diferentes, como apresentado a seguir.

2.2 RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA

A radioterapia de intensidade modulada (IMRT, do inglês *intensity modulated radiotherapy*) é uma técnica de tratamento que utiliza campos de radiação com intensidade do feixe modulada, de forma a proporcionar alta conformação de dose no alvo do tratamento. Esta técnica também minimiza as doses entregues aos órgãos de risco, apesar de, em geral, aumentar o volume irradiado com doses mais baixas quando comparada com a radioterapia convencional. A figura 2.5 apresenta um exemplo de uma comparação entre a conformação de dose obtida com a 3DCRT e a IMRT. Em grande parte das ocasiões, a intensidade do feixe de um campo na 3DCRT é aproximadamente uniforme. Ainda que, em algumas situações, ocorra uma certa modulação do feixe, ocorre em um grau mais baixo do que a modulação obtida com IMRT. A figura 2.6 possui uma ilustração da diferença entre a intensidade dos feixes de radiação proporcionados na 3DCRT e IMRT [8, 26, 25].

Outra característica da IMRT é o chamado planejamento inverso. Na 3DCRT, o usuário do SPT define todos os parâmetros de tratamento e após o cálculo de dose, avalia o DVH resultante. Na IMRT, o usuário além de definir alguns parâmetros do tratamento, define também requerimentos para o DVH desejado, em um processo interativo chamado otimização. Por exemplo, pode-se requerer que a dose mínima no tumor seja a dose prescrita e que a dose máxima no paciente não ultrapasse 7% dessa dose e, ainda, que a dose em 50% do volume de algum órgão sadio não seja maior do que um determinado valor. Neste processo que é definida a modulação da intensidade do feixe que será usada em cada campo de radiação. Durante a otimização, o sistema testa diferentes modulações (com cálculos de dose) em um algoritmo que visa obter a menor diferença entre o que

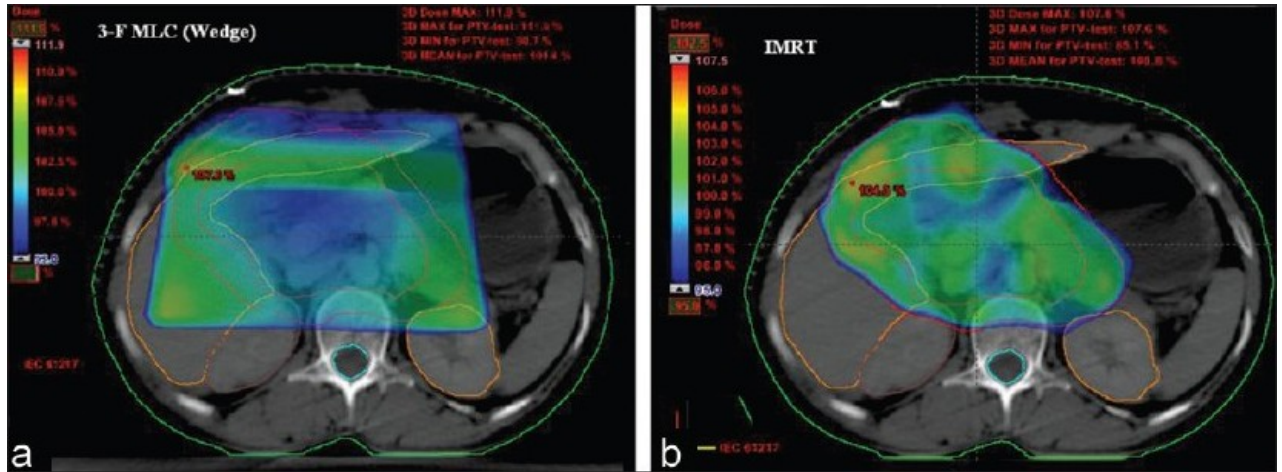


Figura 2.5. Exemplo da diferença entre a conformação no alvo do tratamento da dose prescrita na 3DCRT e IMRT. O contorno que representa o alvo está na cor vermelha. Ainda há o contorno do rim direito, rim esquerdo, fígado e medula óssea. A distribuição de dose está representada em uma escala de cores a partir da dose prescrita. Imagem reproduzida de [26].

foi requerido e o resultado da modulação. O algoritmo se baseia na minimização de uma função custo, com a qual as diferenças (ponderadas por um peso dado pelo usuário a cada requerimento) entre as doses requeridas ao sistema e as doses calculadas são representadas. Eis um exemplo de função custo

$$f = \sum_i P_i (D_{c_i} - D_{r_i})^2, \quad (2.2)$$

onde D_{c_i} é a dose calculada, D_{r_i} é a dose requerida e P_i é o peso dado ao requerimento i . As modulações utilizadas nos testes durante a otimização podem ser obtidas por meio de variações de pesos relativos dados a contribuição, na distribuição de dose, de feixes com uma dimensão finita (*beamlets*). Também podem ser obtidas diretamente por meio de variações da abertura de campo (DAO, do inglês *direct aberture optimization*). Esta última forma elimina a necessidade da conversão da fluência de fótons resultante da otimização em sequências de formato de campo usados para a modulação [8, 25].

Fisicamente, a modulação do feixe pode ser feita de diferentes formas. A mais intuitiva é por meio de um atenuador inserido entre a fonte de radiação e o paciente. Este método usa blocos confeccionados com espessuras diferentes em sua extensão, como ilustrado na figura 2.7, assim a atenuação proporcionada por esses blocos, chamados de compensadores, modula o feixe. Porém, a forma mais usada é por meio do MLC. Com esse método, o campo de radiação é dividido em segmentos de diferentes formas, com cada segmento tendo uma UM associada. Deste modo, o somatório desses segmentos gera um campo de radiação com a intensidade modulada. A figura 2.8 ilustra segmentos de campo adquiridos após o processo de otimização. Esta técnica é conhecida como *step*

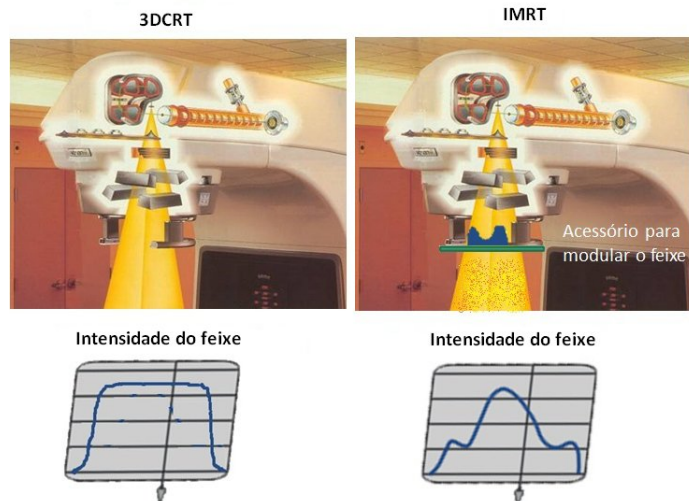


Figura 2.6. Ilustração da diferença entre a intensidade dos feixes de radiação proporcionados na 3DCRT e IMRT. Imagem reproduzida de [22].

and shoot, pois o o feixe só é disparado quando as lâminas (do MLC) se posicionam formando o segmento de campo. Há, ainda, uma técnica que utiliza o MLC chamada *sliding window*, na qual as lâminas se movem durante a irradiação. É também possível ser usado um terceiro dispositivo para a modulação do feixe: os próprios colimadores secundários do acelerador linear (*jaws*), em uma técnica conhecida como radioterapia de intensidade modulada do tipo *jaws-only*.



Figura 2.7. Imagens de blocos compensadores usados em IMRT. Imagem reproduzida de [22]

2.2.1 Radioterapia de intensidade modulada do tipo *jaws-only*

A Radioterapia de intensidade modulada do tipo *jaws-only*(JOIMRT) é uma opção de IMRT para centros que possuem algum tipo de restrição orçamentária. Com essa técnica não é necessário o uso do MLC ou de blocos compensadores, que possuem um custo relevante. A modulação é realizada por segmentos de campo retangulares proporcionados pelos colimadores secundários do acelerador linear (este é o único formato possível de se

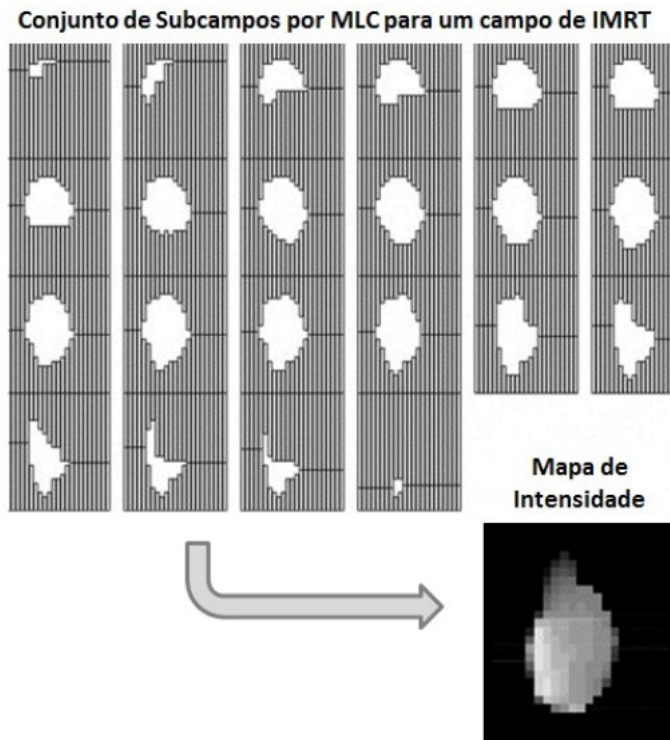


Figura 2.8. Exemplo de segmentos de campo em um plano de IMRT realizado com MLC, com uma representação da intensidade do feixe resultante. Imagem adaptada de [10]

obter com esses colimadores). A figura 2.9 apresenta um exemplo com os segmentos de campo usados em um plano de JOIMRT. Como há um menor grau de liberdade, se for utilizado um número semelhante de segmentos com essa técnica, a distribuição de dose resultante não é tão complexa quanto as distribuições obtidas com MLC. No entanto, com um número maior de segmentos é possível se obter distribuições semelhantes, apesar de haver um aumento no tempo de entrega da dose. A figura 2.10 apresenta uma comparação de DVH obtido com JOIMRT e com IMRT realizado com MLC. A viabilidade dessa técnica para gerar complexas distribuições de dose já foi demonstrada [11, 10, 27].

2.3 CONTROLE DE QUALIDADE DE IMRT

A radioterapia de intensidade modulada proporciona distribuições de dose bastante complexas, com regiões de alto gradiente de dose. Essa complexidade representa um desafio maior no controle de qualidade (CQ) quando se compara IMRT com a radioterapia conformacional. Na 3DCRT é possível, por meio de imagens portal, avaliar a cobertura do alvo e a proteção dos órgãos de risco. Na IMRT isto não é possível, pois é por meio da modulação da intensidade do feixe que os objetivos do plano são atingidos, sendo bastante comum o uso de campo de radiação com incidência direta em uma estrutura sadia.

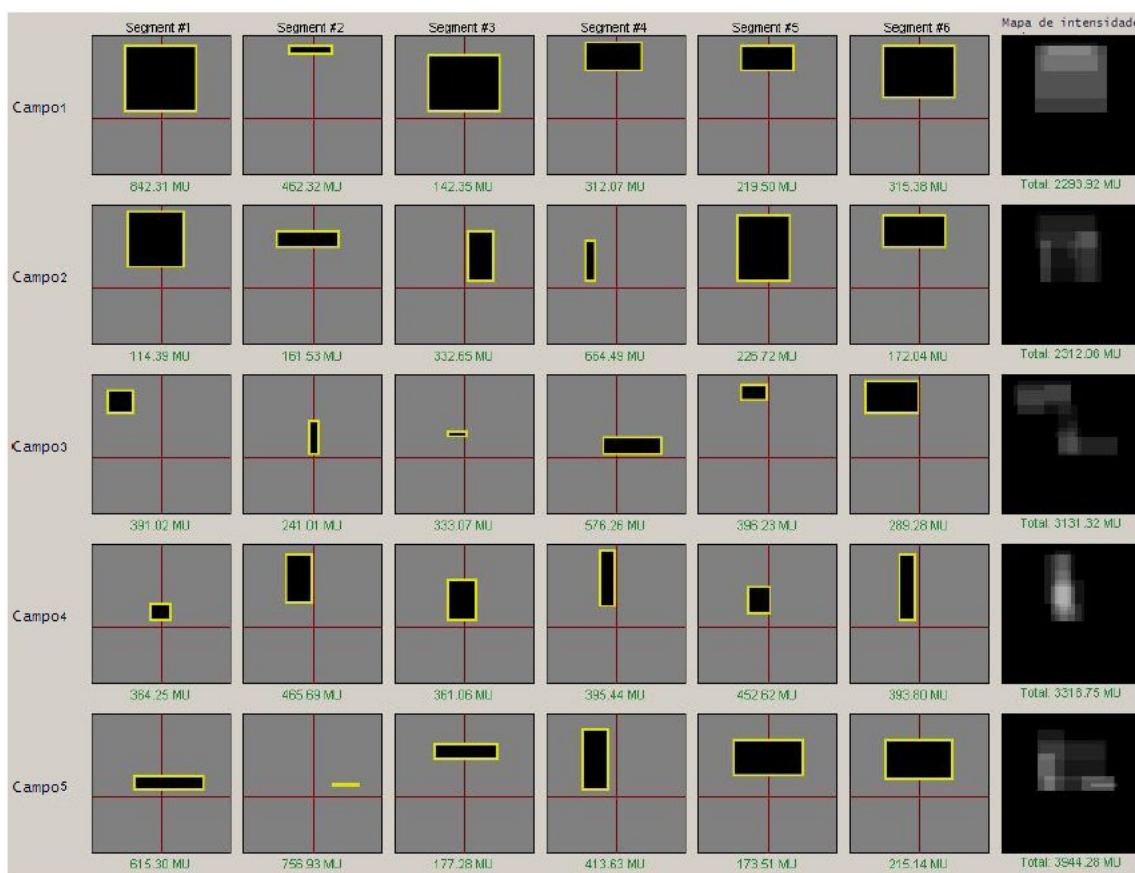


Figura 2.9. Exemplo de segmentos de campo em um plano de JOIMRT com uma representação da intensidade do feixe resultante. Imagem adaptada de [10]

Independentemente da modalidade de IMRT (MLC, bloco ou *jaws-only*), a modulação do feixe prevista no SPT pode não ocorrer da forma planejada. O acelerador linear, ainda que, no CQ, execute de forma adequada o posicionamento planejado dos colimadores (MLC ou *jaws*), posteriormente, pode apresentar um problema e não reproduzir a modulação durante o tratamento. Neste sentido, a IMRT realizada com blocos tem uma vantagem, pois há maior garantia na reprodutibilidade da modulação, mas ainda assim, a confecção dos blocos pode ter algum desvio relevante [28]. Além da preocupação com a entrega da dose planejada, há a preocupação com as previsões dosimétricas do SPT e com a transferência de dados para o tratamento. Essas preocupações motivaram diversas publicações sobre o assunto, entretanto, ainda não há consenso de como deve ser realizado o CQ de IMRT [12, 14, 16, 17, 18, 29, 25, 19].

Possivelmente, o método de controle de qualidade de IMRT mais praticado consiste em comparações entre medições e as previsões dosimétricas do SPT, realizadas previamente ao tratamento. Esse método possibilita verificar o cálculo de dose do SPT e o desempenho da máquina de tratamento, mas não é suficiente para detectar eventuais problemas ocorridos durante o tratamento. A forma mais simples desse tipo de verificação é por meio de medições pontuais realizadas com câmara de ionização em um fantoma.

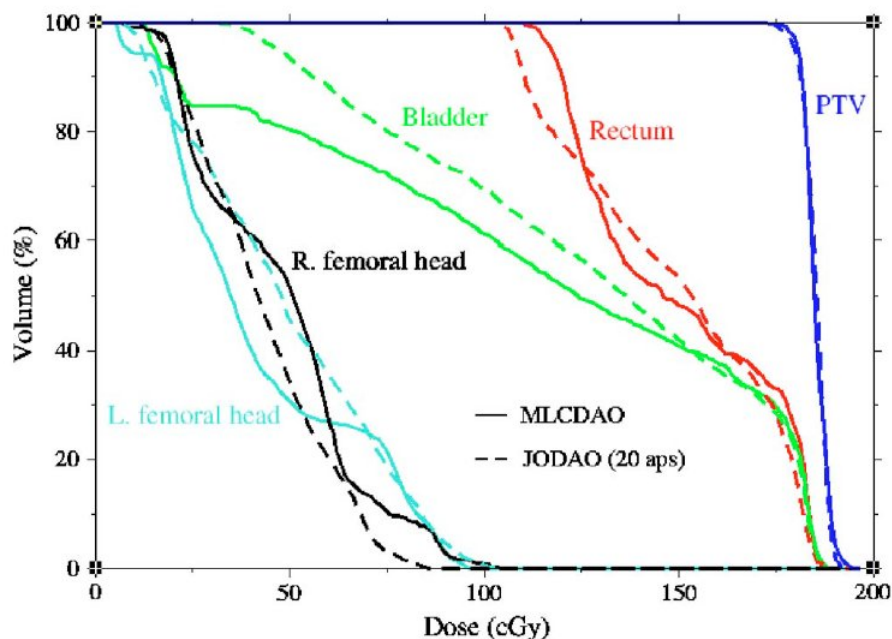


Figura 2.10. Comparação do DVH obtido em um planejamento de um tratamento de próstata realizado com JOIMRT (linha pontilhada - 7 segmentos por campo) e com IMRT (linha contínua - 20 segmentos por campo) realizado com MLC. Ambos planos possuem 7 campos com as mesmas angulações de *gantry*. Imagem reproduzida de [10]

O ponto de verificação, nesse caso, deve estar em uma região de baixo gradiente de dose para minimizar a incerteza da medição. Apesar de possibilitar uma dosimetria absoluta, esse tipo de medição não valida a distribuição de dose. Um único ponto pode não ser suficiente para detecção de algum desvio do cálculo ou na entrega de dose. Por esse motivo, as medições de dose bidimensionais se tornaram bastante populares na comunidade de físicos médicos.

Atualmente, a dosimetria bidimensional é realizada com filme dosimétrico, arranjos de detectores (câmara de ionização ou diodos), radiografia computadorizada e com EPID (do inglês, *electronic portal image device*). Esses detectores são apresentados na seção 2.3.2. Com exceção do EPID, as medições com esses dispositivos são realizadas em um fantoma. O CQ é feito previamente ao tratamento, com os campos de radiação específicos usados no tratamento de cada paciente. O EPID, além de ser usado na medição da dose absorvida pelo próprio dispositivo, também é usado para medições da fluência do feixe. Essa fluência é usada como dado de entrada em um sistema para recalcular a distribuição de dose volumétrica no paciente ou em um fantoma [30, 31, 32]. Este método possibilita a avaliação do DVH obtido a partir desse cálculo. O EPID ainda pode ser usado somente para a verificação do desempenho do acelerador linear, por meio do uso de imagens para a verificação do posicionamento do MLC durante a irradiação [12].

As verificações pré-tratamento são bastante úteis na avaliação do cálculo de dose do SPT e do funcionamento da máquina de tratamento, mas não informam se a dose planejada realmente foi entregue ao paciente. A dosimetria *in vivo* possibilita que problemas ocorridos durante a aplicação radioterápica sejam detectados. No CQ de IMRT, esse tipo de dosimetria pode ser realizada com a inserção de um detector na posição desejada (método invasivo) ou com detector posicionado a uma certa distância ou em contato com o paciente (método não invasivo) [12, 33, 34, 35]. Diferentes detectores são usados para esta tarefa, sendo o EPID um dos mais práticos. Por meio de um algoritmo, este dispositivo é usado para converter a detecção do feixe de tratamento transmitido pelo paciente em uma distribuição de dose no próprio paciente, calculada em uma imagem tomográfica. Essa imagem pode ser adquirida no momento da aplicação radioterápica (com a própria máquina de tratamento) ou pode ser a mesma usada no planejamento do tratamento. A distribuição de dose calculada a partir da medição da fluência é, então, comparada com a prevista pelo SPT [34, 36].

Os detectores de gel, compostos por material hidrogenado, permitem uma forma mais direta de realizar dosimetria tridimensional. Este tipo de detector tem densidade eletrônica semelhante a da água e pode ser o próprio fantoma usado nas irradiações. A leitura pode ser realizada por meio de um equipamento de ressonância magnética ou de tomografia óptica. Embora muito atrativo, o uso do gel requer uma grande carga de trabalho e, por isso, praticamente não é usado no CQ de IMRT específico de um paciente. Seu uso fica mais restrito aos testes realizados para a implementação da IMRT na rotina clínica [12, 37].

Nos últimos anos, o cálculo de dose independente do SPT vem sendo apresentado como uma forma de realizar o CQ de IMRT com uma redução da carga de trabalho [38, 39, 32, 40, 41]. A proposta é substituir a dosimetria por esse cálculo, como forma de verificar as previsões dosimétricas do SPT. O cálculo independente não verifica a entrega da dose, portanto, esse método deve ser acompanhado de uma outra forma de verificar o funcionamento da máquina de tratamento. Essa verificação pode ser realizada por meio de um arquivo (*log file*) que possui informações, adquiridas pelos sistemas de detecção do acelerador linear, de parâmetros usados na irradiação, como o posicionamento do MLC [39]. Diferentes algoritmos de cálculo são usados na implementação dos sistemas de cálculo independente, sendo os métodos baseados em simulações de Monte Carlo os que proporcionam maior exatidão.

A comparação entre o cálculo de dose do SPT e as medições ou os cálculo de um sistema independente é geralmente realizada por meio da diferença percentual de dose em um mesmo ponto, da menor diferença de posição em que se encontra o mesmo valor de dose (DTA, do inglês *distance to agreement*) e por meio da chamada avaliação gama.

A diferença de dose é adequada para avaliações em regiões de baixo gradiente de dose e o DTA em regiões de alto gradiente. Na avaliação gama, esses dois conceitos, de certa forma, são utilizados em comparações de distribuições bidimensionais e até volumétricas de dose [20, 31].

2.3.1 Avaliação gama

Nesse tipo de avaliação, descrito por Low *et al* [42], é necessário a definição de dois critérios de aprovação, um relacionado à diferença de dose e outro ao DTA. A comparação de distribuição de dose é feita ponto a ponto por meio do chamado índice gama. Este índice pode ser interpretado como um valor que representa, em um ponto, o grau de concordância entre as duas distribuições. Quanto mais próximo de zero, maior é a concordância. Em uma distribuição bidimensional de dose, o desvio de dose e o DTA considerados aceitáveis são usados para gerar uma elipsoide, cuja superfície representa o critério de aprovação (figura 2.11). Esta elipsoide, em um CQ de IMRT, é descrita por

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}, \quad (2.3)$$

onde $r(r_m, r_c)$ é a distancia entre o ponto de teste e um ponto arbitrário na distribuição de dose medida (ou calculada por um sistema independente); $\delta(r_m, r_c)$ é a diferença de dose entre a dose neste ponto e a dose no ponto de teste obtida com a distribuição de dose calculada pelo SPT; d_M e D_M são os critérios definidos para diferença de dose e DTA, respectivamente. O lado direito dessa equação é usado na definição do índice gama,

$$\gamma(r_m) = \min\{\Gamma(r_m, r_c)\} \forall \{r_c\}, \quad (2.4)$$

onde

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}. \quad (2.5)$$

De acordo com Low *et al* se $\gamma(r_m) > 1$, o ponto está reprovado, caso contrário está aprovado.

2.3.2 Sistemas dosimétricos usados no controle de qualidade de IMRT

Diversos detectores estão disponíveis para o controle de qualidade de IMRT. A escolha depende de quais parâmetros do tratamento se deseja avaliar, uma vez que, como apre-

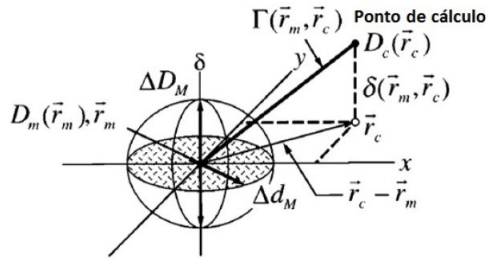


Figura 2.11. Representação geométrica do índice gama γ . Imagem adaptada de [42]

sentado nessa seção, a verificação pode ser feita com diferentes objetivos. A seguir são comentados os detectores de radiação geralmente usados no controle de qualidade de IMRT.

2.3.2.1 Câmara de ionização

A câmara de ionização é o detector mais usado na radioterapia e é considerado o padrão ouro na dosimetria de radiação. Dependendo de sua aplicação, possui várias formas e tamanhos. A detecção é realizada por meio da coleta de íons gerados pelo feixe de radiação. Geralmente, as câmaras de ionização têm um volume sensível preenchido por algum gás, de forma que dois eletrodos, nos quais é aplicada uma tensão, proporcionam um campo elétrico nesse volume sensível. Este campo deve ser forte o suficiente para que haja a coleta, pelos eletrodos, dos íons gerados pela interação da radiação com o gás contido no volume sensível do detector. A figura 2.12 mostra um esquema de uma câmara de ionização do tipo cilíndrica. Associado a este tipo de detector, é usado o chamado eletrômetro. Este dispositivo é uma espécie de amperímetro, bastante sensível (leituras da ordem de 10^{-9} A), e também uma fonte de tensão, que proporciona a diferença de potencial elétrico aplicada nos eletrodos do detector. A leitura é realizada por meio da corrente elétrica gerada pela coleta de íons, deste modo é possível a medição da taxa de dose com o conjunto dosimétrico. A leitura também pode ser realizada por meio da integração dessa corrente elétrica. Dessa forma, a dose absoluta, por meio de um fator de calibração, pode ser associada a quantidade de cargas elétricas coletadas em um determinado período [21, 8].

A agência internacional de energia atômica (IAEA-*International Atomic Energy Agency*) possui um protocolo chamado TRS 381 [43], no qual há códigos de boa prática na dosimetria realizada com câmaras de ionização em radioterapia externa. Conforme esse documento, em condições de referência, a estimativa da incerteza de medições realizadas com esse detector está na ordem de 1,5%. As dosimetrias realizadas no presente trabalho, com câmara de ionização, estão de acordo com esse protocolo.

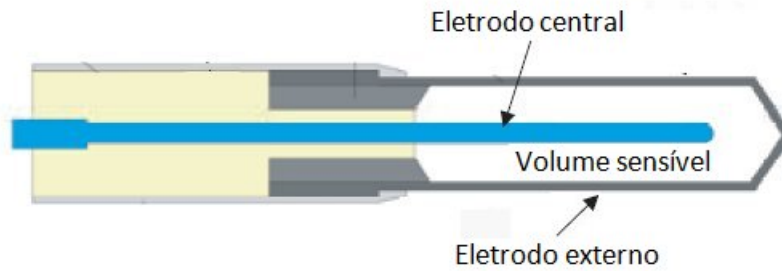


Figura 2.12. Representação de uma câmara de ionização do tipo cilíndrica. Imagem adaptada de [8]

2.3.2.2 Filme radiocrômico

Filme radiocrômico (figura 2.13) é uma ferramenta para dosimetria bidimensional, possui alta resolução espacial e tem resposta a níveis de exposição dentro da faixa usada clinicamente. Este tipo de filme dosimétrico altera sua densidade óptica ao interagir com a radiação ionizante, sem a necessidade de revelação em câmara escura. A incidência de radiação ionizante gera um processo de polimerização nas camadas sensíveis do filme radiocrômico, resultando em um enegrecimento. Essa alteração permite associar a cor do filme à dose de radiação a qual foi exposto [44]. A calibração desse detector pode ser realizada utilizando a mudança na densidade óptica (DO) do filme decorrente da incidência da radiação. A DO é definida como:

$$DO = -\log \frac{I}{I_0} \quad (2.6)$$

onde I e I_0 é a intensidade da luz transmitida pelo filme irradiado e não exposto à radiação, respectivamente.



Figura 2.13. Representação de um filme radiocrômico exposto a radiação (a esquerda da imagem) e de um não irradiado.

Muitos parâmetros influenciam na resposta do filme radiocrômico e podem gerar erros sistemáticos. Os impactos dosimétricos de alguns desses parâmetros foram previamente estudados [45, 46, 47, 48, 49, 50, 51]. O filme radiocrômico tem pouca dependência energética [45, 46, 47] e resposta independente da taxa de dose [51]. Dentro do espectro visível, possuem sua máxima absorção na região do vermelho, portanto a resposta a luz com comprimento de onda em torno de 630 nm é a mais acentuada [44]. O processo de alteração da cor do filme ocorre até duas semanas após a irradiação, sendo as primeiras 24 horas com maior alteração na absorção (até 16 %). Após esse período a taxa de variação

decrece bastante e a absorção aumenta aproximadamente 4 % [44]. A temperatura e umidade também influenciam na resposta do filme, portanto é recomendado que o detector fique em condições ambientais em que a temperatura não ultrapasse 25 oC e 50 % de umidade relativa [44]. A influência da temperatura na resposta do detector faz com que cuidados sejam tomados em relação à temperatura da lâmpada do escâner, durante a digitalização [45]. Neste caso, os filmes radiocrômicos podem apresentar uma não uniformidade na resposta em relação à área do escâner em que são digitalizados [52, 53], além de uma considerável dependência da orientação do filme [54].

Apesar da grande quantidade de cuidados que se deve ter ao realizar dosimetria com filme radiocrômico, níveis de incerteza total (do tipo A - 1 desvio padrão- e do tipo B) estimados em 0,9 % em medições absolutas de dose e em 0,45 % em dosimetria relativa podem ser obtidos usando 12 pontos de calibração, com repetição de 5 medições [45].

2.3.2.3 Outros detectores usados no CQ de IMRT

Bastante popular no controle de qualidade de tratamento de IMRT, os arranjos bidimensionais de detectores (figura 2.14) são usados em substituição aos filmes dosimétricos. A principal vantagem dessa substituição é a praticidade. Esses sistemas são conectados a um computador e proporcionam uma leitura imediata. A principal desvantagem é a resolução espacial bastante inferior a dos filmes. Com diferentes espaçamentos entre os detectores e geometrias, os arranjos mais comuns são de câmaras de ionização e de diodos [12].

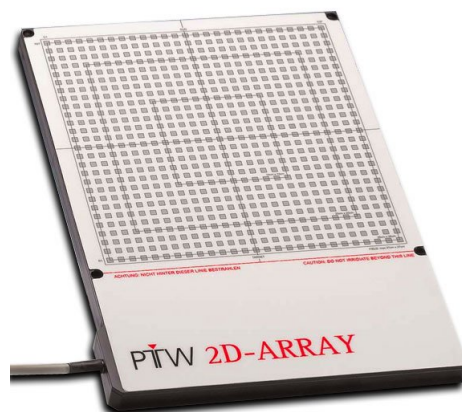


Figura 2.14. Representação de um arranjo bidimensional de detectores do tipo câmara de ionização. Imagem reproduzida do site www.ptw.de com acesso em 11/06/2014

Outra alternativa para a dosimetria planar é a utilização do EPID. Esses dispositivos são acoplados ao acelerador linear (figura 2.15) e são originalmente destinados à obtenção

de imagens radiográficas adquiridas com o mesmo feixe usado no tratamento, chamadas de imagem portal. É possível associar a dose entregue ao EPID com a imagem formada, dando assim um uso dosimétrico ao dispositivo [55, 56]. Diferentes métodos de detecção são usados para a obtenção das imagens, sendo atualmente um dos mais usados dosimetricamente, o painel de detecção baseado em silício amorfo. O EPID permite diferentes abordagens em seu dosimétrico, podendo ser usado, inclusive, para dosimetria *in vivo* [57, 36]. A praticidade também é uma das vantagens desse dispositivo.



Figura 2.15. Representação de um acelerador linear com um EPID acoplado. Imagem adaptada do site www.varian.com com acesso em 11/06/2014

A radiografia computadorizada (CR, do inglês *computed radiography*) é outro dispositivo destinado a obtenção de imagens usado para a dosimetria planar. Apesar de fornecer uma resolução espacial maior do que os arranjos de detectores, o uso dosimétrico do CR apresenta alguns desafios, como a estabilidade na resposta, decaimento da leitura com o tempo e a exposição a luz. Entretanto, a viabilidade do uso desse dispositivo no CQ de IMRT, já foi demonstrada [58, 59].

2.4 ALGORITMOS DE CÁLCULO DE DOSE

Existem diversos métodos de cálculo de dose absorvida. A escolha da abordagem pode variar de acordo com o objetivo e deve-se levar em consideração a precisão, velocidade e

facilidade no uso das ferramentas de cálculo. Há métodos baseados em dados empíricos e outros que têm uma maior capacidade de modelar de forma generalizada os arranjos de feixes usados clinicamente. Bastante usados nos SPT, os métodos baseados em convolução/superposição proporcionam um resultado que atende as demandas da radioterapia praticada hoje. Há ainda métodos baseados em simulação de Monte Carlo, que são mais precisos, porém ainda não são amplamente usados na rotina clínica devido à baixa velocidade de cálculo.

Nesta seção, os três métodos são comentados, sendo que o método de cálculo baseado em fatores de correção, por ser o utilizado no presente trabalho, é apresentado com mais detalhes.

2.4.1 Método baseado em fatores de correção

Este é o método mais tradicional e já foi detalhadamente descrito [60, 23, 8]. O método se baseia em fatores multiplicativos de correção do fator de calibração da máquina de tratamento. Este fator representa o rendimento da máquina e é descrito por

$$F_c = \frac{D}{\mathcal{UM}}, \quad (2.7)$$

onde D é a dose absorvida e \mathcal{UM} é o número de unidades monitoras (UMs).

O fator de calibração é determinado para um arranjo específico, considerado de referência. Tipicamente, o meio usado é a água com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, distância fonte-superfície de 100 cm e a profundidade é a de dose máxima no eixo do feixe central. Qualquer alteração dessas condições dosimétricas implica mudança no rendimento do acelerador linear. Por exemplo, se tivéssemos essas mesmas condições com apenas o campo alterado para um campo quadrado maior do que $10 \times 10 \text{ cm}^2$, para a mesma UM, teríamos uma dose mais elevada. Isto ocorreria devido a maior quantidade de radiação espalhada no eixo central. A dose entregue pela máquina de tratamento, além da UM, é função da qualidade do feixe; distância fonte-superfície; profundidade; posição dos colimadores; forma do campo; acessórios modificadores; distância para a fonte; distância para o eixo de feixe central; topografia, meio e heterogeneidade do objeto irradiado.

Para que seja possível determinar a dose entregue pela máquina de tratamento em condições diferentes das condições de referência na qual o fator de calibração foi gerado, é necessário usar fatores de correção. Estes fatores são gerados a partir de modelagem, como a lei do inverso do quadrado da distância, e de dados empíricos: medições são realizadas no eixo do feixe central e fora dele, em diferentes profundidades, com diferentes campos

e acessórios para gerar grandezas dosimétricas que são usadas no algoritmo de cálculo de dose como fatores de correção. Essas medições são realizadas no comissionamento da máquina de tratamento (medições usadas para caracterizar o feixe de radiação e alimentar o algoritmo de cálculo do SPT).

Considerando a grande quantidade de possíveis arranjos usados em um tratamento radioterápico, pode-se perceber que, com este método, não é possível contemplar de forma generalizada as situações dosimétricas usadas clinicamente. Um algoritmo baseado em fatores de correção que pudesse ser usado nas diversas condições clínicas e que tivesse um desempenho satisfatório demandaria uma grande quantidade de medições, além das usualmente adquiridas durante o comissionamento da máquina de tratamento. Isto inviabilizaria o seu uso, apesar de sua simplicidade. Tradicionalmente, essa metodologia é usada para cálculos pontuais de dose, muitas vezes realizados de forma manual.

A seguir são descritos todos os fatores de correção usados no cálculo de dose. Além das grandezas dosimétricas e da lei do inverso do quadrado da distância, é apresentado o conceito do campo equivalente, muito útil no cálculo de doses proporcionadas por campos diferentes dos usados no comissionamento.

2.4.1.1 A lei do inverso do quadrado da distância

Na radioterapia externa, se assume que as fontes de radiação são pontuais e que produzem feixes divergentes. Portanto, nesta condição o número de fótons por unidade de área diminui com a distância e, no vácuo, a fluência de fótons seria inversamente proporcional ao quadrado da distância. Para feixes de fótons de alta energia, este modelo não está exatamente correto, já que há o espalhamento de radiação em diversos componentes da máquina de tratamento e desta forma não teríamos uma fonte pontual. Entretanto a lei do inverso do quadrado da distância é uma aproximação amplamente utilizada.

O fator de correção utilizado quando o ponto de cálculo está a uma distância para a fonte diferente da usada no arranjo de referência (utilizado na determinação do fator de calibração da máquina de tratamento) é muitas vezes chamado de fator distância. Este fator é dado por

$$F_d = \left(\frac{D_{ref}}{D}\right)^2, \quad (2.8)$$

onde D_{ref} é a distância entre a fonte e o ponto onde o rendimento da máquina de tratamento (F_c) foi determinado; e D é a distância entre a fonte e o ponto de cálculo.

2.4.1.2 Grandezas dosimétricas

Percentual de dose em profundidade

O percentual de dose em profundidade (PDP) é definido como a razão percentual da dose em uma profundidade arbitrária pela dose na profundidade de dose máxima, no eixo do feixe central. Essas doses são determinadas com uma distância fonte-superfície constante. A figura 2.16 apresenta um exemplo de curva de PDP obtida com um feixe de fótons de 6 MV. Para uma determinada qualidade de feixe, o PDP é função da distância fonte-superfície, da profundidade e do tamanho de campo, definido na superfície.

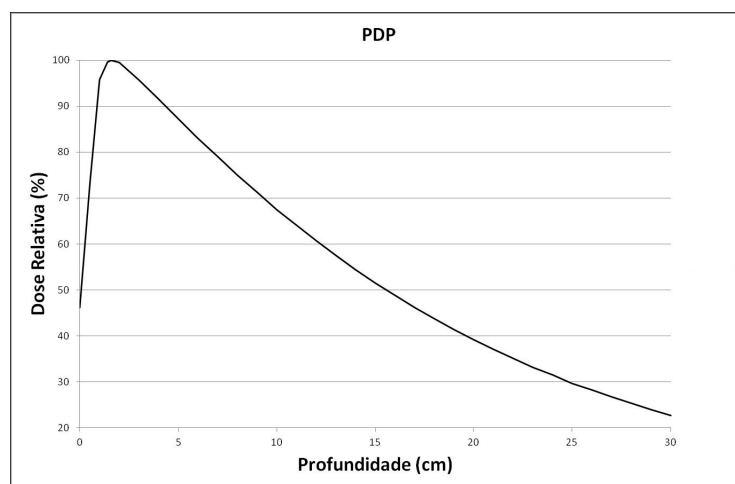


Figura 2.16. Curva de PDP de um feixe de fótons de energia 6MV obtida com um campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ e distância fonte-superfície de 100 cm.

Razão de tecido máximo

A razão de tecido máximo (TMR, do inglês *tissue maximum rate*) é a razão da dose em uma profundidade arbitrária pela dose em uma profundidade de referência, a profundidade de dose máxima. Esta grandeza é um caso particular de outra chamada TPR (do inglês *tissue phantom rate*), na qual a profundidade de referência não necessariamente é a de dose máxima. Diferentemente do PDP, as doses que geram a TMR são determinadas com uma distância fonte-detector fixa, portanto a distância fonte-superfície não é constante. A TMR é função da qualidade de feixe, da profundidade e do tamanho de campo definido nesta profundidade. A figura 2.17 apresenta uma representação dos arranjos necessários para medir essa grandeza.

Fator espalhamento de pico

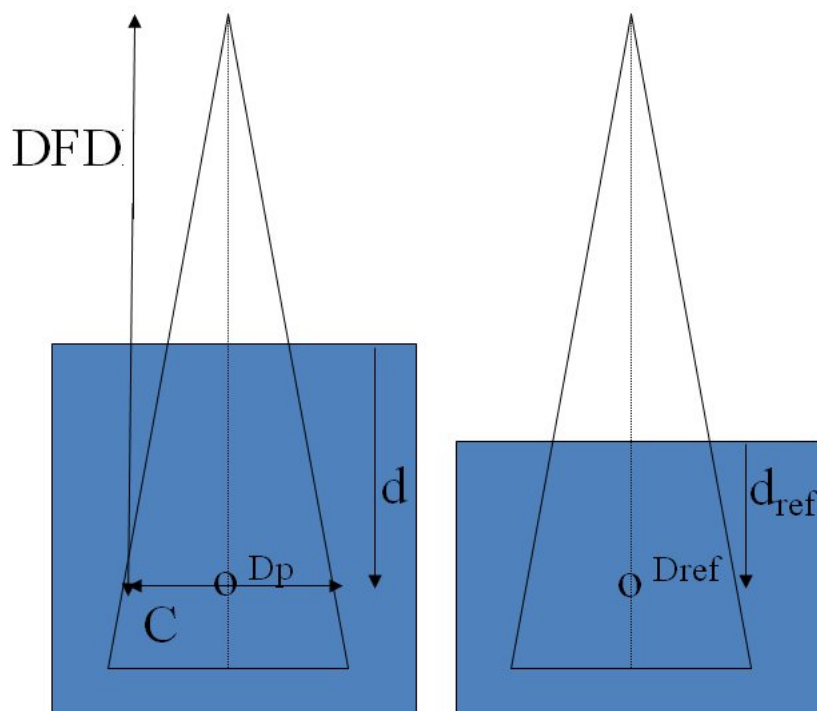


Figura 2.17. Arranjos usados para determinar o TMR. Para uma distância fonte-detector (DFD), o TMR do campo C na profundidade d seria determinado pela razão da dose D_p pela dose D_{ref} , na profundidade de referência d_{ref} (para determinar o TMR, a profundidade de referência é a profundidade de dose máxima).

O fator espalhamento de pico (PSF, do inglês *peak scatter factor*) é definido como a razão da dose na profundidade de dose máxima, em um fantoma retangular de água, pela dose, sem a presença do fantoma, porém com material ao redor do detector suficiente para gerar equilíbrio eletrônico. Essas doses são medidas na mesma distância da fonte. A figura 2.18 representa os arranjos necessários para determinar o PSF. Esta grandeza é função da qualidade do feixe e do campo de radiação.

Fator rendimento relativo

O Fator Rendimento Relativo (FRR) é definido como a razão da dose em uma profundidade de referência (dose máxima), obtida com um campo arbitrário, pela dose na mesma profundidade obtida com um campo de referência (usualmente com o mesmo arranjo usado na calibração da máquina de tratamento - $10 \times 10 \text{ cm}^2$; DFS=100cm). Estas doses são determinadas com uma distância fonte-superfície fixa. O FRR é função da qualidade do feixe e do tamanho do campo definido no isocentro.

Fator fora do eixo

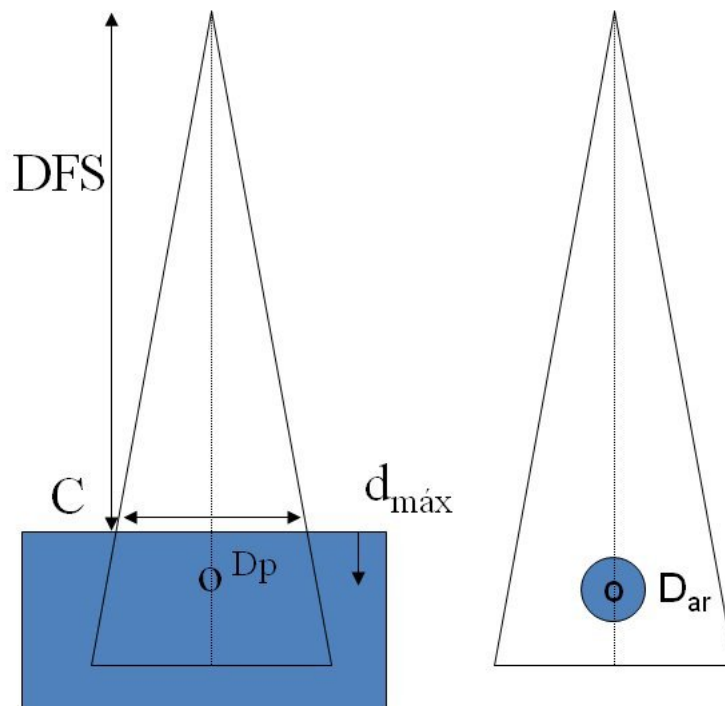


Figura 2.18. Arranjos usados para determinar o PSF. Para uma distância fonte-superfície (DFS), o PSF do campo C seria determinado pela razão da dose D_p , na profundidade de dose máxima pela dose D_{ar} , na mesma distância para a fonte e com equilíbrio eletrônico assegurado .

O Fator fora do eixo (OAR, do inglês *off axis ratio*) é definido como a razão da dose fora do eixo do feixe central pela dose no eixo central a uma mesma profundidade. Essas doses são adquiridas com perfis de campo medidos perpendicularmente ao eixo do feixe central. A figura 2.19 apresenta um exemplo de perfil de campo aberto e um de campo com filtro 60 adquiridos com um feixe de 6 MV. Para uma determinada qualidade de feixe, o OAR é função da profundidade, da distância fonte-superfície, de possíveis filtros utilizados e do tamanho de campo, definido no isocentro.

Fator filtro e fator bandeja

Quando é utilizado algum atenuador entre o objeto a ser irradiado e a fonte de radiação, é necessário, para o cálculo de dose, considerar essa atenuação. Isso ocorre quando se usa filtros e blocos, que são fixados em uma bandeja de acrílico. Esses fatores são definidos como a razão da dose adquirida com o objeto atenuador (filtro ou bandeja) pela dose adquirida sem o objeto atenuador em uma profundidade arbitrária, no eixo do feixe central e com uma distância fonte-superfície constante. O fator bandeja (FB) pouco varia com o campo e por isso é geralmente tabelado apenas para o campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$, já

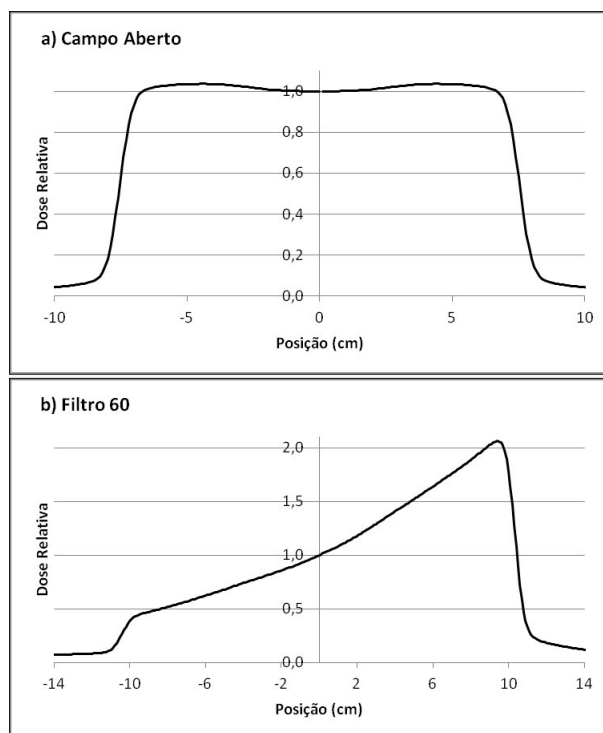


Figura 2.19. Perfis de campo obtidos com feixe de fótons de 6MV a 5 cm de profundidade. O perfil contido na imagem a) foi adquirido com o campo aberto $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e o contido na imagem b) foi adquirido com filtro 60 e campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$.

o fator filtro (FF) é usualmente tabelado em função do tamanho de campo.

Fator endurecimento do feixe

A bandeja de acrílico atenua o feixe, mas não altera significativamente seu espectro de energia. Quando o filtro usado é o filtro físico (feito de metal) ocorre o chamado endurecimento do feixe, ou seja, o espectro de energia do feixe se altera para um com uma energia média maior. Devido a esse fenômeno, quando o ponto de cálculo possui uma profundidade diferente da profundidade na qual o fator filtro foi definido, é necessário o uso do chamado Fator endurecimento do feixe (HBF, do inglês *hard beam factor*). Este fator é a razão do fator filtro a uma profundidade arbitrária pelo fator filtro em uma profundidade de referência.

2.4.1.3 O campo equivalente

O método de cálculo baseado em dados empíricos não pode ser usado de forma genérica, pois a quantidade de medições necessárias para contemplar todas as possíveis situações clínicas torna seu uso impraticável. E mesmo nas situações nas quais esse método é

utilizado, é necessário fazer algumas aproximações. Geralmente, no comissionamento são usados campos de radiação quadrados. As grandezas dosimétricas utilizadas para o cálculo de dose são tabeladas em função desses campos. Quando outra forma de campo é necessária, para acessar os dados tabelados é usado o campo quadrado que teria as mesmas condições de espalhamento de radiação que o campo com esta outra forma.

O campo equivalente pode ser encontrado pela aproximação proposta originalmente por Stearing et al. [61]. Usado somente para formas retangulares de campo, a condição proposta para que haja equivalência entre os campos é que a área dividida pelo perímetro desses campos seja igual [62]. Portanto, para um campo retangular de lados a e b , o lado do campo quadrado equivalente seria

$$L = \frac{2ab}{(a + b)}, \quad (2.9)$$

onde L é o tamanho do lado do campo quadrado equivalente.

Quando o campo de radiação possui uma forma irregular, outros métodos podem ser utilizados para o cálculo do campo equivalente [63, 64, 65]. Esta demanda ocorre quando se usa blocos ou MLC para conformar o campo. Nestes casos, no algoritmo de cálculo de dose é necessário o uso do campo equivalente dado pela posição dos colimadores secundários (campos retangulares) e o campo equivalente dado pela forma dos colimadores extras (bloco ou MLC).

2.4.1.4 O algoritmo de cálculo de dose

O rendimento dos aceleradores lineares, representado pelo fator de calibração do equipamento, tem como unidade geralmente utilizada, o centigray por unidade monitora (cGy/UM). É bastante comum usar o fator de calibração ajustado para que 1 UM represente 1 cGy na profundidade de dose máxima, em irradiações realizadas em um fantoma de água, com um campo 10×10 cm² e distância fonte-superfície de 100 cm. Nesta situação dosimétrica, considerada de referência, a dose entregue por uma determinada UM pode ser calculada diretamente por meio do fator de calibração. Em outras situações, é necessário corrigir o rendimento da máquina de tratamento. A correção pode ser feita com os fatores apresentados nesta seção, de forma que o algoritmo usado para o cálculo da dose D em uma profundidade p e a uma distância L para o eixo do feixe central é

$$D = UM \times F_c \times TMR(Ccol, p) \times F_d \times \frac{PSF(Ccol)}{PSF(Ceq)} \times FRR(Ceq) \times OAR(L, Ccol, p, f) \times FF(Ccol, f) \times HBF(Ccol, p, f) \times FB, \quad (2.10)$$

onde C_{col} é o campo equivalente dado pelo bloco ou MLC; C_{eq} é campo equivalente dado pelos colimadores secundários; e f é o filtro utilizado. Quando a distância fonte-superfície usada no cálculo é a mesma usada na obtenção do PDP tabelado, a dose também pode ser obtida por

$$D = \mathcal{UM} \times F_c \times PDP(C_{col}, p) \times \frac{PSF(C_{col})}{PSF(C_{eq})} \times FRR(C_{eq}) \times OAR(L, C_{col}, p) \times FF(f, C_{col}) \times HBF(f, C_{col}, p) \times FB. \quad (2.11)$$

2.4.2 Métodos baseados em convolução/superposição

Os métodos que utilizam convolução/superposição não se baseiam diretamente em dados dosimétricos, mas sim em princípios físicos do comportamento do feixe de radiação, considerando a natureza indireta da deposição de energia pelo feixe de fótons. Há a separação das interações primárias do transporte dos fótons e elétrons, produzidos a partir do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares [66, 38].

A modelagem do espalhamento da radiação é feita por meio de funções núcleo (Kernels), usadas na convolução, possibilitando o cálculo direto de dose em situações nas quais campos de forma irregular são utilizados. Essas funções representam o transporte da energia depositada localmente por um feixe de radiação discretizado. A heterogeneidade do meio é tipicamente considerada ao reescalonar o Kernel com a densidade eletrônica média entre o ponto de interação e o ponto de cálculo. Diferentes tipos de Kernels podem ser utilizados, sendo os mais usados o kernel pontual e o do tipo *pencil beam* (figura 2.20). Usualmente, essas funções são derivadas de simulações de Monte Carlo [67]. O outro componente essencial da convolução/superposição é a fluência de energia dos fótons usados no feixe clínico. O produto dessa fluência pelo coeficiente de atenuação em massa descreve a energia transferida por unidade de massa e é conhecido como Terma. Nesse tipo de algoritmo, a dose é computada por meio da convolução desses dois componentes, o Terma e o kernel (figura 2.21). Eis um exemplo de como a dose absorvida pode ser calculada:

$$D(\vec{r}) = \int (T(\vec{r}')k(\vec{r} - \vec{r}')dV, \quad (2.12)$$

onde T e K são as funções Terma e kernel, respectivamente.

Os métodos de cálculo que usam Kernel pontual podem ser interpretados como a superposição ponderada por diferentes pesos das respostas de irradiações pontuais [66]. Para se ter eficiência computacional, essas superposições são realizadas por meio de convolução. Entretanto, este método é menos eficiente computacionalmente do que os que utilizam Kernel do tipo *pencil beam* [68], apesar de melhor considerar as heterogeneidades

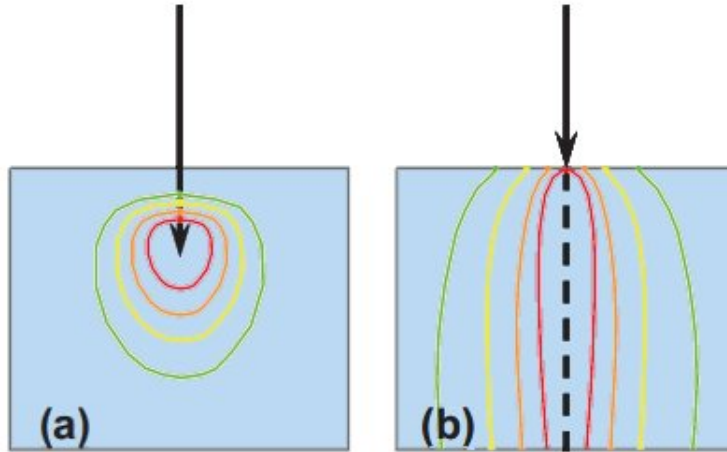


Figura 2.20. Ilustração de diferentes kernels de deposição de energia; a) do tipo pontual e b) do tipo *pencil beam*. Imagem adaptada de [38]

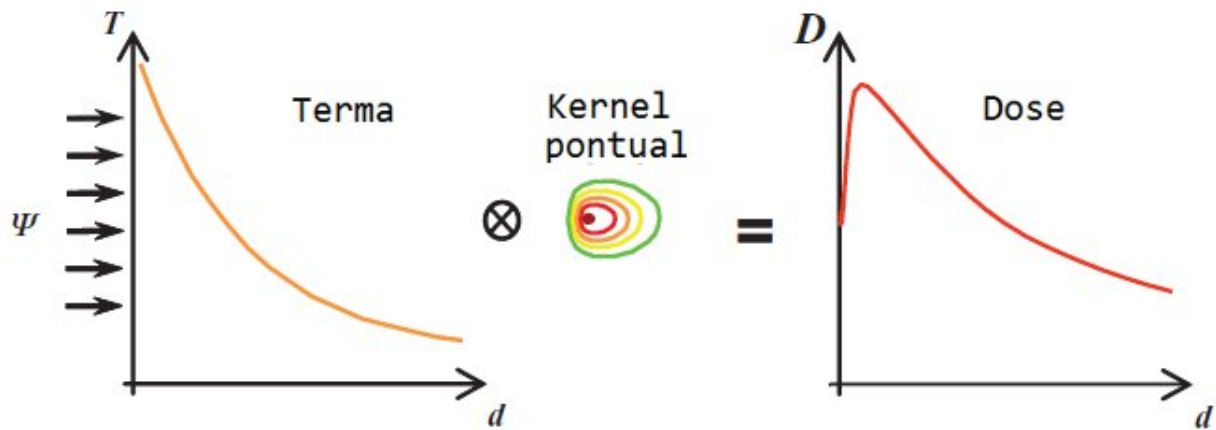


Figura 2.21. Representação de uma distribuição de dose calculada, ao longo da profundidade, por meio da convolução do Terma (energia liberada por unidade de massa) com um kernel pontual. Imagem adaptada [38]

do meio. O método de cálculo conhecido como *collapsed cone* surgiu como uma aproximação para equilibrar a eficiência e o tempo de cálculo [69]. Nesse método, a função núcleo é dividida em um determinado número de cones, que partem de sua origem e são colapsados para o raio central dessa figura geométrica (figura 2.22). Outra abordagem usada para aumentar a velocidade dos cálculo é a utilização de kernels que representam a deposição de energia ao longo da direção do eixo do feixe de radiação, conhecidos como kernels do tipo *pencil beam*. Essa forma de cálculo é bastante popular, pois fornece uma boa relação entre a generalidade, a exatidão e o tempo de cálculo.

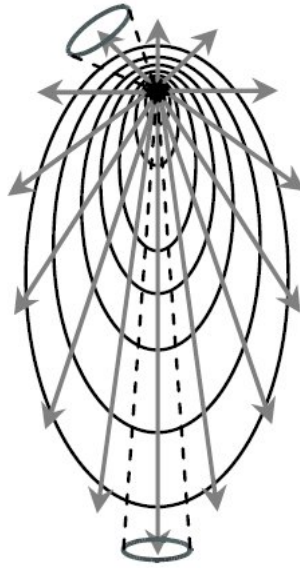


Figura 2.22. Representação esquemática dos cones e seus raios centrais usados na aproximação do método de cálculo *collapsed cone*.

2.4.3 Métodos baseados em simulações de Monte Carlo

Esse método usa distribuições de probabilidade bem estabelecidas que regem as interações individuais dos fótons e elétrons com o paciente, além do transporte dessas partículas. Apesar de ser o método mais exato de cálculo, sua limitação reside na baixa eficiência computacional. O tempo necessário para computar um grande número de histórias pode ser reduzido com o avanço computacional e, assim, no futuro, as simulações de Monte Carlo podem estar mais presentes na rotina clínica. Isto não significa que atualmente não estejam. Em situações nas quais o tempo de cálculo elevado não é um problema, como no controle de qualidade de IMRT, as simulações de Monte Carlo são utilizadas em sistemas descritos por diversos autores [70, 71, 72, 41].

3 METODOLOGIA

3.1 O SISTEMA DE CÁLCULO INDEPENDENTE

A proposta do sistema é realizar um cálculo de dose absorvida independente do sistema de planejamento em um plano de um fantoma retangular. O método usado para o cálculo de dose independente baseia-se em correções realizadas no fator de calibração do acelerador linear por meio de fatores tabelados, derivados de medições e calculados a partir de simples modelagem. Esta abordagem foi descrita na Seção 2.4.1 e é amplamente utilizada para cálculos pontuais de dose. Este método é de difícil implementação em situações nas quais os parâmetros de tratamento possuem muitos graus de liberdade (tratamentos de IMRT realizados com MLC, por exemplo), pois seria necessária uma quantidade de dados dosimétricos que contemplasse todos os possíveis arranjos. Nestas situações, para cálculos de distribuição de dose, outros métodos são usados preferencialmente [73, 74, 75, 38, 40]. No caso específico do JOIMRT, para o controle de qualidade, é viável a abordagem por meio de dados dosimétricos tabelados, pois os segmentos dos campos de tratamento são unicamente retangulares. Além disso, o meio usado no cálculo possui a mesma geometria do fantoma usado para gerar os dados tabelados. Outros fatores facilitam o uso deste método, como: simplicidade de implementação computacional, dados dosimétricos já disponíveis e a utilização de uma única profundidade para o cálculo. Os cálculos do sistema independente são realizados com distância fonte-superfície de 100 cm a 5 cm de profundidade.

3.1.1 O algoritmo de cálculo de dose

Praticamente todos os dados dosimétricos usados no algoritmo de cálculo foram gerados a partir do comissionamento da máquina de tratamento (acelerador linear Primus/Siemens) para a energia de 6 MV. O comissionamento foi realizado com um fantoma de varredura 3D e câmara de ionização cilíndrica de volume sensível 0,125 cc. Periodicamente os dados gerados são verificados por meio de um programa de controle de qualidade. As medições realizadas no comissionamento, utilizadas para gerar os fatores de correção do algoritmo

de cálculo de dose, foram:

- Perfis em profundidade no eixo central de campo quadrados abertos de 3x3 a 40x40 cm²;
- Perfis laterais (no sentido *crossplane*) na profundidade de 5 cm dos campo quadrados abertos 2x2, 3x3, 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35 e 40x40 cm²; e
- Rendimento do acelerador na profundidade de 5 cm dos campos quadrados abertos de 3x3 a 40x40 cm².

Cada perfil lateral de campo usado para alimentar o algoritmo de cálculo foi gerado a partir do meio perfil de campo no sentido do colimador X2. Para todos os campos, o meio perfil foi refletido no sentido oposto. Portanto assumiu-se que há perfeita simetria do feixe, tanto na direção *crossplane* como na direção *inplane*. O anexo C apresenta os dados gerados no comissionamento utilizados no SCI.

Os segmentos de campo utilizados no JOIMRT podem ter campos pequenos, de forma que os dados obtidos no comissionamento não os representem com exatidão suficiente. Portanto algumas medições de campos pequenos foram realizadas para alimentar o algoritmo de cálculo. O fator rendimento relativo dos campos 1x1 e 2x2 cm² foi medido com filme radiocrômico, de acordo com o método descrito na Seção 3.2.1. Esses fatores foram determinados como a razão da dose obtida com o campo em questão pela dose obtida com o campo 10x10 cm² na profundidade de dose máxima (1,6 cm). Como as medições foram realizadas a 5 cm de profundidade em um fantoma de água sólida foi usado o PDP do campo 10x10 cm² para determinação de dose na profundidade de dose máxima desse campo. Uma aproximação foi realizada para a determinação da dose na profundidade de dose máxima dos campos 1x1 e 2x2 cm²: o PDP usado foi o do campo 3x3 cm² nas duas situações.

A distribuição de dose (absoluta) planar gerada por um determinado segmento de campo é obtida multiplicando-se a dose calculada no centro do segmento de campo pela distribuição de dose relativa planar, normalizada nesse ponto. A dose no centro do segmento de campo i é calculada por

$$Dose_{c_i} = F_c \times \mathcal{UM}_i \times PDP(Ceq_i, 5cm) \times FRR(Ceq_i) \times OAR(xc_i, yc_i), \quad (3.1)$$

onde Ceq_i é o campo equivalente do segmento, xc_i e yc_i são as coordenadas do centro do segmento de campo no plano de cálculo, F_c é o fator de calibração do acelerador linear, \mathcal{UM}_i é o número de unidades monitoras do segmento, PDP é o percentual de dose em profundidade, FRR é o fator rendimento relativo e OAR é o fator fora do eixo obtido a

partir do campo 40x40 cm². O campo equivalente é obtido com a equação 2.9, proposta por Stearing et al. [61]. A dose relativa planar é calculada por

$$Dose_{r_i}(x, y) = PerfilX_i(x) \times PerfilY_i(y), \quad (3.2)$$

onde PerfilX(x) é o perfil de campo na direção *crossplane* e PerfilY(y) é o perfil de campo na direção *inplane*; de forma que a distribuição de dose no plano do fantoma retangular a uma profundidade de 5cm gerada pelo segmento de campo *i* é descrita por

$$Dose_i(x, y) = Dose_{c_i} \times \frac{Dose_{r_i}(x, y)}{Dose_{r_i}(xc_i, yc_i)}. \quad (3.3)$$

A soma da distribuição de dose de todos os segmentos é, então, utilizada para obter a distribuição de dose do campo de radiação, calculada por

$$Dose(x, y) = \sum_i Dose_i(x, y). \quad (3.4)$$

Em uma determinada direção (*inplane* ou *crossplane*), o perfil de campo é obtido a partir do perfil do campo quadrado de lado igual ao lado do campo retangular. Os valores desse perfil são alterados para o valor máximo de dose desde a posição onde se encontra o valor máximo de dose até o centro do campo, conforme ilustrado na figura 3.1. Depois são deslocados para que posição do centro do perfil coincida com a posição do centro do campo retangular. Por fim o perfil deslocado é multiplicado pelo perfil do maior campo disponível (40x40 cm²) e normalizado em 1 no centro do campo.

Quando a posição do colimador assume um valor que não está contemplado no banco de dados dosimétricos utilizado para alimentar o algoritmo de cálculo de dose, é feita uma interpolação. O perfil de campo é determinado utilizando o perfil do campo quadrado tabelado de lado imediatamente superior e o imediatamente inferior ao valor do lado do campo retangular dado pela posição dos colimadores. Estes dois perfis são envelopados para o tamanho de campo dado pelas posições dos colimadores e, posteriormente, interpolados linearmente. O perfil envelopado é calculado da seguinte forma:

$$Perfil(x) = Perfil_L(x \times \frac{C}{L}), \quad (3.5)$$

onde C é o tamanho de campo dado pelas posições dos colimadores, L é o lado do campo quadrado tabelado imediatamente superior ou inferior ao dobro do valor da posição do colimador e $Perfil_L$ é o perfil do campo quadrado de lado L.

Se o lado do campo for menor do que o menor campo contido no banco de dados

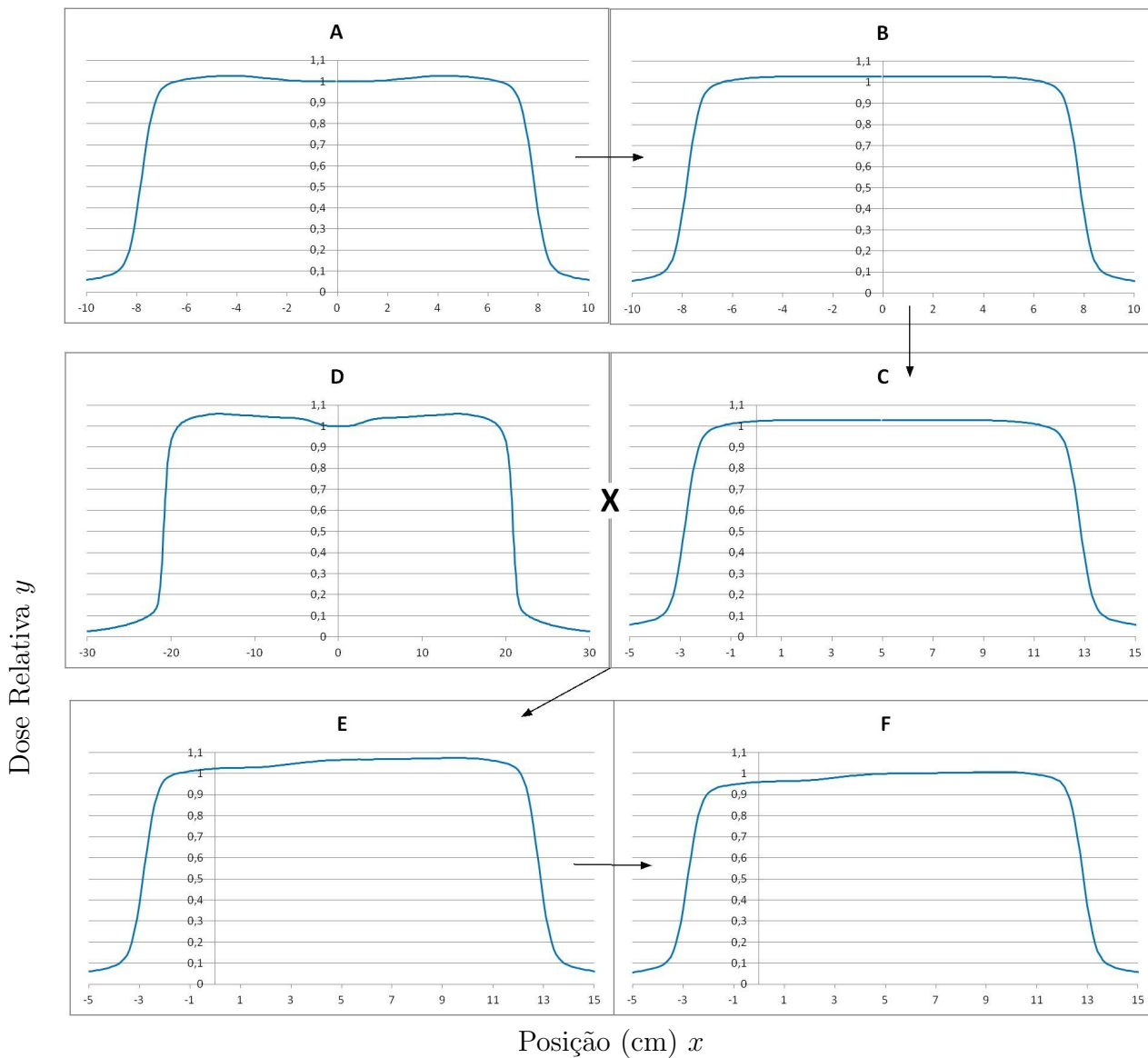


Figura 3.1. Processo de obtenção do perfil de campo. O exemplo indica a obtenção do perfil de campo na direção *crossplane* dado pelo colimador $X1=2,5$ e $X2=12,5$: (a) perfil do campo quadrado de lado 15 cm; (b) perfil alterado para valores da máxima dose desde a posição onde se encontra o valor máximo de dose até o centro do campo; (c) perfil deslocado para que posição do centro do perfil coincida com a posição do centro do campo retangular; (d) perfil de campo do campo quadrado $40 \times 40 \text{ cm}^2$; (e) perfil deslocado multiplicado pelo perfil do campo $40 \times 40 \text{ cm}^2$; (f) resultado final com o perfil normalizado no centro do campo

(2x2 cm²), o perfil de campo é obtido com a equação 3.5.

3.1.2 Implementação do sistema de cálculo de dose independente

O SCI foi desenvolvido no Python v2.7 com o uso de tecnologias como pydicom (biblioteca usada para leitura dos arquivos DICOMRT, gerados no SPT), PIL (biblioteca usada para manipular imagens) e easygui, usada para gerar a interface interativa do usuário. Os dados dosimétricos, necessários para o cálculo de dose, foram tabelados e armazenados em uma planilha (arquivo do tipo XLS) utilizada como banco de dados. O usuário deve importar o arquivo DICOMRT contendo os planos de tratamento a serem verificados e o sistema exporta um arquivo, também do tipo DICOMRT, contendo a distribuição de dose planar calculada com cada pixel representando 1 mm².

3.2 TESTES DE VALIDAÇÃO

Para a avaliação do SCI, foram realizados testes dosimétricos com a intenção de: (i) verificar a correta implementação do algoritmo de cálculo; (ii) analisar os cálculos de dose pontuais em campos assimétricos; (iii) verificar as aproximações e ajustes usados na determinação dos perfis de campo; (iv) estimar a exatidão do cálculo de dose planar do sistema.

As previsões de dose do algoritmo de cálculo do sistema de verificação foram inicialmente comparadas com os valores obtidos em cálculos manuais, no eixo central. Arranjos simples foram utilizados nestas primeiras comparações: campos quadrados abertos (de 3x3 a 40x40 cm²) na profundidade de 5g/cm² e distância fonte-superfície de 100 cm. Além do valor calculado de dose, os parâmetros usados no cálculo (PDP e Fator Rendimento Relativo) foram comparados com os valores contidos na tabela de dados dosimétricos gerada no comissionamento.

Em seguida, comparou-se a previsão dosimétrica do sistema de verificação às medições realizadas com um fantoma de água de 40x40x40 cm³ e com câmara de ionização Scanditronix-Wellhofer do tipo farmer (0,6 cc). Foram realizadas medições a 5 cm de profundidade no centro dos campos assimétricos contidos na tabela 3.1. Em todos os arranjos, as angulações do gantry e do colimador foram 0°, a distância fonte-superfície foi de 100 cm e 100 UMs foram empregadas. Os parâmetros usados no cálculo fora do eixo central (PDP, Fator Rendimento Relativo e OAR) também foram comparados com os valores contidos na tabela de dados dosimétricos gerada no comissionamento.

Tabela 3.1. Campos usados para medições com câmara de ionização nos testes do SCI.

X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)
3,0	8,5	12,5	12,5
5,0	5,0	-10,0	15,0
4,5	-1,0	7,5	-4,0
11,5	11,5	0,0	5,0
20,0	7,5	3,0	3,0
-2,0	5,0	-8,5	11,5

Os perfis dos campos quadrados 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 35x35 e 40x40 cm² adquiridos no comissionamento da máquina de tratamento com câmara de ionização foram comparados com os perfis calculados pelo sistema independente.

Situações dosimetricamente complexas com campos pequenos e colimadores assimétricos são comuns nas soluções geradas no SPT para a técnica JOIMRT. Esse tipo de situação está contemplada em medições realizadas dos perfis de campos apresentados na tabela 3.2. Os perfis foram medidos com filme radiocrômico, conforme a metodologia descrita na sessão 3.2.1, e, posteriormente, comparados com os cálculos realizados pelo sistema de verificação. Essas medições foram feitas no eixo do centro do campo, em um fantoma de água sólida na profundidade de 5g/cm² com distância fonte-superfície de 100 cm e 200 UMs.

Tabela 3.2. Campos e direção dos perfis de campo obtidos nos testes do SCI.

Campo	X1 (cm)	X2 (cm)	Y1 (cm)	Y2 (cm)	Direção do perfil
1	5,0	5,0	0,0	5,0	<i>crossplane</i>
2	5,0	5,0	-2,0	7,0	<i>crossplane</i>
3	5,0	5,0	-5,0	10,0	<i>crossplane</i>
4	5,0	5,0	-10,0	15,0	<i>crossplane</i>
5	1,0	1,0	1,0	1,0	<i>crossplane e inplane</i>
6	0,5	0,5	1,0	1,0	<i>crossplane e inplane</i>
7	-2,0	3,0	-8,5	11,0	<i>crossplane e inplane</i>

Por fim, foram realizadas comparações entre distribuições de dose calculadas pelo SCI e duas referências: 1) medições planares de dose, realizadas com um arranjo de detectores de câmaras de ionização, conforme descrito na sessão 3.2.2; e 2) cálculos de distribuição de dose planares realizados pelo SPT. Os dados usados para a comparação entre as doses geradas por essas duas referências e calculadas pelo SCI foram obtidos a uma profundidade de 5 g/cm² e com distância fonte-superfície de 100 cm. As medições foram realizadas em um fantoma de água sólida e, para os cálculos do SPT, foi usado um fantoma virtual retangular de densidade eletrônica equivalente a da água.

Para essas comparações foram realizados planos de JOIMRT com campos de até 18 segmentos em 5 casos de câncer de cabeça e pescoço e 5 de próstata. O sistema de planejamento usado foi o Prowess versão 5.0, com otimização do tipo DAO. Os planejamentos de JOIMRT de próstata foram realizados com 7 campos de radiação, permitindo até 5 segmentos por campo. Para todos os casos foram feitos dois planos: um objetivando 54 Gy na próstata e vesícula seminal e outro complementar objetivando 76 Gy de dose total na próstata. Nos planos realizados para os casos de cabeça e pescoço foram usados 5 campos de radiação. Em quatro casos, foram realizados planos objetivando 50 Gy no alvo clínico, que incluiu as cadeias de drenagem linfáticas cervicais, e na fossa supra clavicular. Outro plano, complementar, com quatro ou cinco campos, foi usado para atingir 60 ou 70 Gy no tumor e na margem de segurança. Em três desses casos foram permitidos até 5 segmentos por campo e em um deles, até 18 segmentos. Para o caso restante foi feito apenas um planejamento objetivando 54 Gy no alvo clínico. No total 113 campos foram gerados.

3.2.1 Dosimetria com filme radiocrômico

O filme dosimétrico utilizado no presente trabalho foi o EBT3, a terceira geração dos filmes EBT, produzido pela Ashland. Todas as gerações possuem os mesmos componentes sensíveis à radiação. Este filme radiocrômico oferece sensibilidade entre 0,1 e 10 Gy, possui número atômico efetivo semelhante ao da água [47], resolução espacial submilimétrica e é pouco sensível a luz visível [54]. A camada ativa do filme tem aproximadamente 30 μm de espessura e está entre duas camadas de 125 μm de espessura de poliéster laminado (figura 3.2). Com esta simetria, o EBT3 não introduz a dependência, observada na geração anterior, na leitura do filme, com o lado utilizado na sua digitalização [54, 76].

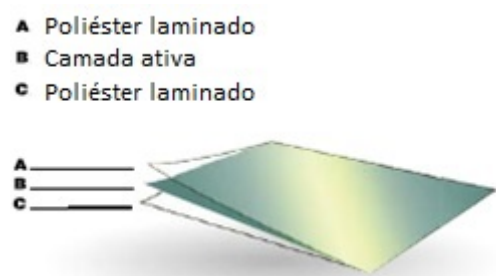


Figura 3.2. Representação do filme dosimétrico EBT3. Imagem adaptada [54].

O escâner Epson V1000, com o software Epson foram usados na dosimetria. Os filmes foram escaneados com o escâner no modo profissional, como documento do tipo transparente (leitura por transmissão) e como “Positive Film”. Foi usada uma resolução de 300 pontos por polegada e imagem do tipo “48-bit Color”, sem qualquer processamento. A Figura 3.3 mostra a configuração usada na digitalização dos filmes dosimétricos. Todos os

filmes usados neste trabalho foram escaneados na mesma área do escâner, com a mesma orientação e com intervalo mínimo de 24 horas entre a exposição e a digitalização. Os arquivos foram gerados no formato tif de 16 bits.

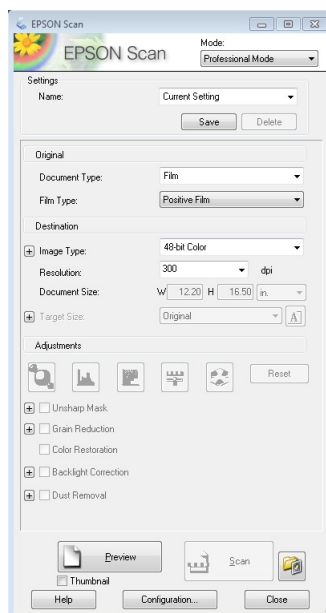


Figura 3.3. Janela do software Epson com a configuração usada na digitalização dos filmes dosimétricos.

Devido à influência da temperatura da lâmpada do escâner na formação da imagem [53], para cada filme exposto, foram realizadas 3 digitalizações, sendo utilizada a média das duas últimas. Da mesma forma, um filme não exposto a radiação foi digitalizado para correção da resposta do escâner. Conforme descrito na sessão 2.3.2.2, a resposta do escâner não é homogênea em toda sua área de utilização. A correção da dependência espacial do scanner foi realizada com um método semelhante ao método utilizado por Devic *et al.* [52], no qual a matriz da imagem digitalizada do filme exposto é subtraída pela matriz da imagem do filme não exposto.

As imagens foram processadas no *software* livre ImageJ 4.6. Foram desenvolvidos *plugins* para a conversão das imagens geradas no escâner para a imagem que representa a distribuição de dose. Como o canal vermelho é o mais sensível a exposição [44], de cada imagem, os dados deste canal foram extraídos. Posteriormente, foi usado o filtro Mediana, com raio de 10 pixels (representando aproximadamente 0,8 mm), para redução de ruído. Este processamento da imagem foi realizado antes da conversão do valor do pixel para dose. A densidade óptica final utilizada (*netDO*) foi calculada subtraindo, ponto a ponto, a *DO* do filme exposto pela *DO* do filme não exposto, ou seja,

$$netDO = DO_{irrad} - DO_{\tilde{n}irrad} = \log \left(\frac{I_{\tilde{n}irrad}}{I_{irrad}} \right), \quad (3.6)$$

onde $I_{\tilde{n}irrad}$ e I_{irrad} são os valores médios dos pixels obtidos nos dois últimos *scanners* do filme não exposto e do exposto a radiação, respectivamente. Desta forma, a netDO representa as alterações do filme quando exposto a radiação ionizante.

Procedimento de Calibração

Para a calibração, o filme foi cortado em pedaços de aproximadamente 4x7 cm. Esses pedaços foram colocados no centro de um campo 10x10 cm², a uma profundidade de 5 g/cm² em um fantoma de água sólida, com distância fonte-superfície de 100 cm para a irradiação. Foram usados 12 valores de dose entre 27 e 324 cGy (27,54,...324 cGy), com 3 exposições para cada nível de dose. A média da leitura dessas 3 exposições foi usada para a obtenção da curva de calibração. Os valores de dose de cada leitura foram obtidos calculando o valor médio dos pixels em uma área de aproximadamente 1 mm² (12x12 pixels) no centro do campo de radiação.

3.2.2 Dosimetria com Arranjo de Câmaras de Ionização

O arranjo de detectores utilizado nas medições planares de dose (PTW 2D-ARRAY seven29) consiste em um arranjo de 27x27 câmaras de ionização operadas com voltagem de 400 V. As câmaras possuem geometria cúbica de dimensão 0,5 x 0,5 x 0,5 cm, com seus centros separados por uma distância de 1 cm (figura 2.14). Os detectores são cobertos por uma placa de PMMA de 5 mm de espessura, resultando em uma profundidade equivalente em água a 5,9 mm [77].

Para as medições, o arranjo foi colocado entre placas de água sólida, com 5 cm de espessura abaixo e 4,5 cm de espessura acima. A distância fonte-superfície foi de 100 cm. Quaisquer diferenças nas condições dosimétricas entre os cálculos e as medições foram negligenciadas.

3.2.3 Análise de Dados

As medições de doses pontuais realizadas com câmara de ionização e as de perfis, realizadas com filme radiocrômico, foram comparadas com as doses calculadas por meio da diferença percentual, em regiões de baixo gradiente de dose, e do DTA, em regiões de alto gradiente (penumbras de campo). As medições planares foram analisadas com o índice gama no software Verisoft versão 3.1.2 da PTW. Diferentes critérios foram utilizados para determinar a fração de pontos aprovados: (i) 3% de diferença de dose e 3 mm de DTA; (ii) 5% de diferença de dose e 3 mm de DTA; (iii) 5% de diferença de dose e

5 mm de DTA. Testes de normalidade foram aplicados nas distribuições das frações de pontos aprovados para determinar qual teste estatístico é mais adequado na avaliação dos resultados: paramétrico ou não paramétrico. O teste Lilliefors (Kolmogorov-Smirnov) foi usado para a avaliação das doze distribuições obtidas nos casos de próstata e nos casos de cabeça e pescoço (com os 3 critérios na avaliação gama nas comparações com as medições e com os cálculos do SPT). A hipótese de normalidade foi rejeitada nas doze distribuições (em todos os casos $p \leq 0,5$), portanto, na análise dos resultados, o teste de Wilcoxon foi usado para avaliar as hipóteses dos valores médios das frações de pontos aprovados observados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

O anexo B apresenta a curva de calibração usada na dosimetria com filme radiocrômico EBT3, representada pelo polinômio

$$Dose = 1387,6 \times netDO^2 + 711,1 \times netDO, \quad (4.1)$$

onde netDO é a densidade óptica obtida com a equação 3.6.

O fator rendimento relativo dos campos 1x1 e 2x2 cm², medidos com filme radiocrômico para alimentar o algoritmo de cálculo, foram 0,722 e 0,850, respectivamente.

Os cálculos utilizando campos quadrados realizados manualmente não apresentaram desvios para os cálculos realizados com o sistema independente, assim como os parâmetros usados no cálculo. A tabela 4.1 apresenta os valores de dose calculados pelo sistema independente e de forma manual, assim como os parâmetros usados para o cálculo.

As medições realizadas com câmaras de ionização dos campos contidos na tabela 3.1 apresentaram desvio máximo de 2,3% dos valores calculados e a média foi de 0,7%. Nesse teste também não foi observada qualquer diferença entre os parâmetros usados no cálculo e os parâmetros tabelados (PDP, FRR e OAR). A própria incerteza das medições (aproximadamente 1,5% [43]) pode explicar os desvios entre os cálculos de dose pontuais e as medições. A tabela 4.2 apresenta os os parâmetros usados no cálculo, os valores de dose medidos e calculados, além das diferenças encontradas.

As comparações entre os perfis dos campos quadrados 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 30x30, 35x35 e 40x40 cm² adquiridos no comissionamento da máquina de tratamento com câmara de ionização e os perfis calculados pelo sistema independente estão representadas na figura 4.1. Nos campos menores do que 30x30 cm² não foram observadas diferenças maiores do que 2% ou 2 mm de DTA. O campo 35x35 cm² apresentou diferenças maiores do que estas apenas em doses menores do que 10% da dose no centro do campo (DTA maiores do que 10 mm). Dos perfis de campo comparados apenas no campo 40x40 cm² foi observada DTA maior do que 2 mm nas doses maiores do que 10% da dose no centro do

Tabela 4.1. Comparação entre os cálculos manuais e os realizados pelo SCI

Campo (cm ²)	FRR	PDP (%)	Cálculo Manual (cGy)	Cálculo SCI (cGy)
3x3	0,904	83,588	75,56	75,56
4x4	0,921	84,592	77,91	77,91
5x5	0,939	85,596	80,37	80,37
6x6	0,956	85,904	82,12	82,12
7x7	0,969	86,252	83,58	83,58
8x8	0,982	86,599	85,04	85,04
9x9	0,991	86,889	86,11	86,11
10x10	1,000	87,180	87,18	87,18
11x11	1,008	87,330	88,03	88,03
12x12	1,016	87,480	88,88	88,88
13x13	1,023	87,580	89,59	89,59
14x14	1,030	87,680	90,31	90,31
15x15	1,037	87,780	91,03	91,03
16x16	1,042	87,866	91,56	91,56
17x17	1,046	87,951	92,00	92,00
18x18	1,050	88,037	92,44	92,44
19x19	1,054	88,122	92,88	92,88
20x20	1,058	88,208	93,32	93,32
21x21	1,062	88,257	93,73	93,73
22x22	1,065	88,307	94,05	94,05
23x23	1,069	88,356	94,45	94,45
24x24	1,072	88,405	94,77	94,77
25x25	1,076	88,455	95,18	95,18
30x30	1,085	88,702	96,24	96,24
35x35	1,090	89,042	97,06	97,06
40x40	1,093	89,347	97,66	97,66

campo (8 mm no ponto onde a dose é 95% da dose no centro do campo).

O método usado no cálculo independente para a determinação dos perfis de campo resulta em uma boa concordância com os dados obtidos no comissionamento em campos menores do que 35x35 cm², porém em campos maiores, o método pode gerar valores de DTA consideráveis, de até 8 mm na região dentro do campo. São poucas as situações clínicas nas quais segmentos de campos de radiação deste tipo são gerados com JOIMRT. Em nenhum planejamento usado no presente trabalho (próstata e cabeça e pescoço) foram gerados campos maiores do que 35x35 cm²(nenhum colimador maior do que 17,5 cm).

Os perfis de campo calculados pelo sistema independente e medidos com filme radiocrômico contidos na tabela 3.2 estão representados nas Figuras 4.2 e 4.3. Os campos assimétricos 1, 2, 3 contidos na tabela 3.2 não apresentaram diferenças maiores do que 2% ou 2 mm. No campo 4, com o colimador Y1 na posição mais extrema (-10 cm), diferenças de até 4% na dose em região dentro do campo de radiação foram observadas,

Tabela 4.2. Comparação entre medições realizadas com câmara de ionização (CI) e o cálculo do SCI.

X1; X2; Y1; Y2 (cm)	PDP (%)	FRR	OAR	CI (cGy)	SCI (cGy)	Diferença (%)
3,0; 8,5; 12,5; 12,5	87,840	1,041	1,018	93,2	93,07	-0,1
5,0; 5,0; -10,0; 15,0	86,136	0,965	1,056	87,32	87,75	0,5
4,5; -1,0; 7,5; -4,0	84,090	0,912	1,040	78,90	79,80	1,1
11,5; 11,5; 0,0; 5,0	86,661	0,984	1,014	86,40	86,46	0,1
20,0; 7,5; 3,0; 3,0	87,137	0,999	1,040	90,40	90,50	0,1
-2,0; 5,0; -8,5; 11,5	83,588	0,904	1,050	77,56	79,34	2,3

porém na região de penumbra os valores de DTA foram menores do que 2 mm onde a dose é superior a 10% da dose no centro do campo. Os campos menores apresentaram diferenças mais consideráveis. Esse resultado já era esperado devido a maior resolução espacial do filme quando comparada à da câmara de ionização utilizada nas medições usadas para alimentar o algoritmo de cálculo (volume sensível de 0,125 cc). Nos perfis dos campos 5, 6 e 7, DTA de até 5 mm foram observados. O algoritmo de cálculo foi alimentado com medições feitas com câmara de ionização com volume sensível de 0,125 cc. Essa resolução espacial é bastante inferior a do filme dosimétrico e resulta nas diferenças observadas [78, 79]. Se forem utilizadas medições com detectores com maiores resoluções para alimentar o algoritmo de cálculo, estas diferenças podem ser minimizadas.

A tabela 4.3 apresenta um resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama realizadas com as distribuições planares de dose obtidas em planos de JOIMRT. São apresentados a média e o desvio padrão da quantidade de pontos aprovados obtidos nas comparações entre as distribuições de dose geradas pelo SCI e as geradas: (i) pelas medições e (ii) pelos cálculos do SPT. Um exemplo de uma avaliação em um caso de cabeça e pescoço está na Figura 4.4.

Tabela 4.3. Resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama.

Caso	Referência	3%, 3 mm	5%, 3 mm	5%, 5 mm
Próstata	2D Array	97,8 ± 3,0 %	98,9 ± 2,2 %	99,7 ± 1,0 %
Próstata	SPT	94,9 ± 4,2 %	97,5 ± 2,6 %	99,8 ± 0,4 %
Cabeça e Pescoço	2D Array	88,5 ± 6,7 %	93,8 ± 5,0 %	97,6 ± 3,1 %
Cabeça e Pescoço	SPT	89,9 ± 5,3 %	95,0 ± 2,9 %	98,8 ± 1,2 %

Em geral, as aprovações em avaliações realizadas com o critério 3% de diferença de dose e 3 mm de DTA apresentaram mais variação entre os diferentes campos do que as avaliações com os outros critérios. Quando utilizado o critério de 5% de diferença de dose 5 mm de DTA há uma alta concordância entre os cálculos do SCI e as medições, assim como ocorre quando os cálculos do SPT são usados como referência. Neste caso

a média de pontos aprovados foi superior a 99,3% ($p < 0,001$) e a 99,6% ($p < 0,001$) nos casos de próstata quando usados, respectivamente, as medições e os cálculos do SPT como referência. Nos casos de cabeça e pescoço, as médias foram superiores a 96,5% ($p < 0,001$) e a 98,0% ($p < 0,001$) usando, respectivamente, as medições e os cálculos do SPT como referência. Com o critério de 5% de diferença de dose e 3 mm de DTA, a média de pontos aprovados também foi satisfatória nos casos de próstata, com valor superior a 98,0% ($p < 0,001$), e nos casos de cabeça e pescoço, com valor superior a 92,0% ($p < 0,01$), tendo como referência as medições realizadas com o arranjo de câmaras de ionização. A tabela 4.4 apresenta um resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama com o teste de Wilcoxon: são apresentados índices de aprovação média nos quais há significância estatística. Apesar de ter sido rejeitada a hipótese de normalidade de todas as distribuições avaliadas, o teste t de Student também foi aplicado e foram obtidos resultados semelhantes, portanto, ainda que esse teste fosse usado nas avaliações, as conclusões não seriam alteradas.

Tabela 4.4. Resumo dos resultados obtidos nas avaliações gama com o teste de Wilcoxon para os casos de próstata e cabeça e pescoço (CP). São apresentados índices de aprovação média nos quais há significância estatística

Caso	Referência	3%, 3 mm	p	5%, 3 mm	p	5%, 5 mm	p
Próstata	2D Array	97,0 %	0,0003	98,0 %	$1,2 \cdot 10^{-5}$	99,3 %	$8,0 \cdot 10^{-8}$
Próstata	SPT	93,8 %	0,0021	96,8 %	0,0008	99,6 %	$1,1 \cdot 10^{-5}$
CP	2D Array	86,5 %	0,0144	92,0 %	0,0025	96,5 %	0,0005
CP	SPT	88,0 %	0,0122	93,5 %	0,0009	98,0 %	0,0001

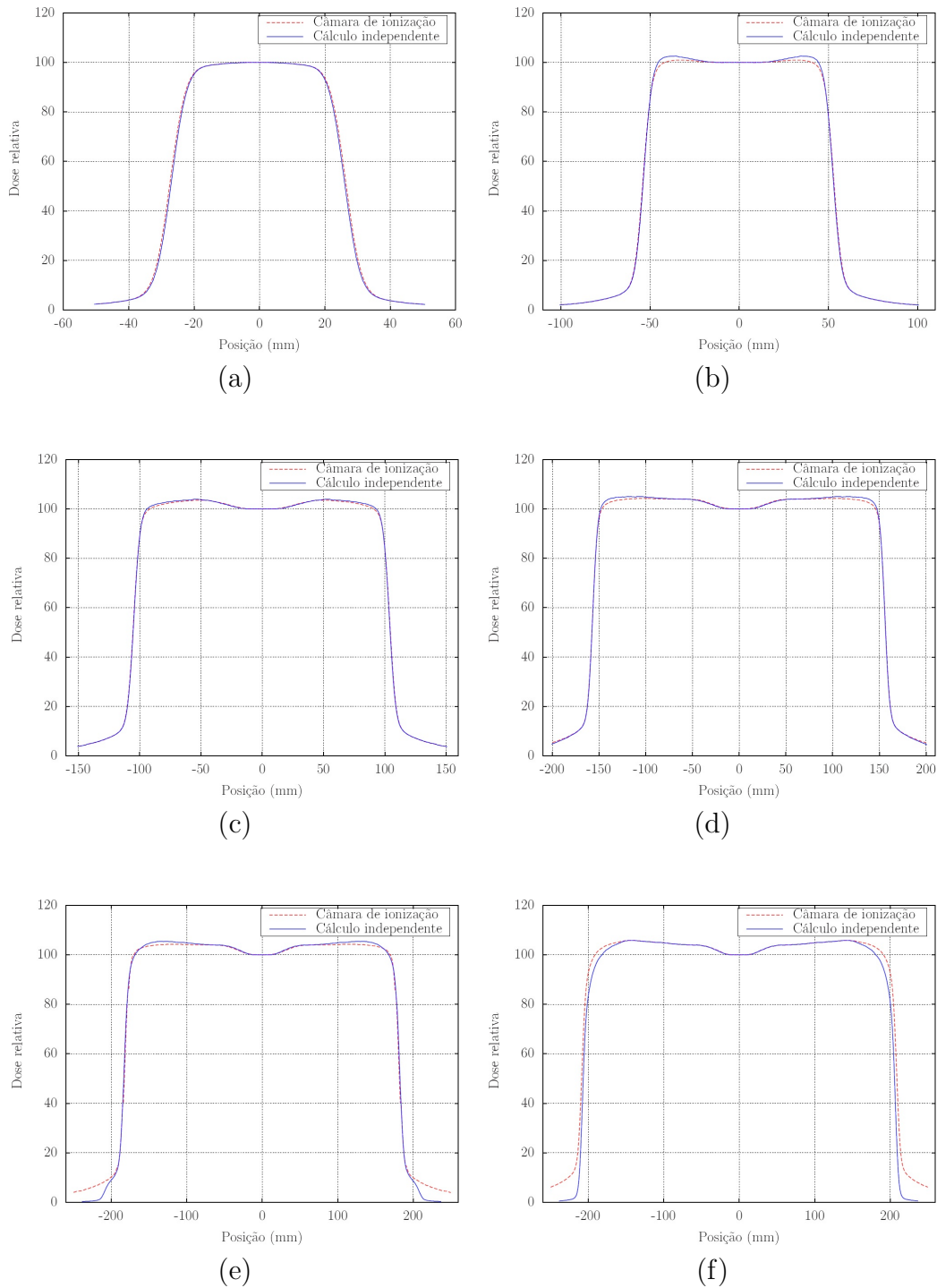


Figura 4.1. Comparação do perfil dos campos obtidos com câmara de ionização e com o cálculo independente proposto: (a) campo X=5, Y=5 cm; (b) campo X=10, Y=10 cm; (c) campo X=20, Y=20 cm; (d) campo X=30, Y=30 cm; (e) campo X=35, Y=35 cm; (f) campo X=40, Y=40 cm.

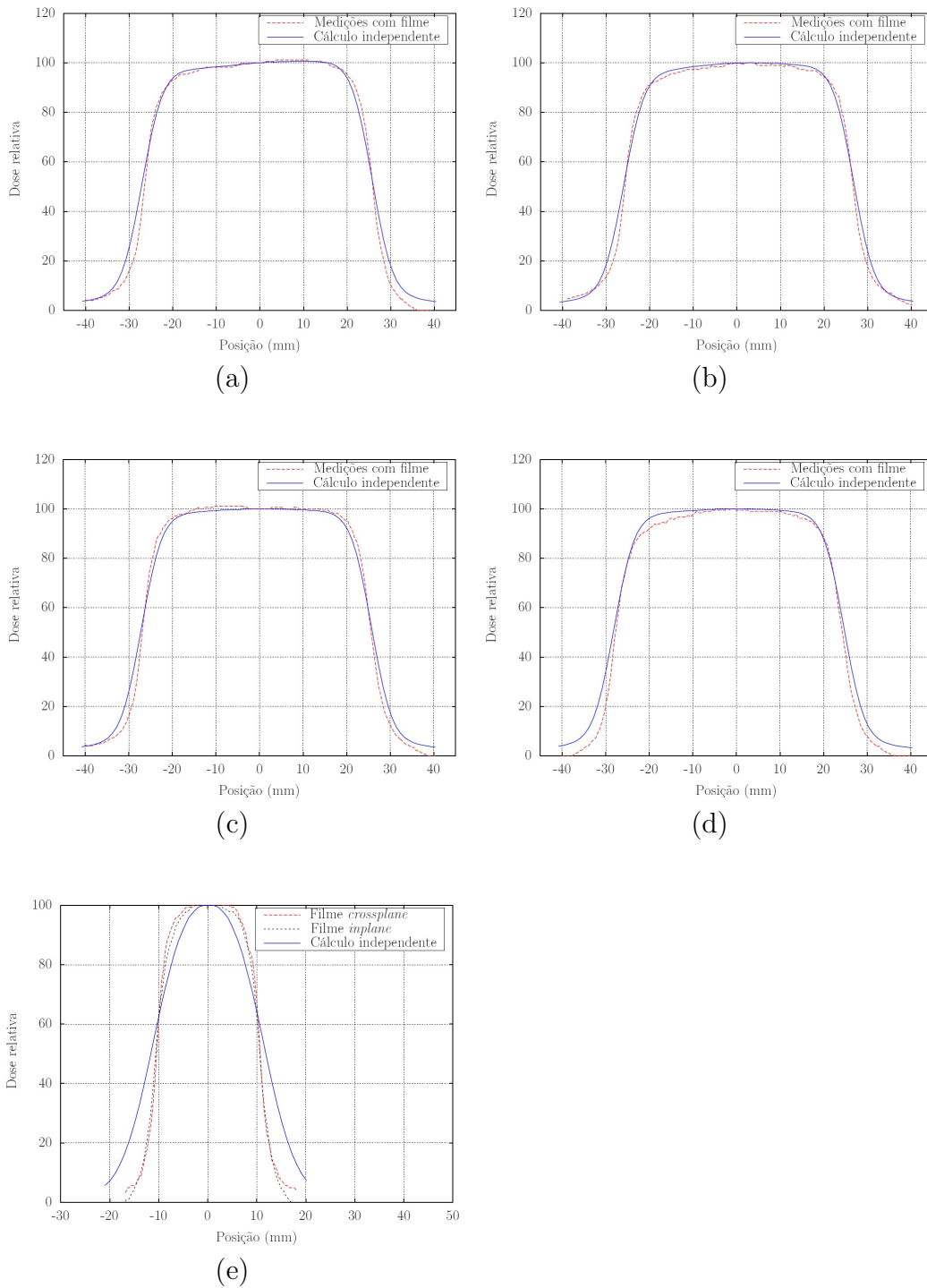


Figura 4.2. Comparação do perfil dos campos obtidos com filme dosimétrico e com o cálculo independente proposto: (a) campo $X=10, Y_1=0, Y_2=5$ cm; (b) campo $X=10, Y_1=-2, Y_2=7$ cm; (c) campo $X=10, Y_1=-5, Y_2=10$ cm; (d) campo $X=10, Y_1=-10, Y_2=15$ cm; (e) campo $X=2, Y=2$;

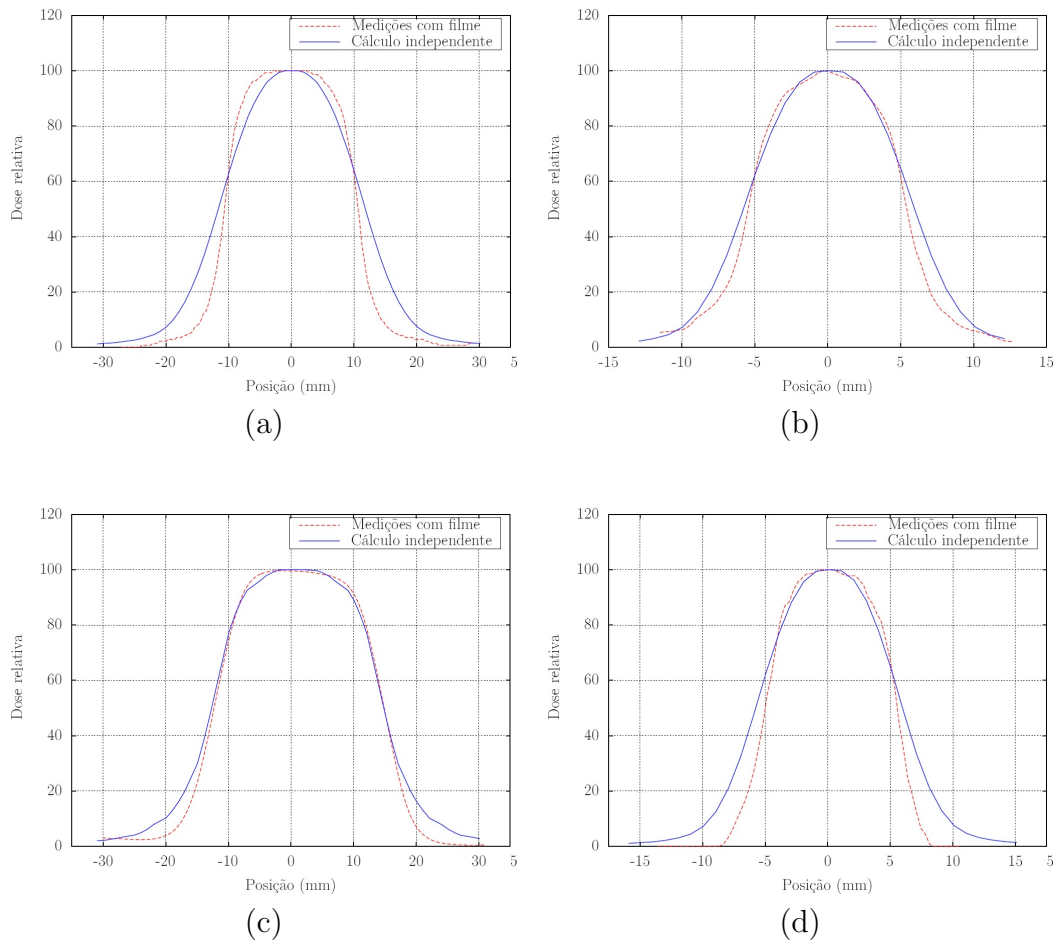


Figura 4.3. Comparação do perfil dos campos obtidos com filme dosimétrico e com o cálculo independente proposto: (a) campo $X=1; Y2=2$ cm na direção inplane; (b) campo $X=1; Y2=2$ cm na direção crossplane; (c) campo $X1=-2; X2=3; Y1=-8,5; Y2=11$ cm na direção inplane; (d) campo $X1=-2; X2=3; Y1=-8,5; Y2=11$ cm na direção crossplane

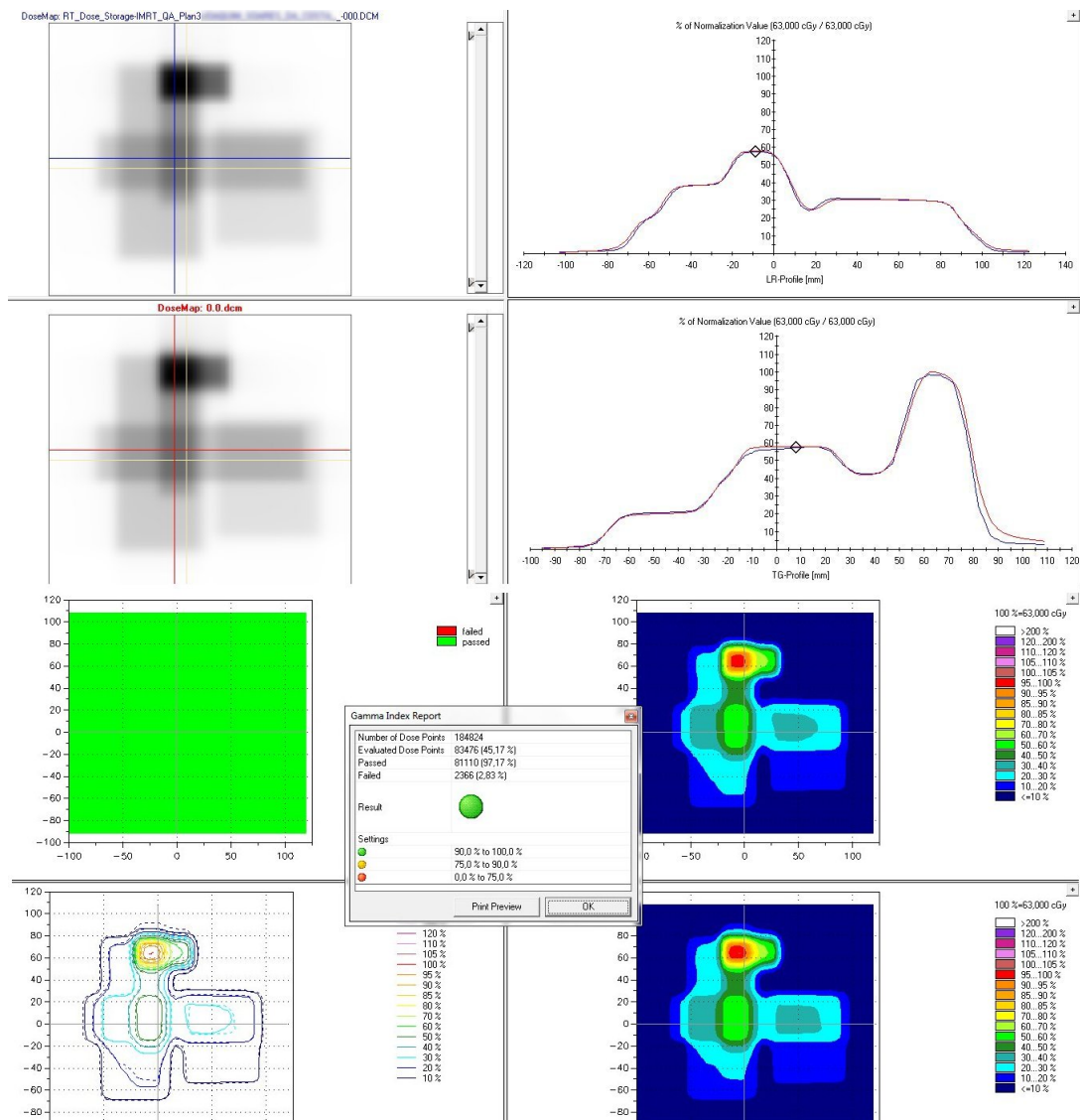


Figura 4.4. Exemplo de uma avaliação gama em um caso de cabeça e pescoço. No canto superior esquerdo está a distribuição de dose calculada pelo SPT e logo abaixo está a distribuição calculada pelo sistema independente. No canto superior direito estão duas comparações de perfis de campo obtidos a partir dessas distribuições de dose. A Figura também apresenta o resultado da avaliação.

5 CONCLUSÃO

No presente trabalho foi desenvolvido e avaliado um sistema de cálculo de dose independente do sistema de planejamento, a fim de calcular as distribuições de dose planares obtidas em planejamentos de JOIMRT. Os cálculos do SCI são realizados por meio de um algoritmo baseado em fatores de correção e foram validados em testes com objetivo de: (i) verificar a correta implementação do algoritmo de cálculo; (ii) analisar os cálculos de dose pontuais em campos assimétricos ; (iii) verificar as aproximações e ajustes usados na determinação dos perfis de campo; (iv) estimar a exatidão do cálculo de dose planar do sistema. Foram realizadas comparações entre previsões do sistema desenvolvido e cálculos manuais, cálculos do SPT e medições, utilizando diferenças percentuais de dose, DTA e a avaliação gama.

Os resultados desses testes sugerem que a implementação do algoritmo de cálculo teve sucesso, pois, além da ausência de diferenças encontradas entre os parâmetros usados no cálculo e os parâmetros tabelados, as diferenças encontradas nas comparações entre os perfis dos campos quadrados menores do que $30 \times 30 \text{ cm}^2$ e as doses obtidas com os campos contidos na tabela 3.1 foram pequenas (menores do que 3% ou 2 mm). Diferenças maiores foram observadas nos perfis de campo maiores do que $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Considerando que, para a maioria dos casos clínicos, os campos gerados na técnica JOIMRT são menores do que esse valor e que as diferenças observadas nos campos pequenos (medidos com filme) possuem valores não muito elevados (DTA de até 5 mm), o método utilizado para gerar os perfis de campo mostrou-se adequado para o propósito do sistema desenvolvido. As avaliações gama usando tanto as medições quanto o SPT como referência sugerem que o SCI possui uma boa representação da distribuição de dose real dentro de 5% de diferença de dose e 5 mm de DTA, uma vez que a média de pontos aprovados foi superior a 96,5% ($p < 0,001$) em todos os casos quando esse critério foi utilizado. O sistema também apresenta uma boa representação dentro do intervalo de 5% de diferença de dose e 3 mm de DTA (em todos os casos a média de pontos aprovados superior a 92%; ($p < 0,01$)).

As médias de pontos aprovados com esses dois critérios estão, portanto, de acordo com os valores tipicamente usados como referência por profissionais da área de radioterapia. Desta forma, o sistema desenvolvido no presente trabalho está pronto para ser utilizado

para o CQ de IMRT do tipo *Jaws-Only* sem custo adicional em relação aos equipamentos já utilizados, reduzindo o fluxo de trabalho comparado a métodos mais tradicionais e sem ocupação adicional da máquina de tratamento.

A implementação do SCI na rotina do serviço de radioterapia ainda requer, como trabalho futuro, a determinação dos níveis de ação a serem utilizados, ou seja, a determinação do critério a ser utilizado na avaliação gama e qual fração de pontos aprovados acima da qual os planos de JOIMRT serão considerados validados, sem necessidade de ação a ser tomada. Com a estimativa da exatidão dos cálculos gerada nesta dissertação, os desvios de dose considerados aceitáveis clinicamente e a carga de trabalho desejada (quantidade aceitável de falsos positivos) é possível fazer essa determinação. Apesar de sua simplicidade, antes da implementação e para a correta utilização do SCI também é necessário que haja um treinamento dos profissionais que fazem o CQ de JOIMRT.

Outros testes do sistema desenvolvido ainda podem ser realizados. No presente trabalho foram usados planos de casos de câncer de próstata e cabeça e pescoço. Outros sítios de tratamentos e outras estratégias de planejamentos também podem ser utilizadas para estimar a exatidão dos cálculos do SCI nessas situações. Além disso, pode-se fazer um estudo do impacto na carga de trabalho do uso do SCI comparando o tempo necessário para realizar o CQ de JOIMRT com o SCI com o tempo necessário no uso de outros métodos. Outra proposta que poderia diminuir a carga de trabalho no CQ proposto nessa dissertação é a integração de um sistema de avaliação gama ao SCI. Esse desenvolvimento eliminaria a necessidade do uso de outro *software* para a comparação das distribuições de dose calculadas pelo SPT e pelo SCI.

Referências

- [1] E. C. Halperin, D. E. Wazer, C. A. Perez, e L. W. Brady. *Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology*. Wolters Kluwer HealthLippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 5^a edition, 2008.
- [2] Soren M. Bentzen, Paul M. Harari, T. Rockwell Mackie, e Minesh P. Mehta. *Radiation Oncology Advances*. Springer Science, New York, 1^a edition, 2008.
- [3] Leonard L. Gunderson e Joel E. Tepper. *clinical radiation oncology*. Saunders, North Carolina, 3^a edition, 2012.
- [4] Instituto Nacional de Câncer. *Estimativa 2014: Incidência de Câncer no Brasil*. Ministério da saúde/Instituto Nacional de câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA), Rio de Janeiro, 2014.
- [5] R. Ferrigno. *Panorama da Radioterapia no Brasil*. Disponível em <http://www.sbradioterapia.com.br/pdfs/panorama2013b.pdf> em 11/03/2014, 2013.
- [6] Bruce J. Gerbi Faiz M. Khan. *treatment planning in radiation oncology*. Wolters Kluwer HealthLippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3^a edition, 2012.
- [7] Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN). *Resolução CNEN 176/14; Norma CNEN NN 6.10 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radioterapia*. DOU 10.12.2014, Rio de Janeiro, 2014.
- [8] E.B.Podgorsak. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, Viena, 1^a edition, 2005.
- [9] S. X. Chang, T. J. Cullip, K. M. Deschesne, E. P. Miller, e J. G. Rosenman. Compensators: an alternative IMRT delivery technique. *J Appl Clin Med Phys*, 5(3):15–36, 2004.
- [10] M. A. Earl, M. K. Afghan, C. X. Yu, Z. Jiang, e D. M. Shepard. Jaws-only IMRT using direct aperture optimization. *Med Phys*, 34(1):307–14, 2007.

- [11] J. R. Dai e Y. M. Hu. Intensity-modulation radiotherapy using independent collimators: an algorithm study. *Med Phys*, 26(12):2562–70, 1999.
- [12] G. Mijnheer, editor. *Guidelines for the verification of IMRT*. In: *Physics for clinical radiotherapy- ESTRO Booklet no 9*. ESTRO, Brussels, 2008.
- [13] Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 51(4):880–914, 2001.
- [14] G. A. Ezzell, J. M. Galvin, D. Low, J. R. Palta, I. Rosen, M. B. Sharpe, P. Xia, Y. Xiao, L. Xing, e C. X. Yu. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys*, 30(8):2089–115, 2003.
- [15] J. M. Galvin, G. Ezzell, A. Eisbrauch, C. Yu, B. Butler, Y. Xiao, I. Rosen, J. Rosenman, M. Sharpe, L. Xing, P. Xia, T. Lomax, D. A. Low, e J. Palta. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the american society for therapeutic radiology and oncology and the american association of physicists in medicine. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 58(5):1616–34, 2004.
- [16] Li JG Palta JR, Kim S e Liu C. *Tolerance limits and action levels for planning and delivery of IMRT*. In: *Intensity-Modulated Radiation Therapy: The State Of The Art*. American Association of Physicists in Medicine Medical Physics Monograph No. 29. Medical Physics Publishing, Madison, 2003.
- [17] A. Ahnesjö, B. Hardemark, U. Isacsson, e A. Montelius. The IMRT information process-mastering the degrees of freedom in external beam therapy. *Phys Med Biol*, 51(13):R381–402, 2006.
- [18] Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *J ICRU*, 10(1):NP, 2010. England J ICRU. 2010 Apr;10(1):NP. doi: 10.1093/jicru/ndq002.
- [19] E. Conneely, A. Alexander, R. Ruo, E. Chung, J. Seuntjens, e M. J. Foley. Monte carlo investigation of collapsed versus rotated IMRT plan verification. *J Appl Clin Med Phys*, 15(3):4681, 2014.
- [20] B. M. Clasie, G. C. Sharp, J. Seco, J. B. Flanz, e H. M. Kooy. Numerical solutions of the gamma-index in two and three dimensions. *Phys Med Biol*, 57(21):6981–97, 2012.
- [21] F. M. Khan. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3^a edition, 2003.

- [22] S. R. Avelino. *Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em Radioterapia de Intensidade Modulada, IMRT*. Dissertação de mestrado em engenharia biomédica, Distrito Federal, 2013.
- [23] Dutreix, H Svensson, B E Bjärngard, A Bridier, B Mijnheer, e J. Shaw. *Monitor unit calculation for high energy photon beams. Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet No. 3*. ESTRO, Brussels, 1997.
- [24] R. L. Stern, R. Heaton, M. W. Fraser, S. M. Goddu, T. H. Kirby, K. L. Lam, A. Molineu, e T. C. Zhu. Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: report of AAPM task group 114. *Med Phys*, 38(1):504–30, 2011.
- [25] C. E. Almeida. *Bases físicas de um programa de garantia de qualidade em IMRT*. CEBIOUERJ, Rio de Janeiro, 2012.
- [26] R. Prabhakar e G. K. Rath. A simple plan evaluation index based on the dose to critical structures in radiotherapy. *J Med Phys*, 36(4):192–7, 2011.
- [27] G. Mul e P. Xia. A feasibility study of using conventional jaws to deliver complex IMRT plans for head and neck cancer. *Phys Med Biol*, 54(1):5613–5623, 2009.
- [28] S. R. Avelino, L. F. Oliveira e Silva, e C. J. Miosso. Use of 3D-printers to create intensity-modulated radiotherapy compensator blocks. In *Annual International Conference of the IEEE of the Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2012*, 2012.
- [29] D. A. Low, J. M. Moran, J. F. Dempsey, L. Dong, e M. Oldham. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys*, 38(3):1313–38, 2011.
- [30] M. van Zijtveld, M. L. Dirks, H. C. de Boer, e B. J. Heijmen. 3d dose reconstruction for clinical evaluation of IMRT pretreatment verification with an EPID. *Radiother Oncol*, 82(2):201–7, 2007.
- [31] L. A. Vazquez Quino, X. Chen, M. Fitzpatrick, C. Shi, S. Stathakis, A. Gutierrez, C. Esquivel, P. Mavroidis, H. Alkhatib, e N. Papanikolaou. Patient specific pretreatment QA verification using an EPID approach. *Technol Cancer Res Treat*, 13(1):1–10, 2014.
- [32] R. Visser, D. J. Wauben, M. de Groot, J. Godart, J. A. Langendijk, A. A. van't Veld, e E. W. Korevaar. Efficient and reliable 3d dose quality assurance for IMRT by combining independent dose calculations with measurements. *Med Phys*, 40(2):021710, 2013.

- [33] A. S. Ali, M. L. Dirkx, R. M. Cools, e B. J. Heijmen. Accurate imrt fluence verification for prostate cancer patients using in-vivo measured EPID images and in-room acquired kilovoltage cone-beam CT scans. *Radiat Oncol*, 8(1):211, 2013.
- [34] B. Mijnheer, S. Beddar, J. Izewska, e C. Reft. In vivo dosimetry in external beam radiotherapy. *Med Phys*, 40(7):070903, 2013.
- [35] A. H. Zhuang e A. J. Olch. Validation of osld and a treatment planning system for surface dose determination in IMRT treatments. *Med Phys*, 41(8):081720, 2014.
- [36] I. M. Hanson, V. N. Hansen, I. Olaciregui-Ruiz, e M. van Herk. Clinical implementation and rapid commissioning of an EPID based in-vivo dosimetry system. *Phys Med Biol*, 59(19):N171–9, 2014.
- [37] J. Vandecasteele e Y. De Deene. Evaluation of radiochromic gel dosimetry and polymer gel dosimetry in a clinical dose verification. *Phys Med Biol*, 58(18):6241–62, 2013.
- [38] M. Karlsson, A. Ahnesjö, D. Georg, T. Nyholm, e J. Olofsson. *Independent Dose Calculations Concepts and Models. ESTRO Booklet n° 10*. ESTRO, Brussels, 2010.
- [39] B. Sun, D. Rangaraj, S. Boddu, M. Goddu, D. Yang, G. Palaniswaamy, S. Yaddanapudi, O. Wooten, e S. Mutic. Evaluation of the efficiency and effectiveness of independent dose calculation followed by machine log file analysis against conventional measurement based IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys*, 13(5):3837, 2012.
- [40] S. Kluter, K. Schubert, S. Lissner, F. Sterzing, D. Oetzel, J. Debus, W. Schlegel, U. Oelfke, e S. Nill. Independent calculation of dose distributions for helical tomotherapy using a conventional treatment planning system. *Med Phys*, 41(8):081709, 2014.
- [41] R. W. Townson e S. Zavgorodni. Pre-treatment radiotherapy dose verification using monte carlo doselet modulation in a spherical phantom. *Phys Med Biol*, 59(8):1923–34, 2014.
- [42] D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, e J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*, 25(5):656–61, 1998.
- [43] International Atomic Energy Agency). *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical Report Series No. 398*. IAEA, Vienna, 2000.
- [44] A. Niroomand-Rad, C. R. Blackwell, B. M. Coursey, K. P. Gall, J. M. Galvin, W. L. McLaughlin, A. S. Meigooni, R. Nath, J. E. Rodgers, e C. G. Soares. Radiochromic film dosimetry: recommendations of aapm radiation therapy committee task group 55. american association of physicists in medicine. *Med Phys*, 25(11):2093–115, 1998.

- [45] H. Bouchard, F. Lacroix, G. Beaudoin, J. F. Carrier, e I. Kawrakow. On the characterization and uncertainty analysis of radiochromic film dosimetry. *Med Phys*, 36(6):1931–46, 2009.
- [46] P. Lindsay, A. Rink, M. Ruschin, e D. Jaffray. Investigation of energy dependence of EBT and EBT-2 gafchromic film. *Med Phys*, 37(2):571–6, 2010.
- [47] B. Arjomandy, R. Tailor, A. Anand, N. Sahoo, M. Gillin, K. Prado, e M. Vicic. Energy dependence and dose response of gafchromic EBT2 film over a wide range of photon, electron, and proton beam energies. *Med Phys*, 37(5):1942–7, 2010.
- [48] C. Andres, A. del Castillo, R. Tortosa, D. Alonso, e R. Barquero. A comprehensive study of the gafchromic EBT2 radiochromic film. a comparison with EBT. *Med Phys*, 37(12):6271–8, 2010.
- [49] S. Devic, S. Aldelaijan, H. Mohammed, N. Tomic, L. H. Liang, F. DeBlois, e J. Seuntjens. Absorption spectra time evolution of EBT-2 model gafchromic film. *Med Phys*, 37(5):2207–14, 2010.
- [50] J. Desroches, H. Bouchard, e F. Lacroix. Potential errors in optical density measurements due to scanning side in EBT and EBT2 gafchromic film dosimetry. *Med Phys*, 37(4):1565–70, 2010.
- [51] M. Fuss, E. Sturtewagen, C. De Wagter, e D. Georg. Dosimetric characterization of gafchromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol*, 52(14):4211–25, 2007.
- [52] S. Devic, J. Seuntjens, G. Hegyi, E. B. Podgorsak, C. G. Soares, A. S. Kirov, I. Ali, J. F. Williamson, e A. Elizondo. Dosimetric properties of improved gafchromic films for seven different digitizers. *Med Phys*, 31(9):2392–401, 2004.
- [53] L. Paelinck, W. De Neve, e C. De Wagter. Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry. *Phys Med Biol*, 52(1):231–42, 2007.
- [54] Fabricante. Advanced materials group, gafchromicmrtqa product brochure. *International Specialty Products*, 2011.
- [55] K. Matsumoto, M. Okumura, Y. Asai, K. Shimomura, M. Tamura, e Y. Nishimura. Dosimetric properties and clinical application of an a-si EPID for dynamic IMRT quality assurance. *Radiol Phys Technol*, 6(1):210–8, 2013.

- [56] L. A. Vazquez Quino, X. Chen, M. Fitzpatrick, C. Shi, S. Stathakis, A. Gutierrez, C. Esquivel, P. Mavroidis, H. Alkhatib, e N. Papanikolaou. Patient specific pre-treatment QA verification using an EPID approach. *Technol Cancer Res Treat*, 13(1):1–10, 2014.
- [57] S. Cilla, L. Azario, F. Greco, A. Fidanzio, A. Porcelli, M. Grusio, G. Macchia, A. G. Morganti, D. Meluccio, e A. Piermattei. An in-vivo dosimetry procedure for elekta step and shoot IMRT. *Phys Med*, 30(4):419–26, 2014.
- [58] A. J. Olch. Evaluation of a computed radiography system for megavoltage photon beam dosimetry. *Med Phys*, 32(9):2987–99, 2005.
- [59] R. A. Day, A. P. Sankar, W. H. Nailon, e A. S. MacLeod. On the use of computed radiography plates for quality assurance of intensity modulated radiation therapy dose distributions. *Med Phys*, 38(2):632–45, 2011.
- [60] J. L. Venselaar, J. J. van Gasteren, S. Heukelom, H. N. Jager, B. J. Mijnheer, R. van der Laarse, H. J. Kleffens, e C. F. Westermann. A consistent formalism for the application of phantom and collimator scatter factors. *Phys Med Biol*, 44(2):365–81, 1999.
- [61] T. D. Sterling, H. Perry, e L. Katz. Automation of radiation treatment planning. iv. derivation of a mathematical expression for the per cent depth dose surface of cobalt 60 beams and visualisation of multiple field dose distributions. *Br J Radiol*, 37:544–50, 1964.
- [62] M. J. Day e E. G. Aird. The equivalent-field method for dose determinations in rectangular fields. *Br J Radiol Suppl*, 17:105–14, 1983.
- [63] J.R. Clarkson. A note on depth dose in fields of irregular shape. *Br J Radiol*, 14:265–268, 1941.
- [64] M. Tatcher e B. E. Bjarngard. Equivalent squares of irregular photon fields. *Med Phys*, 20(4):1229–32, 1993.
- [65] B. M. McCurdy e S. Pistorius. Determination of equivalent photon fields through integrated 1d convolution kernels. *Phys Med Biol*, 44(12):2971–85, 1999.
- [66] A. Ahnesjo e M. M. Aspradakis. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol*, 44(11):R99–155, 1999.
- [67] C. Champion, S. Incerti, Y. Perrot, R. Delorme, M. C. Bordage, M. Bardies, B. Mascialino, H. N. Tran, V. Ivanchenko, M. Bernal, Z. Francis, J. E. Groetz, M. Fromm, e L. Campos. Dose point kernels in liquid water: an intra-comparison between

- geant4-dna and a variety of monte carlo codes. *Appl Radiat Isot*, 83 Pt B:137–41, 2014.
- [68] H. Zou e Y. Wang. [application of pencil beam model based on point kernel in intensity modified radiatioin therapy]. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*, 31(1):166–71, 2014.
- [69] A. Ahnesjo. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys*, 16(4):577–92, 1989.
- [70] O. Pisaturo, R. Moeckli, R. O. Mirimanoff, e F. O. Bochud. A monte carlo-based procedure for independent monitor unit calculation in IMRT treatment plans. *Phys Med Biol*, 54(13):4299–310, 2009.
- [71] J. Fleckenstein, L. Jahnke, F. Lohr, F. Wenz, e J. Hesser. Development of a geant4 based monte carlo algorithm to evaluate the MONACO VMAT treatment accuracy. *Z Med Phys*, 23(1):33–45, 2013.
- [72] A. Haga, T. Magome, S. Takenaka, T. Imae, A. Sakumi, A. Nomoto, H. Igaki, K. Shiraishi, H. Yamashita, K. Ohtomo, e K. Nakagawa. Independent absorbed-dose calculation using the monte carlo algorithm in volumetric modulated arc therapy. *Radiat Oncol*, 9:75, 2014.
- [73] A. Leal, F. Sanchez-Doblado, R. Arrans, J. Rosello, E. C. Pavon, e J. I. Lagares. Routine IMRT verification by means of an automated monte carlo simulation system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 56(1):58–68, 2003.
- [74] L. Ma, N. Phaisangittisakul, C. X. Yu, e M. Sarfaraz. A quality assurance method for analyzing and verifying intensity modulated fields. *Med Phys*, 30(8):2082–8, 2003.
- [75] J. Olofsson, T. Nyholm, D. Georg, A. Ahnesjo, e M. Karlsson. Evaluation of uncertainty predictions and dose output for model-based dose calculations for megavoltage photon beams. *Med Phys*, 33(7):2548–56, 2006.
- [76] S. Reinhardt, M. Hillbrand, J. J. Wilkens, e W. Assmann. Comparison of gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams. *Med Phys*, 39(8):5257–62, 2012.
- [77] B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubach, K. C. Willborn, e D. Harder. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys*, 33(4):1005–15, 2006.
- [78] I. J. Das, M. B. Downes, B. W. Corn, W. J. Curran, M. Werner-Wasik, e D. W. Andrews. Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit. *Radiother Oncol*, 38(1):61–8, 1996.

- [79] I. J. Das, G. X. Ding, e A. Ahnesjo. Small fields: nonequilibrium radiation dosimetry. *Med Phys*, 35(1):206–15, 2008.

A PUBLICAÇÕES

Publicação

Este trabalho teve parte de seus resultados preliminares publicados no artigo

L.F. Oliveira e Silva, C. J. Miosso e S. R. Avelino. Avaliação de um sistema de cálculo de dose radioterápica independente do sistema de planejamento. Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014, Uberlândia, 2014.

Este artigo apresenta e avalia um sistema computacional independente para verificação de dose pontual absorvida, para comparação da previsão dosimétrica do sistema de planejamento de tratamento em tratamentos de radioterapia tridimensional/conformacional. Parte do algoritmo desse sistema foi usado no trabalho contido nessa dissertação.

Apresentações orais em eventos científicos

XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2014, Uberlândia, 2014.

B CURVA DE CALIBRAÇÃO DO FILME EBT3

A tabela B.1 apresenta os 12 valores de dose usados na calibração do filme dosimétrico EBT3 em função das densidades ópticas obtidas com a equação 3.6. A curva obtida com o polinômio usado na calibração está representada na figura B.1.

Tabela B.1. Doses e densidades ópticas usadas para gerar a curva de calibração do filme dosimétrico EBT3.

Dose (cGy)	netDO
0	0
27,0	0,0377
54,1	0,0691
81,1	0,0946
108,1	0,1191
135,1	0,1440
162,2	0,1715
189,2	0,1913
216,2	0,2183
243,2	0,2377
270,3	0,2572
287,3	0,2690
324,3	0,2836

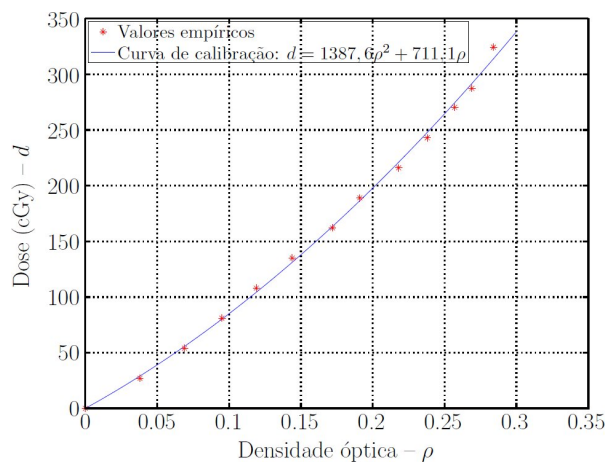


Figura B.1. Curva obtida com o polinômio usado na calibração do filme dosimétrico EBT3.

C DADOS DOSIMÉTRICOS GERADOS GERADOS NO COMISSIONAMENTO DO ACELERADOR LINEAR

Os dados gerados no comissionamento do acelerador e utilizados no SCI estão representados neste anexo: a tabela [C.1](#) apresenta o FRR na profundidade de dose máxima; as tabelas [C.2](#), [C.3](#) e [C.4](#) apresentam o PDP obtidos com 100 cm de distância fonte-superfície; e as demais tabelas desse anexo apresentam os meio perfis dos campos 40x40, 35x35, 30x30, 25x25, 20x20, 15x15, 10x10, 5x5, 3x3 e 2x2 cm² adquiridos a 5 cm de profundidade com 100 cm de distância fonte-superfície. Os meio perfis também estão representados nas figuras [C.1](#) e [C.2](#)

Tabela C.1. Tabela de FRR usado no SCI.

Campo (cm ²)	FRR
1x1	0,722
2x2	0,850
3x3	0,904
4x4	0,921
5x5	0,939
6x6	0,956
7x7	0,969
8x8	0,982
9x9	0,991
10x10	1,000
11x11	1,008
12x12	1,016
13x13	1,023
14x14	1,030
15x15	1,037
16x16	1,042
17x17	1,046
18x18	1,050
19x19	1,054
20x20	1,058
21x21	1,062
22x22	1,065
23x23	1,069
24x24	1,072
25x25	1,076
26x26	1,078
27x27	1,079
28x28	1,081
29x29	1,083
30x30	1,085
31x31	1,086
32x32	1,087
33x33	1,088
34x34	1,089
35x35	1,090
36x36	1,090
37x37	1,091
38x38	1,092
39x39	1,092
40x40	1,093

Tabela C.2. Tabela de PDP usado no SCI - parte1.

Campo (cm ²)	3x3	4x4	5x5	6x6	7x7	8x8	9x9	10x10	11x11
Profundidade (cm)									
0	34,080	36,632	39,185	41,013	42,341	43,670	44,910	46,150	47,265
0,5	66,934	67,869	68,803	69,996	70,882	71,769	72,484	73,200	73,903
1	94,789	94,784	94,778	94,708	95,019	95,329	95,540	95,750	95,985
1,4	99,520	99,485	99,450	99,400	99,460	99,520	99,590	99,660	99,665
1,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100
2	99,240	99,355	99,470	99,510	99,470	99,430	99,435	99,440	99,370
3	94,299	94,754	95,209	95,218	95,314	95,410	95,505	95,600	95,615
4	88,899	89,544	90,189	90,576	90,798	91,019	91,240	91,460	91,515
5	83,588	84,592	85,596	85,904	86,252	86,599	86,889	87,180	87,330
6	78,818	79,826	80,834	81,353	81,770	82,188	82,614	83,040	83,250
7	73,947	75,140	76,333	76,921	77,504	78,088	78,569	79,050	79,255
8	69,627	70,849	72,072	72,679	73,338	73,997	74,509	75,020	75,315
9	65,537	66,703	67,870	68,567	69,287	70,007	70,604	71,200	71,540
10	61,706	62,823	63,939	64,786	65,531	66,277	66,838	67,400	67,875
11	57,936	59,122	60,308	61,124	61,910	62,696	63,353	64,010	64,455
12	54,455	55,551	56,647	57,643	58,485	59,326	59,998	60,670	61,135
13	51,285	52,436	53,586	54,432	55,259	56,086	56,803	57,520	57,995
14	48,345	49,408	50,472	51,350	52,158	52,965	53,688	54,410	54,905
15	45,424	46,499	47,574	48,439	49,262	50,085	50,798	51,510	52,000
16	42,714	43,764	44,813	45,678	46,516	47,355	48,102	48,850	49,310
17	40,144	41,208	42,273	43,087	43,901	44,715	45,442	46,170	46,720
18	37,794	38,853	39,912	40,746	41,535	42,324	43,017	43,710	44,305
19	35,414	36,517	37,621	38,515	39,285	40,054	40,722	41,390	42,040
20	33,084	34,292	35,501	36,364	37,079	37,794	38,507	39,220	39,835
21	31,302	32,401	33,500	34,274	35,019	35,764	36,442	37,120	37,740
22	29,593	30,606	31,619	32,373	33,118	33,863	34,507	35,150	35,725
23	27,893	28,871	29,849	30,602	31,293	31,983	32,592	33,200	33,805
24	26,343	27,256	28,169	28,882	29,567	30,253	30,876	31,500	32,020
25	24,843	25,720	26,598	27,271	27,917	28,563	29,101	29,640	30,220
26	23,462	24,295	25,128	25,710	26,351	26,993	27,616	28,240	28,705
27	22,162	22,950	23,737	24,330	24,936	25,543	26,131	26,720	27,185
28	20,922	21,664	22,407	22,999	23,611	24,222	24,786	25,350	25,790
29	19,772	20,479	21,186	21,719	22,316	22,912	23,466	24,020	24,440
30	18,552	19,304	20,056	20,618	21,115	21,612	22,151	22,690	23,135
31	17,580	18,236	18,892	19,397	19,925	20,454	20,972	21,490	21,892
32	16,594	17,218	17,841	18,323	18,833	19,343	19,846	20,349	20,734
33	15,664	16,257	16,849	17,309	17,801	18,292	18,780	19,268	19,638
34	14,786	15,349	15,912	16,351	16,825	17,298	17,772	18,245	18,599
35	13,957	14,492	15,028	15,446	15,902	16,358	16,817	17,277	17,615
36	13,175	13,683	14,192	14,592	15,031	15,470	15,914	16,359	16,683
37	12,436	12,919	13,403	13,784	14,207	14,629	15,060	15,491	15,801
38	11,739	12,198	12,657	13,021	13,428	13,834	14,251	14,668	14,965
39	11,081	11,517	11,954	12,301	12,692	13,083	13,486	13,889	14,174
40	10,460	10,874	11,289	11,620	11,996	12,372	12,762	13,152	13,424

Tabela C.3. Tabela de PDP usado no SCI - parte2.

Campo (cm ²)	12x12	13x13	14x14	15x15	16x16	17x17	18x18	19x19	20x20
Profundidade (cm)									
0	48,381	49,207	50,032	50,858	51,419	51,980	52,541	53,102	53,664
0,5	74,605	75,157	75,708	76,259	76,559	76,858	77,157	77,456	77,756
1	96,220	96,367	96,513	96,660	96,790	96,920	97,050	97,180	97,310
1,4	99,670	99,707	99,743	99,780	99,810	99,840	99,870	99,900	99,930
1,6	100	100	100	100	100	100	100	100	100
2	99,300	99,283	99,267	99,250	99,238	99,226	99,214	99,202	99,190
3	95,630	95,637	95,643	95,650	95,668	95,686	95,703	95,721	95,739
4	91,570	91,627	91,683	91,740	91,792	91,843	91,895	91,947	91,998
5	87,480	87,580	87,680	87,780	87,866	87,951	88,037	88,122	88,208
6	83,460	83,580	83,700	83,820	83,977	84,135	84,292	84,450	84,607
7	79,460	79,663	79,867	80,070	80,247	80,424	80,602	80,779	80,956
8	75,610	75,887	76,163	76,440	76,643	76,846	77,049	77,252	77,455
9	71,880	72,207	72,533	72,860	73,071	73,282	73,493	73,704	73,915
10	68,350	68,657	68,963	69,270	69,519	69,768	70,017	70,265	70,514
11	64,900	65,237	65,573	65,910	66,185	66,459	66,734	67,009	67,284
12	61,600	61,997	62,393	62,790	63,075	63,359	63,644	63,928	64,213
13	58,470	58,877	59,283	59,690	59,990	60,291	60,591	60,892	61,192
14	55,400	55,833	56,267	56,700	57,028	57,357	57,685	58,013	58,342
15	52,490	52,963	53,437	53,910	54,236	54,562	54,889	55,215	55,541
16	49,770	50,250	50,730	51,210	51,552	51,894	52,236	52,578	52,921
17	47,270	47,733	48,197	48,660	49,006	49,352	49,698	50,044	50,390
18	44,900	45,370	45,840	46,310	46,652	46,994	47,336	47,678	48,020
19	42,690	43,120	43,550	43,980	44,330	44,680	45,029	45,379	45,729
20	40,450	40,893	41,337	41,780	42,118	42,456	42,793	43,131	43,469
21	38,360	38,790	39,220	39,650	39,992	40,333	40,675	41,017	41,358
22	36,300	36,743	37,187	37,630	37,974	38,317	38,661	39,004	39,348
23	34,410	34,853	35,297	35,740	36,076	36,411	36,746	37,082	37,417
24	32,540	32,990	33,440	33,890	34,219	34,549	34,878	35,208	35,537
25	30,800	31,250	31,700	32,150	32,481	32,813	33,144	33,475	33,807
26	29,170	29,593	30,017	30,440	30,773	31,107	31,440	31,773	32,106
27	27,650	28,067	28,483	28,900	29,227	29,554	29,882	30,209	30,536
28	26,230	26,630	27,030	27,430	27,751	28,072	28,393	28,715	29,036
29	24,860	25,277	25,693	26,110	26,431	26,752	27,073	27,394	27,715
30	23,580	23,940	24,300	24,660	24,957	25,254	25,551	25,848	26,145
31	22,294	22,674	23,054	23,434	23,737	24,039	24,342	24,645	24,948
32	21,119	21,491	21,862	22,233	22,530	22,827	23,124	23,421	23,718
33	20,007	20,369	20,731	21,093	21,384	21,675	21,966	22,257	22,548
34	18,952	19,306	19,659	20,012	20,297	20,582	20,867	21,151	21,436
35	17,954	18,298	18,642	18,986	19,265	19,543	19,822	20,101	20,379
36	17,007	17,343	17,678	18,013	18,285	18,558	18,830	19,102	19,374
37	16,111	16,437	16,764	17,090	17,356	17,621	17,887	18,153	18,419
38	15,262	15,579	15,897	16,214	16,473	16,732	16,992	17,251	17,510
39	14,458	14,766	15,075	15,383	15,636	15,888	16,141	16,394	16,647
40	13,696	13,995	14,295	14,594	14,841	15,087	15,333	15,580	15,826

Tabela C.4. Tabela de PDP usado no SCI - parte3.

Campo (cm ²)	21x21	22x22	23x23	24x24	25x25	30x30	35x35	40x40
Profundidade (cm)								
0	53,963	54,263	54,562	54,862	55,162	56,660	59,008	61,120
0,5	78,088	78,421	78,754	79,087	79,420	81,084	82,747	84,463
1	97,412	97,515	97,618	97,721	97,824	98,339	98,929	99,494
1,4	99,942	99,954	99,966	99,978	99,990	100,050	100,160	100,240
1,6	100	100	100	100	100	100	100	100
2	99,183	99,176	99,169	99,162	99,155	99,119	99,072	99,029
3	95,745	95,751	95,757	95,762	95,768	95,797	95,856	95,903
4	92,020	92,042	92,063	92,085	92,106	92,215	92,399	92,552
5	88,257	88,307	88,356	88,405	88,455	88,702	89,042	89,347
6	84,665	84,724	84,782	84,840	84,898	85,190	85,736	86,183
7	81,035	81,114	81,193	81,273	81,352	81,747	82,399	82,953
8	77,549	77,643	77,737	77,831	77,925	78,395	79,153	79,803
9	74,035	74,154	74,274	74,394	74,514	75,113	75,960	76,719
10	70,649	70,783	70,918	71,053	71,187	71,860	72,848	73,725
11	67,434	67,584	67,735	67,885	68,036	68,788	69,889	70,869
12	64,379	64,546	64,712	64,878	65,045	65,876	67,048	68,108
13	61,362	61,533	61,703	61,873	62,043	62,894	64,122	65,226
14	58,522	58,702	58,882	59,062	59,242	60,142	61,475	62,668
15	55,736	55,931	56,126	56,321	56,516	57,490	58,863	60,114
16	53,111	53,302	53,493	53,684	53,875	54,828	56,237	57,503
17	50,592	50,793	50,995	51,197	51,398	52,407	53,861	55,182
18	48,222	48,425	48,627	48,830	49,032	50,045	51,495	52,817
19	45,937	46,144	46,351	46,559	46,766	47,804	49,294	50,656
20	43,678	43,887	44,097	44,306	44,515	45,562	47,030	48,383
21	41,567	41,775	41,983	42,191	42,399	43,440	44,921	46,284
22	39,556	39,764	39,972	40,180	40,388	41,429	42,921	44,292
23	37,630	37,841	38,054	38,266	38,478	39,538	41,024	42,404
24	35,750	35,963	36,176	36,389	36,602	37,666	39,144	40,524
25	34,012	34,216	34,421	34,626	34,831	35,855	37,320	38,677
26	32,311	32,516	32,721	32,925	33,130	34,154	35,631	36,999
27	30,738	30,939	31,141	31,343	31,544	32,553	34,009	35,361
28	29,235	29,435	29,635	29,834	30,034	31,032	32,471	33,810
29	27,908	28,101	28,293	28,486	28,678	29,641	31,064	32,379
30	26,343	26,540	26,738	26,935	27,132	28,120	29,496	30,795
31	25,139	25,330	25,521	25,712	25,903	26,860	28,240	29,530
32	23,906	24,093	24,281	24,469	24,657	25,597	26,957	28,230
33	22,733	22,917	23,101	23,286	23,470	24,394	25,732	26,987
34	21,617	21,798	21,979	22,160	22,341	23,248	24,563	25,799
35	20,556	20,734	20,911	21,088	21,266	22,155	23,447	24,663
36	19,548	19,721	19,895	20,069	20,242	21,114	22,382	23,578
37	18,589	18,758	18,928	19,098	19,268	20,122	21,365	22,540
38	17,677	17,843	18,009	18,175	18,341	19,176	20,395	21,547
39	16,809	16,972	17,134	17,296	17,458	18,274	19,468	20,599
40	15,984	16,143	16,301	16,460	16,618	17,416	18,584	19,692

Tabela C.5. Meio perfil do campo quadrado de lado 40 cm usado no SCI - parte1.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	103,5	9,2	104,6
0,1	100	4,7	103,6	9,3	104,6
0,2	100	4,8	103,6	9,4	104,7
0,3	100	4,9	103,7	9,5	104,7
0,4	100	5	103,8	9,6	104,7
0,5	100	5,1	103,8	9,7	104,7
0,6	100	5,2	103,9	9,8	104,8
0,7	100	5,3	103,9	9,9	104,8
0,8	100	5,4	103,9	10	104,8
0,9	100	5,5	103,9	10,1	104,9
1	100	5,6	104	10,2	104,9
1,1	100,1	5,7	103,9	10,3	105
1,2	100,1	5,8	103,9	10,4	105
1,3	100,1	5,9	103,9	10,5	105
1,4	100,2	6	103,9	10,6	105
1,5	100,2	6,1	103,9	10,7	105
1,6	100,3	6,2	104	10,8	105
1,7	100,3	6,3	104	10,9	105
1,8	100,4	6,4	104	11	105
1,9	100,5	6,5	104	11,1	105
2	100,6	6,6	104	11,2	105,1
2,1	100,7	6,7	104	11,3	105,1
2,2	100,8	6,8	104	11,4	105,1
2,3	101	6,9	104	11,5	105,2
2,4	101,1	7	104,1	11,6	105,2
2,5	101,3	7,1	104,1	11,7	105,2
2,6	101,4	7,2	104,1	11,8	105,3
2,7	101,5	7,3	104,1	11,9	105,3
2,8	101,7	7,4	104,1	12	105,3
2,9	101,8	7,5	104,1	12,1	105,3
3	101,9	7,6	104,1	12,2	105,3
3,1	102,1	7,7	104,2	12,3	105,3
3,2	102,2	7,8	104,2	12,4	105,4
3,3	102,3	7,9	104,2	12,5	105,4
3,4	102,4	8	104,2	12,6	105,4
3,5	102,6	8,1	104,2	12,7	105,4
3,6	102,7	8,2	104,3	12,8	105,5
3,7	102,8	8,3	104,3	12,9	105,5
3,8	102,9	8,4	104,4	13	105,5
3,9	103	8,5	104,4	13,1	105,6
4	103,1	8,6	104,4	13,2	105,6
4,1	103,2	8,7	104,4	13,3	105,6
4,2	103,3	8,8	104,4	13,4	105,6
4,3	103,4	8,9	104,5	13,5	105,7
4,4	103,5	9	104,5	13,6	105,7
4,5	103,5	9,1	104,6	13,7	105,7

Tabela C.6. Meio perfil do campo quadrado de lado 40 cm usado no SCI - parte2.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
13,8	105,8	18,4	102,3	23	9,2
13,9	105,8	18,5	102,1	23,1	9
14	105,8	18,6	101,9	23,2	8,8
14,1	105,8	18,7	101,6	23,3	8,6
14,2	105,8	18,8	101,3	23,4	8,4
14,3	105,8	18,9	100,9	23,5	8,3
14,4	105,8	19	100,5	23,6	8,1
14,5	105,8	19,1	100,1	23,7	7,9
14,6	105,8	19,2	99,6	23,8	7,8
14,7	105,8	19,3	99,1	23,9	7,6
14,8	105,7	19,4	98,5	24	7,4
14,9	105,7	19,5	97,8	24,1	7,3
15	105,7	19,6	97,1	24,2	7,1
15,1	105,7	19,7	96,2	24,3	7
15,2	105,6	19,8	95,3	24,4	6,8
15,3	105,6	19,9	94,2	24,5	6,7
15,4	105,5	20	92,9	24,6	6,6
15,5	105,5	20,1	91,2	24,7	6,5
15,6	105,4	20,2	89,1	24,8	6,4
15,7	105,3	20,3	86,3	24,9	6,2
15,8	105,3	20,4	82,5	25	6,1
15,9	105,2	20,5	77,8	25,1	6
16	105,1	20,6	71,9	25,2	5,9
16,1	105,1	20,7	65	25,3	5,8
16,2	105	20,8	57,5	25,4	5,6
16,3	104,9	20,9	49,6	25,5	5,5
16,4	104,9	21	42	25,6	5,4
16,5	104,8	21,1	34,9	25,7	5,3
16,6	104,7	21,2	28,9	25,8	5,2
16,7	104,7	21,3	24	25,9	5,1
16,8	104,6	21,4	20,2	26	5,1
16,9	104,5	21,5	17,5	26,1	4,9
17	104,4	21,6	15,6	26,2	4,9
17,1	104,3	21,7	14,3	26,3	4,8
17,2	104,2	21,8	13,4	26,4	4,7
17,3	104,1	21,9	12,7	26,5	4,6
17,4	104	22	12,1	26,6	4,5
17,5	103,9	22,1	11,7	26,7	4,4
17,6	103,8	22,2	11,3	26,8	4,3
17,7	103,6	22,3	11	26,9	4,3
17,8	103,5	22,4	10,7	27	4,2
17,9	103,3	22,5	10,4	27,1	4,1
18	103,1	22,6	10,2	27,2	4,1
18,1	102,9	22,7	9,9	27,3	4
18,2	102,7	22,8	9,7	27,4	3,9
18,3	102,6	22,9	9,4	27,5	3,9

Tabela C.7. Meio perfil do campo quadrado de lado 35 cm usado no SCI - parte1.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	103,4	9,2	104
0,1	100	4,7	103,5	9,3	104
0,2	100	4,8	103,6	9,4	104,1
0,3	100	4,9	103,6	9,5	104,1
0,4	100	5	103,7	9,6	104,1
0,5	100	5,1	103,7	9,7	104,1
0,6	100	5,2	103,7	9,8	104,1
0,7	100	5,3	103,8	9,9	104,1
0,8	100,1	5,4	103,8	10	104,1
0,9	100,1	5,5	103,8	10,1	104,1
1	100,1	5,6	103,8	10,2	104,1
1,1	100,1	5,7	103,9	10,3	104,1
1,2	100,1	5,8	103,9	10,4	104,1
1,3	100,2	5,9	103,9	10,5	104,1
1,4	100,2	6	103,9	10,6	104,2
1,5	100,3	6,1	103,9	10,7	104,2
1,6	100,3	6,2	103,9	10,8	104,2
1,7	100,4	6,3	103,9	10,9	104,2
1,8	100,5	6,4	104	11	104,2
1,9	100,5	6,5	104	11,1	104,2
2	100,6	6,6	104	11,2	104,2
2,1	100,7	6,7	104	11,3	104,2
2,2	100,8	6,8	104	11,4	104,2
2,3	100,8	6,9	104	11,5	104,2
2,4	100,9	7	104	11,6	104,2
2,5	101	7,1	104	11,7	104,2
2,6	101,2	7,2	104	11,8	104,2
2,7	101,3	7,3	104	11,9	104,2
2,8	101,5	7,4	104	12	104,2
2,9	101,6	7,5	104	12,1	104,2
3	101,7	7,6	104	12,2	104,2
3,1	101,8	7,7	104	12,3	104,2
3,2	101,9	7,8	104	12,4	104,2
3,3	102	7,9	104	12,5	104,2
3,4	102,2	8	104	12,6	104,2
3,5	102,3	8,1	104	12,7	104,1
3,6	102,5	8,2	104	12,8	104,1
3,7	102,5	8,3	104	12,9	104,1
3,8	102,6	8,4	104	13	104,1
3,9	102,7	8,5	104	13,1	104,1
4	102,9	8,6	104	13,2	104,1
4,1	103	8,7	104	13,3	104,1
4,2	103,1	8,8	104	13,4	104,1
4,3	103,2	8,9	104	13,5	104,1
4,4	103,2	9	104	13,6	104
4,5	103,3	9,1	104	13,7	104

Tabela C.8. Meio perfil do campo quadrado de lado 35 cm usado no SCI - parte2.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
13,8	104	18,4	40,4	23	5,5
13,9	103,9	18,5	33,4	23,1	5,4
14	103,9	18,6	27,4	23,2	5,3
14,1	103,8	18,7	22,7	23,3	5,3
14,2	103,8	18,8	19,1	23,4	5,1
14,3	103,8	18,9	16,6	23,5	5
14,4	103,8	19	14,7	23,6	4,9
14,5	103,7	19,1	14,7	23,7	4,8
14,6	103,7	19,2	13,5	23,8	4,7
14,7	103,6	19,3	12,6	23,9	4,6
14,8	103,6	19,4	11,9	24	4,6
14,9	103,6	19,5	11,4	24,1	4,6
15	103,5	19,6	11	24,2	4,5
15,1	103,5	19,7	10,6	24,3	4,5
15,2	103,4	19,8	10,6	24,4	4,5
15,3	103,3	19,9	10,3	24,5	4,4
15,4	103,2	20	10	24,6	4,3
15,5	103,1	20,1	9,7	24,7	4,2
15,6	103,1	20,2	9,5	24,8	4,1
15,7	103	20,3	9,2	24,9	4
15,8	102,9	20,4	9	25	3,9
15,9	102,8	20,5	9	25,1	3,8
16	102,6	20,6	8,8	25,2	3,7
16,1	102,4	20,7	8,6	25,3	3,6
16,2	102,3	20,8	8,4	25,4	3,5
16,3	102,3	20,9	8,2	25,5	3,4
16,4	102	21	8	25,6	3,3
16,5	101,8	21,1	7,8	25,7	3,2
16,6	101,5	21,2	7,8	25,8	3,1
16,7	101,1	21,3	7,6	25,9	3
16,8	100,6	21,4	7,4	26	2,9
16,9	100	21,5	7,3	26,1	2,8
17	100	21,6	7,1	26,2	2,7
17,1	99,2	21,7	6,9	26,3	2,6
17,2	98	21,8	6,8	26,4	2,5
17,3	96,3	21,9	6,8	26,5	2,4
17,4	93,8	22	6,7	26,6	2,3
17,5	90,4	22,1	6,5	26,7	2,2
17,6	85,8	22,2	6,4	26,8	2,1
17,7	85,8	22,3	6,2	26,9	2
17,8	80	22,4	6,1	27	1,9
17,9	73	22,5	6	27,1	1,8
18	65,2	22,6	6	27,2	1,7
18,1	56,8	22,7	5,8	27,3	1,6
18,2	48,4	22,8	5,7	27,4	1,5
18,3	40,4	22,9	5,6	27,5	1,4

Tabela C.9. Meio perfil do campo quadrado de lado 30 cm usado no SCI - parte1.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	103,8	9,2	104,2
0,1	100	4,7	103,8	9,3	104,2
0,2	100	4,8	103,8	9,4	104,2
0,3	100	4,9	103,8	9,5	104,2
0,4	100	5	103,9	9,6	104,2
0,5	100	5,1	103,9	9,7	104,2
0,6	100	5,2	103,9	9,8	104,2
0,7	100,1	5,3	103,9	9,9	104,2
0,8	100,1	5,4	103,9	10	104,2
0,9	100,1	5,5	103,9	10,1	104,2
1	100,1	5,6	104	10,2	104,2
1,1	100,2	5,7	104	10,3	104,2
1,2	100,2	5,8	104	10,4	104,2
1,3	100,3	5,9	104	10,5	104,2
1,4	100,3	6	104	10,6	104,2
1,5	100,4	6,1	104	10,7	104,2
1,6	100,5	6,2	104	10,8	104,2
1,7	100,5	6,3	104	10,9	104,2
1,8	100,6	6,4	104	11	104,1
1,9	100,7	6,5	104	11,1	104,1
2	100,8	6,6	104	11,2	104,1
2,1	100,9	6,7	104	11,3	104,1
2,2	101	6,8	104	11,4	104,1
2,3	101,2	6,9	104	11,5	104,1
2,4	101,3	7	104	11,6	104,1
2,5	101,5	7,1	104	11,7	104
2,6	101,6	7,2	104	11,8	104
2,7	101,8	7,3	104	11,9	104
2,8	101,9	7,4	104	12	103,9
2,9	102	7,5	104	12,1	103,9
3	102,2	7,6	104	12,2	103,8
3,1	102,3	7,7	104	12,3	103,8
3,2	102,5	7,8	104	12,4	103,8
3,3	102,6	7,9	104	12,5	103,7
3,4	102,7	8	104	12,6	103,7
3,5	102,9	8,1	104,1	12,7	103,6
3,6	103	8,2	104,1	12,8	103,6
3,7	103,1	8,3	104,1	12,9	103,5
3,8	103,2	8,4	104,1	13	103,5
3,9	103,3	8,5	104,1	13,1	103,4
4	103,4	8,6	104,1	13,2	103,3
4,1	103,5	8,7	104,1	13,3	103,2
4,2	103,6	8,8	104,1	13,4	103,1
4,3	103,6	8,9	104,1	13,5	103
4,4	103,7	9	104,1	13,6	102,9
4,5	103,7	9,1	104,1	13,7	102,8

Tabela C.10. Meio perfil do campo quadrado de lado 30 cm usado no SCI - parte2.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
13,8	102,6	18,4	7,4	23	2,5
13,9	102,4	18,5	7,3	23,1	2,4
14	102,3	18,6	7,1	23,2	2,3
14,1	102	18,7	6,9	23,3	2,2
14,2	101,8	18,8	6,8	23,4	2,1
14,3	101,5	18,9	6,7	23,5	2
14,4	101,1	19	6,5	23,6	1,9
14,5	100,6	19,1	6,4	23,7	1,8
14,6	100	19,2	6,2	23,8	1,7
14,7	99,2	19,3	6,1	23,9	1,6
14,8	98	19,4	6	24	1,5
14,9	96,3	19,5	5,8	24,1	1,4
15	93,8	19,6	5,7	24,2	1,3
15,1	90,4	19,7	5,6	24,3	1,2
15,2	85,8	19,8	5,5	24,4	1,1
15,3	80	19,9	5,4	24,5	1
15,4	73	20	5,3	24,6	0,9
15,5	65,2	20,1	5,1	24,7	0,8
15,6	56,8	20,2	5	24,8	0,7
15,7	48,4	20,3	4,9	24,9	0,6
15,8	40,4	20,4	4,8	25	0,5
15,9	33,4	20,5	4,7	25,1	0,4
16	27,4	20,6	4,6	25,2	0,3
16,1	22,7	20,7	4,6	25,3	0,2
16,2	19,1	20,8	4,5	25,4	0,1
16,3	16,6	20,9	4,5	25,5	0
16,4	14,7	21	4,5		
16,5	13,5	21,1	4,4		
16,6	12,6	21,2	4,3		
16,7	11,9	21,3	4,2		
16,8	11,4	21,4	4,1		
16,9	11	21,5	4		
17	10,6	21,6	3,9		
17,1	10,3	21,7	3,8		
17,2	10	21,8	3,7		
17,3	9,7	21,9	3,6		
17,4	9,5	22	3,5		
17,5	9,2	22,1	3,4		
17,6	9	22,2	3,3		
17,7	8,8	22,3	3,2		
17,8	8,6	22,4	3,1		
17,9	8,4	22,5	3		
18	8,2	22,6	2,9		
18,1	8	22,7	2,8		
18,2	7,8	22,8	2,7		
18,3	7,6	22,9	2,6		

Tabela C.11. Meio perfil do campo quadrado de lado 25 cm usado no SCI - parte1.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	103,6	9,2	103,3
0,1	100	4,7	103,6	9,3	103,2
0,2	100	4,8	103,7	9,4	103,2
0,3	100	4,9	103,7	9,5	103,2
0,4	100	5	103,7	9,6	103,2
0,5	100	5,1	103,7	9,7	103,2
0,6	100	5,2	103,8	9,8	103,1
0,7	100	5,3	103,8	9,9	103,1
0,8	100	5,4	103,8	10	103
0,9	100	5,5	103,8	10,1	103
1	100	5,6	103,8	10,2	102,9
1,1	100	5,7	103,8	10,3	102,8
1,2	100,1	5,8	103,8	10,4	102,7
1,3	100,1	5,9	103,8	10,5	102,7
1,4	100,1	6	103,8	10,6	102,6
1,5	100,2	6,1	103,8	10,7	102,5
1,6	100,3	6,2	103,8	10,8	102,3
1,7	100,4	6,3	103,7	10,9	102,2
1,8	100,5	6,4	103,7	11	102,1
1,9	100,6	6,5	103,7	11,1	102
2	100,7	6,6	103,7	11,2	101,8
2,1	100,8	6,7	103,7	11,3	101,6
2,2	100,9	6,8	103,7	11,4	101,4
2,3	101	6,9	103,7	11,5	101,2
2,4	101,1	7	103,7	11,6	100,9
2,5	101,3	7,1	103,7	11,7	100,7
2,6	101,4	7,2	103,7	11,8	100,3
2,7	101,6	7,3	103,6	11,9	100
2,8	101,7	7,4	103,6	12	99,5
2,9	101,9	7,5	103,6	12,1	98,9
3	102	7,6	103,6	12,2	98,1
3,1	102,2	7,7	103,5	12,3	96,9
3,2	102,3	7,8	103,5	12,4	95,2
3,3	102,5	7,9	103,5	12,5	92,6
3,4	102,6	8	103,5	12,6	89
3,5	102,8	8,1	103,5	12,7	84,2
3,6	102,9	8,2	103,5	12,8	78
3,7	103	8,3	103,5	12,9	70,6
3,8	103,1	8,4	103,5	13	62,3
3,9	103,2	8,5	103,4	13,1	53,5
4	103,3	8,6	103,4	13,2	44,9
4,1	103,4	8,7	103,4	13,3	37
4,2	103,4	8,8	103,4	13,4	30,1
4,3	103,5	8,9	103,4	13,5	24,5
4,4	103,5	9	103,3	13,6	20,2
4,5	103,6	9,1	103,3	13,7	17

Tabela C.12. Meio perfil do campo quadrado de lado 25 cm usado no SCI - parte2.

Posição (cm)	Dose (%)
13,8	14,8
13,9	13,3
14	12,3
14,1	11,5
14,2	10,9
14,3	10,4
14,4	10,1
14,5	9,7
14,6	9,4
14,7	9,1
14,8	8,9
14,9	8,6
15	8,4
15,1	8,1
15,2	7,9
15,3	7,7
15,4	7,5
15,5	7,3
15,6	7,2
15,7	7
15,8	6,8
15,9	6,6
16	6,5
16,1	6,3
16,2	6,2
16,3	6
16,4	5,9
16,5	5,8
16,6	5,6
16,7	5,5
16,8	5,4
16,9	5,3
17	5,2
17,1	5,1
17,2	5
17,3	4,8
17,4	4,7
17,5	4,6
17,6	4,5
17,7	4,4
17,8	4,4
17,9	4,3
18	4,2
18,1	4,1
18,2	4
18,3	3,9

Tabela C.13. Meio perfil do campo quadrado de lado 20 cm usado no SCI.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	103,5	9,2	99,5
0,1	100	4,7	103,5	9,3	99,1
0,2	100	4,8	103,5	9,4	98,5
0,3	100	4,9	103,5	9,5	97,7
0,4	100	5	103,5	9,6	96,5
0,5	100	5,1	103,5	9,7	94,8
0,6	100	5,2	103,5	9,8	92,4
0,7	100,1	5,3	103,5	9,9	88,9
0,8	100,1	5,4	103,5	10	84,3
0,9	100,1	5,5	103,5	10,1	78,4
1	100,1	5,6	103,4	10,2	71,3
1,1	100,1	5,7	103,4	10,3	63,3
1,2	100,2	5,8	103,3	10,4	54,7
1,3	100,2	5,9	103,3	10,5	46,2
1,4	100,2	6	103,2	10,6	38,2
1,5	100,3	6,1	103,2	10,7	31,1
1,6	100,4	6,2	103,1	10,8	25,2
1,7	100,5	6,3	103,1	10,9	20,6
1,8	100,6	6,4	103,1	11	17,1
1,9	100,7	6,5	103	11,1	14,6
2	100,8	6,6	103	11,2	12,8
2,1	100,9	6,7	102,9	11,3	11,6
2,2	101	6,8	102,9	11,4	10,8
2,3	101,2	6,9	102,8	11,5	10,1
2,4	101,3	7	102,8	11,6	9,6
2,5	101,4	7,1	102,7	11,7	9,2
2,6	101,6	7,2	102,6	11,8	8,8
2,7	101,8	7,3	102,5	11,9	8,5
2,8	101,9	7,4	102,5	12	8,2
2,9	102	7,5	102,4	12,1	8
3	102,2	7,6	102,3	12,2	7,7
3,1	102,3	7,7	102,2	12,3	7,5
3,2	102,4	7,8	102,1	12,4	7,3
3,3	102,5	7,9	102	12,5	7,1
3,4	102,6	8	101,9	12,6	6,9
3,5	102,7	8,1	101,8	12,7	6,7
3,6	102,8	8,2	101,6	12,8	6,5
3,7	102,9	8,3	101,5	12,9	6,3
3,8	103	8,4	101,4	13	6,2
3,9	103,1	8,5	101,2	13,1	6
4	103,2	8,6	101,1	13,2	5,8
4,1	103,3	8,7	100,9	13,3	5,7
4,2	103,4	8,8	100,7	13,4	5,5
4,3	103,4	8,9	100,5	13,5	5,4
4,4	103,4	9	100,2	13,6	5,3
4,5	103,5	9,1	99,9	13,7	5,1

Tabela C.14. Meio perfil do campo quadrado de lado 15 cm usado no SCI.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	102,6	9,2	7,7
0,1	100	4,7	102,5	9,3	7,4
0,2	100	4,8	102,5	9,4	7,1
0,3	100	4,9	102,4	9,5	6,8
0,4	100	5	102,3	9,6	6,6
0,5	100	5,1	102,3	9,7	6,4
0,6	100	5,2	102,2	9,8	6,2
0,7	100	5,3	102,1	9,9	6
0,8	100	5,4	102	10	5,8
0,9	100	5,5	101,9	10,1	5,6
1	100	5,6	101,7	10,2	5,4
1,1	100	5,7	101,6	10,3	5,3
1,2	100,1	5,8	101,4	10,4	5,1
1,3	100,1	5,9	101,3	10,5	5
1,4	100,2	6	101,1	10,6	4,8
1,5	100,3	6,1	100,9	10,7	4,7
1,6	100,3	6,2	100,7	10,8	4,5
1,7	100,4	6,3	100,4	10,9	4,4
1,8	100,5	6,4	100,1	11	4,3
1,9	100,5	6,5	99,8	11,1	4,2
2	100,6	6,6	99,4	11,2	4,1
2,1	100,7	6,7	98,9	11,3	4
2,2	100,9	6,8	98,3	11,4	3,9
2,3	101	6,9	97,5	11,5	3,8
2,4	101,1	7	96,3	11,6	3,7
2,5	101,2	7,1	94,7	11,7	3,6
2,6	101,3	7,2	92,3	11,8	3,5
2,7	101,4	7,3	88,9	11,9	3,4
2,8	101,5	7,4	84,3	12	3,3
2,9	101,6	7,5	78,4	12,1	3,2
3	101,8	7,6	71,3	12,2	3,1
3,1	101,9	7,7	63,3	12,3	3,1
3,2	102	7,8	54,6	12,4	3
3,3	102,1	7,9	45,9	12,5	2,9
3,4	102,2	8	37,7	12,6	2,9
3,5	102,4	8,1	30,5	12,7	2,8
3,6	102,4	8,2	24,4	12,8	2,8
3,7	102,5	8,3	19,6	12,9	2,8
3,8	102,6	8,4	16	13	2,8
3,9	102,6	8,5	13,5	13,1	2,8
4	102,6	8,6	11,7	13,2	2,7
4,1	102,6	8,7	10,5	13,3	2,6
4,2	102,7	8,8	9,6	13,4	2,5
4,3	102,7	8,9	8,9	13,5	2,4
4,4	102,6	9	8,4	13,6	2,3
4,5	102,6	9,1	8	13,7	2,2

Tabela C.15. Meio perfil do campo quadrado de lado 10 cm usado no SCI.

Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	95,8	9,2	2,5
0,1	100	4,7	93,5	9,3	2,4
0,2	100	4,8	90,2	9,4	2,3
0,3	100	4,9	85,4	9,5	2,3
0,4	100	5	79	9,6	2,2
0,5	100	5,1	71,2	9,7	2,2
0,6	100	5,2	62,3	9,8	2,1
0,7	99,9	5,3	52,7	9,9	2,1
0,8	99,9	5,4	43,2	10	2
0,9	99,9	5,5	34,5	10,1	2
1	99,9	5,6	26,9	10,2	1,9
1,1	100	5,7	20,8	10,3	1,8
1,2	100	5,8	16,2	10,4	1,7
1,3	100	5,9	13	10,5	1,6
1,4	100	6	10,8	10,6	1,5
1,5	100,1	6,1	9,3	10,7	1,4
1,6	100,1	6,2	8,3	10,8	1,3
1,7	100,2	6,3	7,6	10,9	1,2
1,8	100,2	6,4	7	11	1,1
1,9	100,3	6,5	6,6	11,1	1
2	100,3	6,6	6,2	11,2	0,9
2,1	100,4	6,7	5,9	11,3	0,8
2,2	100,4	6,8	5,7	11,4	0,7
2,3	100,5	6,9	5,4	11,5	0,6
2,4	100,6	7	5,2	11,6	0,5
2,5	100,7	7,1	5	11,7	0,4
2,6	100,7	7,2	4,8	11,8	0,3
2,7	100,8	7,3	4,6	11,9	0,2
2,8	100,8	7,4	4,4	12	0,1
2,9	100,9	7,5	4,3	12,1	0
3	100,9	7,6	4,1		
3,1	100,9	7,7	4		
3,2	100,9	7,8	3,8		
3,3	100,9	7,9	3,7		
3,4	100,9	8	3,6		
3,5	100,9	8,1	3,4		
3,6	100,8	8,2	3,3		
3,7	100,7	8,3	3,2		
3,8	100,6	8,4	3,1		
3,9	100,4	8,5	3		
4	100,2	8,6	2,9		
4,1	99,9	8,7	2,8		
4,2	99,6	8,8	2,8		
4,3	99	8,9	2,7		
4,4	98,4	9	2,6		
4,5	97,3	9,1	2,5		

Tabela C.16. Meio perfil do campo quadrado de lado 5 cm usado no SCI.

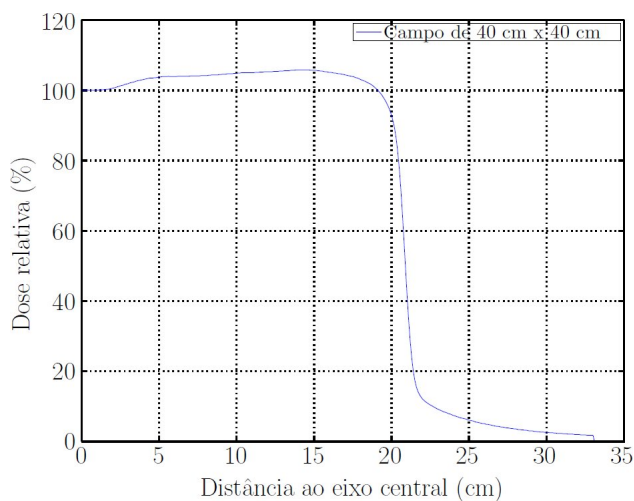
Posição (cm)	Dose (%)	Posição (cm)	Dose (%)
0	100	4,6	2,7
0,1	100	4,7	2,6
0,2	100	4,8	2,5
0,3	100	4,9	2,4
0,4	99,9	5	2,3
0,5	99,9	5,1	2,2
0,6	99,8	5,2	2,1
0,7	99,7	5,3	2
0,8	99,7	5,4	1,9
0,9	99,6	5,5	1,8
1	99,5	5,6	1,8
1,1	99,4	5,7	1,7
1,2	99,2	5,8	1,6
1,3	99,1	5,9	1,6
1,4	98,9	6	1,5
1,5	98,6	6,1	1,5
1,6	98,3	6,2	1,4
1,7	97,8	6,3	1,4
1,8	97	6,4	1,3
1,9	95,7	6,5	1,3
2	93,7	6,6	1,3
2,1	90,8	6,7	1,2
2,2	86,5	6,8	1,2
2,3	80,7	6,9	1,1
2,4	73,4	7	1,1
2,5	64,7	7,1	1,1
2,6	55,2	7,2	1,1
2,7	45,5	7,3	1
2,8	36,1	7,4	1
2,9	27,8	7,5	1
3	20,9	7,6	0,9
3,1	15,6	7,7	0,9
3,2	11,7	7,8	0,9
3,3	9,1	7,9	0,9
3,4	7,3	8	0,9
3,5	6,1	8,1	0,9
3,6	5,3	8,2	0,8
3,7	4,7	8,3	0,7
3,8	4,3	8,4	0,6
3,9	4	8,5	0,5
4	3,7	8,6	0,4
4,1	3,5	8,7	0,3
4,2	3,3	8,8	0,2
4,3	3,1	8,9	0,1
4,4	3	9	0
4,5	2,8		

Tabela C.17. Meio perfil do campo quadrado de lado 3 cm usado no SCI.

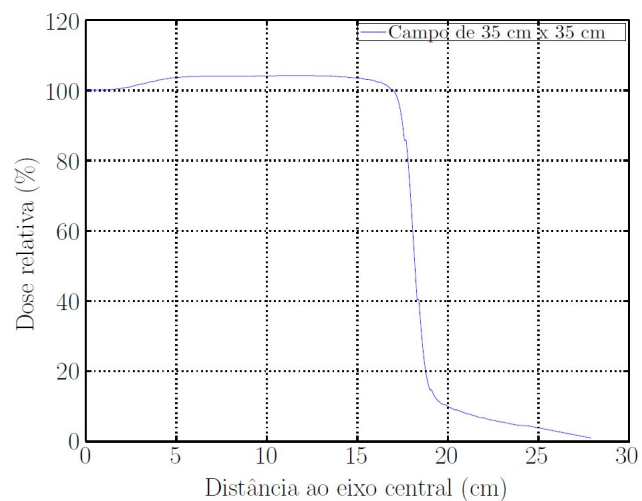
Posição (cm)	Dose (%)
0	100,0
0,1	100,0
0,2	100,1
0,3	100,2
0,4	100,2
0,5	100,1
0,6	99,8
0,7	99,5
0,8	99,1
0,9	98,3
1	96,9
1,1	94,5
1,2	90,2
1,3	83,5
1,4	74,5
1,5	63,5
1,6	51,2
1,7	39,0
1,8	28,3
1,9	19,6
2	13,3
2,1	9,2
2,2	6,8
2,3	5,4
2,4	4,5
2,5	3,9
2,6	3,5
2,7	3,2
2,8	2,9
2,9	2,7
3	2,5
3,1	2,4
3,2	2,2
3,3	2,1
3,4	2,0
3,5	1,9
3,6	1,8
3,7	1,7
3,8	1,6
3,9	1,5
4	1,4
4,1	1,4
4,2	1,3
4,3	1,3
4,4	1,2
4,5	1,2

Tabela C.18. Meio perfil do campo quadrado de lado 2 cm usado no SCI.

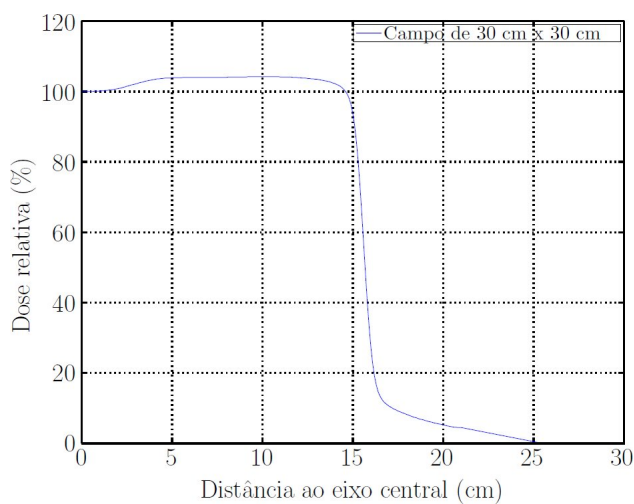
Posição (cm)	Dose (%)
0	100
0,1	100,1
0,2	99,5
0,3	97,9
0,4	95,9
0,5	92,5
0,6	88,4
0,7	83,4
0,8	77,1
0,9	70,7
1	63,3
1,1	55,6
1,2	47,8
1,3	40,1
1,4	33,0
1,5	26,7
1,6	21,2
1,7	16,5
1,8	12,7
1,9	9,6
2	7,3
2,1	5,7
2,2	4,6
2,3	3,8
2,4	3,1
2,5	2,6
2,6	2,3
2,7	2,0
2,8	1,7
2,9	1,5
3	1,4
3,1	1,3
3,2	1,1
3,3	1,0
3,4	1,0
3,5	0,9
3,6	0,8
3,7	0,8
3,8	0,8
3,9	0,8
4	0,8
4,1	0,8
4,2	0,7
4,3	0,7
4,4	0,7
4,5	0,7



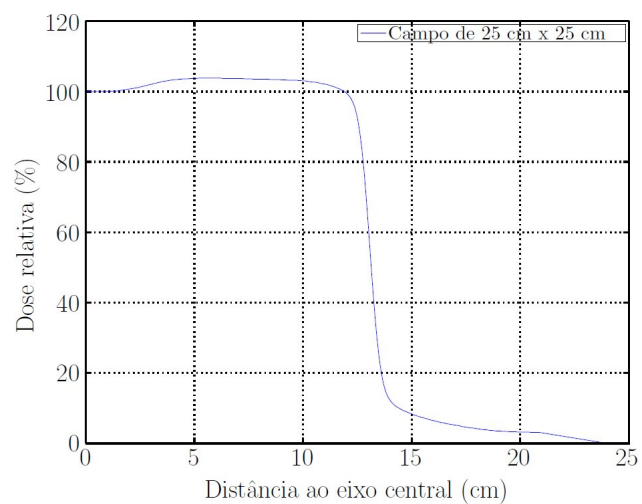
(a)



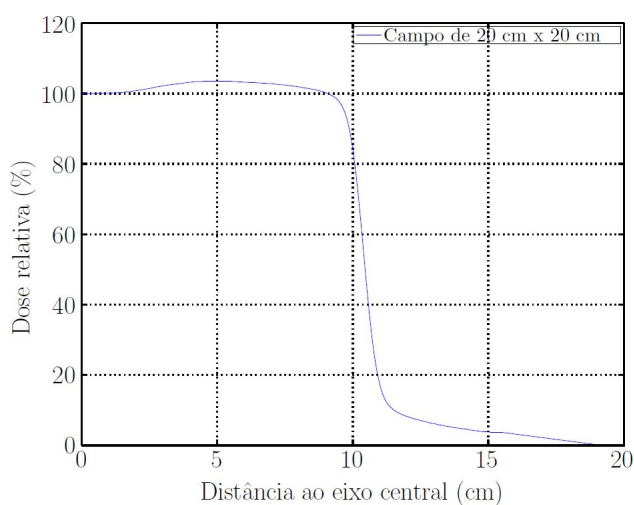
(b)



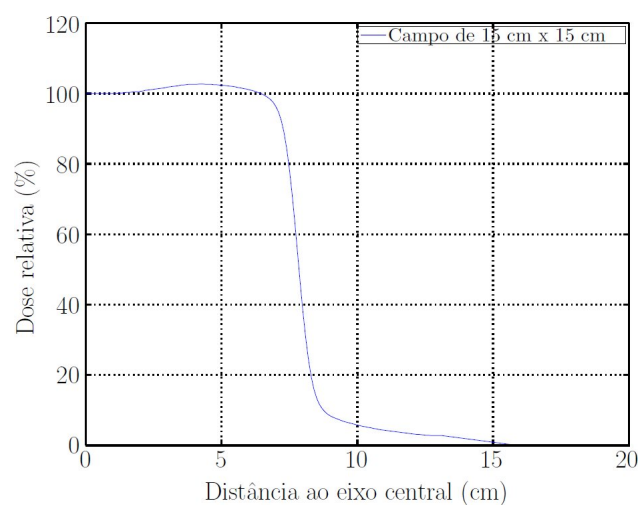
(c)



(d)

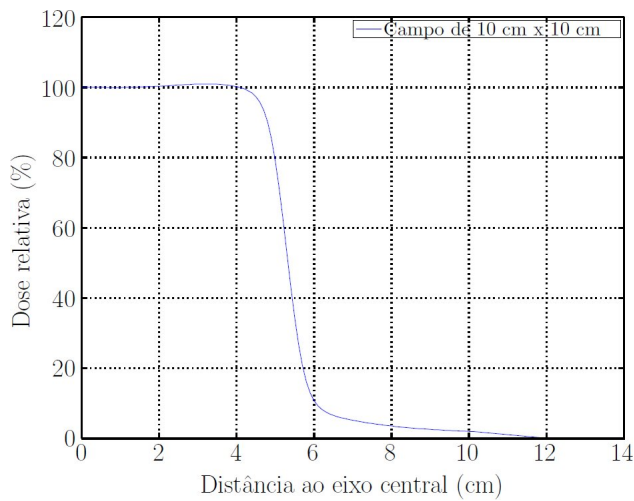


(e)

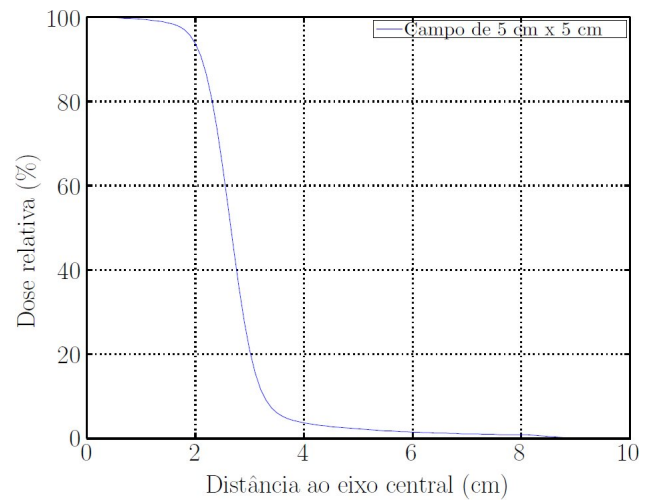


(f)

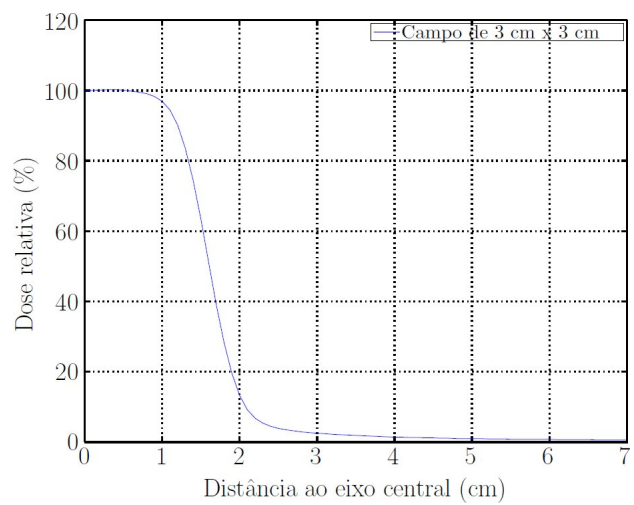
Figura C.1. Perfis de campo gerados no comissionamento: (a) campo 40 x 40 cm^2 ; (b) campo 35 x 35 cm^2 ; (c) campo 30 x 30 cm^2 ; (d) campo 25 x 25 cm^2 ; (e) campo 20 x 20 cm^2 ; (f) campo 15 x 15 cm^2 .



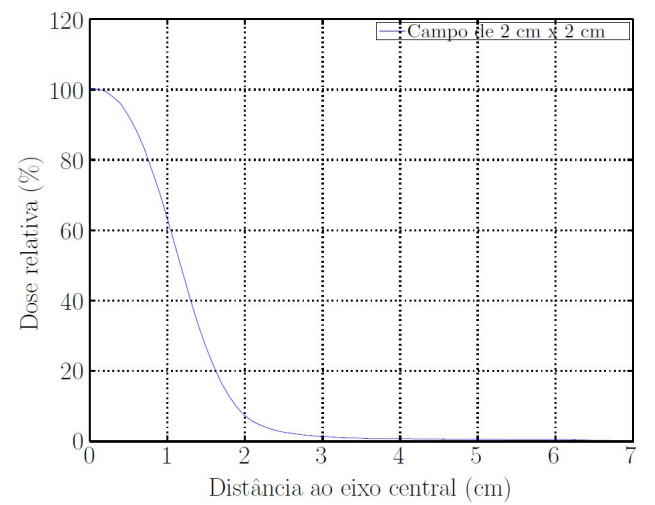
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura C.2. Perfis de campo gerados no comissionamento: (a) campo 10 x 10 cm²; (b) campo 5 x 5 cm²; (c) campo 3 x 3 cm²; (d) campo 2 x 2 cm².