

**UNB – UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FGA – FACULDADE GAMA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA BASEADO EM  
IMPRESSORA 3D PARA CONFEÇÃO DE BLOCOS COMPENSADORES EM  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA – IMRT**

**SAMUEL RAMALHO AVELINO**

**ORIENTADOR: CRISTIANO JACQUES MIOSSO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM  
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**PUBLICAÇÃO: 011A/2013**

**BRASÍLIA/DF, JULHO DE 2013**

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

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA BASEADO EM  
IMPRESSORA 3D PARA CONFECÇÃO DE BLOCOS COMPENSADORES EM  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA – IMRT**

**SAMUEL RAMALHO AVELINO**

**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. Marcelino Monteiro de Andrade**

**(Examinador interno)**

**FICHA CATALOGRÁFICA**

AVELINO, SAMUEL RAMALHO

Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT, [Distrito Federal], 2013.

95p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, mestrado em engenharia biomédica, 2013).

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. Impressão 3D | 4. Blocos compensadores de IMRT                |
| I. FGA UnB/UnB. | II. Título (série)                             |

**REFERÊNCIA**

AVELINO, SAMUEL RAMALHO (2013). 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, Publicação 011A/2013, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 95p.

**CESSÃO DE DIREITOS**

AUTOR: Samuel Ramalho Avelino

TÍTULO: Desenvolvimento e avaliação de um sistema baseado em impressora 3D para confecção de blocos compensadores em Radioterapia de Intensidade Modulada – IMRT

GRAU: Mestre

ANO: 2013

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.

---

2013

QRSW 07, Bloco A4, Apto 306, Sudoeste

CEP 70675-704

Brasília, DF – Brasil

*IMRT without a MLC is like a fish without a bicycle.*  
George W Sherouse

*Dedico esta dissertação a Lucas Ramalho Avelino,  
quem nunca teve dúvida de que eu deveria ser físico médico.*

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço ao meu orientador Professor Cristiano Miosso. O talento e a competência são inspiradores. O aprendizado foi constante e espero ter a oportunidade de continuar trabalhando juntos. Agradeço pela forma humilde e respeitosa como me tratou durante esses anos; me fez sentir como um colega da escola que aprende com o cara mais inteligente da turma.

Agradeço a meu colega Luis Felipe, quem me incentivou e me ofereceu várias ideias para desenvolver essa pesquisa. Atuou como um orientador em vários momentos de dúvida. Físico Médico com quem aprendo diariamente na rotina do trabalho.

Agradeço aos professores Marcelo e Mateus, do departamento de Engenharia Automotiva UnB/Gama. Eles abriram as portas para que eu pudesse ter acesso à impressora 3D na UnB, desde meu primeiro momento no programa de mestrado. Sem esse apoio inicial o projeto poderia ter mudado de rumo.

Agradeço a empresa ARTIS Tecnologia, que me ofereceu suporte e recursos materiais para desenvolver todo o projeto, sem absolutamente nenhum tipo de restrição. Agradeço muito a confiança.

Agradeço a Anchieta, Marcelo e Tales pelas aulas sobre impressora 3D, pela aposta no projeto, pelo apoio com recursos materiais. Sempre me deixaram à vontade para fazer todos os testes necessários, sem os quais a pesquisa não teria alcançado todos os objetivos.

Agradeço ao professor Marcelino Andrade. O entusiasmo pela impressora 3D contagiou. Sem dúvida o maior porta-voz que conheci sobre prototipagem rápida. Contribuí com ideias, que continuarei desenvolvendo, sobre o uso e o desenvolvimento de impressoras 3D.

Agradeço ao professor José Felício os conhecimentos oferecidos ao projeto. Esteve sempre atento ao desenvolvimento da pesquisa.

Agradeço a Jefferson, aluno de engenharia da UnB/Gama. Foi mais um professor que tive durante a execução do projeto. Me acolheu dentro do LEI. Espero podermos trabalhar juntos em breve em novos projetos relacionados a impressoras 3D.

Agradeço aos professores que me ensinaram durante todas as disciplinas do mestrado.

Agradeço a Cristina Duarte a ajuda nos experimentos em que sozinho seria complicado executar.

Agradeço a todos os colegas com quem trabalho no HUB pela confiança, pelo apoio. Me sinto em casa quando estou no trabalho e isso facilitou muito as coisas durante o mestrado.

Agradeço aos colegas de especialização do INCA (Glauber e Saulo) pelo companheirismo durante a formação em física médica, bem como ao físico médico Delano Batista (chefe da física médica do INCA) por ser uma referência em criatividade em projetos na área de radioterapia.

Agradeço ao técnico Marcos e a física Kátia pela interlocução com o Hospital Santa Lúcia. Obrigado pelo empréstimo de equipamentos para realização de alguns testes.

Agradeço às doutoras Walquíria Duarte, Doris Daher, bem como a física Juliana por facilitar o empréstimo de equipamentos do Instituto de Radioterapia de Taguatinga (IRT) para realização de alguns testes.

Bem, esses foram os agradecimentos ligados diretamente ao projeto (mas não menos carinhosos). Muito obrigado. Agora, faltam os agradecimentos especiais.

Agradeço a Deus pela beleza da ciência.

Agradeço a meus pais pela educação que sempre tive. Tenho exemplos maravilhosos em minha casa sobre como é importante acreditar que esses conhecimentos não são apenas acadêmicos.

Agradeço a toda minha família que mora em Brasília e em Montes Claros-MG. Esse pessoal transmite tanta confiança que não tem como desanimar ou pensar em falhar. Em especial agradeço meu tio Nahilson, o primeiro a me incentivar a caminhar pela física.

Por fim, agradeço a minha amada esposa Lívia. Normalmente vejo agradecimentos às esposas pelo carinho, confiança, apoio. Isso realmente é fundamental e felizmente nada disso faltou em nenhum segundo durante esses 2 anos. Mas no meu caso é um pouco diferente. Como é bom ter uma esposa 95,8% doutora durante o mestrado (a defesa será daqui 2 meses). Eu aprendi muito com ela. Foi uma companheira muito atuante, capaz de aguentar horas de treinamentos de apresentações, corrigir alguns textos, incentivar a publicação em periódicos relevantes. Não o bastante, Lívia é uma pesquisadora exemplar: ética e competente. Não podia haver ninguém melhor ao meu lado nesse momento. Obrigado.





## RESUMO

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) é uma importante ferramenta para o tratamento contra o câncer. A IMRT concentra altas doses de radiação em volumes alvo complexos, enquanto que consegue reduzir as doses em tecidos sadios adjacentes. A IMRT é feita tradicionalmente usando algum acessório na máquina de tratamento: *Multi-leaf Collimator* (MLC) ou blocos compensadores, sendo que o método convencional para confeccionar os blocos compensadores usa fresas. Isto representa uma desvantagem em relação ao método de IMRT por MLC, devido aos altos custos de operação e de produção. Nesse estudo, um método alternativo, que substitui a fresa por uma impressora 3D, foi desenvolvido para produzir blocos compensadores de IMRT feitos com a liga metálica de *Cerrobend*. O mapa de fluência, gerado por um Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) para um tratamento com IMRT do tipo Jaws-Only, foi convertido em um arquivo com formato STL representando um molde. Três algoritmos para confecção do molde foram desenvolvidos e avaliados: (1) considerando a atenuação exponencial nominal de um bloco atenuador feito com *Cerrobend*; (2) considerando o Coeficiente de Atenuação Linear (CAL) obtido experimentalmente, a partir do ajuste dos dados por uma equação exponencial; (3) considerando as dependências do tamanho de campo, da distância ao eixo central e da espessura do bloco no valor do CAL. Os moldes foram impressos por uma impressora 3D do tipo jato de tinta em todos os casos. Os blocos de IMRT foram alcançados preenchendo com *Cerrobend* cada molde gerado pelos algoritmos. Para validar esse método, Controles de Qualidade foram feitos usando uma matriz de detectores de radiação em 3 profundidades. As distribuições de dose previstas pelo SPT e medidas no CQ foram comparadas em 3 profundidades usando a função gamma-index (critério: desvios de dose até 3% e de posição de até 3 mm). Na profundidade de 6,5 cm, os blocos de IMRT criados a partir dos modelos (1), (2) e (3) tiveram 93%, 100% e 95% dos pontos dentro do campo de tratamento aprovados, respectivamente. Nas profundidades de 2,5 e 15,5 cm o bloco feito com o algoritmo (1) não obteve resultados satisfatórios, enquanto que os demais modelos ainda alcançaram resultados que poderiam permitir o uso clínico. Medições adicionais de dose absoluta em 14 pontos foram feitas para o bloco de IMRT criado a partir do modelo (2). O desvio máximo na dose pontual foi de 1,8%. A repetibilidade do método foi avaliada, a partir da confecção de 3 blocos de IMRT usando o mesmo arquivo STL. Os coeficientes de variação foram menores que 2% em 93% da área do campo. A principal vantagem do método proposto é que pode ser totalmente conduzido dentro de um departamento de radioterapia sem, o que resulta em menores custos e tempo de produção. Investigações estão sendo feitas para tornar o processo mais prático e permitir o uso clínico dos blocos de IMRT criados com o auxílio de impressoras 3D.

## ABSTRACT

Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT) is an important tool for cancer treatment. It concentrates high radiation doses in complex target volumes, while sparing the surrounding tissues. IMRT is traditionally performed using Multi-Leaf Collimators (MLC) or Compensator Blocks. The conventional way used to manufacture IMRT compensator blocks, which uses milling machines, is an important drawback over the MLC method, due to high operational and production costs. In this research, we developed a simpler alternative method to manufacture an IMRT compensator block from a Jaws-Only fluency map generated by a commercial Treatment Planning System (TPS). This map was converted into a mold, and then printed using an inkjet 3D printer. We filled the mold with *Cerrobend* alloy to achieve the final IMRT compensator block. This study investigated 3 different physical models to create the molds: (1) considering the nominal Linear Attenuation Coefficient (LAC) of *Cerrobend*; (2) using the measurements performed to define the CAL by an exponential function; (3) considering the effects of the field size, central-axis distance and block thicknesses in the CAL. These algorithms were assessed and the method was validated performing a dosimetric quality assurance. The dose distributions of all IMRT blocks were evaluated in 3 different depths (2.5, 6.5, 15.5 *cm*). We compared the measured dose distributions to those predicted by the TPS using the gamma-index function (criteria: dose deviation up to 3% and DTA up to 3 *mm*). At 6.5 *cm* depth, the dose evaluation of IMRT blocks manufactured from algorithms (1), (2), and (3) were 93%, 100% e 95% of the points inside the field passing, respectively. In the other depths, the IMRT block manufactured using algorithm (1) did not achieve clinical acceptable results, nonetheless the results of other IMRT blocks suggest the possibility of clinical use. Further absolute dose measurements performed in 14 regions, for the IMRT block manufactured using algorithm (2), showed a maximum dose deviation of 1.8%. We evaluated the repeatability of the method manufacturing 3 IMRT blocks from the same STL file. The coefficient of variation was lower than 2% for 93% of the exposed area. These results suggest that the 3D printers can be effectively used to manufacture IMRT compensator blocks. The main advantage to this approach is that it can be fully conducted inside a radiotherapy facility, which results in lower costs and production times.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>1</b>
1.1	Contextualização e formulação do problema . . . . .	1
1.2	Objetivos . . . . .	2
1.2.1	Objetivo geral . . . . .	2
1.2.2	Objetivos específicos . . . . .	3
1.3	Metodologia utilizada durante a revisão de literatura . . . . .	3
<b>2</b>	<b>Fundamentação teórica</b>	<b>5</b>
2.1	Câncer . . . . .	5
2.2	Radioterapia . . . . .	6
2.2.1	Sobre o efeito biológico da radiação ionizante . . . . .	6
2.2.2	Equipamentos usados no tratamento com radioterapia . . . . .	8
2.2.3	Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT) . . . . .	10
2.3	Radioterapia de Intensidade Modulada . . . . .	13
2.3.1	Métodos de IMRT . . . . .	16
2.3.2	Limitações técnicas do uso de fresa na confecção de blocos compensadores de IMRT . . . . .	19
2.3.3	Vantagens do método de IMRT baseado em blocos compensadores	23
2.3.4	Controle de Qualidade dos tratamentos com IMRT . . . . .	29
2.4	Aspectos físicos sobre o uso de blocos compensadores de IMRT . . . . .	31

2.4.1	Perturbação do feixe de radiação . . . . .	32
2.4.2	Coefficiente de atenuação linear . . . . .	33
2.5	Impressora 3D . . . . .	35
2.5.1	Sobre o processo de impressão 3D . . . . .	37
2.5.2	Considerações sobre a utilização da impressora 3D na radioterapia	39
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>41</b>
3.1	Testes preliminares e comissionamento do método . . . . .	41
3.1.1	Avaliação da imagem representando mapas de fluência . . . . .	42
3.1.2	Avaliação da qualidade de moldes impressos pela impressora 3D e de blocos de referência . . . . .	44
3.1.3	Caracterização da liga metálica <i>Cerrobend</i> . . . . .	45
3.2	Planejamento do tratamento com IMRT . . . . .	47
3.3	Conversão do mapa de fluência em espessura de molde . . . . .	48
3.4	Impressão do molde 3D e confecção do bloco compensador de IMRT . . .	52
3.5	Avaliação do método proposto - Controle de qualidade dos blocos de IMRT	53
<b>4</b>	<b>Resultados e discussão</b>	<b>57</b>
4.1	Testes preliminares e comissionamento do método . . . . .	57
4.1.1	Avaliação da imagem capturada representando mapa de fluência .	57
4.1.2	Avaliação dos moldes e blocos de referência . . . . .	59
4.1.3	Caracterização dosimétrica da liga de <i>Cerrobend</i> . . . . .	64
4.2	Avaliação dos modelos físicos para definição da espessura dos blocos de IMRT . . . . .	70
4.3	Controles de qualidade dosimétricos dos blocos de IMRT . . . . .	73

4.3.1	Definição da Unidade Monitora e avaliações pontuais de dose . . . . .	73
4.3.2	Avaliação dosimétrica dos blocos de IMRT . . . . .	74
4.3.3	Repetibilidade do método usando impressora 3D para confecção de blocos de IMRT . . . . .	79
4.4	Análise das dificuldades, dos custos e do tempo de confecção dos blocos de IMRT . . . . .	80
4.4.1	Dificuldades do método proposto . . . . .	81
4.4.2	Análise dos custos e do tempo de confecção dos blocos de IMRT . . . . .	83
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>85</b>
<b>6</b>	<b>Trabalhos futuros</b>	<b>87</b>
6.1	Aprimoramento do método atual . . . . .	87
6.2	Impressão de blocos usando outros Sistemas de Planejamento de Tratamento(SPT) . . . . .	88
6.3	Comparação entre diferentes tecnologias de impressão 3D . . . . .	88
6.4	Desenvolvimento de uma impressora que imprime diretamente usando <i>Cerrobend</i> . . . . .	89
6.5	Comparação entre um bloco de IMRT feitos usando uma fresa e uma impressora 3D . . . . .	89
<b>7</b>	<b>Anexos</b>	<b>95</b>
7.1	Publicações . . . . .	95

## LISTA DE TABELAS

2.1	Principais vantagens dos blocos compensadores de IMRT. . . . .	28
2.2	Principais técnicas de prototipagem rápida. . . . .	37
4.1	Avaliação das imagens capturadas dos mapas de fluência por meio de comparação entre os níveis de cinza e as Unidades Monitoras. . . . .	58
4.2	Desvios percentuais entre as fluências de referência (UM) e os valores das intensidades dos pixels a partir da cada par de regiões. . . . .	59
4.3	Desvios entre os valores de referência dos arquivos STL e os valores medidos dos moldes nas direções da largura e do comprimento. . . . .	61
4.4	Desvios entre os valores de referência dos arquivos STL e os valores medidos das alturas dos moldes e das alturas dos blocos. . . . .	62
4.5	Coefficientes de Atenuação Linear (CAL) em diferentes distâncias ao eixo central para 2 blocos com espessuras diferentes. . . . .	67
4.6	Coefficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes tamanhos de campo para 2 blocos com espessuras diferentes. . . . .	68
4.7	Coefficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes tamanhos de campo para 2 blocos com espessuras diferentes. . . . .	68
4.8	Coefficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes espessuras de bloco. . . . .	69
4.9	Desvios de dose para diferentes Unidades Monitoras (UM). A dose prevista pelo SPT (Dose referência) é de 44,42 cGy. . . . .	73
4.10	Desvios de dose para diferentes diferentes profundidades em 2 regiões do bloco de IMRT. A dose prevista pelo SPT foi usada como referência. . . . .	74

4.11	Coeficientes de variação (percentual) para medições de dose de radiação em regiões no interior do campo de IMRT. Foram analisados 3 blocos de IMRT confeccionados a partir do mesmo arquivo STL. . . . .	80
4.12	Tempo de impressão de moldes pela impressora 3D do tipo jato de tinta. A impressora pode imprimir objetos em mais de um plano. . . . .	84

## LISTA DE FIGURAS

2.1	Interação entre um fóton e uma cadeia de DNA. . . . .	7
2.2	Ilustração de um Acelerador Linear usado em radioterapia. . . . .	9
2.3	Graus de liberdade de movimentação de um Acelerador Linear. . . . .	9
2.4	Blocos de proteção usados na radioterapia. . . . .	11
2.5	Representação do MLC em um acelerador linear. . . . .	12
2.6	Etapas do planejamento de tratamento usando SPT. . . . .	13
2.7	Feixe de radiação em tratamento com IMRT. . . . .	14
2.8	Comparação entre um planejamento do tipo Conformacional 3D e um planejamento com IMRT. . . . .	15
2.9	IMRT baseada em MLC. . . . .	17
2.10	IMRT do tipo <i>Jaws-Only</i> . . . . .	17
2.11	Blocos compensadores para IMRT. . . . .	19
2.12	Graus de liberdade de movimentação de uma Fresa. . . . .	20
2.13	Perfis de movimentação da fresa e os erros associados. . . . .	21
2.14	Erros na espessura do bloco de IMRT devido às limitações físicas da fresa. . . . .	22
2.15	Graus de liberdade de movimentação de um MLC. . . . .	25
2.16	Limitações físicas do MLC. . . . .	26
2.17	Representação geométrica dos critérios usados na comparação de distribuições de dose. . . . .	31
2.18	Exemplos de impressoras 3D comercialmente disponíveis. . . . .	36



2.19	Sequência de alguns cortes horizontais (da base para o topo) de um projeto para impressão 3D. . . . .	36
2.20	Prototipagem rápida do tipo FDM. . . . .	39
3.1	Imagem capturada da tela do SPT de um mapa de fluência usando a função <i>Print Screen</i> . . . . .	42
3.2	Imagens capturadas da tela do SPT para avaliar possíveis distorções sobre a fluência. . . . .	43
3.3	Avaliação da impressora 3D por meio da confecção de moldes de referência. . . . .	44
3.4	Confecção e avaliação dos blocos de referência. . . . .	45
3.5	Planejamento usado para gerar os mapas de intensidades de IMRT do tipo <i>Jaws-Only</i> . . . . .	48
3.6	Conversão do mapa de intensidade proposto pelo SPT em um arquivo de impressão 3D. . . . .	49
3.7	Impressão 3D do molde. . . . .	53
3.8	Confecção do bloco compensador de IMRT. . . . .	54
3.9	Arranjo experimental usado durante o CQ do bloco compensador de IMRT usando matriz de detectores. . . . .	55
4.1	Avaliação do processo de captura da imagem do mapa de fluência. . . . .	58
4.2	Arquivos do tipo STL usados para gerar moldes de referência. . . . .	60
4.3	Curvas de Percentual de Dose Profunda (PDP) para diferentes espessuras de material atenuador ( <i>Cerrobend</i> ). . . . .	64
4.4	Atenuação exponencial do <i>Cerrobend</i> . . . . .	65
4.5	Gráfico que compara os algoritmos para confecção dos moldes que serão impressos. . . . .	71
4.6	Gráfico que mostra os desvios entre os diferentes modelos para a altura do molde em função da intensidade do pixel. . . . .	72

4.7	Distribuições de dose relativa em um plano para cada um dos 3 modelos investigados nesse estudo. . . . .	75
4.8	Comparação entre os perfis de dose previstos e medidos para cada um dos 3 modelos investigados nesse estudo. . . . .	76
4.9	Comparação das distribuições de dose prevista e medida usando a função gamma-index com critério para aprovação de desvios de até 3% e 3 <i>mm</i> para dose e posição . . . . .	76
4.10	Comparação das distribuições de dose prevista e medida usando a função gamma-index com critério para aprovação de desvios de até 2% e 2 <i>mm</i> para dose e posição . . . . .	77
4.11	Comparação das distribuições de dose prevista e medida para 2 profundidades. . . . .	78
4.12	Erro no molde devido à falha no arquivo STL. . . . .	81
4.13	Falha na impressão 3D de um dos moldes. . . . .	82

## LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

*AAPM – American Association of Physics in Medicine*

CAL – Coeficiente de Atenuação Linear

*CAD – Computer-Aided Design*

CQ – Controle de Qualidade

*DVH – Dose-Volume Histogram*

*FDM – Fused Deposition Modeling*

HUB – Hospital Universitário de Brasília

*HVL – Half-Value Layer*

*IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy*

*JODAO – Jaws-Only Direct Aperture Optimization*

*LOM – Laminated Object Manufacturing*

*MLC – Multi-Leaf Collimator*

*OAR – Organs At Risk*

PDP – Percentual de Dose Profunda

*SLA – Stereolithography Apparatus*

*SLS – Selective Laser Sintering*

SPT – Sistema de Planejamento de Tratamento

*STL – STereoLithography*

TC – Tomografia Computadorizada

UM – Unidade Monitora

# 1 INTRODUÇÃO

A Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*) é uma técnica de tratamento contra o câncer que tem como principal característica uma distribuição de dose de radiação mais concentrada no tumor, em relação à radioterapia convencional. Consequentemente a dose em tecidos sadios adjacentes e os efeitos colaterais do tratamento são reduzidos com essa técnica. Os custos para implantação dessa tecnologia em serviços de radioterapia são altos, principalmente devido à necessidade de aquisição de softwares e de acessórios específicos para modular o feixe de radiação (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001). Uma forma de modificar a intensidade dos campos de tratamentos é inserindo blocos metálicos (blocos compensadores de IMRT) com espessuras irregulares na máquina de tratamento (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Esse trabalho desenvolveu e avaliou um método alternativo para confecção de acessórios usados no tratamento de câncer com IMRT.

Tradicionalmente os blocos compensadores de IMRT são produzidos com o auxílio de uma fresa. Nesse projeto esse equipamento foi substituído por uma impressora 3D no processo de confecção desses blocos metálicos. As principais vantagens desse novo método proposto são a possibilidade de ser todo conduzido dentro de um departamento de radioterapia, a economia de tempo e de custos com transporte e a praticidade do processo. Com isso, essa técnica de tratamento pode tornar-se mais acessível e mais pacientes podem beneficiar-se dessa tecnologia.

## 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A engenharia biomédica colabora no desenvolvimento tecnológico que proporciona resultados clínicos cada vez mais expressivos nos tratamentos oncológicos. Contudo, existe uma relação direta entre novas tecnologias e maior necessidade de recursos financeiros para implantá-las. Esse paradigma cria um degrau entre os pacientes que dependem de soluções gerais e aqueles que podem pagar por tratamentos mais sofisticados. Essa divisão

se repete entre os pesquisadores (WEBB, S., 2011). Há um grupo com amplo suporte financeiro concentrado em desenvolver novas tecnologias, que são fundamentais para garantir o progresso dos resultados clínicos nessa área, enquanto que outros pesquisadores trabalham para tornar recentes avanços tecnológicos mais simples, práticos e populares. No caso da radioterapia, a qualidade do tratamento contra o câncer depende muito da tecnologia utilizada. Métodos alternativos mais práticos podem diminuir os custos dos tratamentos de câncer e permitir, conseqüentemente, que mais pacientes tenham maior chance de cura e menor probabilidade de sofrer com efeitos colaterais do tratamento.

Este trabalho desenvolveu e avaliou um método alternativo que substituiu o uso das robustas fresas por impressoras 3D no processo de confecção de blocos compensadores usados em tratamentos contra o câncer por Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT – *Intensity Modulated Radiation Therapy*). Os benefícios clínicos da IMRT são muitos (LEE, C. T. *et al.*, 2005), no entanto essa tecnologia tem um custo elevado. No Brasil, aproximadamente 75 dos 290 aceleradores lineares possuem o acessório conhecido como Colimador Multi-Lâminas (MLC – *Multi-Leaf Collimator*) (IAEA, 2013). Apesar da IMRT com MLC ser a técnica mais utilizada mundialmente, não é realidade no Brasil. Tornar prático o método de IMRT baseado em blocos compensadores possibilita que muitos serviços de radioterapia possam oferecer tratamentos com melhor qualidade aos pacientes com câncer. A dependência da fresa para confecção dos blocos é um dos principais fatores negativos dessa técnica. A substituição desse equipamento por impressoras 3D no processo de confecção de blocos compensadores de IMRT indica que toda a produção possa ser conduzida dentro do próprio departamento de radioterapia, reduzindo o tempo e o custo referentes ao transporte dos blocos compensadores de IMRT.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 OBJETIVO GERAL

Esse trabalho propõem um novo método para confecção de acessórios usados no tratamento de câncer com Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT), a fim de tornar essa técnica terapêutica mais prática. Esse estudo pretende desenvolver e avaliar um método alternativo para o processo de confecção de blocos compensadores de IMRT, por meio da substituição de fresas por impressoras 3D do tipo jato de tinta.

### 1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Desenvolver um método que transforme a solução de um Sistema de Planejamento de Tratamento para IMRT do tipo *Jaws-Only* em uma solução do tipo bloco compensador de IMRT;
2. Desenvolver um algoritmo para conversão de um arquivo do tipo imagem contendo o mapa de intensidade do campo de radiação em um arquivo do tipo *STL* (*STereo-Lithography*) representando as espessuras do molde a ser produzido na impressora 3D;
3. Comparar 03 modelos físicos para definição da espessura do bloco de IMRT considerando a atenuação provocada pela liga metálica *Cerrobend*;
4. Avaliar a eficiência do método de impressão 3D na aplicação proposta, por meio da análise do tempo e do custo de impressão, bem como da qualidade dos moldes impressos por uma impressora 3D do tipo jato de tinta;
5. Analisar os efeitos de perturbação do feixe devido ao bloco de IMRT;
6. Comparar doses absolutas medidas pontualmente em um campo do bloco de IMRT com as doses previstas pelo Sistema de Planejamento em pelo menos 14 situações;
7. Obter resultados nos CQ dos blocos de IMRT que alcancem os critérios: pelo menos 95% da área irradiada com desvio de dose e de posição menor que 3% e 3 *mm*, respectivamente, usando a função gamma-index (EZZELL, G. A. *et al.*, 2009);
8. Avaliar o processo para confecção dos blocos de IMRT, por meio de testes de repetibilidade dosimétricos com 3 blocos de IMRT produzidos a partir do mesmo arquivo *STL*.

### 1.3 METODOLOGIA UTILIZADA DURANTE A REVISÃO DE LITERATURA

A área de atuação dessa pesquisa é engenharia biomédica com ênfase em física médica. O trabalho se concentra no desenvolvimento de conhecimentos na área de radioterapia. Dito isso, os principais bancos de dados pesquisados foram o PubMed e Periódicos Capes, incluindo periódicos do Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos (IEEE). Eventualmente referências encontradas fora desses locais foram usadas: publicações em páginas da internet, manuais de equipamentos e publicações em eventos.

Em relação às buscas no banco de dados PubMed, foram usadas ferramentas booleanas e as palavras chaves a seguir: (*Radiation Therapy* ou *Radiotherapy*) e (*IMRT* ou

*Intensity-Modulated Radiation Therapy*) e (*Compensator-based IMRT* ou *Compensator-based Intensity-Modulated Radiation Therapy* ou *Static-based Intensity-Modulated Radiation Therapy* ou *Static-based IMRT* ou *Compensator block* ou *Compensator*). No PubMed foram encontrados 45 artigos; desses, apenas 25 referem-se ao tema dessa dissertação.

Quando se adicionaram as palavras chaves *3D Printer* ou *3D Printing* ou *Printer* ao conjunto de palavras anterior, foram encontrados 11 artigos no PubMed, porém nenhum deles realmente utiliza uma impressora 3D. Ao se utilizar somente as palavras chaves *3D Printer* ou *3D Printing*, 26 artigos foram encontrados. Desses 22 dizem respeito a impressoras 3D e nenhum mostra aplicação em radioterapia.

No banco de dados Periódicos Capes, a busca foi filtrada por artigos e textos em inglês. As palavras chaves usadas foram: *Compensator-based IMRT* e *Compensator-based Intensity-Modulated Radiation Therapy*. O resultado da busca mostrou 56 artigos, sendo apenas 2 novos em relação à busca feita no PubMed.

Além dessas palavras chaves, nova busca foi feita no banco de dados Periódicos Capes usando as expressões *3D Printer* e *Radiotherapy*. Foram encontrados 78 trabalhos, porém nenhum relaciona os dois temas realmente de forma simultânea.

Portanto, até a presente data, nenhum trabalho foi encontrado na literatura que mostre a utilização de impressora 3D em algum processo na rotina de um serviço de radioterapia.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Nesse capítulo serão apresentados conceitos relacionados ao tema desse projeto, bem como uma revisão de literatura sobre Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) por blocos compensadores e sobre impressoras 3D.

### 2.1 CÂNCER

O câncer é uma doença que surge como resultado de uma divisão descontrolada de células e de uma falha no mecanismo de auto-eliminação celular (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006). Esse crescimento desordenado também ocorre em outras neoplasias (tumores benignos), porém, no caso do câncer, há uma probabilidade de que essas células migrem para outras regiões do corpo (metástase). Devido a esse comportamento agressivo, o câncer é definido como tumor maligno.

O tratamento do câncer é feito por meio de uma opção terapêutica isolada ou por uma combinação de modalidades de tratamento. A cirurgia destaca-se como a principal forma de tratamento do câncer. Em muitos casos é necessário tratamento com quimioterapia e com radioterapia, antes ou após a cirurgia. Isso pode ocorrer quando o volume de doença pré-cirurgia é muito grande. Ou quando verifica-se que após o procedimento cirúrgico não foi possível retirar completamente a doença. Determinados tipos de câncer podem ser tratados com quimioterapia e radioterapia sem necessidade de cirurgia (INCA, 2013).

A evolução tecnológica permitiu cirurgias cada vez mais eficientes, bem como a manipulação de drogas mais efetivas e equipamentos de radioterapia mais precisos. A consequência disso tem sido o aumento da sobrevivência dos pacientes com diagnóstico de câncer nos últimos 40 anos (NATIONAL CANCER INSTITUTE (NCI), 2012). O Instituto Nacional de Câncer dos Estados Unidos apresentou em seu site dados de 9 estados americanos em que 41,9% dos pacientes com câncer sobreviviam por pelo menos 10 anos após o diagnóstico em 1979. Esse número subiu para 60,6% em 1999 em virtude dos avanços nas modalidades de tratamento (NATIONAL CANCER INSTITUTE (NCI), 2012).



## 2.2 RADIOTERAPIA

A radioterapia é uma das principais opções terapêuticas contra o câncer. Desde 1950 o tratamento é feito tradicionalmente por meio da deposição de doses diárias de radiação ionizante (dose total dividida em frações) na região a ser tratada (HALPERIN, EDWARD C. *et al.*, 2008). Radiação ionizante<sup>1</sup> é um tipo de radiação que tem como característica a capacidade de causar ionização em um átomo ao interagir com a matéria (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006). Quando esse processo físico ocorre em um tecido biológico, podem ser observados efeitos clínicos principalmente nocivos. Portanto, a utilização de radiação ionizante deve ser feita apenas quando existe uma justificativa que garanta que o benefício dessa prática é superior ao prejuízo que ela pode oferecer ao paciente (CNEN, 2011). No caso da radioterapia, esse saldo é positivo porque o efeito nocivo da radiação ionizante concentra-se sobretudo nas células com câncer. A radioterapia tem trilhado um caminho desde sua origem em que sistematicamente as doses de radiação nos tecidos sadios são reduzidas. Dentre os vários avanços tecnológicos das últimas décadas, a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT – *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) se apresenta como a principal ferramenta desenvolvida para alcançar esse propósito. Na próxima seção será feita uma abordagem conceitual sobre essa técnica de tratamento, mas antes aborda-se um pouco mais sobre a radioterapia de uma forma geral.

### 2.2.1 SOBRE O EFEITO BIOLÓGICO DA RADIAÇÃO IONIZANTE

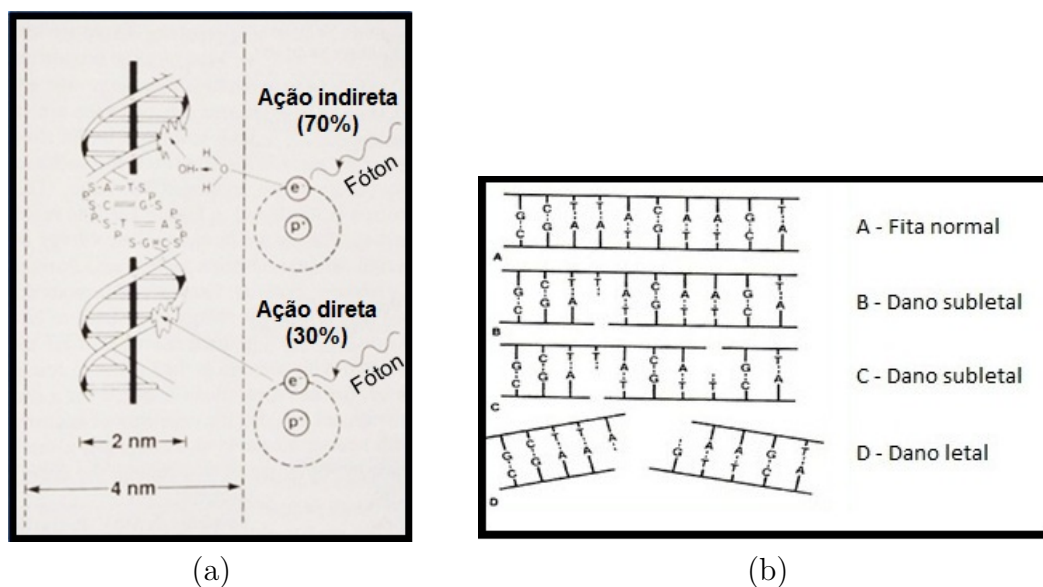
A radiação ionizante pode causar danos em qualquer célula do corpo. Quando se irradia o tecido biológico, a resposta à radiação (dano ao tecido) é determinada principalmente pela quantidade de energia depositada por unidade de massa: dose absorvida. Essa grandeza radiológica é expressa pela unidade  $Gray(Gy) = Energia(J)/Massa(kg)$ . O dano provocado pela radiação ao tecido nem sempre é fatal à célula. Quando a ionização ocorre em organelas no citoplasma ou na membrana celular, existem mecanismos de reparo que em geral não levam a célula à morte. Pode-se definir morte celular, ou dano letal, de duas maneiras. A primeira caracteriza a morte celular pela perda da capacidade da célula de exercer sua função no organismo (exemplo: síntese de proteínas). O segundo modo define morte celular como a incapacidade da célula de se dividir, mesmo que ainda seja capaz de exercer alguma função no organismo por um certo tempo. Na radioterapia, utiliza-se o segundo conceito, pois o principal objetivo dessa técnica de tratamento é interromper a multiplicação descontrolada das células com câncer (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006). Desse modo, o dano letal ocorre quando a interação da radiação acontece no

---

<sup>1</sup>Durante o texto da dissertação muitas vezes será usado o termo radiação referindo-se à radiação ionizante.

núcleo da célula: no DNA. Uma ilustração sobre a interação da radiação com a fita de DNA pode ser vista na Figura 2.1).

A probabilidade do dano letal, para uma mesma dose de radiação depositada, depende do tecido atingido. As células com ciclo celular mais rápido são mais sensíveis à radiação, porque durante a mitose o material nuclear da célula está menos condensado (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006). Portanto, a chance da radiação interagir com o DNA da célula aumenta (aumento da seção de choque). Considerando que em um mesmo tecido existam células normais e outras em processo de divisão descontrolada (câncer), haverá maior probabilidade de morte celular nas células doentes. Essa situação é a principal responsável por garantir que a radioterapia seja mais tóxica ao tumor em relação às células saudáveis.



**Figura 2.1.** Interação entre um fóton e uma cadeia de DNA: (a) representação do dano causado no DNA por um fóton. Na maioria das vezes o dano ocorre de maneira indireta; (b) possíveis tipos de danos causados pela radiação: subletal ou letal. Fonte: (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006).

A molécula de DNA possui duas fitas entrelaçadas compostas por bases nitrogenadas (Adenina, Timina, Guanina e Citosina). Caso o dano provocado pela radiação ocorra em somente uma das fitas, as células podem recuperar-se usando a fita oposta normal para restaurar a fita danificada. Esse tipo de dano, portanto, é considerado subletal. Para que a célula perca sua capacidade de divisão, isto é ocorra um dano letal, é necessário uma quebra dupla da fita de DNA (conforme exemplo na Figura 2.1). Somente dessa forma a célula sofre uma mutação que não permite a divisão celular no momento da mitose. Um dano subletal pode tornar-se letal, uma vez que entre uma sessão e outra de radioterapia a célula pode não ter tempo hábil para recuperar-se e outro dano na fita de DNA pode ocorrer rompendo duplamente a fita. As células com câncer têm maior dificuldade em

restaurar o dano subletal, por isso o fracionamento da dose em seções diárias favorece a recuperação dos tecidos sadios sem comprometer o controle da doença (HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J., 2006).

### 2.2.2 EQUIPAMENTOS USADOS NO TRATAMENTO COM RADIOTERAPIA

Os primeiros equipamentos de radioterapia utilizavam radioisótopos<sup>2</sup> para emitir radiação ionizante. O primeiro radioisótopo usado no tratamento contra o câncer foi o rádio, daí entende-se o motivo da palavra radioterapia. À medida em que novos elementos químicos radioativos foram sendo descobertos, comparações em relação ao rádio eram feitas para avaliar os efeitos clínicos provocados (KHAN, FAIZ M., 2003).

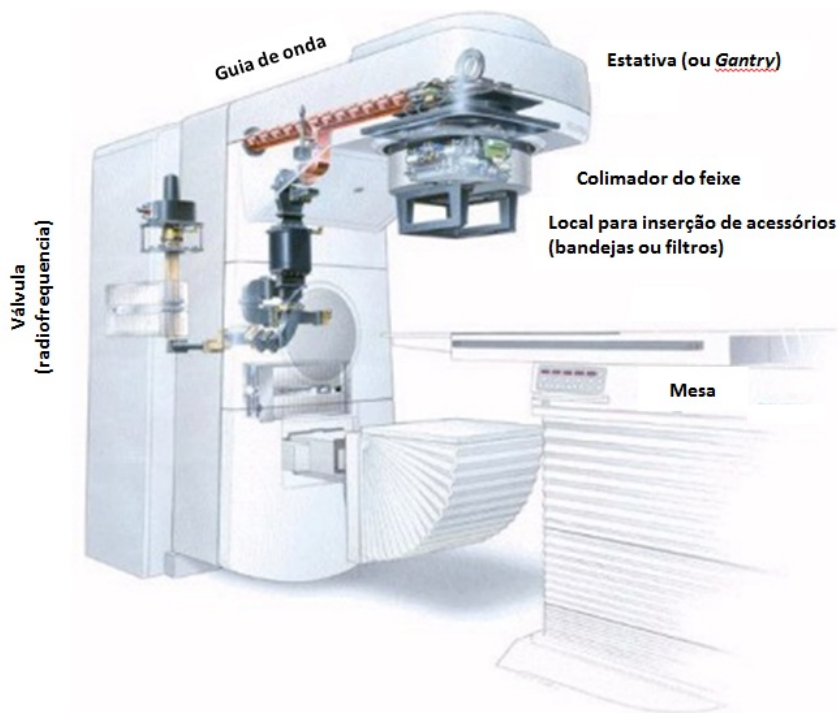
A partir de 1960, os sofisticados aceleradores lineares de partículas passaram a competir com os equipamentos que utilizam radioisótopos pelo mercado da radioterapia (PODGORSAK, E. B., 2005). Os aceleradores lineares atualmente substituíram quase que totalmente as máquinas com radioisótopos nos países desenvolvidos (IAEA, 2013). Nesse tipo de aparelho, a emissão de radiação ionizante ocorre por meio do processo conhecido como *bremstrahlung*. Nesse efeito acontece emissão de radiação, porque partículas carregadas são aceleradas (ou desaceleradas). Na prática, em um acelerador linear, feixes de elétrons são transportados linearmente até colidirem com um alvo de alto número atômico, como por exemplo o Tungstênio. Nessa interação ocorre uma desaceleração dos elétrons resultando na emissão de radiação ionizante, que com o auxílio de colimadores é direcionada ao paciente (PODGORSAK, E. B., 2005). Os aceleradores lineares comercialmente disponíveis podem emitir feixes de fótons e/ou elétrons com energias tipicamente entre 4 e 21 MeV. A Figura 2.2 mostra alguns dos principais componentes de um acelerador linear.

A capacidade de emitir radiação ionizante é apenas um dos muitos recursos que os aceleradores lineares usados na radioterapia possuem. Essas máquinas podem emitir feixes em várias direções graças ao movimento de rotação que a estativa (*gantry*) consegue fazer. Além disso a mesa onde o paciente deita durante o tratamento também possui movimentos com vários graus de liberdade. Todas essas possibilidades permitem que o tratamento seja feito por uma composição de incidências de feixe de radiação, tal que praticamente qualquer ângulo em torno do alvo de tratamento possa ser usado. A Figura 2.3 mostra alguns graus de liberdade do acelerador linear.

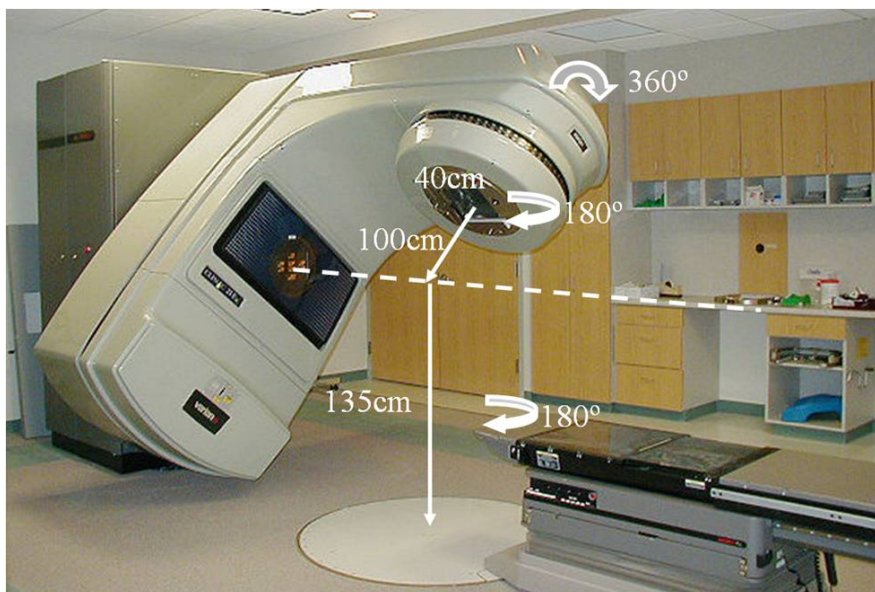
Avanços importantes ocorreram nos aceleradores no que diz respeito a proteção ra-

---

<sup>2</sup>Radioisótopos: elementos químicos que encontram-se com o núcleo atômico em um estado excitado. Quando o núcleo retorna a seu estado fundamental, energia é liberada em forma de radiação e o átomo transforma-se em um isótopo estável.



**Figura 2.2.** Ilustração de um Acelerador Linear usado nos tratamentos radio-terápicos. Fonte: Imagem modificada do site *www.brasilescola.com*. Acesso em: 02/01/2013.



**Figura 2.3.** Graus de liberdade de movimentação de um Acelerador Linear. O alvo de tratamento pode ser irradiado por vários possíveis ângulos.

diológica para os pacientes. Os aceleradores lineares utilizam colimadores para definir campos<sup>3</sup> de tratamento retangulares com áreas de até  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ . Considerando que a maioria dos volumes que devem ser tratados possuem forma irregular, a utilização de campos retangulares é suficiente para garantir que o volume doente seja irradiado, porém

<sup>3</sup>A área irradiada por cada feixe de radiação normalmente é chamada de campo.

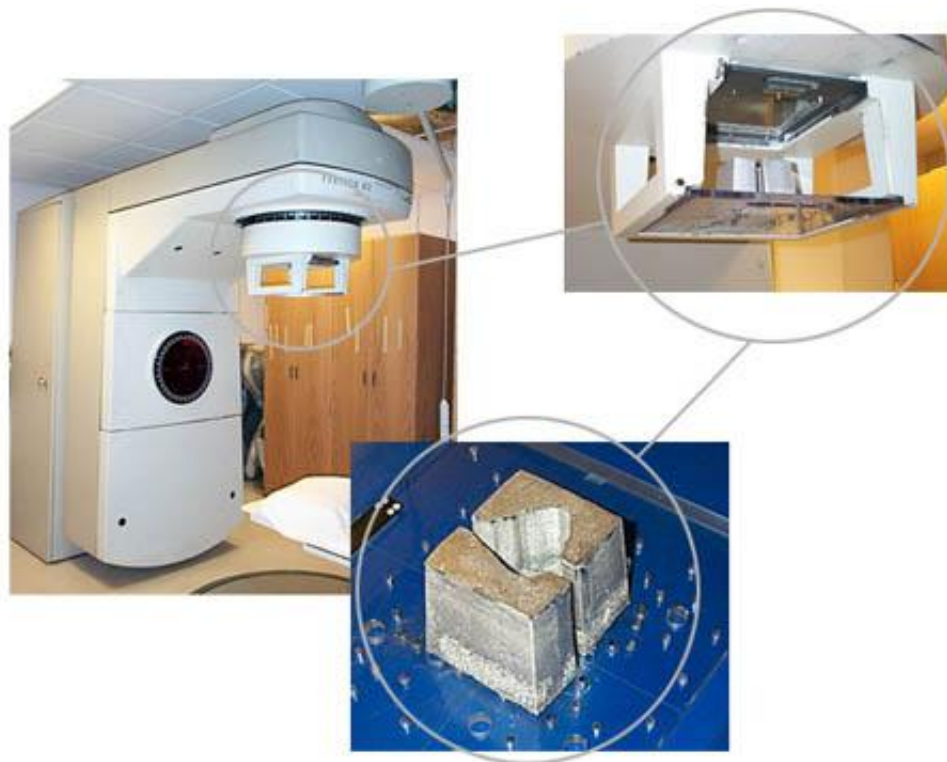
tecidos sadios são desnecessariamente irradiados. Desse modo, a utilização de algum tipo de colimação adicional para proteger as áreas sadias ao redor da doença é obrigatória para diminuir os efeitos colaterais da radioterapia.

A primeira solução encontrada para proteger áreas sadias foi baseada na utilização de blocos metálicos de alta densidade. Esses blocos são confeccionados especificamente para cada campo de tratamento de cada paciente e fixados em bandejas. Durante o tratamento as bandejas são temporariamente inseridas no acelerador linear, entre o feixe de radiação primário e o paciente, de tal forma que os blocos absorvam a dose que seria depositada nas áreas sadias (ver Figura 2.4). A liga metálica mais usada para esse propósito é o *Cerrobend*. Essa liga possui densidade de  $9,76 \text{ g/cm}^3$ , sendo formada por chumbo (26,7%), estanho (13,3%), cádmio (10,0%) e bismuto (50,0%). A principal vantagem dessa liga é o baixo ponto de fusão ( $70^\circ \text{ C}$ ), que permite a manipulação e a reutilização da mesma (HELYER, S. J. e HEISIG, S., 1995). Tipicamente um bloco de  $7,5 \text{ cm}$  de altura dessa liga é capaz de absorver 97% de um feixe de fótons com energia nominal de  $6 \text{ MeV}$ . As bandejas onde estão fixos os blocos absorvem aproximadamente 5% do feixe que passa por esses acessórios, mas essa atenuação é considerada no momento do planejamento do tratamento. Esse trabalho não estuda métodos alternativos para confecção desse tipo de bloco (blocos convencionais), porque a rotina de confecção dos mesmos é simples e não exige esforços tecnológicos. Os blocos compensadores para IMRT, alvo desse projeto, serão apresentados em uma subseção adiante.

Outra solução encontrada para proteger áreas sadias ao redor tumor é por meio da utilização de colimadores extras que são definitivamente instalados no acelerador linear. Esses colimadores são formados por pares de lâminas instaladas imediatamente após os colimadores originais do acelerador linear (ver Figura 2.5). As lâminas podem se mover independentemente em direção ao campo de radiação, modificando a forma final do campo de tratamento (MEYER, J. *et al.*, 2000). Cada lâmina possui espessura pré-definida, que pode variar de  $0,1 \text{ cm}$  a  $1,25 \text{ cm}$  (CHANG, S., 2006). Quanto menos espessa cada lâmina, maior a resolução espacial dos campos de tratamento. As posições das lâminas são definidas previamente para cada campo de tratamento de cada paciente e o controle do movimento é feito por software instalado no acelerador linear. Esse acessório recebe o nome de Colimador Multi-Lâminas (MLC – *Multi-Leaf Collimator*).

### 2.2.3 SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO (SPT)

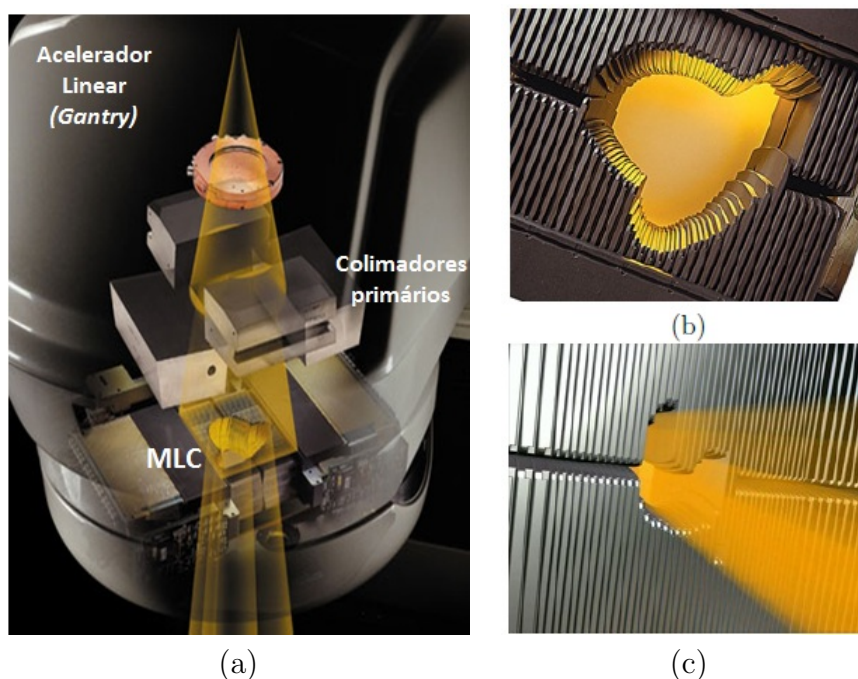
A radioterapia acompanhou o desenvolvimento computacional do último século para tornar os processos mais automatizados e para permitir que os tratamentos fossem virtualmente simulados antes de serem realmente executados (FRAASS, B. *et al.*, 1998). Dessa



**Figura 2.4.** Fotos que mostram um bloco de proteção preso a uma bandeja e inserido em um acelerador linear. Fonte: Site <http://radonc.duke.edu/modules/radoncrestources/index.php?id=2>. Acesso em: 02/01/2013

maneira é possível definir um plano de tratamento mais eficiente para o paciente (maior dose no tumor com menos dose em tecidos saudáveis). Os softwares que realizam esse tipo de tarefa na radioterapia são conhecidos como Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT). As previsões de distribuição de dose nos órgãos e no tumor propostas pelos SPT tornaram-se mais precisas quando as imagens tomográficas entraram nesse contexto. A partir das imagens de Tomografia Computadorizada (TC), o médico rádio-oncologista define corte a corte o volume de tratamento, bem como os órgãos de risco (OAR – *Organs At Risk*) (ver Figura 2.6). O software então reconstrói tri-dimensionalmente todas essas estruturas. Em seguida, composições de incidências de feixes de radiação são propostas pelo físico médico, de tal forma que se concentre a dose depositada no tumor. Nesse mesmo software podem ser definidas as proteções para serem usadas de acordo com a forma do volume alvo de tratamento. Na prática isso é feito por meio de blocos ou da posição do MLC, conforme comentado anteriormente. Os tratamentos baseados nesse tipo de planejamento são conhecidos como radioterapia conformacional tri-dimensional.

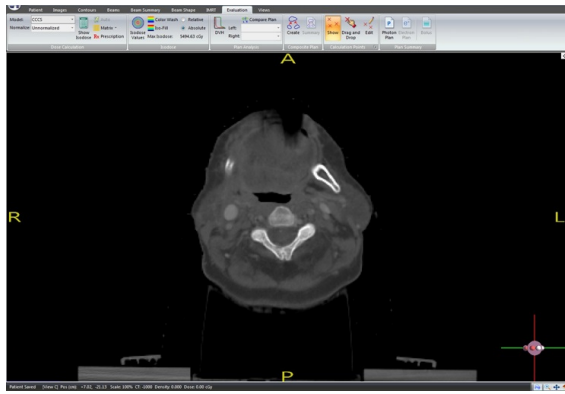
Os SPT podem criar histogramas que relacionam a dose absorvida com o volume (DVH – *Dose-Volume Histogram*) de cada estrutura desenhada nas imagens tomográficas pelo médico (ver Figura 2.6). Essa ferramenta estatística é muito importante, porque



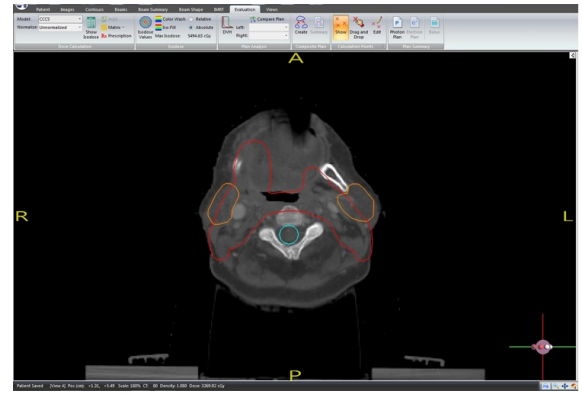
**Figura 2.5.** Representação do MLC em um acelerador linear: (a) localização do MLC no *Gantry* do Acelerador Linear; (b) imagem de um MLC com as lâminas definindo um campo de tratamento irregular; (c) ilustração de como o MLC pode modificar o feixe de radiação em um tratamento. Fonte: Imagem modificada do site [www.varian.com](http://www.varian.com)

podem ser definidas probabilidades de controle da doença ou de toxicidade dos órgãos de risco, a partir da relação dose-volume calculada pelo SPT e do seguimento clínico pelo médico.

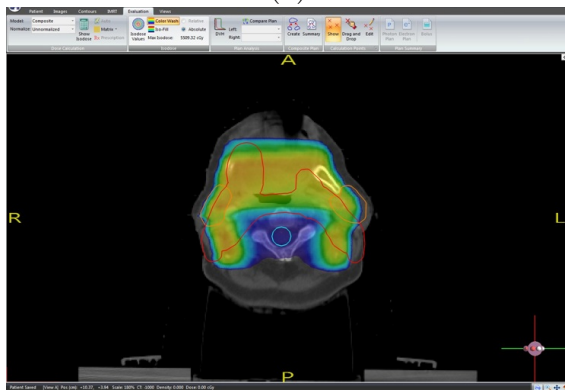
Os algoritmos de cálculo de dose dos SPT dependem de alimentação com conjuntos de dados dosimétricos de cada equipamento de tratamento que se queira simular. Os próprios fabricantes dos SPT definem quais os parâmetros dosimétricos devem ser medidos pelo físico e inseridos no banco de dados do software. A partir desses valores o software é capaz de realizar cálculos de dose para diversos arranjos de tratamento. Contudo, antes de planejar o primeiro tratamento de um paciente com o SPT, testes de controle de qualidade devem ser feitos para verificar se as doses previstas por esse software estão de acordo com as medidas usando um detector de radiação em um objeto simulador (fantoma). Esse processo de configuração e verificação do SPT é conhecido como comissionamento, sendo obrigatório de acordo com protocolos internacionais de segurança em radioterapia (FRAASS, B. *et al.*, 1998; IAEA, 2007; IAEA, 2008).



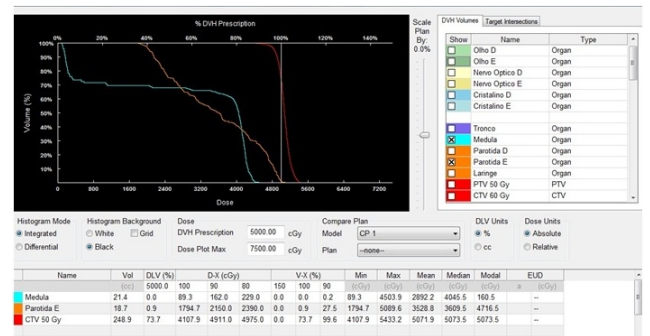
(a)



(b)



(c)



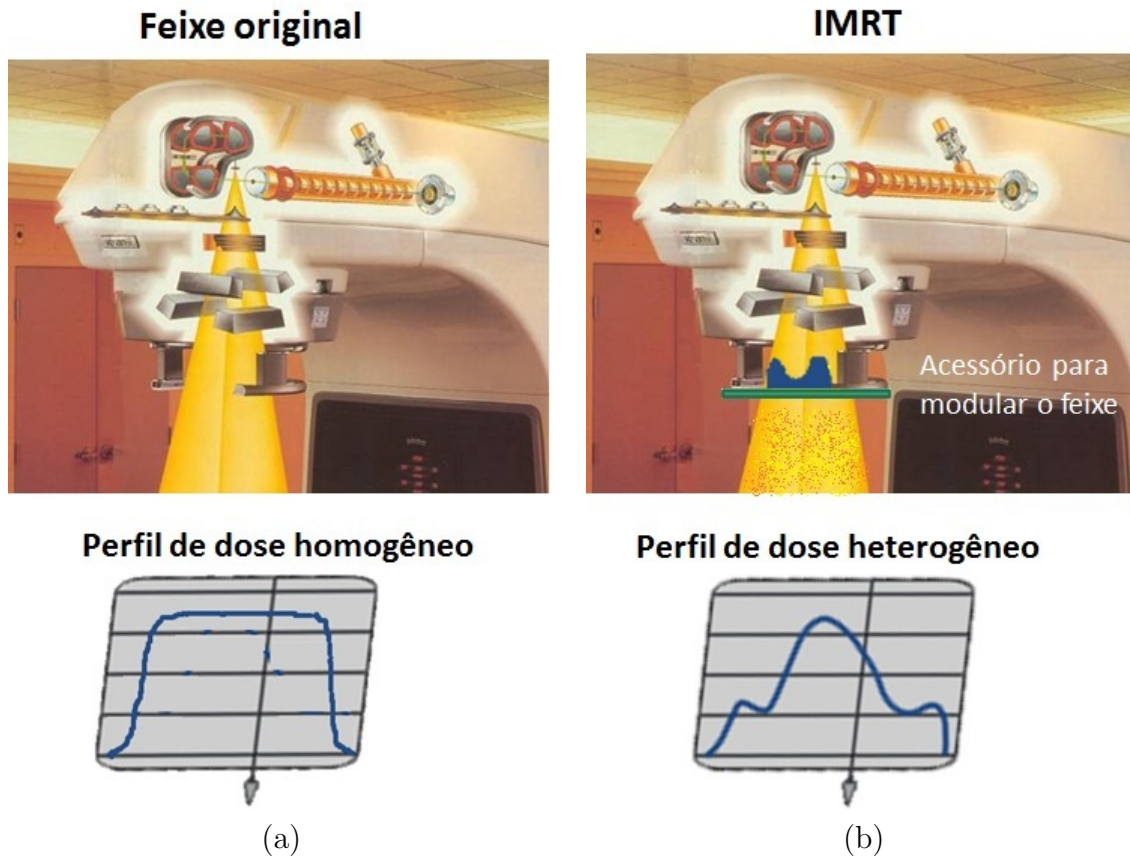
(d)

**Figura 2.6.** Algumas etapas do planejamento de tratamento usando um Sistema de Planejamento de Tratamento: (a) aquisição de imagens tomográficas; (b) definição do alvo de tratamento (vermelho) e dos OARs (parótida em laranja e medula em azul); (c) planejamento e cálculo da distribuição de dose; (d) avaliação do plano por meio do DVH.

## 2.3 RADIOTERAPIA DE INTENSIDADE MODULADA

A radioterapia de intensidade modulada (IMRT) surgiu no final da década de 90 como uma técnica de tratamento conformacional tri-dimensional que possibilita a entrega de dose no alvo de tratamento com redução significativa de dose nos tecidos saudáveis adjacentes (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001). Essa técnica consiste na modulação da intensidade dos feixes de radiação original do acelerador linear de acordo com a forma e com as estruturas vizinhas ao tumor. Para isso, a IMRT necessita de SPT específico e algum acessório no acelerador linear para modular o feixe de radiação (EZZELL, G. A. *et al.*, 2003). Esse acessório é responsável por transformar o feixe naturalmente homogêneo do acelerador linear em uma distribuição de dose bastante irregular. O campo de tratamento original do acelerador linear possui uma fluência de fótons aproximadamente constante em toda a área irradiada (ver Figura 2.7).

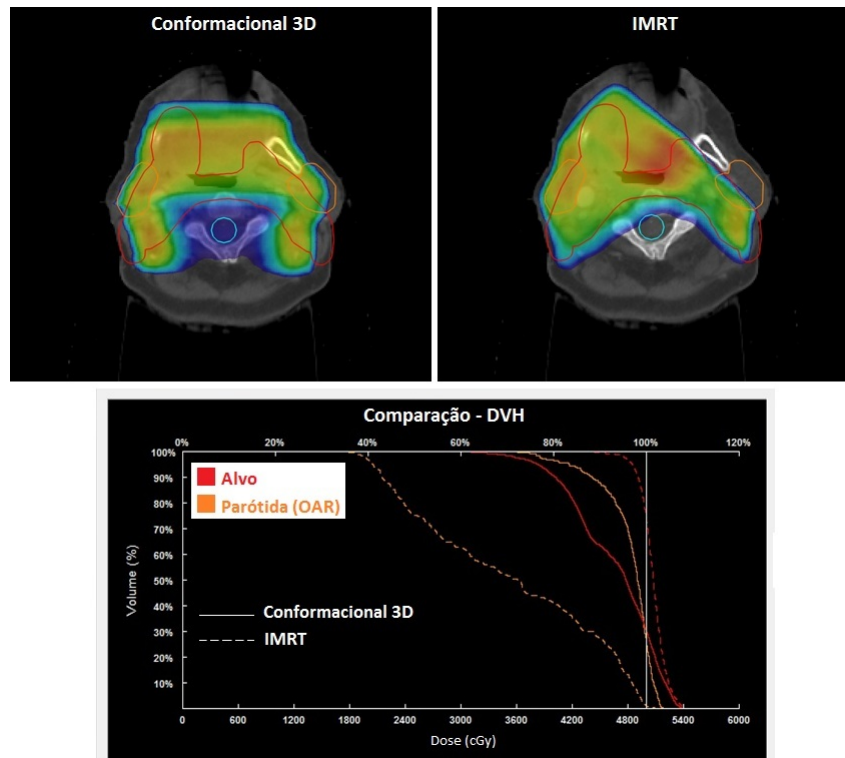




**Figura 2.7.** Características dos feixes de radiação original de um acelerador linear e modificado para tratamentos com IMRT: (a) feixe de radiação original e distribuição de dose típica de um Acelerador Linear; (b) feixe de radiação modificado por um acessório em tratamentos com IMRT. Os perfis de dose são bastante heterogêneos nestes casos.

Na IMRT as intensidades das fluências são alteradas nos campos de tratamentos, de tal forma que cria-se altos gradientes de dose nos planos de tratamento. O benefício da IMRT aparece quando utiliza-se uma composição de campos com essas características. Desse modo, a distribuição de dose é mais concentrada no tumor, reduzindo o volume sadio irradiado e os efeitos colaterais do tratamento (ver Figura 2.8).

Os SPT desenvolvidos para tratamentos com IMRT possuem algumas características particulares. Após a definição do alvo de tratamento e dos órgãos de risco, são definidas as quantidade de feixes de radiação e os ângulos dessas incidências (tipicamente entre 5 e 9 ângulos são escolhidos), assim como no planejamento da radioterapia conformacional tri-dimensional (EZZELL, G. A. *et al.*, 2003). Porém, as primeiras propriedades do planejamento com IMRT aparecem quando em seguida são informadas as relações de dose-volume (objetivos) desejadas para cada estrutura desenhada na tomografia computadorizada. Esse tipo planejamento recebe o nome de Planejamento Inverso. Cabe ao SPT buscar soluções que alcancem os objetivos propostos. Para isso, em geral, os SPT



**Figura 2.8.** Comparação entre um planejamento feito usando a técnica Conformacional 3D e outro usando IMRT. A IMRT conforma melhor a dose ao alvo (vermelho) do tratamento e reduz a dose na medula (em azul) e na parótida (laranja). O DVH comprova os benefícios da IMRT.

dividem a área do campo em pequenos subcampos (*beamlets*) e testam fluências de fótons para cada elemento de área. Logo, as intensidades dos campos tornam-se muito heterogêneas. Nem sempre é possível atingir todos os objetivos, por isso é necessário definir prioridades para cada órgão de risco e para o alvo. O SPT utiliza, então, uma função para avaliar o resultado global do tratamento. Essa função é chamada de função custo e é definida pela soma dos desvios ao quadrado entre os valores de dose-volume solicitados e alcançados, ponderando-se o peso de cada estrutura (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001). Entre uma iteração e outra, portanto, o software busca diminuir o valor da função custo. A distribuição de dose proposta pelo SPT para cada campo é tipicamente bastante irregular e a consequência é um plano de tratamento com alto índice de conformidade da dose em relação ao tumor.

Além de propor a intensidade dos campos de tratamento, os próprios SPT são responsáveis por propor a solução de como realizar efetivamente essa modulação da distribuição de dose usando algum no acelerador linear. Na seção a seguir são apresentadas as possibilidades para realizar a entrega (aplicação) de dose no paciente nos tratamentos com IMRT.

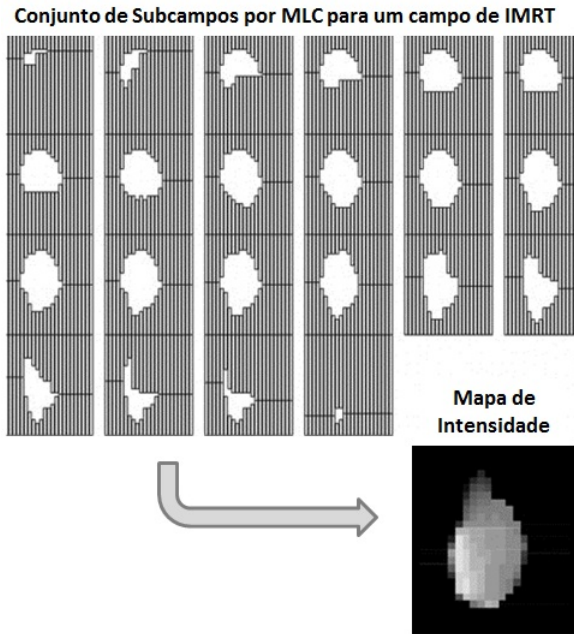
### 2.3.1 MÉTODOS DE IMRT

Atualmente existem dois métodos principais para realização de tratamentos com IMRT usando aceleradores lineares: (1) Colimador Multi-Lâminas (MLC – *Multi-Leaf Collimator*) e (2) blocos compensadores (EZZELL, G. A. *et al.*, 2003). O primeiro acessório é o mesmo citado anteriormente para proteção de áreas sadias. O segundo tem algumas características que assemelham-se aos blocos de proteção já citados. Ambos acessórios são colocados entre a fonte de radiação e o paciente, de tal forma que modifiquem o feixe de radiação original do acelerador linear. As vantagens e desvantagens dessas técnicas (BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010; CHANG, S. X. *et al.*, 2000; JAVEDAN, K. *et al.*, 2012; MEYER, J. *et al.*, 2000) serão discutidas nessa seção.

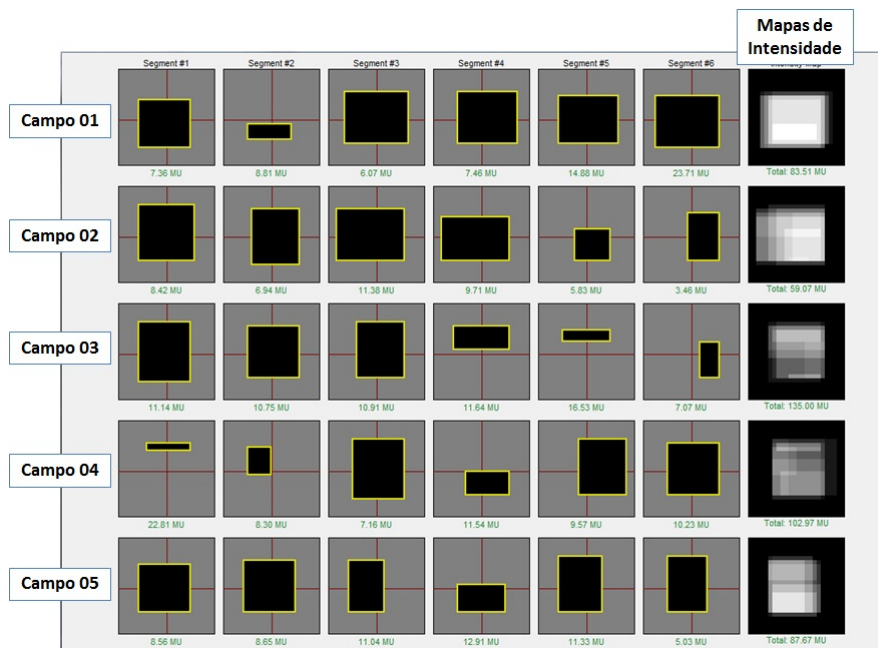
A técnica mais comum, tanto no Brasil quanto no exterior, para tratamentos com IMRT utiliza MLC (CHANG, S., 2006). O MLC é formado por 40 a 80 pares de lâminas. Essas lâminas que estão definitivamente instaladas no acelerador linear movem-se automaticamente durante a emissão de radiação de cada feixe (EZZELL, G. A. *et al.*, 2003). O movimento dessas lâminas é previsto pelo SPT e gerenciado por um software instalado no acelerador linear. Um campo de tratamento de IMRT por MLC pode ser executado por meio do movimento contínuo das lâminas durante a emissão de radiação ou pela composição de várias formações de campos definidos pelas lâminas (subcampos)(ver Figura 2.9). Neste caso, entre um subcampo e outro não há emissão de radiação (SAW, C. B. *et al.*, 2001; AHUNBAY, E. E. *et al.*, 2007).

Uma variação dessa técnica de tratamento surgiu usando os próprios colimadores primários do acelerador linear para gerar os subcampos de tratamentos. Isso permite que máquinas que não possuem MLC possam realizar tratamentos com IMRT. Esse tipo de IMRT recebe o nome de Jaws-Only IMRT (EARL, M. A. *et al.*, 2007). Uma analogia entre a IMRT do tipo MLC e do tipo Jaws-Only pode ser feita considerando que neste caso são usados apenas 02 pares de lâminas (os próprios colimadores do acelerador linear) para gerar os subcampos. Essa limitação restringe o uso dessa técnica e não oferece distribuições de dose tão sofisticadas quanto aquelas alcançadas usando MLC (EARL, M. A. *et al.*, 2007). Contudo, a técnica Jaws-Only é uma alternativa para IMRT nos aceleradores lineares mais antigos que não possuem MLC, nem podem ser atualizados com a instalação do MLC. Na Figura 2.10 pode ser vista uma solução de IMRT usando apenas os colimadores para gerar os subcampos.

A automação do tratamento é a principal vantagem da IMRT realizada com MLC (MEYER, J. *et al.*, 2000; CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Os técnicos que operam o equipamento não precisam entrar na sala durante o tratamento. Além disso, o MLC está sempre pronto para uso, não sendo necessária a confecção de nenhum outro acessório



**Figura 2.9.** Representação de um conjunto de posições de MLC (subcampos) usados para definir um campo de tratamento com IMRT. As formas e os tempos de exposição de cada subcampo são propostos pelo SPT. Os diferentes tons de cinza no mapa de intensidade representam diferentes doses de radiação na área. Fonte: Modificado de: Ahunbay, E. E. *et al. Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 67(4):1248-58, 2007.



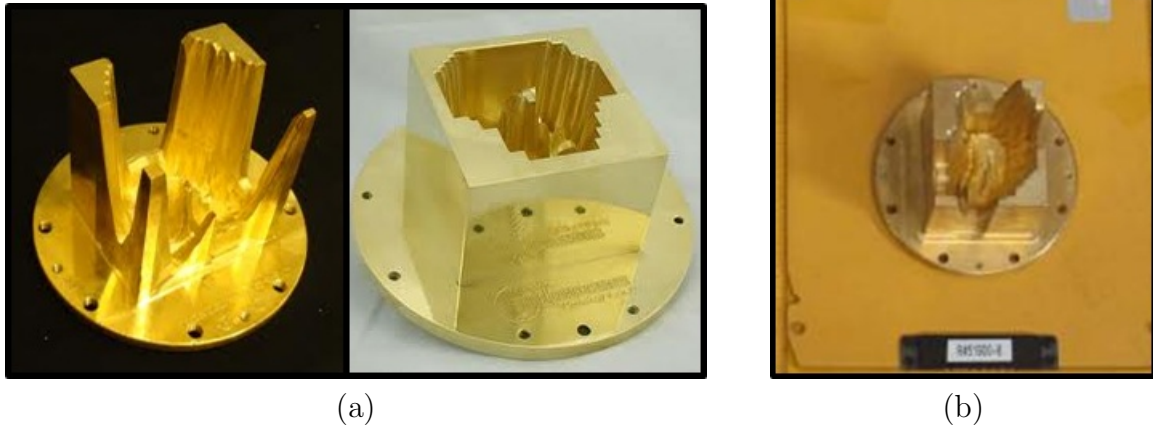
**Figura 2.10.** Representação de uma solução para tratamento com *Jaws-Only* IMRT proposta pelo SPT. Nesse exemplo foram usados 5 campos de tratamento com 6 segmentos (subcampos) por incidência. No lado direito da figura estão os mapas de intensidade resultantes para cada campo.

para modular a intensidade do feixe. Entretanto, algumas fragilidades nos tratamentos de IMRT feitos com MLC podem ser observadas. O tempo médio com feixe de radiação ligado aumentou nesses tratamentos em relação aos tratamentos convencionais, consequentemente os pacientes têm recebido maior dose de radiação no corpo inteiro. Isso acontece devido à radiação de fuga e à espalhada emitida pelo acelerador linear enquanto o mesmo está executando o tratamento. Além disso a transmissão de dose entre lâminas e a limitação da resolução espacial são outros pontos negativos dessa técnica (CHANG, S. X. *et al.*, 2004; MEYER, J. *et al.*, 2000).

Uma alternativa para tratamentos com IMRT é a utilização de blocos físicos compensadores. Na última década, algoritmos para otimização de dose foram desenvolvidos para promover tratamentos com IMRT que utilizam blocos compensadores. Esses blocos são confeccionados para atenuar a fluência original dos feixes de fótons, enquanto permanecem inseridos no acelerador linear (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001). Para cada campo de tratamento é necessário um bloco compensador, que deve ser previamente confeccionado. Assim como nos blocos de proteção usados na radioterapia conformacional tri-dimensional, os blocos compensadores de IMRT devem ser fixados em bandejas para que possam ser colocados no acelerador linear.

No caso da IMRT por blocos compensadores, o SPT define as espessuras dos blocos que serão temporariamente acoplados no acelerador linear (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Considerando que um material atenua exponencialmente um feixe de radiação, as espessuras blocos são definidas de tal modo que o feixe original seja modificado e resulte em uma distribuição de dose no paciente prevista pelo próprio SPT. Na prática os blocos sólidos possuem forma bastante complexa e irregular (ver Figura 2.11), sendo que quanto maior a espessura do bloco, menor a dose de radiação nessa região logo abaixo.

Em geral os processos de confecção dos blocos utilizam fresas automatizadas (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Alguns trabalhos que tentam propor novas formas para reduzir o custo e o tempo desse processo (NAKAGAWA, K. *et al.*, 2005; XU, T. *et al.*, 2002). O processo de confecção de blocos com fresa é custoso, porque normalmente é feito por empresa especializada fora do hospital (DECIMAL, 2013). Os departamentos de radioterapia em geral não são adequados para ter uma máquina que produz bastante ruído e material em pó que deve ser descartado. Além disso, a operação desse equipamento normalmente é feita por profissional treinado. No Brasil, o tempo entre o pedido e a entrega dos blocos a cidades em regiões do Centro-Oeste, Norte e Nordeste pode ultrapassar 72 *h*. Normalmente, os custos para viabilizar essa logística são repassados aos usuários que compram os blocos de IMRT. As questões relacionadas ao custo e ao tempo de confecção dos blocos de IMRT devido ao uso de fresas, além da falta de automação na troca dos blocos entre



**Figura 2.11.** Fotos de blocos compensadores de IMRT: (a) exemplos de dois blocos compensadores de IMRT com espessuras bastante irregulares; (b) bloco compensador de IMRT fixo em uma bandeja, pronto para ser inserido em um acelerador linear. Fontes: (a) Montagem feita a partir dos sites: [www.solidimrt.info](http://www.solidimrt.info) e [www.medphys365.blogspot.com](http://www.medphys365.blogspot.com). Acessos em: 02/01/2013. (b) (JAVEDAN, K. *et al.*, 2008)

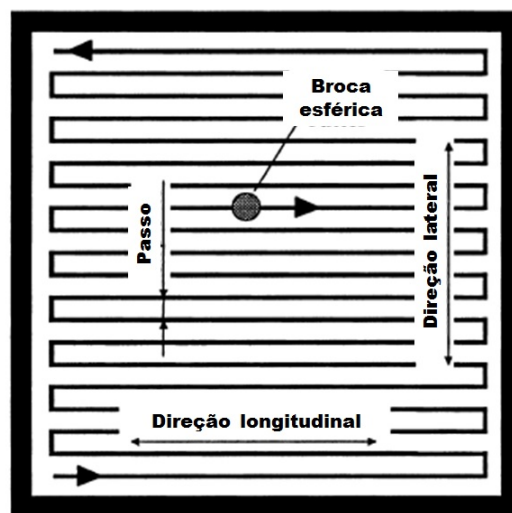
os campos de tratamento, são as principais desvantagens em relação à técnica de IMRT baseado em MLC. Trabalhos foram publicados mostrando que o tempo para confecção dos blocos pode ser longo dependendo do material e do processo utilizado (CHANG, S. X. *et al.*, 2004; HELYER, S. J. e HEISIG, S., 1995; MEYER, J. *et al.*, 2000).

A necessidade da substituição das bandejas com esses blocos compensadores, entre um feixe e outro, pelos técnicos em radioterapia ainda é uma importante desvantagem dessa técnica de IMRT (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Alguns projetos no Japão, Canadá e Estados Unidos desenvolveram acessórios que podem ser instalados no acelerador e substituir as bandejas automaticamente, porém esses produtos não estão comercialmente disponíveis (NAKAGAWA, K. *et al.*, 2005; XU, T. *et al.*, 2002). Outra possibilidade estudada é usar apenas uma bandeja contendo várias configurações de blocos compensadores (O'DANIEL, J. C. *et al.*, 2004). Dessa forma, de acordo com a posição do ângulo do gantry, os colimadores são usados para direcionar o feixe primário em direção à região da bandeja que contem a modulação desejada.

### 2.3.2 LIMITAÇÕES TÉCNICAS DO USO DE FRESA NA CONFECÇÃO DE BLOCOS COMPENSADORES DE IMRT

Considerando o ponto de vista técnico em relação ao uso de fresas, os blocos compensadores de IMRT estão sujeitos à limitações mecânicas em sua forma durante o processo

de confecção dos mesmos (MEYER, J. *et al.*, 2000). As fresas operam por meio da movimentação lateral e longitudinal de uma broca que corta (ou fura) o material do bloco compensador. A movimentação no sentido longitudinal é contínua, no entanto a fresa opera com um passo discreto no sentido lateral. A Figura 2.12 mostra como funciona a movimentação da fresa. Muitos equipamentos permitem ao usuário opções de diâmetro da broca e largura do passo de acordo com o propósito da operação. O tempo de confecção do objeto desejado depende do diâmetro da broca, da distância do passo e do tipo de material a ser trabalhado. Quanto maior o diâmetro da broca e a largura do passo, menor será o tempo de confecção. Em relação ao tipo de material, materiais menos denso são cortados mais rapidamente.

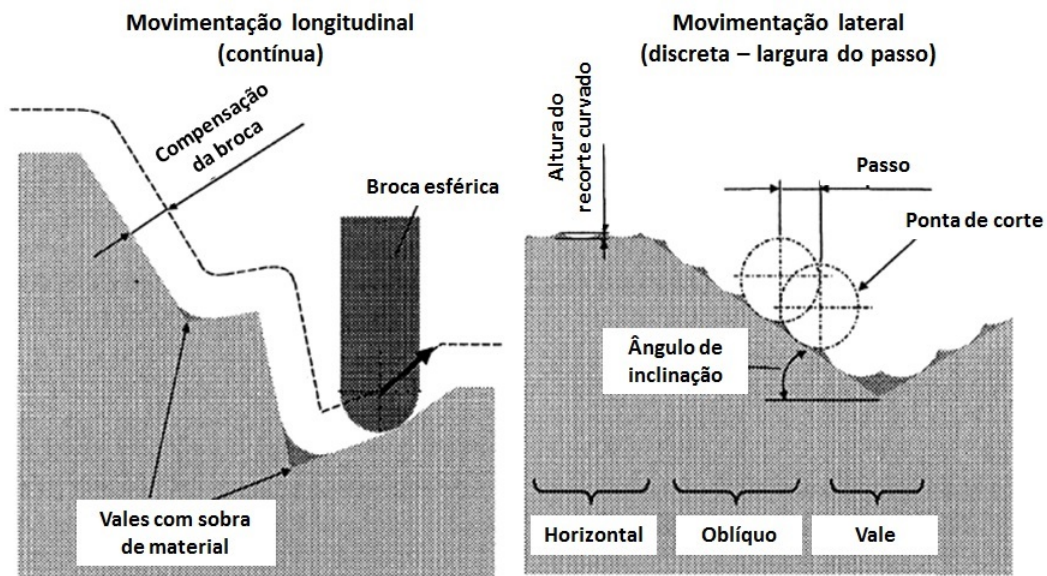


**Figura 2.12.** Graus de liberdade de movimentação de uma Fresa. O movimento longitudinal é contínuo, enquanto que o movimento lateral é discreto (largura do passo). O diâmetro da broca define a resolução do objeto a ser confeccionado. Fonte: (MEYER, J. *et al.*, 2000)

A questão do tempo de confecção é importante, porque, a depender dos parâmetros selecionados, um bloco compensador de IMRT poderia levar um tempo inaceitável de confecção (MEYER, J. *et al.*, 2000). No entanto, a resolução espacial tem uma dependência inversa em relação ao tempo de confecção, considerando os mesmos parâmetros citados anteriormente (diâmetro da broca, distância do passo e densidade do material). Outro ponto a ser considerado é que o aumento da resolução espacial (diminuição do diâmetro da broca e da largura do passo) aumenta as possibilidades de quebra da fresa quando se molda materiais mais densos, como por exemplo o *Cerrobend*.

As limitações espaciais da fresa devido ao diâmetro da broca e à largura do passo estão ilustradas na Figura 2.13 Quando a broca se movimenta no sentido longitudinal (sentido de movimentação contínua), o diâmetro da broca é responsável por erros que ocorrem nas regiões de vales, conforme pode ser visto no lado esquerdo da Figura 2.13.

Quando a broca se movimenta no sentido lateral, os erros aparecem devido ao diâmetro da broca e à largura do passo. Nesse caso os erros aparecem em regiões planas, oblíquas e vales.



**Figura 2.13.** Perfis de movimentação da broca da fresa na confecção de blocos compensadores e os erros associados. No movimento no sentido longitudinal (lado esquerdo da figura), o diâmetro da broca é responsável por erros que ocorrem nas regiões de vales. Na movimentação no sentido lateral (lado direito da figura), os erros aparecem nas regiões horizontais, oblíquas e vales devido ao diâmetro da broca e à largura do passo. Fonte: (MEYER, J. *et al.*, 2000)

Essas limitações provocam erros na fluência desejada devido à imperfeição da confecção do bloco de IMRT. Os erros na fluência dos fótons podem ser quantificados de acordo com o erro na espessura do bloco. A fluência de fótons através da região do bloco de IMRT com espessura  $t$  é dada por

$$\Phi_t = \Phi_0 \exp(-\mu t) \quad (2.1)$$

onde  $\Phi_0$  é a fluência primária de fótons,  $\Phi_t$  é a fluência após o feixe atravessar o material com espessura  $t$  e  $\mu$  é o coeficiente de absorção linear do material atenuados.

Considerando um erro na espessura do bloco de IMRT,  $\Delta t$ , a fluência resultante será

$$\Phi_{t+\Delta t} = \Phi_0 \exp(-\mu(t + \Delta t)) \quad (2.2)$$

Logo, o erro resultante, devido ao desvio em relação à fluência desejada, é escrito como

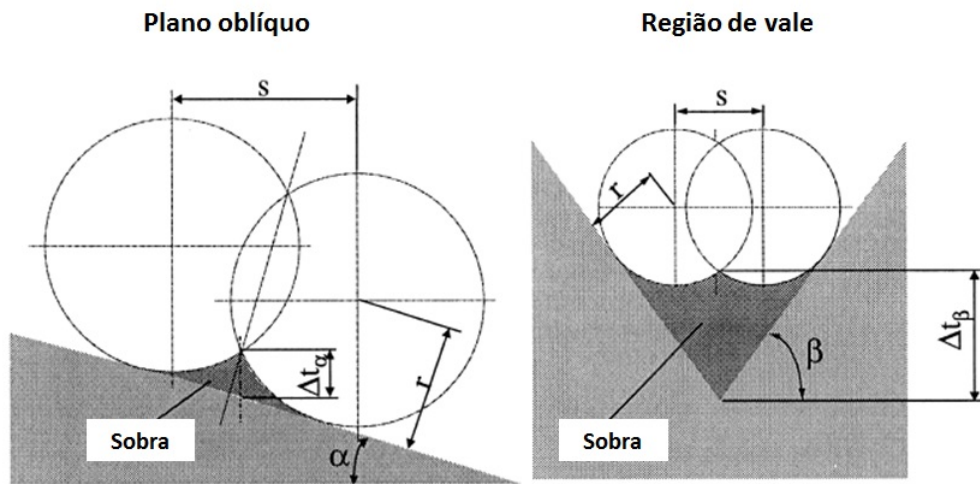


$$e_m = \frac{\Delta\Phi}{\Phi} = \frac{\Phi_t - \Phi_{t+\Delta t}}{\Phi_t} \quad (2.3)$$

Usando as equações (2.1) e (2.2), o erro é dado por

$$e_m = 1 - \exp(-\mu\Delta t) \quad (2.4)$$

A partir de uma análise geométrica, o erro na espessura do bloco de IMRT,  $\Delta t$ , pode ser escrito em função do raio da broca ( $r$ ), da largura do passo ( $s$ ), do ângulo do plano de movimentação oblíquo ( $\alpha$ ) e do ângulo da região de vale ( $\beta$ ). Esses parâmetros estão indicados na Figura 2.14.



**Figura 2.14.** Erros na espessura do bloco de IMRT ( $\Delta t$ ) devido às limitações físicas da fresa em situações de movimentação oblíqua e em regiões de vale. Os erros estão associados ao raio da broca ( $r$ ), à largura do passo ( $s$ ), ao ângulo do plano de movimentação oblíquo ( $\alpha$ ) e ao ângulo da região de vale ( $\beta$ ). Fonte: (MEYER, J. *et al.*, 2000)

No caso da confecção de blocos de IMRT, Meyer e seus colegas propõem (MEYER, J. *et al.*, 2000) que a resolução deve ser tal que não provoque erros na fluência maiores que 2,5% em relação à solução proposta pelo sistema de planejamento e que não leve um tempo muito longo. Dessa forma, os autores desse estudo mostram que dentre a um conjunto de possibilidades de diâmetro de broca e largura do passo, quais opções se encaixam dentro do critério de erro de 2,5% e dentro de um tempo de confecção exequível. Além disso, nesse estudo são reportados quais os ângulos dos planos de movimentação e dos vales que minimizam os erros para cada par de parâmetros: diâmetro da broca e largura do passo. Nesse sentido, considerando todos os casos abordados, esse trabalho sugere que a fresa utilize broca com raio de 0,3 cm e com largura de passo de 0,2 cm. Nesse caso um bloco de IMRT levaria aproximadamente 54 min para ser confeccionado (MEYER, J.

*et al.*, 2000).

Um exemplo prático sobre às limitações do uso de fresas pode ser visto no trabalho conduzido por Oguchi (OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009). Nesse estudo as espessuras do bloco de IMRT apresentaram desvios de até 0,7 cm e provocaram desvios de aproximadamente 3% em relação à dose prevista. Os autores responsabilizam a fresa pela limitação da qualidade dos resultados finais do bloco de IMRT e recomendam avaliação da possibilidade de melhorar as condições de operação da fresa.

### 2.3.3 VANTAGENS DO MÉTODO DE IMRT BASEADO EM BLOCOS COMPENSADORES

A primeira vantagem do método de IMRT baseado em blocos compensadores é a simplicidade (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). A natureza estática dos blocos compensadores proporciona uma boa reprodutibilidade diária na dose aplicada durante o tratamento (BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010). Uma vez o bloco de IMRT aprovado no Controle de Qualidade (CQ), o mesmo só sofrerá alteração em caso de acidente (uma queda, por exemplo). A técnica de IMRT baseado nos movimentos das lâminas do MLC depende das condições mecânicas do MLC, sendo que a própria técnica contribui para o desgaste precoce desse equipamento. Além disso, a gravidade pode influenciar no movimento das lâminas do MLC nos casos em que as lâminas se deslocam verticalmente (BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010).

Essa característica estática dos blocos de IMRT facilita o próprio CQ dos planos de tratamentos. O físico médico pode utilizar uma quantidade de Unidades Monitoras (UM)<sup>4</sup> reduzida e fixa (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Considere um campo de IMRT com bloco que utilizará 100 UM durante o tratamento, o físico médico pode realizar o CQ desse campo usando por exemplo 50 UM. Isso simplifica e torna mais rápido o CQ, ao mesmo tempo que permite que sejam observadas todas as modulações do bloco por meio de uma distribuição de dose relativa. No caso de IMRT com MLC é necessário que o CQ seja feito usando todas as UM de cada campo de tratamento, porque a modulação relativa do campo só é alcançada quando todos os movimentos das lâminas são feitos usando todas as UM definidas.

A forma de entrega de dose ao paciente, ao se usar um bloco para modular o feixe, exige menos do acelerador linear (não só do MLC), uma vez que para a máquina de tratamento não há distinção dessa técnica de IMRT para um caso convencional. Enquanto que no caso do IMRT baseado no MLC, componentes do acelerador linear (canhão de elétrons,

---

<sup>4</sup>Os aceleradores lineares utilizam um parâmetro conhecido como Unidade Monitora para definir o tempo de exposição de radiação. Um campo de tratamento só emite radiação ao se informar no console do acelerador linear as Unidades Monitoras desejadas. Há uma relação direta entre tempo de exposição e Unidades Monitoras.

thyatron, magnetron/klystron) sofrem maior desgaste devido ao tempo de exposição de radiação ser maior (CHANG, S., 2006).

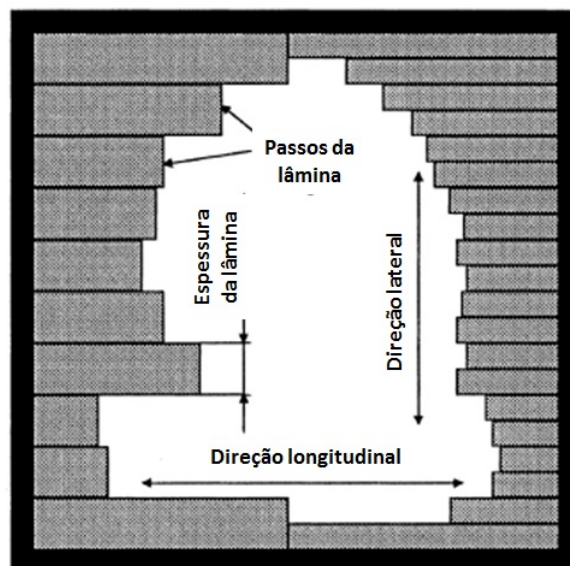
Tipicamente os tratamentos com IMRT baseado em blocos necessitam de menos Unidades Monitoras (UM) do que com a técnica com MLC (BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010). As UM usando IMRT com MLC são maiores, porque essa técnica baseia-se na entrega da dose de radiação de um campo de tratamento por meio da composição sequencial de pequenos sub-campos. No caso do IMRT com blocos todo o campo é modulado simultaneamente. Além disso, os segmentos de campos pequenos na técnica com IMRT são ineficientes do ponto de vista dosimétrico (CHANG, S., 2006), pois o tempo necessário para depositar a mesma dose de radiação diminui com o tamanho do campo de tratamento (PODGORSAK, E. B., 2005). Outro problema que aumenta o tempo necessário para entrega de dose de um campo de IMRT com MLC é a necessidade de dividir o tratamento em duas etapas (*split*), quando a área tratada é muito grande (OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009). Essa divisão ocorre para que o MLC não tenha que executar grandes movimentos, o que tornaria a solução muito complexa (necessidade de maior velocidade nos movimentos das lâminas) e com maior possibilidade de falha.

As consequências do maior número de UM na técnica de IMRT baseado em MLC são muitas, porque o acelerador fica mais tempo com o feixe de radiação ligado. Isso provoca a necessidade de maior blindagem na sala de tratamento (*bunker*) devido à radiação de fuga da máquina, aumenta a possibilidade do paciente se mover durante o tratamento, aumenta a dose recebida pelo paciente no corpo inteiro (BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010). No caso do tratamento de crianças esses problemas são ainda mais relevantes.

Dentre as vantagens do IMRT baseado em blocos, duas se destacam pelo benefício clínico ao paciente no tratamento da doença. Os blocos de IMRT possuem vantagens dosimétricas e vantagens referentes ao uso dessa técnica em tratamentos com alvos móveis (exemplos: câncer de pulmão e fígado). Essas duas vantagens podem ser consideradas as mais relevantes, por contribuir no aumento da distribuição (cobertura) de dose no tumor (maior possibilidade de controle da doença) e pela redução de dose em tecidos sadios (menor possibilidade de efeitos colaterais), quando compara-se com a técnica que usa MLC.

As vantagens dosimétricas dos blocos se devem principalmente às limitações físicas das lâminas do MLC. Um campo de tratamento modulado pelo MLC possui resolução espacial em pelo menos uma das direções definida de acordo com a espessura da lâmina, conforme mostra Figura 2.15. No mercado há MLC com lâminas entre 0,1 *cm* até 1,25 *cm*. A maioria dos aceleradores lineares possuem MLC com lâminas de espessura de 0,5 *cm* ou 1,0 *cm*. Nesses casos os erros quadráticos médios (R.M.S – *Root-Mean-Square*) devido à

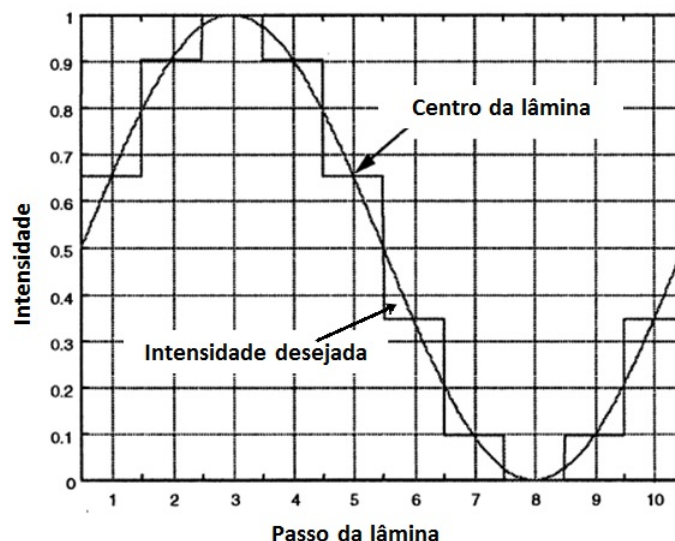
diferença entre a intensidade desejada e a obtida podem chegar a 12,7% e 24,7%, respectivamente, em uma situação complexa semelhante à mostrada na Figura 2.16 (MEYER, J. *et al.*, 2000). Enquanto que o erro máximo para a mesma situação chegou a 58,7% e 29,4%, respectivamente. Esses resultados mostram que em alguns casos a espessura da lâmina é um fator limitante da técnica de IMRT. Em princípio no caso do uso de blocos compensadores de IMRT é esperado uma resolução bem mais alta, mesmo considerando as limitações da fresa (diâmetro da broca e espessura do passo). Conseqüentemente planos com melhor distribuição dosimétrica são esperados. Alguns casos podem não exigir alta resolução espacial, no entanto o lançamento constante de aceleradores lineares com lâminas cada vez mais finas sugere que a resolução proporcionada pelos blocos não é excessiva (CHANG, S., 2006).



**Figura 2.15.** Graus de liberdade de movimentação de um MLC. O movimento longitudinal é contínuo, enquanto que o movimento lateral é discreto (passo de acordo com a largura da lâmina). Fonte: (MEYER, J. *et al.*, 2000)

Outro problema dosimétrico é que existe uma transmissão de dose entre as lâminas de IMRT em torno de 1,5% (JOY, S. *et al.*, 2012). Essa dose, mesmo sendo prevista nos Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT), tipicamente atinge uma região que deveria estar sendo protegida pela lâmina. Tal efeito não ocorre em blocos de IMRT devido a superfície do bloco ser contínua.

Uma limitação que diretamente influencia na dose distribuída pela técnica de IMRT com MLC é que as intensidades das modulações dos campos são discretas. Nos sistemas que baseiam-se em MLC a modulação do feixe é definida de acordo com o número de segmentos permitidos ao MLC (CHANG, S., 2006). Conforme foi mostrado anteriormente, um campo de IMRT por MLC é composto por pequenos sub-campos definidos pelas posições das lâminas do MLC. Quanto maior a quantidade de sub-campos permitidos,



**Figura 2.16.** Limitações físicas do MLC. A linha contínua representa o perfil de intensidade desejado. Enquanto que o MLC realiza uma aproximação do tipo degrau devido ao passo discreto da espessura da lâmina. Fonte: (MEYER, J. *et al.*, 2000)

maior será a possibilidade de níveis de intensidade (fluência) dentro do campo. Contudo, as quantidades exequíveis de segmentos usadas em muitos casos distanciam a fluência usada no tratamento do mapa de fluência ótimo proposto pelo SPT, já que o tempo de tratamento aumenta na medida em que se aumenta o número de sub-campos. No trabalho feito por Chang (CHANG, S. X. *et al.*, 2000) foi mostrado que o tempo de tratamento com MLC pode ser até 4 vezes maior comparado ao uso de blocos de IMRT (13,8 *min* contra 3,2 *min*, respectivamente), quando se utiliza uma padrão de modulação elevado. Além disso, quando se aumenta o número de segmentos por campo as Unidades Monitoras (UM) de cada sub-campo diminuem. Nesse tipo de solução, os SPT podem gerar sub-campos com UM fracionadas (números não inteiros). Na prática deve ser feito um arredondamento das UM para que o acelerador linear execute o tratamento, o que pode causar erros de até 25% (CHANG, S. X. *et al.*, 2000).

Os blocos compensadores de IMRT oferecem possibilidades de mapas de fluência com resolução de intensidades muito alta, por ser possível gerar blocos com formas praticamente contínuas (com desvios na ordem de poucos milímetros). A preocupação que se deve ter nessa técnica é de avaliar qual a atenuação provocada pela espessura máxima do bloco. No trabalho feito por Chang *et al* (CHANG, S. X. *et al.*, 2000), a atenuação máxima provocada por um bloco de IMRT é de 38,3% para um feixe de fótons com energia nominal de 6 MV. A espessura máxima do bloco nesse caso era de 5 cm e o material usado foi estanho. Essa modulação pode ser maior caso se utilize um material mais denso ou aumentando a espessura do bloco. O autor desse estudo limitou as soluções do software sobre a espessura do bloco a 5 cm para tornar mais prático o processo de confecção.

Porém, nesse mesmo trabalho, a comparação entre os níveis de modulação usando MLC e bloco compensador em tais condições mostra que a alta resolução dos blocos resulta em distribuições de dose mais próximas das ideais (aquelas propostas pelos SPT).

Além da superioridade dosimétrica nas situações mostradas, uma vantagem importante que deve ser destacada é o benefício da natureza estática do bloco de IMRT para tratamentos de alvos que se movimentam durante o tratamento (EHLER, E. D. *et al.*, 2007; BUCKEY, C. R. *et al.*, 2010; WAGHORN, B. J. *et al.*, 2013). Em geral as perturbações dosimétricas devido ao movimento do tumor intra-fração são causados por dois efeitos distintos (WAGHORN, B. J. *et al.*, 2013).

O efeito primário é uma dose borrada no alvo do tratamento e isso aumenta a penumbra dosimétrica. De acordo com Bortfeld (BORTFELD, T. *et al.*, 2002) esse efeito não depende da técnica de entrega do IMRT, caso as distribuições de dose estáticas sejam as mesmas. Um efeito secundário é causado pela movimento intra-fração associado com o dinâmica do tratamento com IMRT. Esse efeito causa variação na dose esperada em uma fração do tratamento e depende da técnica de IMRT usada. A variação da dose em um conjunto de aplicações é caracterizada por uma distribuição Gaussiana, sendo que a espessura da distribuição é inversamente proporcional à raiz quadrada do número de frações.

No trabalho feito por Ehler (EHLER, E. D. *et al.*, 2007), foram simulados dois tratamentos de câncer de pulmão com 10 aplicações cada. Esse estudo comparou 3 técnicas de IMRT: com bloco, com MLC estático e com dinâmico. Os resultados mostraram que a técnica de IMRT com bloco proporciona, dentre as técnicas avaliadas, distribuições de dose mais homogêneas no tumor ao final do tratamento, principalmente quando a modulação do campo de IMRT é complexa. Nos casos em que a modulação do campo não é tão alta, o IMRT com bloco sem utilização de *gating*<sup>5</sup> proporciona distribuições uniformes no tumor equivalentes àquelas com IMRT baseado em MLC utilizando o *gating*. Isso representa uma redução no tempo de tratamento de cada campo usando blocos de IMRT.

No estudo feito por Waghorn (WAGHORN, B. J. *et al.*, 2013) também foi observado que o IMRT baseado em blocos degrada menos a dose no tumor nos casos em que ele se movimenta. Para os casos em que o movimento do tumor é maior, a diferença na cobertura de dose entre as técnicas com MLC e com bloco torna-se mais evidentes. Considerando todos os casos avaliados nesse trabalho, ocorreram diferenças estatisticamente significativas a favor do bloco de IMRT em relação à maior cobertura do tumor na maio-

---

<sup>5</sup>Técnica de tratamento em que o feixe de radiação é disparado somente quando o tumor encontra-se em determinada fase do ciclo respiratório.

ria das situações. Os autores desse estudo sugerem avaliar previamente o movimento do tumor para cada caso, a fim definir a técnica de tratamento de IMRT nos departamentos de radioterapia que possuem mais de uma opção de tratamento.

Considerando os resultados dosimétricos desses estudos, percebe-se vantagens dos blocos de IMRT em relação à técnica que utiliza MLC para tratamentos de alvos móveis. Nos casos de tratamentos com poucas aplicações (como por exemplo nos casos de tratamentos hipofracionados de pulmão) o uso de blocos de IMRT torna as distribuições de dose mais uniformes no tumor. Conforme discutido anteriormente, quanto menos aplicações maior a espessura da distribuição Gaussiana que representa as variações das doses no alvo (BORTFELD, T. *et al.*, 2002).

A Tabela 2.1 resume as principais vantagens dos blocos compensadores de IMRT mostradas nessa seção.

**Tabela 2.1.** Principais vantagens dos blocos compensadores de IMRT.

<b>Vantagens</b>	<b>Descrição</b>
Entrega de dose mais simples	Menos restrições ao SPT em relação à solução ideal
Controle de qualidade mais prático	Pode ser usado uma quantidade de UM no CQ menor que no tratamento
Mais prático no tratamento de campos grandes	Não há necessidade de <i>split</i>
Melhor resolução espacial	Resolução na ordem de milímetro
Necessita menos UM	Tempo de feixe ligado menor. Diminui a radiação de corpo inteiro no paciente
Boa reprodutibilidade	Não depende de componentes eletrônicos
Maior resolução em relação às soluções mapa de intensidades	Soluções próximas a valores contínuos
Tratamentos de alvos móveis	Dose mais uniforme em alvos móveis
Menor desgaste do acelerador linear	Poupa componentes eletrônicos por utilizar menos UM

As vantagens citadas anteriormente parecem não serem suficientes para desencorajar o uso do MLC nos tratamentos com IMRT. A praticidade e o fato de não ser necessário confecção prévia de nenhum acessório mantém o IMRT baseado em MLC como a técnica mais popular do mundo. Nos Estados Unidos apenas aproximadamente 150 dos 2734 serviços de radioterapia usam blocos compensadores nos tratamentos com IMRT (CHANG, S., 2006; IAEA, 2013). Porém, o estudo desenvolvido nessa pesquisa pretende aumentar ainda mais a diferença entre a qualidade dos blocos de IMRT e o MLC, bem como re-

duzir o tempo necessário de confecção de blocos devido ao uso de fresas. A expectativa é que mesmo serviços de radioterapia que possuam MLC em seus aceleradores lineares desenvolvam laboratórios para confecção de blocos de IMRT para serem usados em pelo menos duas situações específicas: (1) tratamentos de crianças e (2) tratamentos de alvos móveis. Não há justificativa de emprego de uma tecnologia menos eficiente apenas por ela já estar sendo usada a algum tempo (WEBB, S., 2011). A prioridade sempre deve ser o paciente. Para contribuir ainda mais nesse sentido, o método proposto nesse projeto, sem o uso de fresas, é fácil de ser implantado, necessita de pouco espaço físico, pouco investimento em compra de novos materiais, treinamento de curta duração, baixo custo, pode ser todo conduzido dentro do próprio departamento de radioterapia, confecciona blocos em até 24h.

Por fim, ao se somar as vantagens dosimétricas às vantagens devido à maior dose uniforme no tempo, não se verificam razões para que os blocos compensadores de IMRT não sejam largamente usados nos tratamentos de alvos móveis. Talvez somente a necessidade de uma fresa pode ter limitado o uso dos blocos compensadores de IMRT nas últimas décadas. Vale destacar que o núcleo fundamental de uma técnica de IMRT é a otimização de dose modulada pelo SPT, não o *hardware* que aplica a dose de radiação (CHANG, S., 2006). Parece que um mérito excessivo foi dado ao método de entrega de dose baseado em MLC.

#### 2.3.4 CONTROLE DE QUALIDADE DOS TRATAMENTOS COM IMRT

Os Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT) com IMRT exigem medições adicionais específicas no momento do comissionamento do software. No caso da IMRT com MLC, alguns sistemas, por exemplo, necessitam de medições referentes à transmissividade de radiação entre as lâminas e ao perfil na borda da lâmina. No caso da IMRT baseada em blocos compensadores, os softwares precisam do coeficiente de atenuação linear do material do bloco para a energia usada no tratamento. Essas medições são fundamentais para que o SPT consiga prever distribuições de dose com precisão (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001; EZZELL, G. A. *et al.*, 2009; EZZELL, G. A. *et al.*, 2003).

No entanto, devido aos planos de tratamento terem soluções que envolvem utilização de campos de tratamento com área muito pequena, complexas movimentações das lâminas ou blocos com volume muito irregular, não basta apenas garantir que as previsões do SPT estão de acordo com os valores medidos em situações de teste controladas. Antes de tratar qualquer paciente com IMRT é necessário que seja feito um Controle de Qualidade (CQ) dosimétrico do seu plano de tratamento. Existem vários protocolos para realização dos



CQ de acordo com o tipo de equipamento detector de radiação a ser usado (LOW, D. A. *et al.*, 2011). Os equipamentos mais utilizados são matrizes de câmaras de ionização, matrizes de diodos e filmes dosimétricos.

O núcleo comum entre todos os protocolos é que a dose de cada um dos campos de tratamento do plano de tratamento de um paciente seja medida previamente em um fantoma e em seguida comparada com a dose prevista pelo SPT. Para realizar essa comparação entre duas distribuições de dose, os físicos médicos têm utilizado a função gamma-index (CLASIE, B. M. *et al.*, 2012; EZZELL, G. A. *et al.*, 2009; LOW, D. A. *et al.*, 1998).

Antes dessa função ser apresentada, o conceito conhecido como *Distance To Agreement (DTA)* será introduzido. Quando duas distribuições de dose são comparadas, o DTA significa a distância entre a dose medida em um ponto e o ponto mais próximo na distribuição de dose calculada com a mesma dose. A utilização desse conceito é importante, porque em regiões com altos gradientes de dose, um pequeno desvio ou na posição ou na dose seria suficiente para rejeitar a aprovação daquela avaliação (LOW, D. A. *et al.*, 1998).

A função gamma-index é uma ferramenta de análise composta para realizar comparações bi-dimensionais. Essa função é chamada de composta porque utiliza dois critérios de análise para comparar as distribuições de dose. O primeiro critério é a diferença entre a dose medida e a calculada ( $\Delta D_m$ ) em cada ponto da distribuição. O segundo critério é um valor de referência para o DTA ( $\Delta d_m$ ). Portanto, mesmo com uma diferença pontual de dose maior que o critério estabelecido, um ponto pode ser considerado aprovado caso seja encontrado o mesmo valor de dose calculada em um raio menor que  $\Delta d_m$  (LOW, D. A. *et al.*, 1998).

Um índice de qualidade  $\gamma$  pode ser definido para cada ponto avaliado na distribuição de dose medida ( $\mathbf{r}_m$ ), em relação aos pontos na distribuição de dose calculada ( $\mathbf{r}_c$ ), usando

$$\gamma(\mathbf{r}_m) = \min\{\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)\} \forall \{\mathbf{r}_c\}, \quad (2.5)$$

onde

$$\Gamma(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c)}{\Delta D_M^2}}, \quad (2.6)$$

$$r(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = |\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_c|, \quad (2.7)$$

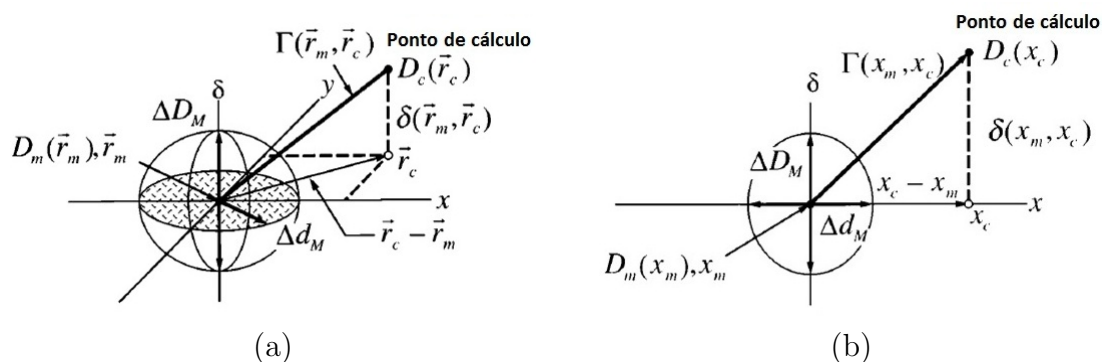
e

$$\delta(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_c) = D_c(\mathbf{r}_c) - D_m(\mathbf{r}_m) \quad (2.8)$$

é a diferença entre os valores de dose nas distribuições calculada e medida, respectivamente.

A Equação (2.6) é usada para representar matematicamente os critérios de aprovação usados na comparação. Nela são definidos os valores de aceitação para o desvio de dose em cada ponto, bem como para o *DTA*.

O critério de aceitação pode ser representado geometricamente pela superfície de um elipsóide (Figura 2.17), usando o lado direito da Equação (2.6) e igualando o valor a 1.



**Figura 2.17.** Representação geométrica dos critérios de análise de distribuição de dose usando um elipsóide. (a) representação bi-dimensional; (b) representação uni-dimensional. Fonte: (Low, D. A. *et al.*, 1998)

Desse modo, pode-se dizer que o critério de aprovação se torna

$$\gamma(\mathbf{r}_m) \leq 1, \text{ aprovado}, \gamma(\mathbf{r}_m) > 1, \text{ reprovado.} \quad (2.9)$$

Na prática, um plano de tratamento geralmente é considerado aprovado para tratamento quando o resultado do CQ mostra que pelo menos 95 % dos pontos analisados possui desvio de dose ( $\Delta D_m$ ) menor que 3 % e de posição ( $\Delta d_m$ ) menor que 3 mm usando a função gamma-index (EZZELL, G. A. *et al.*, 2009). Esse critério tem sido recomendado pela maioria dos protocolos sobre o tema (AGAZARYAN, N. *et al.*, 2003; PALTA, J. R. *et al.*, 2008).

## 2.4 ASPECTOS FÍSICOS SOBRE O USO DE BLOCOS COMPENSADORES DE IMRT

Nessa seção serão apresentados aspectos físicos relacionados ao tema da pesquisa e que foram considerados para desenvolver o método que será apresentado. A abordagem usada nessa seção tem como foco a utilização de um bloco metálico de alta densidade para

modular um feixe de radiação de fótons polienergéticos (feixe típico de aceleradores lineares). Portanto, os efeitos físicos resultantes da interação desse bloco de IMRT com o feixe original do acelerador linear serão comentados nessa seção.

#### 2.4.1 PERTUBAÇÃO DO FEIXE DE RADIAÇÃO

O feixe de radiação produzido pelo acelerador linear, quando atravessa um material, sofre uma perturbação em relação a seu estado inicial (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Nos casos de IMRT com MLC ou com os colimadores (Jaws-Only IMRT), o feixe de radiação apresenta as mesmas características dosimétricas de um tratamento convencional, isto é, não se modifica durante o tratamento. No entanto, quando se utiliza um bloco para modular o feixe de radiação, esse material provoca alterações no feixe original. Essas perturbações são mais evidentes quando o material possui alto número atômico e alta densidade, como no caso da liga *Cerrobend* (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998).

A perturbação no feixe ocorre devido principalmente aos efeitos: (1) absorção de fótons de baixa energia pelo material posicionado na direção do feixe, (2) espalhamento de fótons pelo bloco e (3) contaminação do feixe de fótons por elétrons de baixa energia que foram ionizados do bloco.

O bloco de IMRT atua como um filtro no feixe de radiação poli-energético do acelerador linear. Os fótons com menor energia são absorvidos pelo bloco. A consequência é que a energia média do feixe aumenta após a passagem pelo bloco. No caso de um bloco de *Cerrobend* com 5,0 cm de espessura a energia média aumenta aproximadamente 50% (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). No entanto, essa modificação da energia não influencia tanto o Percentual de Dose Profunda (PDP)<sup>6</sup>. Para um feixe de 6 MV, campo  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , com bloco de *Cerrobend* com 5,0 cm de espessura; a dose na superfície é aproximadamente 10% menor e a 10 cm de profundidade 3% maior em relação ao feixe do campo aberto (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Portanto, o PDP é pouco sensível a mudança no espectro de energia. Um cuidado que deve ser tomado em relação à mudança na energia do feixe é em utilizar detectores de radiação com pouca dependência energética nesse tipo de situação.

Além de atenuar, o bloco de IMRT espalha o feixe primário do acelerador linear. Esse espalhamento, porém, contribui muito pouco para a dose na superfície. Mesmo com um bloco espesso de *Cerrobend* (5,0 cm), a dose devido aos fótons de baixa energia

---

<sup>6</sup>O Percentual de Dose Profunda é a curva da dose normalizada no ponto de máximo em função da profundidade do meio.

espalhados na superfície aumenta em torno de 0,3% (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998).

Em relação aos elétrons que são arrancados do bloco, a contaminação que eles provocam no feixe aumenta muito pouco a dose na superfície. Independentemente da espessura do bloco, a dose na superfície aumenta aproximadamente 1,0% devido à contribuição desses elétrons de baixa energia (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998).

Os Sistemas de Planejamento de Tratamento (SPT) que realizam cálculos de distribuição de dose para IMRT baseado em blocos nem sempre levam em consideração todos esses efeitos de perturbação (OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009) devido ao pequeno impacto dosimétrico na distribuição de dose resultante. Normalmente os algoritmos de cálculo de dose dos SPT utilizam apenas informações relativas ao aumento de dose em posições mais profundas (endurecimento do feixe), por ser simples de ser implantada. Além disso, dados dosimétricos sobre o material usado para confeccionar o bloco (Coeficiente de Atenuação Linear) também são usados, como será comentado na próxima seção.

#### 2.4.2 COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO LINEAR

Um aspecto físico importante nessa pesquisa que deve ser cuidadosamente estudado é a atenuação provocada por um material quando um feixe de radiação passa por ele. O feixe inicial interage com o material e pode ser absorvido, espalhado ou transmitido (KHAN, FAIZ M., 2003). A absorção e o espalhamento já foram discutidos na seção anterior. No entanto, é importante quantificar a intensidade do feixe de radiação após a passagem por um material, sabendo a intensidade original do feixe. Empiricamente é possível observar uma redução exponencial da intensidade em função da espessura do material para um feixe de alta energia (KHAN, FAIZ M., 2003). Além disso, a atenuação provocada depende do número atômico do material atenuador e da energia do feixe incidente (PODGORSK, E. B., 2005). Portanto, a intensidade do feixe ( $I$ ) pode ser escrita em função da espessura do material atenuador ( $x$ ) na forma

$$I(x) = I(0) \exp(-\mu(E, Z)x) \quad (2.10)$$

onde  $I(0)$  é a intensidade original do feixe e  $\mu$  é o Coeficiente de Atenuação Linear, que depende da energia do feixe ( $E$ ) e do número atômico do material atenuador ( $Z$ ).

O Coeficiente de Atenuação Linear (CAL), que aparece na equação 2.10, pode ser escrito em função da Camada Semi-Redutora (HVL - *Half-Value Layer*). O HVL é

definido como a espessura do atenuador que reduz a intensidade do feixe para 50% do valor original. Logo, a partir da equação 2.10, o CAL pode ser definido na forma

$$\mu = (\ln 2)/HVL \quad (2.11)$$

De acordo com a equação 2.10, o CAL pode ser interpretado como um valor constante numa determinada aplicação experimental, uma vez que o número atômico do material atenuador e a energia do feixe não se modificam nessa situação.

No entanto, o modelo de atenuação exponencial mostrado na equação 2.10 introduz erros desnecessários em feixes poli-energéticos, como no caso dos feixes de fótons de aceleradores lineares (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Diversos autores (YU, M. K. *et al.*, 1997; DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002; CHANG, S. X. *et al.*, 2004; OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009; HAGHPARAST, A. *et al.*, 2012) propuseram modelos para ajustar a intensidade do feixe após a transmissão por um material, considerando como aplicação os blocos de IMRT. Esses estudos mostraram que para feixes poli-energéticos de aceleradores lineares o CAL não é constante. Esse parâmetro de ajuste exponencial possui dependência em relação à: (1) espessura do bloco, (2) distância em relação ao eixo-central do campo de tratamento e (3) tamanho do campo de tratamento. Portanto, a equação 2.10 deve ser substituída por algum modelo mais complexo (YU, M. K. *et al.*, 1997; DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002; CHANG, S. X. *et al.*, 2004; OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009; HAGHPARAST, A. *et al.*, 2012)).

As dependências do CAL em relação a esses fatores podem ser explicadas separadamente. O CAL depende da espessura do material atenuador, porque fótons são espalhados à medida que o feixe de radiação passa pelo material. Essa radiação espalhada possui energia menor do que a radiação inicial. Desse modo a energia média do feixe diminui dentro do material e com isso uma espessura menor de material pode atenuar uma mesma proporção do feixe (KHAN, FAIZ M., 2003). Quantitativamente isso significa que o valor da espessura do primeiro HVL é maior do que o segundo devido à diminuição da energia média (PODGORSAK, E. B., 2005).

O CAL depende da distância em relação ao eixo-central, porque a energia dos fótons não é uniforme dentro do campo de tratamento. Isso ocorre devido a um componente de alto número atômico do acelerador linear usado para tornar o feixe plano (filtro achatador). O filtro achatador possui formato de cone e o centro desse cone coincide com o centro do campo de tratamento. Desse modo, o próprio feixe original de um acelerador linear já é perturbado por um material com alta densidade, sendo que o feixe é mais energético (mais duro) no centro do campo de tratamento, pois nesse ponto o fil-

tro achatador é mais espesso. Esse efeito já é considerado indiretamente no momento do comissionamento da máquina. No entanto, quando esse feixe passa por um bloco de IMRT deve-se considerar que a energia não é constante em todo o bloco e determinar o comportamento do CAL em função da distância ao eixo-central. Os estudos de Yu (YU, M. K. *et al.*, 1997) e Haghparast (HAGHPARAST, A. *et al.*, 2012) mostraram que essa dependência espacial pode ser ajustada como um polinômio de segundo ou terceiro grau, respectivamente. As diferenças nesses estudos entre os valores do CAL no eixo-central e nas bordas dos campos chegaram a 13% (18 cm fora do eixo-central) e a 8,4% (10 cm fora do eixo-central).

Outra dependência do CAL é em relação ao tamanho do campo. A intensidade das perturbações provocadas pelo bloco devido ao espalhamento fótons dependem do tamanho do campo de radiação. Portanto, o CAL sofre influência do tamanho da área irradiada em um bloco (DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002). A variação no valor do CAL entre os campos  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  e  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  é de aproximadamente 8%, independentemente da espessura do material (DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002). Porém, esse efeito da variação do tamanho de campo no valor do CAL é muito pequena e desprezível para campos menores que  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (HAGHPARAST, A. *et al.*, 2012).

O conhecimento dos efeitos de perturbação e atenuação provocados por um material em um feixe, investigados por simulação computacional ou por medições experimentais (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998), servem de base para a confecção de blocos compensadores de IMRT. A partir dessas informações é possível propor soluções para espessuras de blocos compensadores de IMRT que alcancem distribuições de dose de acordo com a desejada.

## 2.5 IMPRESSORA 3D

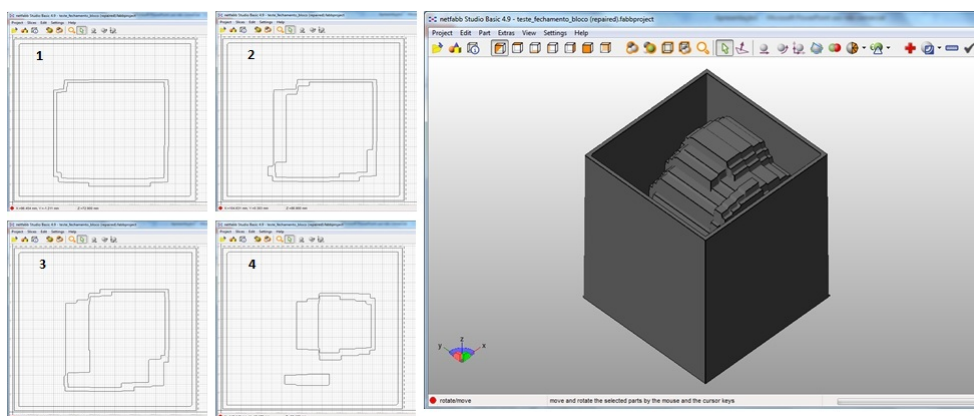
A impressora 3D é um equipamento que surgiu em meados dos anos 80 e que logo foi inserido em diversas aplicações nas áreas da indústria e da engenharia. Somente após alguns anos sendo nessas áreas, a impressora 3D passou a ser usada na área médica. A Figura 2.18 mostra alguns exemplos desse tipo de equipamento. Na saúde a impressora tem sido usada no cuidado do paciente, em pesquisa e como uma ferramenta educacional e de treinamento (RENGIER, F. *et al.*, 2010). As impressoras 3D têm criado objetos, por exemplo, para serem usados no ensino de anatomia, na ortodontia e na confecção de próteses.

Essa tecnologia é conhecida como prototipagem rápida e marcou uma nova fase no processo de fabricação de modelos físicos. A impressora 3D é capaz de produzir objetos



**Figura 2.18.** Exemplos de impressoras 3D comercialmente disponíveis. Impressoras 3D têm sido usadas em aplicações na área médica.

a partir de um projeto computacional. O princípio dessa técnica é criar um objeto físico tri dimensional adicionando camadas de um material (por exemplo um termoplástico ou um pó) uma sobre as outras. A partir de dados de um arquivo do tipo CAD (CAD – *Computer-Aided Design*), o objeto é fatiado em um conjunto de seções de corte (ver Figura 2.19). Essas camadas são impressas uma por vez e ligam-se uma as outras, de tal modo que ao final do processo o modelo desejado é obtido a partir da forma projetada.



**Figura 2.19.** Sequência de alguns cortes horizontais (da base para o topo) de um projeto para impressão 3D. No lado direito aparece o modelo final que deve ser impresso.

Existem pelo menos dez tipos diferentes de tecnologia disponíveis, no entanto 05 métodos de prototipagem rápida tornaram-se comercialmente mais usados (RENGIER,

F. *et al.*, 2010). A técnica Stereolitografia (SLA – *Stereolithography Apparatus*) usa fotopolímeros que podem ser curados por laser UV. A Sinterização por Laser Seletivo (SLS – *Selective Laser Sintering*) é baseada na fusão de pequenas partículas usando um laser de alta potência. O método por Modelagem por Deposição Fundida (FDM – *Fused Deposition Modeling*) funciona pela extrusão de pequenos grânulos de um material semi-líquido termoplástico ou metálico que imediatamente se ligam à camada abaixo. O método por Produção de Objeto Laminado (LOM – *Laminated Object Manufacturing*) usa camadas de papel ou filme plástico que são coladas juntas e depois moldadas por um cortador a laser. Por fim, a técnica de impressão do tipo jato de tinta (*Inkjet*) é baseada em diferentes tipos de pós finos como por exemplo gesso. Após uma camada de pó ser dispensada por um pistão, as partes dessa camada pertencentes ao objeto 3D são ligadas usando um adesivo líquido depositado por outro pistão. Cada técnica possui limitações e aplicações na produção de protótipos. Uma comparação dessas tecnologias pode ser vista na Tabela 2.2.

**Tabela 2.2.** Principais técnicas de prototipagem rápida.

	Precisão	Custo	Vantagens	Desvantagens
Stereolitografia (SLA)	+++	\$\$	Tamanho das partes grande	Resistência moderada
Sinterização por Laser Seletivo (SLS)	++	\$\$\$	Tamanho das partes grande, variedade de materiais, boa resistência	Superfície pulverulenta
Modelagem por Deposição Fundida (FDM)	++	\$	Baixo custo, boa resistência	Baixa velocidade
Produção de Objeto Laminado (LOM)	+	\$	Baixo custo tamanho das partes grande	Materiais limitados
Jato de tinta ( <i>Inkjet</i> )	+	\$	Baixo custo alta velocidade variedade de materiais	Resistência moderada

### 2.5.1 SOBRE O PROCESSO DE IMPRESSÃO 3D

O processo de impressão de objetos depende do tipo de tecnologia usada pelo equipamento, mas existem pontos em comum entre os métodos. Para ilustrar o processo de impressão, o método usado na produção de objetos usando a tecnologia do tipo FDM será descrito em três etapas principais (KAI, C. C., 1994).

A primeira etapa consiste na modelagem de um protótipo em um software usando um arquivo do tipo CAD. Esse modelo que define o objeto físico a ser impresso deve ser



representado por uma estrutura fechada que define um volume. O arquivo deve especificar a parte de dentro, de fora e as ligações entre as duas superfícies de maneira que não gere dúvida sobre o objeto. Caso seja modelado um objeto sólido maciço, basta apenas definir um arquivo formado por curvas fechadas. Desse modo todas seções de corte horizontal são fechadas e automaticamente podem gerar um volume fechado, conforme pode ser visto na Figura 2.19.

Na segunda etapa o modelo projetado é convertido em um formato de arquivo do tipo STL (STL – *Stereolithography*). Esse tipo de formato aproxima as superfícies do modelo por polígonos. No caso de superfícies com muitas curvas são necessário muitos polígonos e conseqüentemente o arquivo do tipo STL pode ser muito grande.

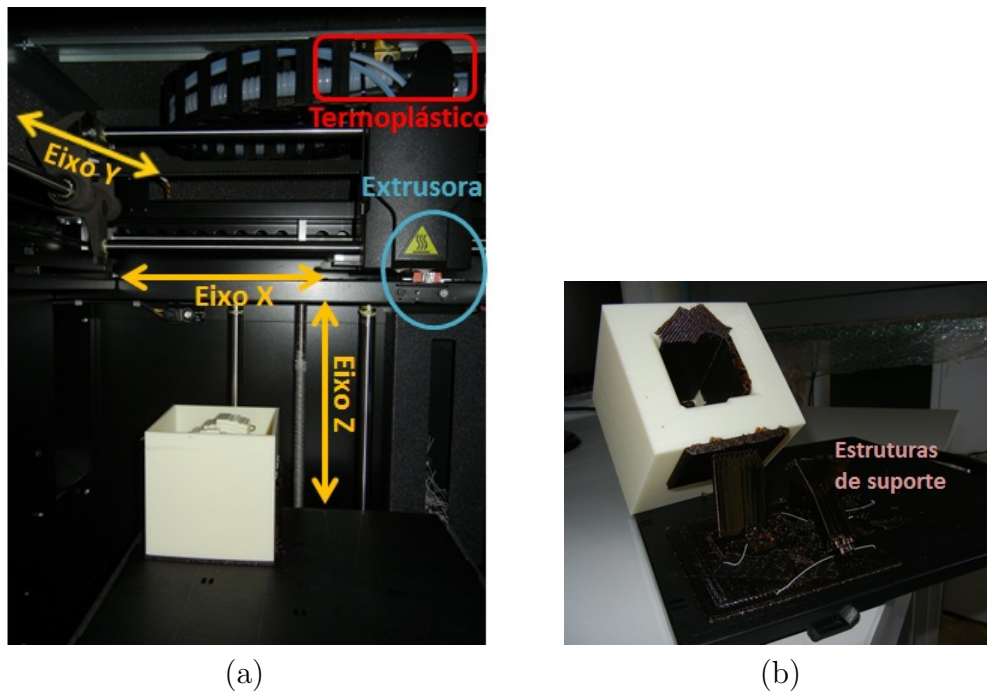
Na terceira etapa o sistema analisa o arquivo STL e divide o objeto em seções de corte. No software de modelagem da impressora esses corte são automaticamente orientados como partes do objeto. No caso da tecnologia FDM os softwares definem se é necessário a criação de estruturas de suporte, para garantir que a peça desejada não se deforme durante o processo de impressão. Caso seja utilizado o material termoplástico, cartuchos em forma de filamento são colocados na impressora. Na extrusora (ou no bico de impressão)<sup>7</sup> o plástico é aquecido e alcança um estado semi-líquido. Em seguida, o software comanda o movimento da extrusora e/ou a mesa de apoio até o local onde será depositado o material plástico. A impressão ocorre da base para o topo, uma camada por vez. As camadas que são depositadas podem ter espessura menor que 0,1 mm (DIMENSION, 2012). Após o término da construção as estruturas de suporte são removidas usando calor ou solventes. Na Figura 2.20 podem ser vistos alguns componentes da impressora 3D, graus de liberdade para movimentação da extrusora e uma foto que mostra as estruturas de suporte sendo removidas do objeto final.

Atualmente existem diversas opções de materiais que podem ser usados para imprimir os protótipos. O material termoplástico mais comum usado pelas impressoras é o *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS). Esse plástico durável e robusto suporta temperaturas de até (100° C) sem deformação. Outros materiais que podem ser usados são pós finos, cera, papel, PVC, policarbonato, nylon e até alguns metais de acordo com a tecnologia usada na prototipagem rápida.

Nessa pesquisa a tecnologia de impressão 3D utilizada foi do tipo jato de tinta. Essa técnica não apresenta diferenças na primeira e na segunda etapas descritas para a técnica FDM. A principal diferença é que a técnica jato de tinta utiliza um pó para gerar seus objetos (YAN, X. e GU, P., 1996). Esse pó fica inicialmente espalhado em uma superfície

---

<sup>7</sup>A extrusora é composta por duas partes: uma fria que puxa o material termoplástico do cartucho e outra quente que derrete e extrai esse material.



**Figura 2.20.** Prototipagem rápida do tipo FDM: (a) foto interna da impressora 3D destacando os 3 eixos de movimentação da extrusora e o material termoplástico usado para imprimir o objeto; (b) as estruturas de suporte, na cor marrom, sendo removidas mecanicamente após o término da impressão.

plana de um pistão. Em seguida uma cabeça de impressão (*printing head* do tipo jato de tinta deposita uma gotícula de um material aglutinante na posição desejada, de acordo com a informação do modelo desenvolvido no computador. Após uma camada do objeto estar completa, o pistão se abaixa uma distância pré-definida e uma nova camada de pó é espalhada. Novamente o aglutinante é usado em posições selecionadas. Quando todo o objeto está impresso, um tratamento térmico é necessário para aumentar a ligação do pó que está colado. O pó que não foi colado serve como suporte durante a impressão, sendo removido no fim do processo.

### 2.5.2 CONSIDERAÇÕES SOBRE A UTILIZAÇÃO DA IMPRESSORA 3D NA RADIOTERAPIA

Considerando as especificações técnicas da impressora 3D, foi observada a possibilidade de nova aplicação em que esse equipamento pode fazer parte do processo de confecção de blocos de IMRT. Nesse estudo o uso de fresas foi substituído por impressoras 3D no processo de confecção de blocos compensadores para tratamentos com IMRT. Impressoras 3D foram usadas para criar moldes que ao serem preenchidos com *Cerrobend* resultam nos blocos de IMRT.

Quando se compara a impressora 3D à fresa, três vantagens principais são observadas:

a facilidade encontrada no local de instalação e na operação do equipamento, o tempo de impressão e a resolução espacial. A impressora 3D pode ser instalada em um ambiente hospitalar por produzir pouco ruído e por não gerar materiais excedentes (pós) que possam se espalhar. Além disso, impressoras 3D são equipamentos compactos que podem ser instalados até mesmo dentro do próprio departamento de radioterapia e podem ser operadas por um usuário com muito pouco treinamento. Em relação ao tempo de impressão, os projetos são impressos tipicamente em horas, mesmo considerando a dependência da complexidade do objeto e do tipo de tecnologia de prototipagem. Por fim, a resolução espacial da impressora 3D pode ser até 10 vezes maior do que a da fresa (MEYER, J. *et al.*, 2000; DIMENSION, 2012).

Atualmente existem impressoras 3D no mercado com preços e características bastante variadas. Há também projetos disponíveis gratuitamente para que o próprio usuário possa montar seu equipamento (KENTZER, J. *et al.*, 2011). O modelo de impressora 3D do tipo jato de tinta usada nessa pesquisa custa aproximadamente 26 mil dólares. Os materiais usados nesse tipo de impressão 3D em geral não são reutilizados e devem ser importados. Levando em consideração todos esses aspectos, esse equipamento ainda mostra-se economicamente viável para ser inserido em uma rotina de radioterapia. A utilização dessa tecnologia na área oncológica pode permitir que um maior número de pacientes sejam beneficiados com o tratamento com IMRT.

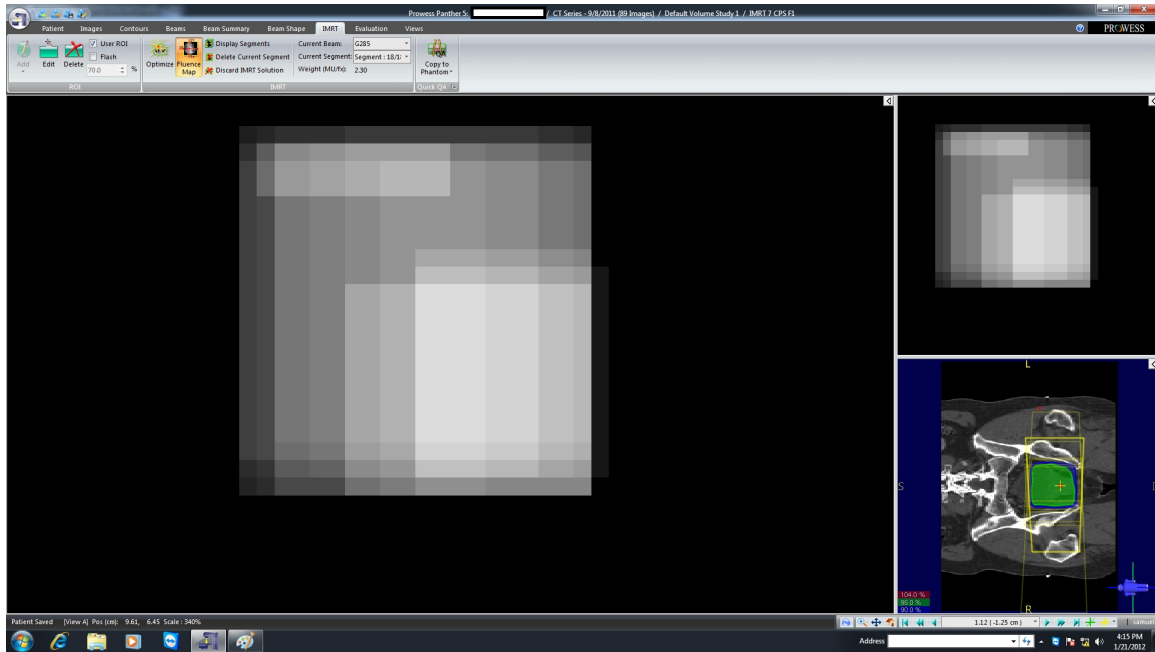
### 3 METODOLOGIA

Esse capítulo apresenta a metodologia desenvolvida durante essa pesquisa. Um método sistemático foi desenvolvido para confeccionar blocos compensadores de IMRT usando uma impressora 3D. O método proposto dispensa o uso de fresas. O mapa de fluência de um campo de IMRT (matriz bi-dimensional em níveis de cinza) gerado por um Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) foi convertido em um arquivo do tipo STL, o qual representa as espessuras do molde a ser impresso por uma impressora 3D. O bloco compensador de IMRT foi criado por meio do preenchimento desse molde com uma liga metálica chamada *Cerrobend*. Para validar o método, testes de controle de qualidade usando uma matriz de detectores de radiação compararam a dose medida proporcionada por esse bloco de IMRT e a dose prevista pelo SPT. Uma descrição mais detalhada é apresentada nas seções a seguir.

#### 3.1 TESTES PRELIMINARES E COMISSIONAMENTO DO MÉTODO

Para garantir a viabilidade do projeto, alguns testes preliminares e a aquisição de alguns dados dosimétricos foram necessários. Para confecção do bloco de IMRT, um algoritmo foi desenvolvido para utilizar as informações sobre a intensidade do campo de IMRT (mapa de fluência), a partir de uma imagem em níveis de cinza. O Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) – Prowess Panther, v. 5.01 – usado nesse projeto não exporta essa informação diretamente, no entanto o SPT mostra a imagem que representa o mapa de fluência (ver Figura 3.1). Portanto, o método proposto utiliza a imagem capturada da tela do monitor do SPT usando a função *Print Screen*, como fonte de informação sobre o mapa de fluência do campo de IMRT. Desse modo uma análise preliminar para verificar a confiança dessa informação deve ser feita.

Além disso, testes preliminares foram feitos para avaliar a resolução da impressora 3D e a precisão dos blocos feitos a partir de moldes gerados pela impressora 3D. Para isso, arquivos do tipo STL com dimensões bem conhecidas foram criados manualmente, de tal forma que esses objetos impressos também pudessem servir como moldes e serem



**Figura 3.1.** Imagem capturada da tela do SPT usando a função *Print Screen*. As informações em níveis de cinza na imagem representam o mapa de fluência de um dos campos de tratamento.

preenchidos com *Cerrobend*. Esses arquivos não representam blocos de IMRT, apenas foram criados para servirem como referência nos testes que avaliam a impressora 3D e os blocos criados a partir dos moldes.

Por fim, como será mostrado em seções adiante, o método proposto utilizará a liga metálica *Cerrobend* para criar os blocos compensadores de IMRT. Assim, informações dosimétricas prévias são necessárias para alimentar o algoritmo desenvolvido. Para comissionar o método proposto foram necessárias as seguintes informações: (1) Percentual de Dose Profunda (PDP) para diferentes espessuras do *Cerrobend*, (2) Medições de transmissão de radiação para modelar a equação que determina o Coeficiente de Atenuação Linear (CAL), levando em consideração tamanho de campo, distância ao eixo central e espessura do bloco.

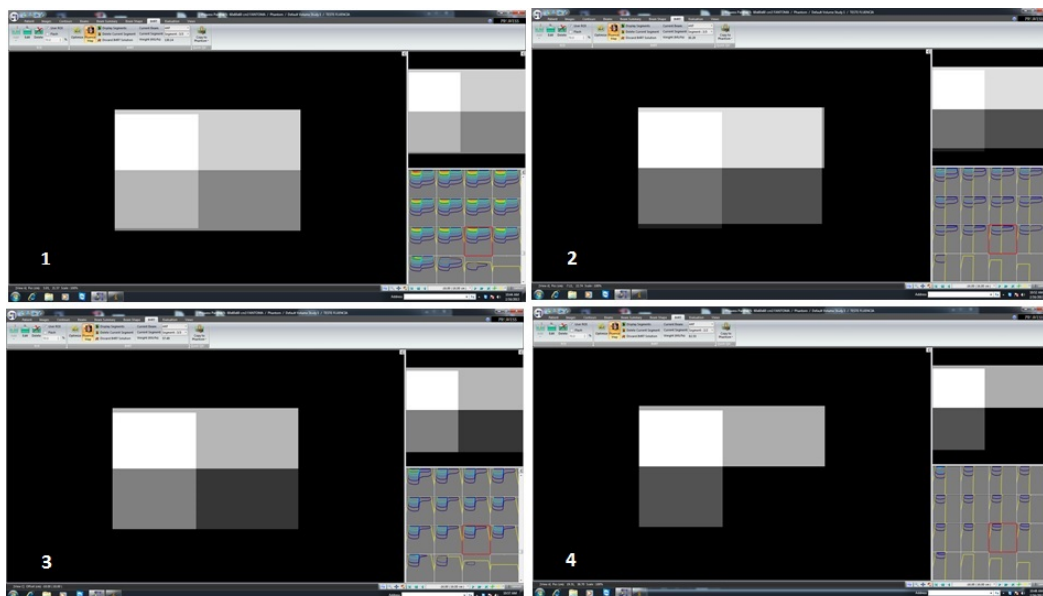
### 3.1.1 AVALIAÇÃO DA IMAGEM REPRESENTANDO MAPAS DE FLUÊNCIA

Esse estudo utilizou o Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) marca PROWESS, modelo Panther, versão 5.01. Os planejamentos de IMRT foram gerados pelo algoritmo *Jaws-Only Direct Aperture Optimization* (JODAO) desse software. Esse software está instalado no Serviço de Radioterapia do Hospital Universitário de Brasília (HUB).

Imagens do mapa de fluência, capturadas da tela do monitor do SPT, foram avaliadas

para verificar se não há distorção nessas informações relativas às fluências previstas. Um plano virtual de IMRT, com apenas um campo tratamento, foi criado no SPT usando a imagem de um fantoma cúbico. Foram desenhados 4 volumes aproximadamente cúbicos no interior do fantoma, que servirão como estruturas na momento da otimização do plano. O campo de tratamento foi posicionado perpendicularmente ao plano onde se encontram os volumes desenhados, de tal forma que não ocorre sobreposição entre os volumes.

Em seguida foram feitas 4 otimizações, com diferentes objetivos de dose para cada um dos volumes desenhados em cada otimização. Portanto, foi possível obter 4 mapas de intensidades diferentes (ver Figura 3.2. Cada mapa possui 4 regiões com fluência (nível de cinza) bem definida, uma para cada volume desenhado. Todos os mapas foram capturados na tela do computador do SPT usando a função *Print Screen*. Eles foram salvos como arquivos do tipo imagem *RGB* no formato *bmp*. Apesar de a imagem capturada ser colorida, o SPT representa o mapa de fluência em níveis de cinza com 8 *bits*.



**Figura 3.2.** Imagens capturadas da tela do SPT de 4 mapas de fluência, para avaliar possíveis erros associados a esse processo de captura. As razões entre os níveis de cinza em cada região dos mapas foram comparadas com as razões das UM para as mesmas regiões.

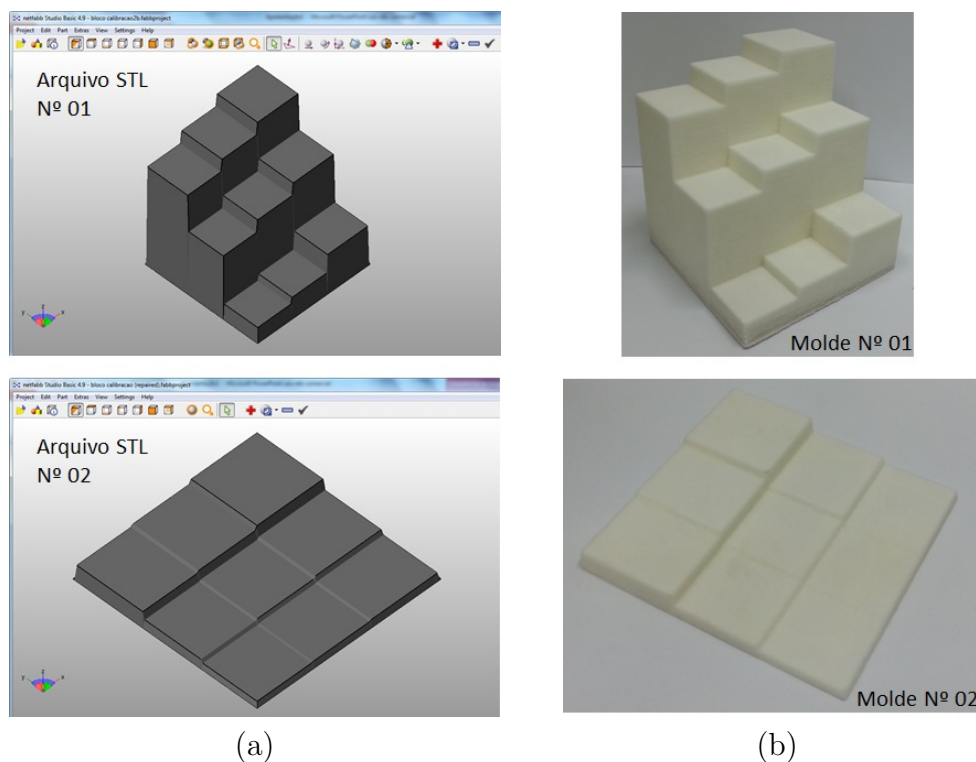
As 4 regiões com fluências distintas possuem Unidades Monitoras (UM) bem definidas em cada uma das otimizações. Desse modo, para avaliar se a imagem capturada representa corretamente a fluência prevista pelo SPT, a razão entre as UM de duas das regiões foi comparada com a razão entre as intensidades dos níveis de cinza na imagem dessas mesmas regiões. Isso foi feito para todas as possibilidades de combinação entre as 4 regiões, para cada uma das otimizações realizadas (imagens capturadas). As UM representam a fluência desejada em cada região, logo essa comparação pode ser utilizada para verificar se a imagem capturada não distorce as informações sobre a intensidade dos

campos.

### 3.1.2 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE MOLDES IMPRESSOS PELA IMPRESSORA 3D E DE BLOCOS DE REFERÊNCIA

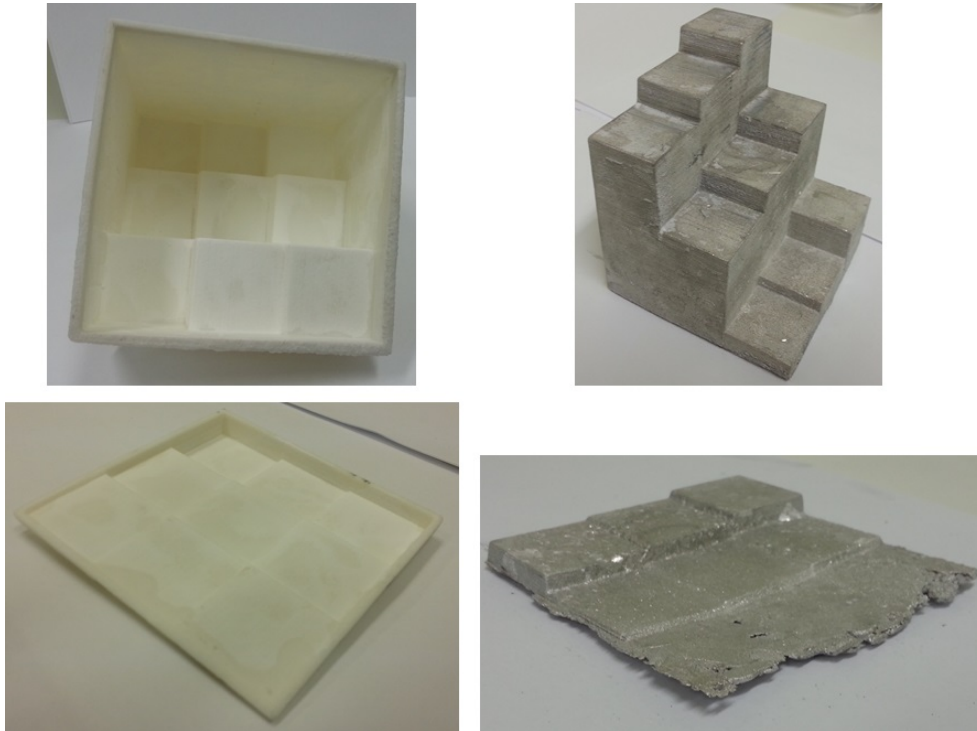
Esse estudo utilizou a impressora 3D do tipo Jato de Tinta marca ZCorp, modelo 310, localizada na empresa Artis Tecnologia. No entanto, antes de imprimir objetos para servirem de moldes para blocos de IMRT, esse estudo avaliou previamente a qualidade da impressão dessa impressora.

Para testar a qualidade dos moldes, 2 arquivos de referência, do tipo STL, foram criados manualmente para serem impressos na impressora 3D. Esses arquivos representam 2 objetos independentes que podem servir como moldes e serem preenchidos com *Cerrobend*. Cada arquivo possui uma base com  $9 \times 9 \text{ cm}^2$ , sendo que a área dessa base é subdividida 9 regiões com  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Cada região possui uma altura específica, conforme pode ser visto na Figura 3.3. Portanto, como as dimensões de cada objeto são bem conhecidas, foi feita uma avaliação da qualidade de impressão desses modelos medindo com um paquímetro digital (marca Pantec, modelo 0 – 150 *mm*) as dimensões dos moldes (largura, comprimento e altura) e comparando com os valores de referência (Figura 3.3).



**Figura 3.3.** Avaliação da impressora 3D por meio da confecção de moldes de referência: (a) dois arquivos com formato STL com dimensões bem conhecidas; (b) dois moldes impressos a partir dos arquivos STL de referência.

Em seguida, esses moldes foram preenchidos com *Cerrobend*. Após a solidificação dessa liga, o molde foi removido mecanicamente, gerando um bloco conforme pode ser visto na Figura 3.4. As dimensões desses blocos também foram comparadas com os valores de referência do arquivo STL e com os valores de fato medidos para o molde. Os problemas e dificuldades encontradas nesse processo de confecção dos blocos serão discutidos no capítulo seguinte.



**Figura 3.4.** Confecção dos blocos de referência e avaliação por meio da comparação das dimensões em relação aos valores esperados. As dificuldades encontradas foram reportadas nesse estudo.

### 3.1.3 CARACTERIZAÇÃO DA LIGA METÁLICA *Cerrobend*

Para alimentar o algoritmo, informações dosimétricas sobre a liga de *Cerrobend*, disponível no Hospital Universitário de Brasília (HUB), foram obtidas previamente. Essa liga foi utilizada por estar disponível em muitos departamentos de radioterapia, já que é barata, reciclável e pode ser usada em aplicações além do IMRT (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Essa liga é apropriada ao método proposto por ter baixo ponto de fusão, com isso pode ser utilizada no estado líquido para preencher um molde. Outra vantagem é que possui alta densidade ( $9,76 \text{ g/cm}^3$ ), permitindo reduzir a espessura média dos blocos de IMRT (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Com isso, o objeto que serve de molde também é menor, reduzindo o custo e o tempo de impressão 3D.

Conforme foi mostrado em seções anteriores, o feixe de radiação ao passar por um



material sofre perturbações. Essas alterações no comportamento do feixe não estão previstas pelo SPT utilizado nesse estudo, uma vez que a solução de mapa de fluência de IMRT proposto pelo software é do tipo *Jaws-Only*. Esse tipo de IMRT não modifica a característica do feixe original do acelerador linear. Desse modo, para que seja possível utilizar a mesma solução proposta pelo SPT, os efeitos de perturbação devido ao uso de um material para modular o feixe devem ser considerados no algoritmo que converte o mapa de intensidades em um bloco de IMRT. Todos os efeitos de perturbação foram avaliados considerando o feixe de fótons com energia nominal de 6 MV emitido pelo acelerador linear da marca Siemens, modelo Primus, instalado no Serviço de Radioterapia do HUB.

Os efeitos de perturbação devido à espalhamento de fótons de baixa energia e à contaminação de elétrons não serão levados em consideração, porque proporcionam mudanças poucos significativas na dose na superficial (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Sendo assim, o primeiro parâmetro medido para comissionar o algoritmo proposto é o Percentual de Dose Profunda (PDP) para diferentes espessuras de *Cerrobend*. Com essas informações é possível avaliar o endurecimento do feixe, devido à absorção de fótons de baixa energia pelo material. As medições de PDP foram feitas utilizando uma câmara de placas paralelas da marca Wellhofer, modelo PPC05, em um fantoma com água. Todas as medições foram usando o campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , com distância fonte superfície 100 cm. Foram levantados curvas de PDP em 9 profundidades (0, 0, 1, 7, 2, 0, 3, 0, 5, 0, 8, 0, 10, 0, 12, 0, 15, 0 e 20, 0 cm) e para 7 espessuras de blocos diferentes (0, 4, 0, 5, 1, 1, 3, 2, 5, 2, 7, 2 e 9, 3 cm), além do PDP do feixe original.

Outra informação necessária para alimentar o algoritmo que será apresentado nesse projeto é relacionada ao Coeficiente de Atenuação Linear (CAL) do *Cerrobend*. De acordo com o que foi mostrado no capítulo anterior, o CAL de um material não é constante. Há uma dependência entre o CAL e o tamanho de campo, a distância ao eixo central, bem como espessura do bloco. Para determinar a relação entre cada um desses fatores, foram realizados conjuntos de medições específicas sobre a atenuação proporcionada pelo material. Essa informação sobre a absorção é feita por meio da razão da dose de radiação medida sem o material (feixe original) e a dose medida com o material atenuador (dose transmitida), para um mesmo arranjo experimental.

Para avaliar a dependência com o campo de radiação, foram feitas medições de atenuação para 7 aberturas de campo diferentes ( $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $8 \times 8$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$ ,  $20 \times 20$  e  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ). Foram usadas nessas medições 2 blocos de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  com espessuras de 2 e 4 cm.

A dependência do CAL em relação à distância ao eixo central foi avaliada variando a posição do detector de radiação em relação ao centro do campo de tratamento. Para isso

foram feitas medições em 5 posições distintas (2,0, 5,0, 8,0, 10,0 e 15,0 *cm*), além do próprio eixo central. Essas medições foram feitas na direção *in plane* sempre deslocando o detector de radiação em direção ao *gantry*.

O detector usado nas medições para avaliar a influência do campo e da distância ao eixo central foi uma câmara de ionização do tipo dedal, volume 0,053 *cc*, marca Standard Imaging, modelo Exradin A1SL. Foi utilizado uma fantoma com água, a distância fonte superfície foi de 100 *cm* e a câmara foi posicionada a 10 *cm* de profundidade em todos os casos.

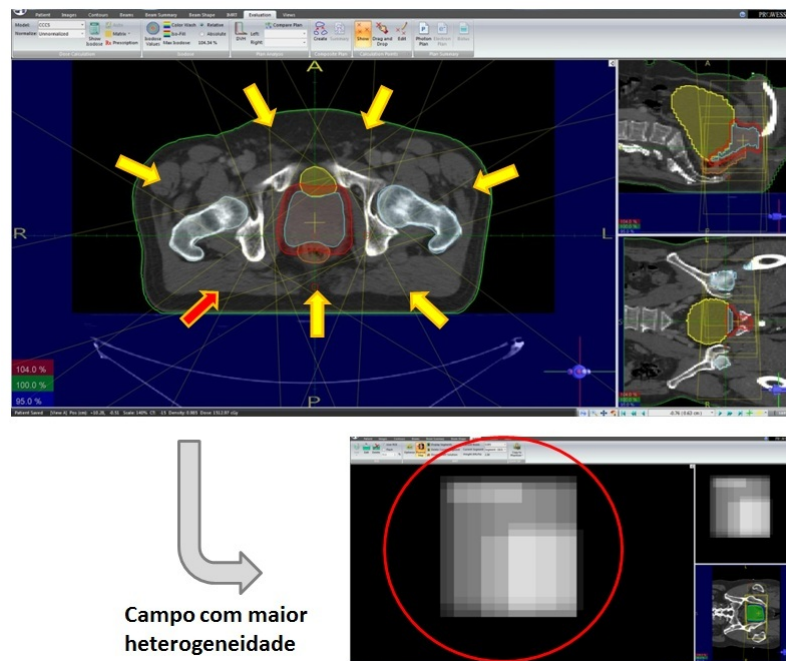
A influência da espessura do bloco no CAL foi avaliada usando os resultados obtidos no momento da obtenção da curva do PDP, sendo que foram usados os valores de transmissão obtidos para a profundidade de 10 *cm*.

Esse conjunto de medições realizadas foi usado para ajustar o CAL em função do campo de tratamento, da distância ao eixo central e da espessura do bloco. O modelo usado para ajustar os dados coletados será mostrado em uma seção adiante.

### 3.2 PLANEJAMENTO DO TRATAMENTO COM IMRT

Após a realização de alguns testes preliminares, as condições foram estabelecidas e conhecidas para se iniciar um processo para confecção de um bloco de IMRT usando uma impressora 3D. O primeiro passo nesse sentido foi criar um plano de IMRT, para que fosse confeccionado um bloco de IMRT de um campo dos campos de tratamento. Desse modo, uma tomografia computadorizada de um câncer de próstata do banco de dados do serviço de radioterapia do HUB foi selecionada aleatoriamente, porque esse tipo de tumor é um dos mais frequentes e possui grandes benefícios em ser tratado com IMRT (LEE, C. T. *et al.*, 2005). No software de planejamento PROWESS Panther, versão 5.01, localizado no mesmo serviço de radioterapia, um arranjo padrão com 7 campos de tratamento foi usado para atingir o tumor. Os mapas de intensidade (um para cada ângulo de incidência) foram gerados pelo algoritmo *Jaws-Only Direct Aperture Optimization* (JODAO) desse software (ver Figura 3.5). Foram permitidos ao algoritmo de otimização até 20 segmentos por campo de tratamento (valor máximo permitido pelo software). Observe que, tipicamente, são escolhidos até 9 segmentos por campo de tratamento, a fim de evitar que o tempo de tratamento seja muito longo (mais de 30 minutos), tornando inviável em uma rotina de um serviço de radioterapia convencional (AHUNBAY, E. E. *et al.*, 2007). A escolha de 20 segmentos permite avaliar o método proposto em uma situação extrema, associada a um mapa de intensidade mais complexo. O planejamento foi feito voltado para ser executado em um acelerador linear da marca Siemens, modelo Primus, do serviço

de radioterapia do HUB, com energia máxima nominal de 6 MV com feixes de fótons. Esse acelerador foi o mesmo utilizado nos testes preliminares.



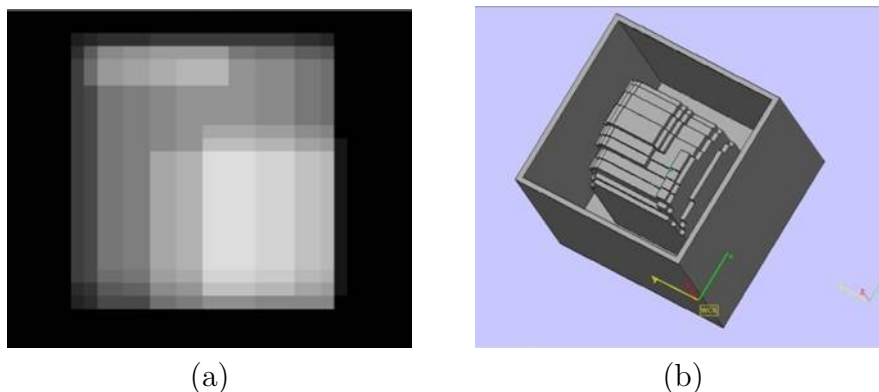
**Figura 3.5.** Planejamento usado para gerar os mapas de intensidades de IMRT do tipo *Jaws-Only*. Dentre os 7 campos usados no planejamento, foi escolhido o mapa mais heterogêneo para criar um bloco de IMRT que proporcione a mesma distribuição de dose prevista pelo SPT.

O planejamento realizado gerou, portanto, 7 mapas de intensidade, um para cada campo. O mapa de fluência com padrão mais heterogêneo (maior quantidade de níveis de intensidade) foi escolhido para criar um bloco compensador de IMRT (ver Figura 3.5).

### 3.3 CONVERSÃO DO MAPA DE FLUÊNCIA EM ESPESSURA DE MOLDE

O mapa de fluência com padrão mais heterogêneo (maior quantidade de níveis de intensidade), dentre os 7 campos gerados no plano elaborado, foi exportado do Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) em um formato de imagem RGB e convertido em uma matriz com 8 *bits* de níveis de cinza. Em seguida, os valores de cada pixel foram transformadas em valores que representam a espessura de um molde, levando em consideração as propriedades dosimétricas da liga metálica *Cerrobend* (ver Figura 3.6). Essa liga é bastante usada nos departamentos de radioterapia, devido ao baixo ponto de fusão ( $70^{\circ}$  C) e à alta densidade, conforme discutido anteriormente. Regiões mais claras na imagem representam maior fluência, ou seja regiões menos espessas do bloco de IMRT que será construído. Porém, note que nesse estudo será impresso um molde que será preenchido com a liga *Cerrobend*. Com isso, as informações sobre espessuras do objeto

que será impresso na impressora 3D serão referentes ao inverso do bloco de IMRT (serão impressos o negativo dos blocos de IMRT).



**Figura 3.6.** Conversão do mapa de intensidade proposto pelo SPT em um arquivo de impressão 3D: (a) arquivo do tipo imagem do mapa de intensidades que define as espessuras do molde a ser impresso; (b) imagem do molde (arquivo *STL*) pronto para ser usado pela impressora 3D.

A fim de criar um bloco de IMRT mais leve e barato, dois pontos foram considerados no algoritmo para criar o arquivo do molde: (1) a região com intensidade máxima não deve possuir atenuação pelo *Cerrobend*; (2) a altura máxima do bloco compensador de IMRT deve ser de  $100\text{ mm}$ . Embora algumas regiões possam precisar de uma atenuação maior, com essa altura é possível reduzir em 99% a intensidade do feixe de fótons proposto nesse estudo. Ambos aspectos foram considerados para criar blocos mais leves, sem comprometer a qualidade dosimétrica do estudo.

Além de considerar essas restrições, a propriedade física principal usada para definir o valor da espessura do bloco de IMRT é a atenuação exponencial que ocorre nos feixes de fótons ao interagir com qualquer material (KHAN, FAIZ M., 2003). Esse estudo usou 3 modelos físicos para converter a imagem sobre a fluência em um arquivo do tipo STL representando espessuras de um molde.

O primeiro modelo (Modelo\_01) usado nesse estudo para converter a intensidade do pixel (equivalente a intensidade do feixe desejado) em espessura do molde a ser impresso considerou a equação exponencial (KHAN, FAIZ M., 2003) que descreve a atenuação de um feixe de radiação ao passar por um material. A equação usada nesse modelo foi

$$h(x, y)_{molde} = -\frac{\ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)}{\mu}, \quad (3.1)$$

onde  $h_{molde}$  é a espessura do molde,  $I$  é a intensidade do pixel no ponto considerado,  $I_0$  é a intensidade máxima do pixel da imagem representando o mapa de fluência e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear do *Cerrobend* para feixes de fótons com  $6\text{ MV}$ .

O Coeficiente de Atenuação Linear (CAL) pode ser reescrito em termos da camada semi-redutora (HVL – *Half Value Layer*) do *Cerrobend*. Assim,

$$h(x, y)_{molde} = -HVL \times \frac{\ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)}{0,693}, \quad (3.2)$$

onde *HVL* é a camada semi-redutora do *Cerrobend* para feixes de fótons com 6 *MeV* (aproximadamente 15 *mm*).

A camada semi-redutora (HVL – *Half Value Layer*) do *Cerrobend* para um feixe de fótons com energia de 6 *MV* é de aproximadamente 15 *mm*. A equação 3.2, bem como o valor nominal do HVL do *Cerrobend* (15 *mm*) foram então usados como modelo para conversão das intensidades dos pixels em espessura do objeto a ser impresso.

No entanto, esse modelo não levou em consideração as propriedades físicas da liga de *Cerrobend* que de fato está disponível no Hospital Universitário de Brasília (HUB), nem problemas devido ao endurecimento do feixe. Então, um segundo modelo (Modelo\_02) foi usado para converter o mapa de intensidades em espessuras do molde. Nesse novo modelo foram usados os resultados obtidos nos testes preliminares sobre as curvas de PDP do *Cerrobend*. Com esses resultados foi possível usar o valor do HVL do lote de *Cerrobend* e realizar uma normalização nas curvas de PDP para minimizar o efeito de endurecimento do feixe numa determinada profundidade (6,5 *cm*). Portanto, uma correção adicional na espessura do molde foi feita de acordo com o valor do pixel inicial para compensar o efeito do endurecimento do feixe na profundidade de 6,5 *cm*. Em resumo, o Modelo\_02 usou a equação 3.2, no entanto o valor do HVL usado foi aquele obtido experimentalmente no HUB. Além disso corrigiu a espessura do molde para que o efeito de endurecimento fosse reduzido em uma determinada profundidade de interesse.

Apesar do Modelo\_02 levar em consideração efeitos físicos conhecidos, diversos autores mostraram que a equação 3.2 ainda adiciona erros desnecessários nesse processo de confecção de blocos de IMRT (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998). Isso ocorre porque o CAL não é constante. Desse modo foi possível escrever um novo modelo (Modelo\_03) que levou em consideração a dependência do CAL em relação ao tamanho de campo, distância ao eixo central e espessura do bloco. Para isso todas as informações obtidas nos testes preliminares foram necessárias para escrever o novo modelo. O terceiro modelo físico usado nessa pesquisa para determinar a espessura do molde, *h*, em função da intensidade do pixel, *I(x, y)*, foi escrito usando a equação

$$h(x, y, I, s)_{molde} = - \frac{\ln \left( \frac{I(x,y)}{I_0} \right)}{\left\{ k \ln \left( \frac{I(x,y)}{I_0} \right) + (a + br(x, y) + cr^2(x, y)) \right\} s}, \quad (3.3)$$

onde  $k$ ,  $a$ ,  $b$  e  $c$  são constantes;  $I_0$  é a intensidade máxima do pixel da imagem representando o mapa de fluência;  $r$  é a distância em relação ao eixo central;  $s$  é um parâmetro que considera o tamanho do campo de tratamento.

Os valores das constantes  $k$ ,  $a$ ,  $b$  e  $c$  foram obtidas usando o método dos mínimos quadrados, uma vez que a equação 3.3 obedece um modelo linear. Esses valores serão apresentados no próximo capítulo.

Esse modelo que aparece na equação 3.3 foi proposto pela primeira nessa pesquisa, sendo elaborado a partir da condensação dos trabalhos feitos por Yu e por Dimitriadis (YU, M. K. *et al.*, 1997; DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002). Existem outros modelos, como os propostos por Chang e por Oguchi (CHANG, S. X. *et al.*, 2004; OGUCHI, H. e OBATA, Y., 2009), porém o modelo usado pôde contemplar todos os aspectos físicos devido à perturbação do feixe. No próximo capítulo haverá uma discussão sobre o Modelo\_03 proposto nesse trabalho e os demais modelos usados por outros autores. O Modelo\_03 também normalizou as curvas de PDP a 6,5 cm de profundidade para minimizar os efeitos de endurecimento do feixe.

Esse estudo investigou, portanto, a qualidade dos blocos de IMRT de cada um dos 03 modelos apresentados. Independentemente de qual modelo físico usar, um algoritmo em Matlab foi elaborado para converter, de forma automática, um arquivo com formato de imagem em um arquivo com formato STL. O arquivo que representa o algoritmo desenvolvido foi chamado de *bmp2stl.m*.

Nesse processo utilizou-se inicialmente um dos modelos físicos citados acima além de uma função já publicada *surf2stl.m* (autor Bill McDonald, 2004) para criar um arquivo com extensão STL. Essa função utiliza como entrada informações de 3 coordenadas (x, y e z) para criar um arquivo do tipo STL. Considerando que o método proposto pretende usar uma imagem como parâmetro de entrada; as informações sobre x e y são obtidas a partir do tamanho da imagem, enquanto z é o conjunto de valores sobre a intensidade dos pixels.

Contudo, o arquivo gerado não representava um volume fechado, apenas uma superfície aberta, que não permite portanto a impressão 3D. Portanto, foi necessário realizar uma adaptação e criar outra função (denominada de *surf2stl\_several\_surfaces.m*), para garantir que a forma final representasse um volume fechado, sem erros que impedissem a impressão. Foi necessário desenvolver mais uma função (chamada de *ge-*

*nerate\_inner\_surfaces.m*). A partir da superfície externa, que ficará em contato com o *Cerrobend* e que de fato representará a forma final do bloco, uma superfície interna é gerada considerando que o molde fique com uma espessura de 3 *mm*. Desse modo, um volume fechado pode ser definido usando as duas superfícies (uma interna e outra externa) e planos que ligam essas áreas.

Para verificar e corrigir pequenas falhas nas malhas geradas no arquivo STL, foi usado o software gratuito netfabb Studio Basic, versão 4.9.3, que gerou o arquivo final usado na impressão. Cabe ressaltar que nesse método proposto não há necessidade de softwares de modelagem que utilizam formato CAD em nenhuma das etapas do processo de criação do arquivo STL.

Na prática o usuário que deseja imprimir um bloco de IMRT segue o seguinte protocolo para usar o algoritmo proposto. Primeiramente duas imagens da tela do Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) devem ser capturadas mostrando o mapa de fluência do campo que tratamento. Uma das imagens deve conter informações sobre o isocentro e a outra imagem deve conter apenas o mapa de fluência. Essas imagens devem ser salvas em formato *bmp* e em RGB. Em seguida, o usuário acessa a função *bmb2stl.m* informando como parâmetros de entrada os nomes dos arquivos duas imagens salvas, o nome do arquivo STL que será gerado, o ângulo do colimador e se deseja reduzir a resolução espacial da imagem (para diminuir o tamanho do arquivo STL). Em aproximadamente 1 *min* o arquivo STL é criado e pode ser aberto em um programa para correção de pequenas falhas nas malhas, antes de ser levado para a impressora 3D.

Além disso, o algoritmo proposto automaticamente encontra a posição do isocentro e cria uma pequena ranhura nas 4 paredes do molde, permitindo que a posição do isocentro seja facilmente identificada e que os lasers/retículo na sala de tratamento sejam usados para posicionar o bloco na bandeja de tratamento.

### 3.4 IMPRESSÃO DO MOLDE 3D E CONFECÇÃO DO BLOCO COMPENSADOR DE IMRT

O processo de impressão de um molde por uma impressora 3D foi o mesmo durante todo o projeto, independentemente do objeto que estava sendo impresso. Portanto, todos os moldes impressos e todos blocos de IMRT foram criados da mesma maneira, desde os testes preliminares.

A informação de cada molde foi exportada em um arquivo do tipo STL para a impressora do tipo Jato de Tinta da marca Z Corp, modelo 310. Essa impressora 3D está

instalada na empresa Artis Tecnologia e imprime os objetos a partir do pó zp<sup>®</sup> 131 (ver Figura 3.7). No entanto, os objetos impressos são muitos frágeis e precisaram receber uma fina camada de uma cola acrílica marca Loctite<sup>®</sup>, modelo 493, para aumentar a resistência. Essa camada foi aplicada de pelo lado externo do molde (lado que não entra em contato com a liga metálica), para evitar modificações nas dimensões do bloco desejado.



(a)



(b)

**Figura 3.7.** Impressão 3D do molde: (a) foto da impressora 3D usada para impressão do molde; (b) destaque para o pó usado para confeccionar o molde.

Após a secagem da cola, o molde foi preenchido com o *Cerrobend* líquido (temperatura em torno de 85<sup>o</sup> C) para produzir o bloco final de IMRT (ver Figura 3.8). Esse processo foi realizado manualmente para permitir uma distribuição de temperatura homogênea durante o preenchimento. Enquanto o molde estava sendo preenchido, a mesa de apoio estava vibrando para evitar a formação de bolhas de ar dentro do volume do bloco. O bloco ficou sólido e pronto para o uso após 2 horas. Para concluir o processo de confecção do bloco, o molde foi quebrado e removido usando ferramentas básicas, como espátula e martelo.

### 3.5 AVALIAÇÃO DO MÉTODO PROPOSTO - CONTROLE DE QUALIDADE DOS BLOCOS DE IMRT

Para validar o método proposto e avaliar os algoritmos propostos, foram feitos Controles de Qualidade (CQ) de cada bloco de IMRT criado, por meio de uma avaliação dosimétrica das distribuições de dose.





(a)



(b)

**Figura 3.8.** Confeção do bloco compensador de IMRT: (a) preenchimento do molde impresso com a liga metálica *Cerrobend*; (b) bloco compensador de IMRT pronto para o uso, após a solidificação da liga e a quebra do molde.

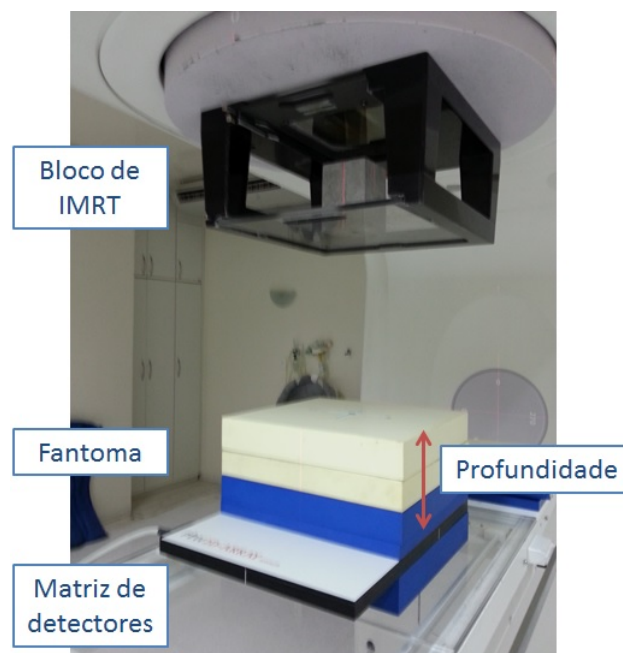
Usando o método de impressão descrito na seção anterior, foram impressos 3 blocos de IMRT para o mesmo campo de tratamento selecionado. A diferença entre esses blocos é que foram usadas cada um dos 3 modelos propostos anteriormente para ajustar o algoritmo e definir as espessuras do molde a ser impresso.

A primeira medição dosimétrica necessária para avaliar os blocos de IMRT está relacionada à definição da Unidade Monitora (UM) a ser usada para depositar a dose prevista pelo SPT. Note que esse estudo não pretende desenvolver um método analítico para determinar a UM de um campo de tratamento que usa blocos de IMRT. Portanto, a UM monitora necessária para cada um dos blocos foi determinada experimentalmente realizando medições com câmara de ionização do tipo dedal, marca Standard Imaging, modelo Exradin A1SL, posicionada a 10,0 cm de profundidade. Foram feitas exposições com diferentes UM para determinar aquela que proporciona a dose no eixo central mais próxima à dose prevista pelo SPT. Tipicamente foram feitas 4 tentativas de UM para cada bloco para garantir que fosse definida de fato a que melhor se aproximava do valor desejado.

Uma vez determinadas as UM a serem usadas em cada bloco, foi utilizado um detector de radiação do tipo matriz com câmaras de ionização. Esse equipamento marca PTW, modelo 2D Array, é composto por uma matriz quadrada de detectores de radiação. No total há 729 câmaras de ionização de pequeno volume uniformemente espaçadas por 0,5 cm. Com esse detector foi possível avaliar a distribuição de dose absoluta e relativa em todo o campo de tratamento. Esses resultados podem mostrar a qualidade dos blocos de IMRT, pois as doses medidas estão relacionadas diretamente com a espessura real do

bloco. Essas medições dosimétricas evitam a necessidade de obter informações sobre as dimensões dos blocos de IMRT, além disso contemplam possíveis problemas relacionados a bolhas de ar no interior do bloco.

A matriz de detectores foi usada com um fantoma formado por um conjunto de placas de água sólida marca Standard Imaging, modelo Blue Water, com volume de  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  (ver Figura 3.9). Esse fantoma foi tomografado com o detector do tipo matriz posicionado entre suas placas em 3 posições diferentes (detector a 2,5, 6,5 e 15,5 *cm* de profundidade).



**Figura 3.9.** Arranjo experimental usado durante o CQ do bloco compensador de IMRT usando matriz de detectores. A foto destaca o detector de radiação (matriz de detectores), o bloco compensador de IMRT e o fantoma usados nesse CQ.

O CQ consiste na comparação da distribuição de dose prevista pelo SPT com a distribuição de dose medida com os detectores de radiação, considerando o mesmo arranjo experimental. Para isso, o mesmo mapa de intensidade gerado no planejamento do tratamento de um câncer de próstata de um paciente foi exportado para as tomografias computadorizadas do fantoma. As distribuições de dose foram novamente calculadas, usando uma distância fonte-superfície de 100 *cm*, para cada uma das tomografias dos fantasmas.

Foram, então, definidas 3 situações para medições experimentais para cada bloco de IMRT: (1) usando uma matriz de detectores a 2,5 *cm* de profundidade, (2) usando uma matriz de detectores a 6,5 *cm* de profundidade e (3) usando uma matriz de detectores a 15,5 *cm* de profundidade. Note que por isso foi feita e usada uma tomografia para cada situação envolvendo a matriz de detectores. A matriz de detectores foi posicionada em 3

profundidades diferentes para tentar observar efeitos devido ao endurecimento do feixe.

As distribuições de dose previstas pelo SPT para cada uma dessas 3 situações foram exportadas em formato DicomRt, para serem comparadas com as doses medidas. Essa comparação entre as distribuições de dose foi feita usando a função gamma-index e com a ajuda do software Verisoft (PTW). Mais de um critério de análise foi usado para essa função, como poderá ser observado nos resultados que aparecem no próximo capítulo.

Após a realização dos CQ nas 3 profundidades e para cada um dos 3 blocos de IMRT representando os modelos propostos, mais 3 blocos de IMRT foram confeccionados referentes ao algoritmo proposto no Modelo\_03. O mesmo arquivo STL foi utilizado e com isso foi possível avaliar a repetibilidade do método proposto usando um conjunto de 3 blocos. O mesmo método descrito acima para o CQ de dose espacial foi usado nesses casos somente para a profundidade de 6,5 *cm*.

Além dessas distribuições espaciais, foram feitas medições de dose absoluta em duas regiões distintas do bloco de IMRT. Foram escolhidas uma região vazada do bloco de IMRT e outra com 1,5 *cm* de espessura (valor próximo ao da altura média dos blocos – aproximadamente 1,2 *cm*). Para cada uma das regiões foram feitas medições em 7 profundidades diferentes (2,5, 4,0, 6,5, 8,0, 10,0, 12,0 e 15,5 *cm*). Esse conjunto de medições visa observar problemas devido ao endurecimento do feixe. Nesse experimento foi usado apenas o bloco de IMRT criado a partir do Modelo\_02.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Esse capítulo apresenta e discute os resultados obtidos seguindo os experimentos feitos de acordo com a ordem que foram executados.

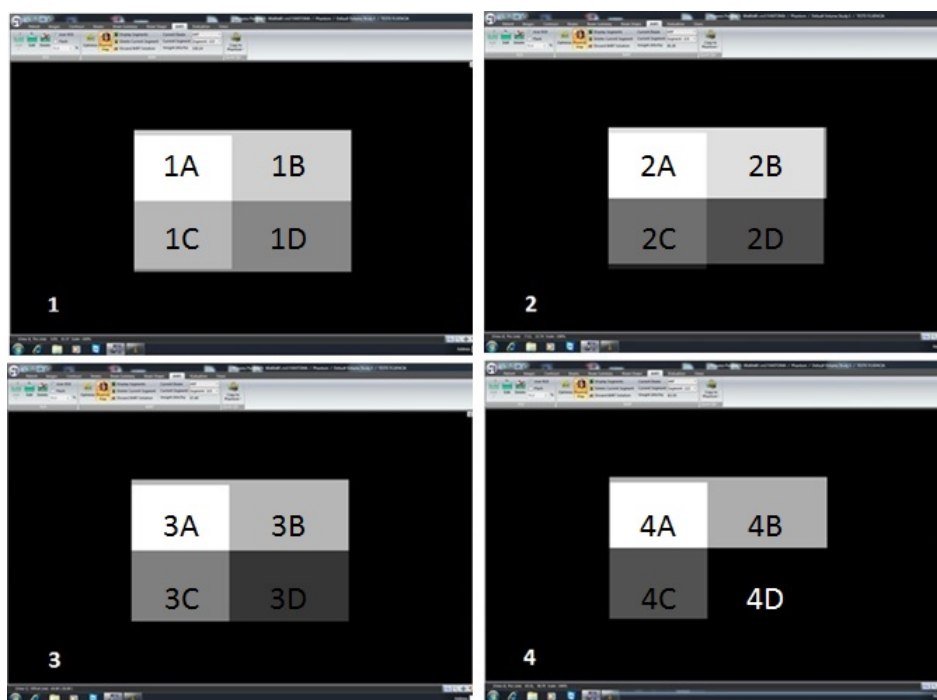
### 4.1 TESTES PRELIMINARES E COMISSONAMENTO DO MÉTODO

Os resultados que aparecem nessa seção não foram obtidos usando blocos de IMRT. São resultados que avaliam preliminarmente incertezas relacionadas ao processo de aquisição da informação sobre o mapa de fluência, ao processo de impressão de moldes por impressora 3D e ao fato de ter sido usado um material (*Cerrobend*) que perturba o feixe original de radiação.

#### 4.1.1 AVALIAÇÃO DA IMAGEM CAPTURADA REPRESENTANDO MAPA DE FLUÊNCIA

Esse estudo utilizou informações sobre os mapas de fluência obtidas a partir de imagens capturadas do Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT) usando a função *Print Screen*. A Figura 4.1 mostra os 4 mapas de fluência, criados virtualmente, usados para verificar se esse processo introduz erros. Em cada mapa de fluência podem ser identificadas 4 regiões com fluências distintas (na imagem, isso pode ser visto pela diferença entre os níveis de cinza em cada região). Os mapas de intensidades foram identificados de 1 a 4, enquanto cada região do mesmo mapa foi identificada de *A* a *D*.

O SPT calcula e informa as Unidades Monitoras (UM) associadas a cada uma das regiões de cada mapa de fluência. As UM representam quantitativamente a fluência prevista pelo SPT para cada região. Portanto, usando a imagem da Figura 4.1 e as informações sobre as UM, é possível avaliar de maneira relativa se os valores de intensidade dos níveis de cinza de cada região podem representar a fluência desejada para aquele plano. A Tabela 4.1 mostra os valores da UM e das intensidades do pixels para cada uma das regiões de cada mapa de fluência.



**Figura 4.1.** Avaliação do processo de captura da imagem do mapa de fluência.

**Tabela 4.1.** Avaliação das imagens capturadas dos mapas de fluência por meio de comparação entre os níveis de cinza e as Unidades Monitoras.

	A		B		C		D	
	UM	Nível de cinza	UM	Nível de cinza	UM	Nível de cinza	UM	Nível de cinza
1	249,8	255	202,1	207	177,8	182	130,1	134
2	241,6	255	211,3	223	104,7	111	74,4	79
3	274,8	255	196	182	136,3	127	57,5	54
4	257,9	255	175,3	173	82,6	82	0	0

Note que a comparação entre UM e valores das intensidades dos pixels não pode ser feita de maneira absoluta, uma vez que a imagem gerada pelo SPT possui 8 *bits* (ou seja, apresenta valor máximo para o pixel de 255). No entanto, é possível extrair informações relativas e que podem ser usadas para confeccionar os blocos de IMRT. Para avaliar se a imagem capturada pode representar a fluência prevista pelo SPT (UM), foram comparadas as razões entre as UM de duas regiões de um mapa de fluência com as razões das intensidades dos pixels dessas mesmas regiões. Dessa forma, uma normalização é feita permitindo verificar se os valores das intensidades de níveis de cinza podem representar de maneira precisa.

A partir dos dados coletados, contidos na Tabela 4.1, os desvios entre as razões das fluências desejadas e as razões dos valores dos pixels de cada mapa de fluência foram calculados para cada par de região. A Tabela 4.2 resume todos os desvios encontrados.

**Tabela 4.2.** Desvios percentuais entre as fluências de referência (UM) e os valores das intensidades dos pixels a partir da cada par de regiões.

	AB	AC	AD	BC	BD	CD
1	0,3	0,3	0,9	-0,1	0,6	0,6
2	0,0	0,4	0,6	0,5	0,6	0,2
3	0,1	0,4	1,2	0,3	1,1	0,8
4	-0,2	0,4	0,0	0,6	0,0	0,0

A Tabela 4.2 mostra que o desvio máximo foi de 1,2% e que o desvio médio foi de 0,4%. Uma maneira de interpretar esse resultado é por meio da equação 2.4, que permite calcular o erro na fluência devido ao erro na espessura do bloco. Considerando a situação extrema de um erro na fluência de 1,2%, uma estimativa pode ser feita em quanto isso significaria em termos de espessura de bloco. Logo, usando a equação 2.4, o erro na espessura devido ao erro na fluência pode ser calculado pela equação

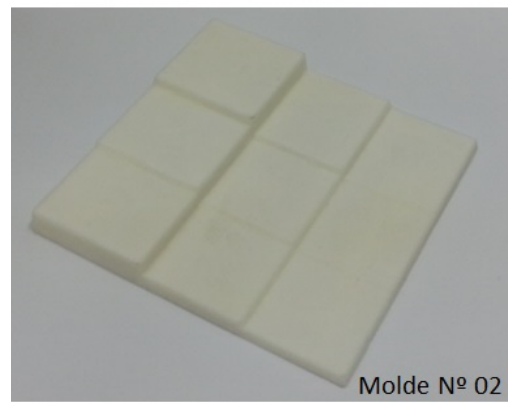
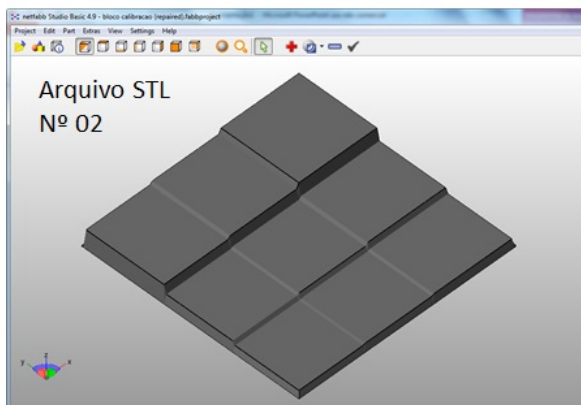
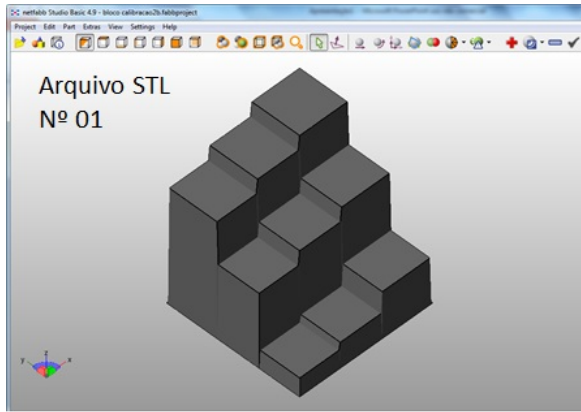
$$\Delta t = -\frac{\ln(1 - e_m)}{\mu}, \quad (4.1)$$

onde  $\Delta t$  representa o erro na espessura do bloco,  $e_m$  representa o erro na fluência e  $\mu$  é o coeficiente de absorção linear.

Dessa maneira, usando a equação 4.1, o erro médio para a fluência (0,4%) devido ao valor da intensidade do pixel é equivalente a um erro na espessura do bloco de 0,09 mm. Esses erros foram calculados usando o valor  $\mu$  obtido experimentalmente no HUB para o *Cerrobend* ( $\mu = 0,044 \text{ cm}^{-1}$ ). Como foi discutido em capítulos anteriores,  $\mu$  não é constante. Porém, para efeito de análise sobre a ordem de grandeza dos erros na fluência, a utilização de um modelo exponencial simples para definir  $\mu$  não prejudica essa avaliação. Esse resultado mostra que problemas devido à utilização da imagem capturada do mapa de fluência não compromete o desenvolvimento do estudo. Os erros devidos a esse processo são da mesma ordem de grandeza das incertezas na resolução da impressora 3D (tipicamente 0,1 mm). Os erros associados a imagem poderiam ser menores caso a imagem gerada pelo SPT para o mapa de fluência fosse em 16 bits, por exemplo.

#### 4.1.2 AVALIAÇÃO DOS MOLDES E BLOCOS DE REFERÊNCIA

A partir de 2 arquivos do tipo STL com dimensões bem conhecidas, foram impressos 2 objetos (moldes) pela impressora 3D. Os arquivos STL podem ser visualizados na Figura 4.2 e foram nomeados como Arquivo\_01 (molde com altura máxima de 100 mm) e Arquivo\_02 (molde com altura máxima de 8 mm).



(a)

(b)

**Figura 4.2.** Arquivos do tipo STL usados para gerar moldes de referência: (a) arquivos STL (acima arquivo nomeado como Arquivo\_01, abaixo arquivo nomeado como Arquivo\_02); (b) moldes impressos pela impressora 3D (acima molde impresso usando o Arquivo\_01, abaixo molde impresso usando Arquivo\_02).

Para cada molde foram feitas medições em 18 posições distintas nas direções da largura e do comprimento do objeto, além de 8 medições para diferentes alturas. Para definir o valor de cada posição foram feitas 5 medições e calculada a média. Os desvios entre os valores medidos e esperados foram calculados. A Tabela 4.3 apresenta os resultados obtidos para as medições nas direções da largura e comprimento (ou seja, num plano horizontal).

O desvio médio desse conjunto de dados foi de  $0,46 \text{ mm}$ . O desvio máximo foi de  $0,89 \text{ mm}$ . Os desvios obtidos são maiores do que se esperava, já que foi utilizada uma resolução de impressão de  $0,1 \text{ mm}$ . Os erros devem estar relacionados a duas situações. A primeira possível causa de erros deve-se ao uso da cola acrílica para aumentar a resistência do molde, porque a maioria dos erros maiores que  $0,2 \text{ mm}$  indicam sistematicamente um molde maior do que as dimensões esperadas do arquivo de STL. Isso pode mostrar que o molde, originalmente impresso usando um pó, absorveu o material da cola acrílica aumentando suas dimensões. Esse estudo não tentou eliminar o uso da cola para aumentar a resistência do molde nesse primeiro momento, uma vez que a cola permite imprimir

**Tabela 4.3.** Desvios entre os valores de referência dos arquivos STL e os valores medidos dos moldes nas direções da largura e do comprimento.

Valor referência STL ( <i>mm</i> )	Valor molde impresso ( $\pm \sigma$ ) ( <i>mm</i> )	Desvio Molde-STL ( <i>mm</i> )
95	95,1 $\pm$ 0,15	0,1
65	65,51 $\pm$ 0,13	0,51
35	35,6 $\pm$ 0,2	0,6
95	94,8 $\pm$ 0,52	-0,2
65	64,99 $\pm$ 0,09	-0,01
35	35,24 $\pm$ 0,2	0,24
95	94,3 $\pm$ 0,28	-0,7
65	65,31 $\pm$ 0,18	0,31
35	35,39 $\pm$ 0,11	0,39
95	94,21 $\pm$ 0,14	-0,79
65	65,15 $\pm$ 0,13	0,15
35	35,48 $\pm$ 0,18	0,48
95	94,87 $\pm$ 0,06	-0,13
65	65,57 $\pm$ 0,2	0,57
35	35,54 $\pm$ 0,09	0,54
95	94,97 $\pm$ 0,13	-0,03
65	65,69 $\pm$ 0,33	0,69
35	35,74 $\pm$ 0,25	0,74
95	95,11 $\pm$ 0,12	0,11
65	65,77 $\pm$ 0,19	0,77
35	35,44 $\pm$ 0,07	0,44
95	94,6 $\pm$ 0,06	-0,40
65	65,86 $\pm$ 0,09	0,86
35	35,08 $\pm$ 0,06	0,08
95	94,11 $\pm$ 0,03	-0,89
65	65,48 $\pm$ 0,07	0,48
35	35,31 $\pm$ 0,02	0,31
95	94,48 $\pm$ 0,01	-0,52
65	65,73 $\pm$ 0,15	0,73
35	35,47 $\pm$ 0,08	0,47
95	94,18 $\pm$ 0,06	-0,82
65	65,71 $\pm$ 0,12	0,71
35	35,55 $\pm$ 0,04	0,55
95	95,06 $\pm$ 0,06	0,06
65	65,75 $\pm$ 0,03	0,75
35	35,43 $\pm$ 0,11	0,43

objetos mais finos. Um objeto com espessura de 2 *mm* já pode servir de molde para ser preenchido com a liga de *Cerrobend*, porém essa espessura só possui a rigidez necessária caso seja usada uma camada de cola acrílica. O fato de o molde ser bastante fino diminui o tempo de impressão e os custos do processo. No entanto, a utilização de outros tipos de impressora/material e a tentativa de não usar a cola serão investigados em trabalhos futuros.



Outra situação que pode ter causado erros é que o arquivo STL passou por um processo de correção automática de falhas nas malhas usando o programa gratuito netfabb Studio Basic, versão 4.9.3. Após esse processo foi observado que as maiores dimensões do objeto ficaram um pouco menores do que no arquivo original. Após uma verificação no arquivo STL corrigido enviado à impressora 3D, foi observado que todas as posições analisadas referentes a dimensão de 95 *mm* estavam medindo aproximadamente 94 *mm*. No entanto, como essa mudança no tamanho não foi intencional, foi considerada como referência as dimensões do arquivo STL original. Investigações adicionais serão feitas para outros arquivos, porque o arquivo STL original foi criado usando um algoritmo em Matlab desenvolvido pelos próprios autores, a partir de uma função publicada por Bill McDonald, 2004. Talvez a forma como esse arquivo STL foi gerado pode ter levado aos erros durante o processo de correção das malhas.

Após avaliação das dimensões dos moldes no plano horizontal, os mesmos foram preenchidos com *Cerrobend*, gerando 2 blocos. Nessa etapa os valores medidos previamente para altura dos moldes foram comparados com os valores do arquivo STL de referência e com os valores medidos do bloco resultante. A Tabela 4.4 mostra os resultados encontrados.

**Tabela 4.4.** Desvios entre os valores de referência dos arquivos STL e os valores medidos das alturas dos moldes e das alturas dos blocos.

Valor referência STL ( <i>mm</i> )	Altura Molde ( $\pm \sigma$ ) ( <i>mm</i> )	Desvio Molde-STL ( <i>mm</i> )	Altura Bloco ( $\pm \sigma$ )	Desvio Bloco-Molde ( <i>mm</i> )
100	102,4 $\pm$ 0,19	2,76	102,76 $\pm$ 0,1	0,33
90	92,23 $\pm$ 0,05	2,82	92,82 $\pm$ 0,05	0,59
80	82,57 $\pm$ 0,05	2,7	82,7 $\pm$ 0,08	0,13
70	71,88 $\pm$ 0,14	2,01	72,01 $\pm$ 0,07	0,13
50	52,26 $\pm$ 0,02	2,01	52,01 $\pm$ 0,09	-0,25
30	31,31 $\pm$ 0,2	1,76	31,76 $\pm$ 0,06	0,45
15	16,27 $\pm$ 0,11	1,38	16,38 $\pm$ 0,02	0,11
10	11,08 $\pm$ 0,07	0,63	10,63 $\pm$ 0,05	-0,45
8	9,07 $\pm$ 0,08	1,26	9,26 $\pm$ 0,13	0,19
6	6,68 $\pm$ 0,09	0,75	6,75 $\pm$ 0,09	0,07
5	5,69 $\pm$ 0,12	0,49	5,49 $\pm$ 0,12	-0,2
3	3,66 $\pm$ 0,08	1,05	4,05 $\pm$ 0,13	0,39
1,5	1,72 $\pm$ 0,13	1,37	2,87 $\pm$ 0,06	1,15
1	1,24 $\pm$ 0,05	1,16	2,16 $\pm$ 0,13	0,92
0,5	0,63 $\pm$ 0,12	1,08	1,58 $\pm$ 0,07	0,95
0,2	0,34 $\pm$ 0,08	1,49	1,69 $\pm$ 0,16	1,35

Dois pontos negativos chamam atenção nesses resultados. O primeiro refere-se ao aumento sistemático na altura do molde em relação ao arquivo STL original. O desvio médio foi de 1,49 *mm* e o desvio máximo foi de 2,76 *mm*. Esse resultado reforça a ideia de

que o molde absorveu a cola acrílica usada para aumentar a rigidez, principalmente porque alturas maiores tiveram os maiores desvios. Quanto maior a altura do molde, maior a quantidade de massa de cola usada (absorvida) para aumentar a rigidez. Conforme discutido anteriormente, esse estudo decidiu manter o uso da cola para reduzir os custos e o tempo no processo de confecção. Porém, nas situações em que os resultados dosimétricos comprovem prejuízo usando esse material, modificações e testes serão feitos para eliminar o uso da cola.

O segundo resultado que deve ser destacado é que o bloco criado a partir do Arquivo\_2 sofreu graves distorções nas regiões com alturas menores do que  $2,0\text{ mm}$ . Esse arquivo possui regiões com diferenças de alturas muito pequenas. O processo de preenchimento do molde com *Cerrobend* é manual e usa poucas ferramentas para auxiliar a distribuição da liga sobre o molde. A tensão superficial do *Cerrobend* dificultou o processo de espalhamento do material nessas regiões com alturas muito pequenas. Além disso, nessas mesmas regiões o calor e o peso dessa liga deformaram o molde. Observe que os desvios medidos nas alturas do bloco para o Arquivo\_1 e para as regiões maiores que  $2\text{ mm}$  no Arquivo\_2 foram consideravelmente menores do que na região com problemas ( $0,27\text{ mm}$  e  $1,09\text{ mm}$  respectivamente). Por isso, as análises a seguir não levam em consideração as regiões do bloco gerado pelo Arquivo\_2 com altura de referência menor que  $2\text{ mm}$ . Os valores médios e máximos citados são referentes ao conjunto de dados coletados, desconsiderando essa região com problemas em um dos blocos.

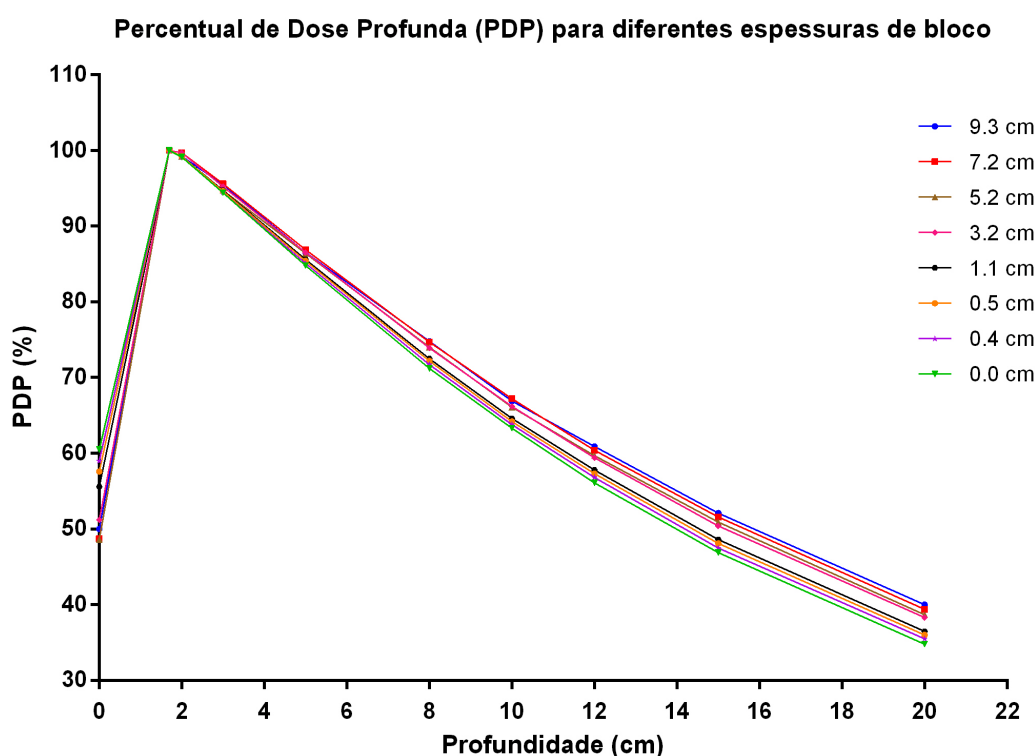
Os valores obtidos mostram que as dimensões dos blocos tiveram desvios grandes em relação ao valor do arquivo STL de referência. Isso pode ser explicado pelo fato de que o objeto que serviu de molde levou os erros adquiridos nesse processo de confecção para o bloco (os erros nos moldes estão provavelmente associados ao uso da cola acrílica, conforme discutido anteriormente). Porém, os desvios entre as dimensões do bloco e do molde foram menos significativos (desvios médios de  $0,27\text{ mm}$ ). Isso revela que o processo de preenchimento do molde para confecção do bloco não introduziu erros maiores que  $0,59\text{ mm}$ , desconsiderando as regiões menores que  $2\text{ mm}$  impressas pelo Arquivo\_2. Usando a equação 2.4, o erro na fluência é de  $2,6\%$  devido ao processo de confecção do bloco a partir do molde. Nesse cálculo foi considerando o erro máximo ( $0,59\text{ mm}$ ) e o Coeficiente de Atenuação Linear (CAL) do *Cerrobend* obtido experimentalmente ( $\mu = 0,044\text{ mm}^{-1}$ ). Esse valor do CAL será apresentado com mais detalhes na próxima seção. Note que o valor do erro máximo na fluência foi muito próximo do valor de erro máximo ( $2,5\%$ ) usado por Meyer (MEYER, J. *et al.*, 2000) para definir os parâmetros de utilização da fresa. Se for considerado o erro médio da espessura bloco ( $0,27\text{ mm}$ ), o erro médio na fluência é de  $1,2\%$ .

Apesar da dificuldade de preencher principalmente o molde com menor altura, o

processo de preenchimento manual foi repetido na confecção dos blocos de IMRT. Esse método foi usado porque foi considerado que a característica do objeto impresso usando o Arquivo\_2 é muito diferente do padrão de arquivo STL desenvolvido para confeccionar os blocos de IMRT. De todo modo, uma alternativa simples de ser implantada pode ser feita aumentando a espessura dos blocos de IMRT, a fim de evitar situações em que o bloco possua espessura menor do que 2 mm. As desvantagens dessa mudança no método são o aumento do custo do molde, do tempo de impressão, do peso do bloco de IMRT e dos efeitos de perturbação do feixe. Desse modo essa alternativa só seria usada nos casos em que os blocos de IMRT não fossem aprovados nos Controles de Qualidade dosimétricos devido a problemas no processo de confecção.

#### 4.1.3 CARACTERIZAÇÃO DOSIMÉTRICA DA LIGA DE *Cerrobend*

A liga metálica *Cerrobend*, disponível no Hospital Universitário de Brasília, foi caracterizada dosimetricamente. As primeiras informações obtidas foram relacionadas as curvas de Percentual de Dose Profunda (PDP) para 8 espessuras, além da curva obtida para o feixe original (sem *Cerrobend*). As curvas de PDP são mostradas na Figura 4.3.

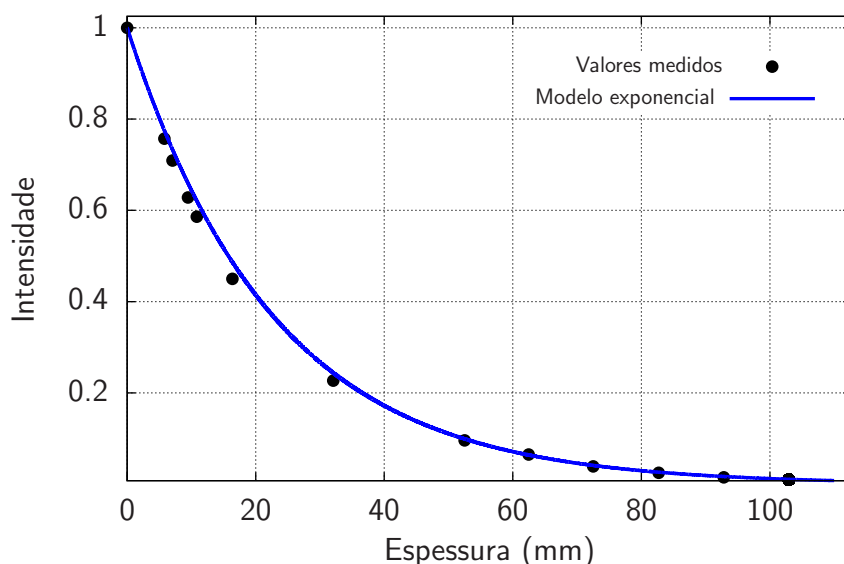


**Figura 4.3.** Curvas de Percentual de Dose Profunda (PDP) para diferentes espessuras de material atenuador (*Cerrobend*).

A partir desses resultados, pode ser observado que a 10,0 cm de profundidade a dose

usando o *Cerrobend* pode ser até 6% maior do que a dose do feixe original. Os blocos de IMRT feitos com *Cerrobend* tipicamente possuem altura máxima de 5,0 cm e altura média entre 1,0 e 3,0 cm (CHANG, S. X. *et al.*, 2000). O aumento na dose para blocos com espessura de 1,0 e 3,0 cm foi de 2,0 e 4,5%, respectivamente. Esses resultados estão próximos aos valores obtidos (entre 2,0 e 3,0%) no trabalho feito por Jiang (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998).

Usando esses mesmos dados obtidos para as curvas PDP, foi possível encontrar um valor para o Coeficiente de Atenuação Linear (CAL) do *Cerrobend*. Os valores de dose medidos a 10,0 cm de profundidade (para diferentes espessuras de *Cerrobend*) foram ajustados usando uma função exponencial, conforme pode ser visto na Figura 4.4.



**Figura 4.4.** Atenuação exponencial do *Cerrobend* para diversas espessuras do material: valores medidos e ajustados por uma função exponencial.

Nesse gráfico os valores de dose foram normalizados e redefinidos como intensidades,  $I$ , de tal modo que a intensidade é máxima para a situação em que não se usou *Cerrobend* para atenuar o feixe (ou seja, espessura 0,0 cm). Então, a equação que define a intensidade,  $I$ , em função da espessura,  $t$ , é dada por

$$I(t) = \exp(-0,044t). \quad (4.2)$$

De acordo com Khan (KHAN, FAIZ M., 2003), o CAL linear pode ser encontrado usando a equação exponencial 2.10. Logo, a partir da equação 2.10 e da equação exponencial 4.2, usada para ajustar os dados, o valor do CAL do *Cerrobend* usado nesse estudo é  $0,044 \text{ cm}^{-1}$ .

Esse experimento foi repetido medindo a transmissão do bloco sem a remoção do molde. O objetivo foi verificar qual a influência do molde na atenuação e se o mesmo poderia ser usado em conjunto com o *Cerrobend* no bloco de IMRT. Nesse caso foi usado um molde com espessura de  $2,0\text{ mm}$ , impresso com o mesmo pó usando pela impressora 3D. O valor para o CAL considerando *Cerrobend* mais molde foi de  $0,044\text{ mm}^{-1}$ . Esse valor é bastante próximo do CAL do *Cerrobend* isolado, mas não é desprezível (desvio de  $2,3\%$ ). Portanto, esse estudo decidiu remover o molde de todos os blocos de IMRT confeccionados, a fim de reduzir as incertezas que seriam adicionadas ao processo devido à espessura do molde.

Após a determinação do CAL do *Cerrobend* usando esse modelo simples de atenuação exponencial, novos experimentos foram feitos para permitir que o CAL fosse definido em função da espessura do bloco, da distância ao eixo central e do tamanho do campo de tratamento. Dessa forma, um modelo mais complexo foi proposto nesse estudo para ajustar os resultados obtidos de acordo com o que foi apresentado anteriormente (JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M., 1998; YU, M. K. *et al.*, 1997; DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002; HAGHPARAST, A. *et al.*, 2012).

No trabalho feito por Yu (YU, M. K. *et al.*, 1997) é proposto que a dependência do CAL com a espessura é dada por

$$\mu(t) = \frac{\mu_0}{1 + kt}, \quad (4.3)$$

onde  $k$  é uma constante positiva,  $\mu_0$  é o CAL do feixe original e  $t$  é a espessura.

No entanto,  $\mu_0$  também não é constante devido presença dos filtros achatadores nos aceleradores lineares. No mesmo trabalho (YU, M. K. *et al.*, 1997), o CAL do feixe original,  $\mu_0$ , é escrito em função da distância do eixo central,  $r$ , usando o modelo

$$\mu_0(r) = a + br + cr^2, \quad (4.4)$$

onde  $a$ ,  $b$  e  $c$  são constantes.

Em outro estudo, Dimitriadis e colegas (DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002) mostraram uma relação de dependência entre o CAL e o tamanho do campo de tratamento. Essa relação entre os tamanhos de campo é constante independentemente da espessura do bloco. Usando essa informação, junto com as equações 4.3 e 4.4, o CAL pode ser reescrito na forma

$$\mu(t, r, s) = \left( \frac{a + br + cr^2}{1 + kt} \right) s, \quad (4.5)$$

onde  $s$  é um parâmetro que depende do tamanho do campo de tratamento.

Portanto, um modelo que utiliza como referência os modelos propostos por Yu (YU, M. K. *et al.*, 1997) e por Dimitriadis (DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G., 2002) foi apresentado nessa pesquisa para definir a espessura do bloco de IMRT em função da intensidade do mapa de fluência. Usando as equações 2.10 e 4.5, foi possível escrever a equação 4.6, a qual define a intensidade de feixe transmitido,  $I$ , em função da espessura do material,  $t$ , da distância ao eixo central,  $r$ , e do tamanho de campo,  $s$ :

$$I(t, r, s) = I_0 \exp \left( - \frac{(a + br + cr^2)st}{1 + kt} \right). \quad (4.6)$$

No entanto, foram necessários novos experimentos dosimétricos para observar as dependências existentes entre a intensidade do feixe transmitido e cada um desses parâmetros, bem como para encontrar todas as constantes que compõem essa função. Dessa forma, foram feitos 3 conjuntos de medições para avaliar de maneira independente as influências da distância ao eixo central, do tamanho do campo e da espessura do bloco nos Coeficientes de Atenuação Lineares (CAL). Os valores de CAL foram calculados usando a equação 3.1, sendo que nesse caso são utilizadas as dose medidas ao invés das intensidades.

O primeiro conjunto de dados dosimétricos obtidos buscou observar a influência da distância ao eixo central. A Tabela 4.5 mostra os valores dos CAL para 7 raios, usando 2 blocos com espessuras diferentes para atenuar o feixe.

**Tabela 4.5.** Coeficientes de Atenuação Linear (CAL) em diferentes distâncias ao eixo central para 2 blocos com espessuras diferentes.

Distância ao eixo central (cm)	Bloco 2 cm CAL (cm <sup>-1</sup> )	CAL normalizado no eixo central	Bloco 4 cm CAL (cm <sup>-1</sup> )	CAL normalizado no eixo central
0	0,45	1,00	0,43	1,00
2	0,46	1,01	0,43	1,00
5	0,47	1,02	0,43	1,01
8	0,48	1,05	0,45	1,05
10	0,49	1,07	0,45	1,06
15	0,51	1,12	0,47	1,09

Considerando os resultados obtidos, observa-se uma variação máxima de 12% devido ao raio. No entanto, para campos menores que  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, a influência da distância ao eixo central é praticamente desprezível dentro dessa área.

Outro conjunto de dados dosimétricos obtidos buscou observar a influência do tamanho de campo no CAL. A Tabela 4.6 mostra os valores dos CAL para 7 campos, usando 2 blocos com espessuras diferentes para atenuar o feixe.

**Tabela 4.6.** Coeficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes tamanhos de campo para 2 blocos com espessuras diferentes.

Campo ( $cm^2$ )	Bloco 2 $cm$ CAL ( $cm^{-1}$ )	CAL normalizado Campo $5 \times 5$	Bloco 4 $cm$ CAL ( $cm^{-1}$ )	CAL normalizado Campo $5 \times 5$
$3 \times 3$	0,49	1,00	0,47	1,00
$5 \times 5$	0,49	1,00	0,47	1,00
$8 \times 8$	0,49	1,01	0,47	1,00
$10 \times 10$	0,49	1,01	0,47	1,00
$15 \times 15$	0,49	1,01	0,46	0,99
$20 \times 20$	0,48	0,99	0,46	0,98
$30 \times 30$	0,47	0,96	0,44	0,95

O tamanho de campo pode influenciar em até 5% o valor do CAL. Porém, não foram observados desvios significativos para campos menores que  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Dessa forma, o parâmetro  $s$ , que diz respeito à influência do campo, foi simplificado como se observa na Tabela 4.7.

**Tabela 4.7.** Coeficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes tamanhos de campo para 2 blocos com espessuras diferentes.

Campo ( $cm^2$ )	Parâmetro $s$
Menor igual $15 \times 15$	1,0
Maior $15 \times 15$ e Menor igual $20 \times 20$	0,98
Maior $20 \times 20$ e Menor igual $30 \times 30$	0,96
Maior que $30 \times 30$	0,94

Por fim, a influência da espessura do bloco no valor do CAL foi reportada na Tabela 4.8. O campo utilizado em todas essas medições foi de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ .

A Tabela 4.8 mostra que em situações extremas o CAL pode variar em até 13,0% devido à espessura do bloco. Tipicamente os blocos de IMRT possuem espessuras de até 5  $cm$  (CHANG, S. X. *et al.*, 2004). Dentre os 3 parâmetros analisados, a espessura do bloco de IMRT é o fator que mais influencia no CAL considerando os casos mais comuns que utilizam essa técnica.

O passo seguinte foi encontrar os valores das constantes  $k$ ,  $a$ ,  $b$  e  $c$ . Nesse intuito, a equação 4.6 foi reescrita de maneira linear na forma

**Tabela 4.8.** Coeficientes de Atenuação Linear (CAL) para diferentes espessuras de bloco.

Espessura Bloco ( <i>cm</i> )	CAL ( $cm^{-1}$ )	CAL normalizado na espessura 1,1 <i>cm</i>
9,3	0,44	0,87
7,2	0,45	0,88
5,2	0,45	0,88
3,2	0,47	0,93
1,1	0,51	1,00
0,5	0,56	1,11

$$Ak + Ba + Cb + Dc = E, \quad (4.7)$$

onde

$$A = -s \ln \left( \frac{I}{I_0} \right), \quad (4.8)$$

$$B = -s, \quad (4.9)$$

$$C = -sr, \quad (4.10)$$

$$D = -sr^2, \quad (4.11)$$

$$E = \frac{\ln \left( \frac{I}{I_0} \right)}{t}. \quad (4.12)$$

Com isso todos resultados contidos nas Tabelas 4.5, 4.7 e 4.8 foram usados para encontrar as constantes  $k$ ,  $a$ ,  $b$  e  $c$  por meio do método dos mínimos quadrados (KAY, S. M., 1993). Os valores encontrados para essas constantes foram:  $k = 0,017 \text{ mm}^{-1}$ ,  $a = 0,0501 \text{ mm}^{-1}$ ,  $b = c = 0$ . Portanto, a dependência em relação à distância ao eixo central é desprezível considerando os resultados usados nessa solução. A equação 4.6 pode ser finalmente reescrita da seguinte forma

$$I(t, s) = I_0 \exp \left( \frac{-0,00501st}{1 + 0,0017t} \right). \quad (4.13)$$



A equação 4.13 foi um dos modelos usados para definir as espessuras dos moldes impressos pela impressora 3D.

## 4.2 AVALIAÇÃO DOS MODELOS FÍSICOS PARA DEFINIÇÃO DA ESPESURA DOS BLOCOS DE IMRT

Essa pesquisa criou blocos de IMRT usando 03 modelos para converter uma imagem do mapa de intensidades em moldes para serem impressos. O objetivo de testar 03 modelos é tentar identificar quais informações dosimétricas prévias do *Cerrobend* são necessárias para produzir blocos de IMRT (cl clinicamente aceitáveis), já que a diferença principal entre esses algoritmos está no processo de comissionamento.

O uso desses modelos se faz por meio da conversão dos valores dos pixels, que representam as intensidades do feixe dentro do campo, nas alturas dos moldes ( $h_{molde}$ ). Além disso, nesses modelos o valor de  $I_0$  é obtido pelo valor máximo do pixel no mapa e  $I(x, y)$  é o valor do pixel na posição  $(x, y)$ .

O Modelo\_01 usou uma equação exponencial simples (equação3.2) e o valor nominal da Camada Semi-Redutora (HVL) do *Cerrobend* (15 mm). Logo, a equação proposta no Modelo\_01 é dada por

$$h(x, y)_{molde} = -15 \times \frac{\ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)}{0,693}. \quad (4.14)$$

O Modelo\_02 usou uma equação exponencial simples (equação2.10) e o valor medido experimentalmente para o CAL do *Cerrobend* (0,044 mm<sup>-1</sup>). Logo, a equação proposta no Modelo\_02 é dada por

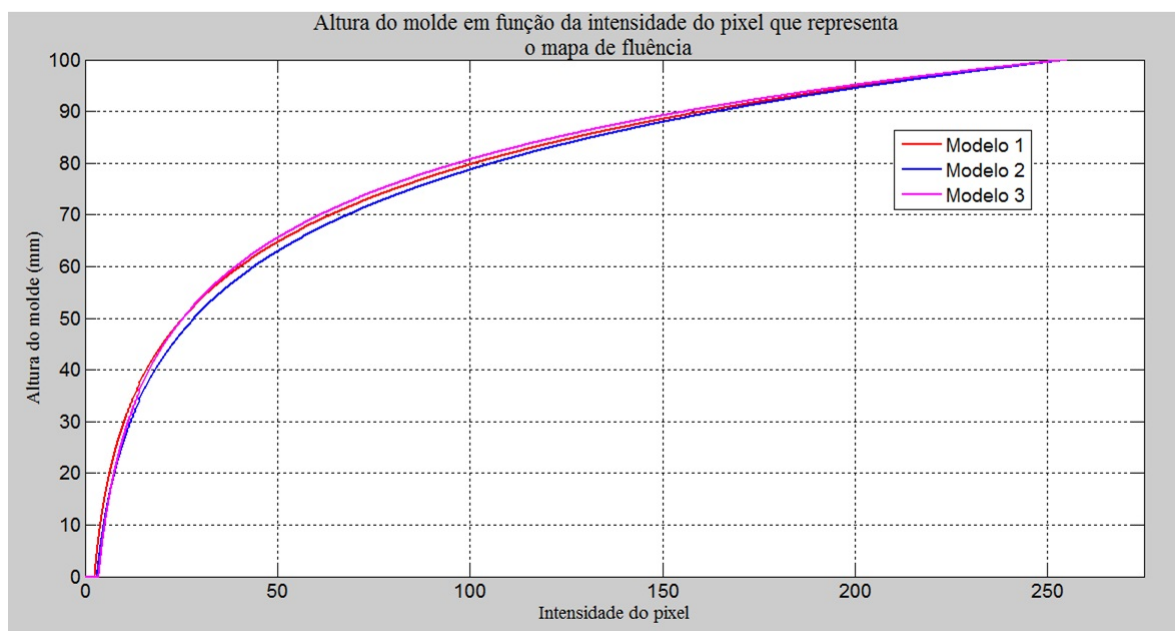
$$h(x, y)_{molde} = -\frac{\ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)}{0,046}. \quad (4.15)$$

O Modelo\_03 usou o modelo mais complexo proposto na equação4.13), considerando a dependência do CAL com a a espessura do bloco e com o tamanho de campo. Logo, a equação proposta no Modelo\_03 é dada por

$$h(x, y, s)_{molde} = \frac{-\ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)}{\left(0,00501s + 0,0017 \ln\left(\frac{I(x, y)}{I_0}\right)\right)}. \quad (4.16)$$

Note que em nenhum dos modelos foi considerada a distância em relação ao eixo central como fator de correção do CAL. A dependência da intensidade em relação à posição é devido ao fato de que o valor da espessura será referente àquela posição do mapa de intensidade.

Esses 03 modelos foram usados a fim de avaliar do ponto de vista dosimétrico as necessidades e as vantagens de se fazer um comissionamento prévio sobre o *Cerrobend*. O gráfico que aparece na Figura 4.5 coloca os 03 modelos sobrepostos. Nesse gráfico foi feita uma comparação da espessura do molde para cada modelo em função do valor da intensidade do pixel. Os valores testados para  $I(x, y)$  variaram de 0 a 255 (representando todas as possibilidades de uma imagem em 8 bits). Foi considerado para o Modelo\_03 um campo em que  $s = 1$  no Modelo\_03 (menor que  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ).



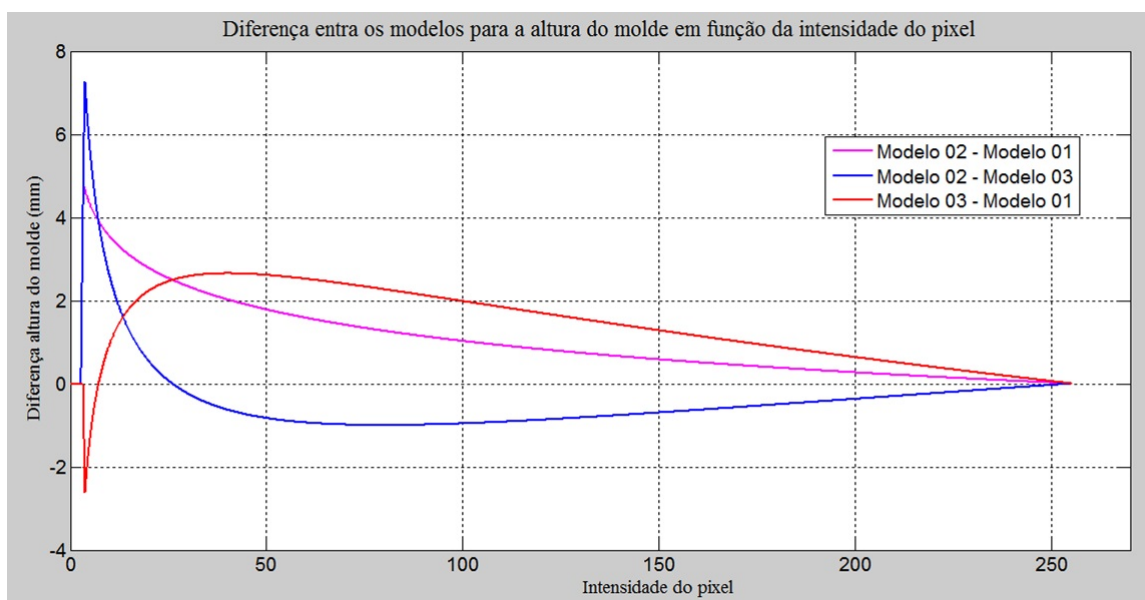
**Figura 4.5.** Gráfico que compara os algoritmos para confecção dos moldes que serão impressos. O Modelo 1 representa o algoritmo que utilizou o HVL nominal do *Cerrobend*. O Modelo 2 representa o algoritmo que utilizou um CAL medido experimentalmente (definido usando uma função exponencial simples). O Modelo 3 representa o algoritmo que levou em consideração as influências do campo, da distância ao eixo central e da espessura do bloco para definir o CAL.

O gráfico que aparece na Figura 4.5 mostra a espessura do molde, sendo que o bloco de IMRT usa esse molde como negativo. Portanto, quanto maior o valor da altura do molde, menor será a altura do bloco. Para conhecer a altura do bloco de IMRT para uma dada situação, basta realizar a subtração de  $100 \text{ mm}$  (altura máxima do bloco) pela altura do molde nesse ponto.

Vale observar nesse gráfico que essas curvas se entrelaçam na região com intensidade de pixel menor que 40. Desse modo não se pode afirmar que há uma tendência sistemática

entre os modelos de criar moldes maiores ou menores nessa região. Porém, para valores de intensidade maiores que 40, o Modelo\_03 cria sistematicamente os moldes mais altos, seguido pelos modelos 01 e 02. Considerando que os blocos de IMRT possuem espessura tipicamente menor que 5 *cm*, a maioria dos valores de intensidade estará nessa região com pixel maior que 40.

Por outro lado, as maiores diferenças na altura do molde ocorreram em regiões onde na prática não são esperados blocos com tal espessura. Nessa comparação as diferenças máximas nas espessuras dos moldes foram de 4, 7, 7, 3 e 2, 7 *mm* entre os modelos (Modelo\_01 e Modelo\_02), (Modelo\_01 e Modelo\_03) e (Modelo\_02 e Modelo\_03) respectivamente. Em todos os casos, o valor da intensidade do pixel para os desvios máximos foi menor que 40. A Figura 4.6 contem um gráfico que mostra as diferenças nas alturas dos moldes entre os 03 modelos em função do valor de intensidade isso ocorreu.



**Figura 4.6.** Gráfico que mostra os desvios entre os diferentes modelos para a altura do molde em função da intensidade do pixel.

Para exemplificar o resultado mostrado na Figura 4.6, vale dizer que diferenças de 2 *mm* na altura do bloco de IMRT representam desvios de fluência de aproximadamente 8,5% para a região com intensidade de pixel menor que 40.

Essas diferenças de dose entre os modelos são importantes, contudo ocorrem para valores de intensidade de pixel que dificilmente aparecerão em mapas de fluências de IMRT. Portanto, para analisar esses modelos em situações mais próximas do esperado, comparações dosimétricas serão feitas por meio dos Controles de Qualidade de cada um dos blocos de IMRT gerados por esses algoritmos.

### 4.3 CONTROLES DE QUALIDADE DOSIMÉTRICOS DOS BLOCOS DE IMRT

Os Controles de Qualidade (CQ) dosimétricos dos blocos de IMRT foram feitos por meio da medição de dose absoluta em alguns pontos e por meio de medições de dose em planos. Todas as medições foram comparadas com os valores previstos pelo SPT. No caso das medições de dose em planos, as comparações foram feitas usando a função gamma-index, com critérios de aprovação para desvios de dose e de posição de 3% e 3 mm, respectivamente.

#### 4.3.1 DEFINIÇÃO DA UNIDADE MONITORA E AVALIAÇÕES PONTUAIS DE DOSE

A UM necessária para o tratamento de um dos campos usando o bloco de IMRT foi encontrada dosimetricamente variando as UM monitoras até obter o menor desvio em relação à dose prevista pelo SPT (Dose de referência 44,42 cGy). A Tabela 4.9 mostra os resultados obtidos.

**Tabela 4.9.** Desvios de dose para diferentes Unidades Monitoras (UM). A dose prevista pelo SPT (Dose referência) é de 44,42 cGy.

Unidade Monitora (UM)	Dose medida (cGy)	Desvio (%)
59	43,96	-1,04
60	44,71	0,66
61	45,41	2,22

A UM monitora que proporciona a dose mais próxima à dose prevista é 60 UM. O desvio de dose foi de 0,66%. Como as UM são números inteiros, há um erro sistemático associado a essa limitação da UM, porque em muitos casos a UM ideal deveria ser um número fracionado. Isso ocorre porque a solução para a distribuição de dose proposta pelo SPT não previa o uso de blocos de IMRT. Porém, não são esperados erros maiores que 1% devido à UM usada. Além disso, esse desvio de dose pode ser considerado no SPT modificando a distribuição de dose original de tal forma que se obtenha a dose no medida usando o bloco de IMRT.

Uma vantagem do bloco de IMRT foi que as UM usadas foram 10% menores do que usando a técnica de IMRT original do tipo Jaws-Only (60 e 66 UM, respectivamente). Novos blocos de IMRT devem ser confeccionados para confirmar que essa técnica diminui as UM necessárias para o tratamento.

Uma vez definidas as UM monitoras, foram feitas medições pontuais de dose absoluta

em 7 profundidades diferentes para 2 regiões do bloco de IMRT (uma região vazada e outra com 1,5 cm de espessura). Esse teste utilizou o bloco de IMRT criado usando o Modelo\_02, porque nessa etapa da pesquisa o Modelo\_03 ainda não havia sido concluído. Os valores obtidos e os desvios em relação ao SPT podem ser vistos na Tabela 4.10.

**Tabela 4.10.** Desvios de dose para diferentes profundidades em 2 regiões do bloco de IMRT. A dose prevista pelo SPT foi usada como referência.

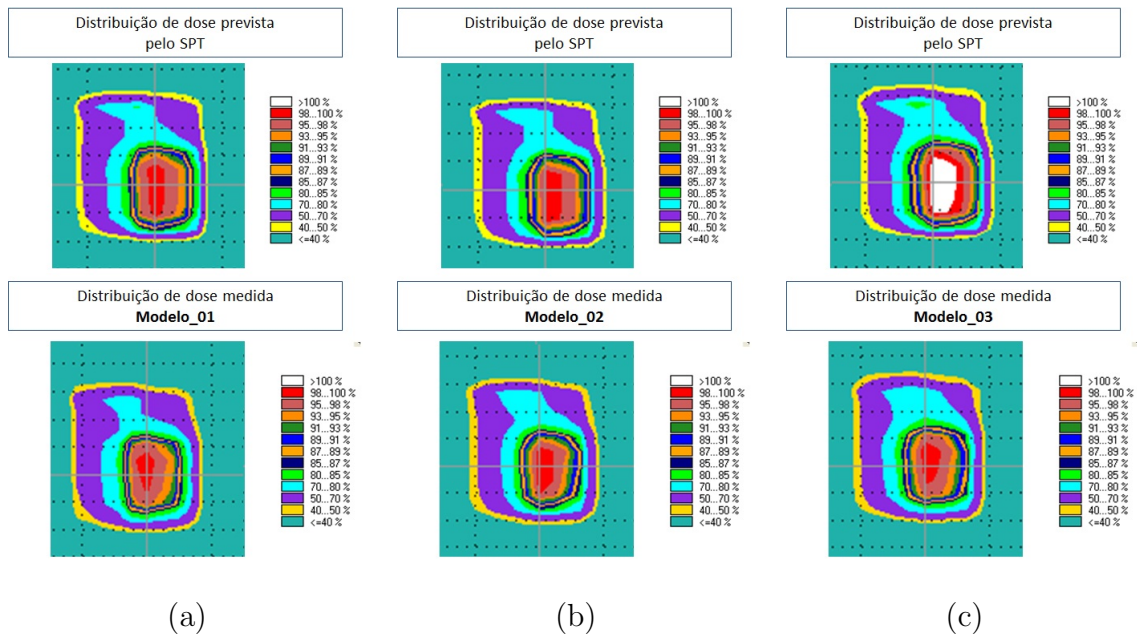
Profundidade (cm)	Região bloco vazada Desvio (%)	Região bloco espessura 1,5 cm Desvio (%)
2,5	1,80	0,22
4	0,88	-1,37
6,5	0,66	-1,75
8	0,31	-1,71
10	1,08	0,73
12	0,89	0,37
15,5	0,94	-0,55

O desvio máximo de dose absoluta foi de 1,8% e ocorreu a 2,5 cm de profundidade na região vazada do bloco de IMRT. Não foram observados efeitos devido à diferença de PDP (endurecimento) do feixe modificado pelo bloco na região com espessura de 1,5 cm. Esse resultado está dentro do recomendado pelo estudo publicado por um grupo de trabalho sobre IMRT para aceitação do plano de tratamento (INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP, 2001). Esse trabalho segue a recomendação de Van Dyke *et al* (VAN DYK, J. *et al.*, 1993), que sugere como critério de aceitação para o CQ de um plano de IMRT um desvio máximo de dose de até 2% no centro do campo, no caso de uma região com baixo gradiente de dose. Portanto, os primeiros resultados dosimétricos obtidos para esses pontos encorajam a continuação dessa pesquisa com blocos de IMRT feitos com ajuda de impressora 3D.

#### 4.3.2 AVALIAÇÃO DOSIMÉTRICA DOS BLOCOS DE IMRT

Essa seção apresenta os resultados dos Controles de Qualidade dosimétricos dos blocos de IMRT. As distribuições de dose foram obtidas usando uma matriz de detectores de radiação. A primeira avaliação que foi feita buscou observar as distribuições de dose relativas para cada um dos 3 modelos investigados nesse estudo para converter mapa de fluência em moldes. Essa análise qualitativa pode ser vista na Figura 4.7. As distribuições de dose foram medidas a 6,5 cm de profundidade.

A Figura 4.7 mostra a distribuição de dose de referência, prevista pelo Sistema de Planejamento de Tratamento (SPT), na parte de cima das imagens. Note que a dis-



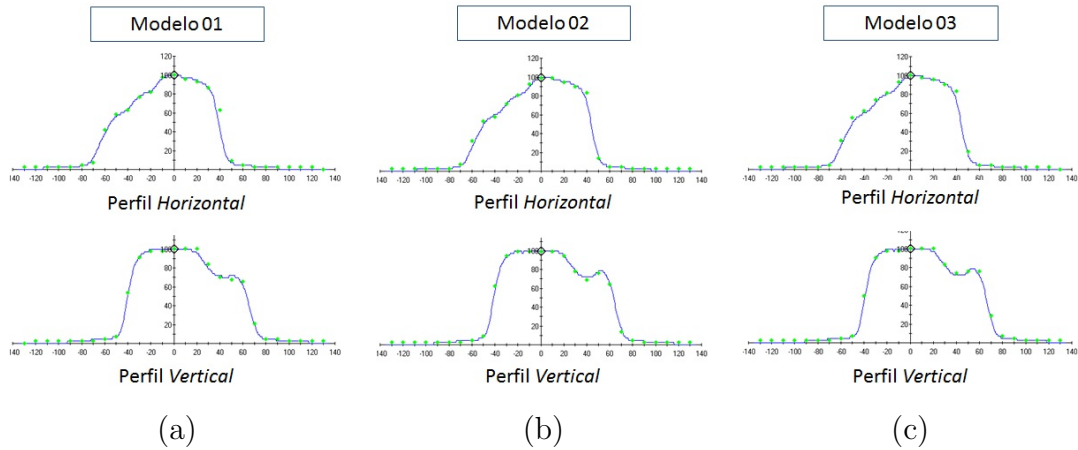
**Figura 4.7.** Distribuições de dose relativa em um plano para cada um dos 3 modelos investigados nesse estudo: (a) distribuição de dose relativa obtida usando o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_01; (b) distribuição de dose relativa obtida usando o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_02; (c) distribuição de dose relativa obtida usando o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_03. Em todos os casos a distribuição de dose de referência, prevista pelo SPT, está localizada na parte de cima da figura.

tribuição de dose de referência é a mesma; porém essa distribuição foi normalizada em cada uma das comparações com as distribuições dos blocos de IMRT. Com isso os mapas de cores representando dose foram modificados, mesmo a distribuição de dose sendo a mesma.

A análise qualitativa das distribuições de dose mostra um bom acordo entre as regiões com maior e menor dose para todos os casos. Não foi possível desprezar nem destacar nenhum dos modelos avaliados de modo categórico. Uma avaliação quantitativa segue necessária principalmente nas regiões com altos gradientes de dose. Nesse sentido, 2 perfis de dose (um no sentido horizontal e outro no vertical) foram extraídos de cada uma das distribuições de dose medidas. Esses perfis passam próximo ao isocentro do campo de tratamento e foram comparados com os perfis de dose previstos pelo SPT. A Figura 4.8 mostra os resultados obtidos nessa comparação.

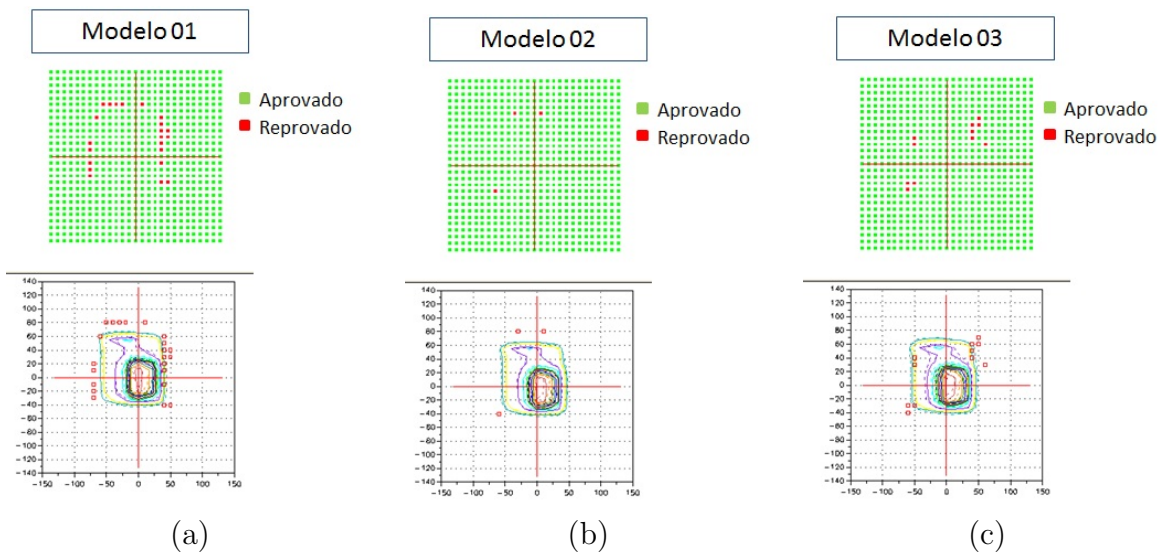
Na Figura 4.8, a linha contínua representa o perfil previsto pelo SPT e os pontos mostram as doses medidas para cada um dos modelos analisados. Novamente ocorreu um excelente acordo para todos os blocos de IMRT analisados. Um julgamento sobre qual modelo foi melhor não é trivial somente observando os perfis.

As análises qualitativas indicam a possibilidade do uso de impressoras 3D para con-



**Figura 4.8.** Comparação entre os perfis de dose previstos e medidos para cada um dos 3 modelos investigados. Para cada modelo foram extraídos um perfil horizontal e outro vertical. A linha contínua representa o perfil previsto e os pontos mostram as doses medidas: (a) para o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_01; (b) para o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_02; (c) para o bloco de IMRT criado pelo Modelo\_03.

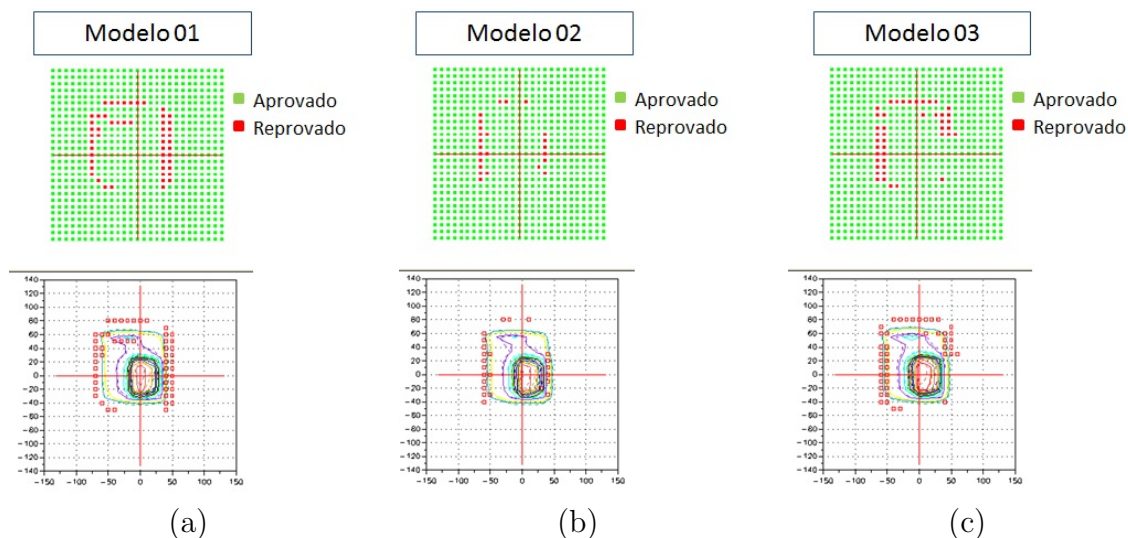
fecção de blocos de IMRT, porém é necessário uma avaliação objetiva sobre as distribuições de dose. Para isso análises quantitativas foram feitas por meio da função gamma-index, usando como critérios de aprovação desvios de dose e de posição de até 3% e 3 mm, respectivamente. A Figura 4.9 mostra os resultados do CQ dosimétrico para cada um dos modelos. Os pontos em verde representam as posições da matriz de detectores que estão dentro dos critérios estabelecidos para aprovação, enquanto que os pontos vermelhos estão fora dos limites desejados.



**Figura 4.9.** Comparação das distribuições de dose prevista e medida usando a função gamma-index com critério para aprovação de desvios de até 3% e 3 mm para dose e posição: (a) CQ dobroloco de IMRT criado pelo Modelo\_01; (b) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_02; (c) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_03.

A Figura 4.9 apresenta mais um conjunto de resultados aceitáveis. Todos os pontos que foram reprovados estão fora do campo de tratamento ou em regiões de borda de campo. A região fora do campo pode ser desprezada nessa análise por dois motivos. O primeiro é devido à dose nessa região ser muito baixa, de tal modo que um pequeno desvio no valor absoluto da dose representa percentualmente um desvio muito grande. Além disso, a dose nessa região não diz respeito diretamente ao bloco de IMRT, já que trata-se de uma região composta por radiação espalhada. Portanto, se for analisada somente a região no interior do campo, os pontos reprovados ficaram localizados numa região de borda de campo (alto gradiente de dose). Vale destacar que o Modelo\_02 obteve 100% dos pontos aprovados dentro do campo de tratamento. O Modelo\_01 e o Modelo\_03 apresentaram 93% e 95% dos pontos aprovados respectivamente. Os modelos 02 e 03 teriam seus planos de tratamento aprovados caso fosse usado o critério de ter pelo menos 95% dos pontos aprovados. A depender do julgamento do físico médico, o CQ do bloco de IMRT do Modelo\_01 também poderia ser aprovado considerando o caso clínico em questão.

A fim de tornar a análise mais rigorosa, uma nova comparação foi feita usando a função gamma-index com critérios de aceitação de desvio de dose de até 2% e de posição de até 2 mm. Os resultados estão na Figura 4.10.



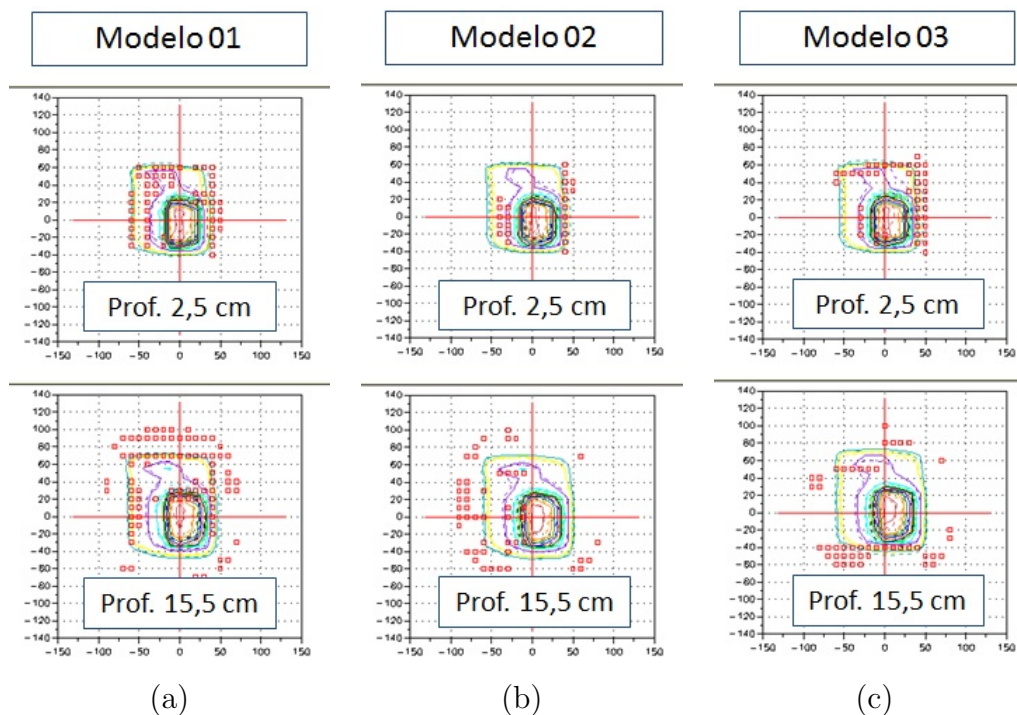
**Figura 4.10.** Comparação das distribuições de dose prevista e medida usando a função gamma-index com critério para aprovação de desvios de até 2% e 2 mm para dose e posição: (a) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_01; (b) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_02; (c) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_03.

Mesmo usando um critério bastante rígido os CQ apresentam resultados satisfatórios em relação à quantidade de pontos avaliados aprovados. Os resultados mostram que a maioria dos pontos reprovados estão fora ou na borda do campo de tratamento. Considerando somente a área interna do campo de tratamento, os modelos Modelo\_01, Modelo\_02



e Modelo\_03 apresentaram 83%, 93% e 86% dos pontos aprovados respectivamente.

As distribuições de dose analisadas até esse momento foram medidas a 6,5 cm de profundidade, uma vez que nessa profundidade dos efeitos de endurecimento do feixe foram minimizados nos algoritmos dos modelos 02 e 03. Embora as medições pontuais de dose não mostraram problemas devido a esse efeito físico, novas distribuições de dose foram medidas a 2,5 cm e 15,5 cm de profundidade usando a matriz de detectores. Os resultados podem ser vistos na Figura 4.11.



**Figura 4.11.** Comparação das distribuições de dose prevista e medida para 2 profundidades. A função gamma-index foi usada com o critério para aprovação de desvios de até 2% e 2 mm para dose e posição: (a) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_01; (b) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_02; (c) CQ do bloco de IMRT criado pelo Modelo\_03.

Os resultados que aparecem na Figura 4.11 devem ser novamente analisados somente considerando a área no interior do campo de tratamento. Os modelos Modelo\_01, Modelo\_02 e Modelo\_03 apresentaram 67%, 83% e 75% dos pontos aprovados, respectivamente, para a profundidade de 2,5 cm. Para a profundidade de 15,5 cm, os modelos Modelo\_01, Modelo\_02 e Modelo\_03 apresentaram 63%, 90% e 87% dos pontos aprovados, respectivamente.

Os resultados rejeitam a utilização do bloco de IMRT produzido pelo Modelo\_01, porque ocorreram muitos pontos com reprovação no parte interna do campo (além das bordas). Isso pode ter acontecido, pois nenhum cuidado adicional, devido ao endurecimento do feixe, foi tomado nesse algoritmo. Apesar de a quantidade dos pontos reprovados ser

maior do que o usual, os demais modelos mostram resultados que poderiam permitir a utilização dos blocos de IMRT em um tratamento clínico, a depender de uma avaliação específica do caso. Esses pontos estão localizados em regiões de entrada e saída dos campos de tratamento, portanto em muitos casos poderiam estar localizados em regiões sem a presença de órgãos rádio-sensíveis ou com valores de dose absoluta muito baixas. Vale ressaltar que os algoritmos foram testados em situações extremas e novos ajustes ainda podem ser tentados para minimizar os efeitos de endurecimento do feixe.

Uma vez que o Modelo\_03 considerou no algoritmo diversos fatores físicos devido à presença de um bloco de IMRT no feixe original do acelerador linear, era esperado que os resultados dosimétricos fossem superiores aos demais modelos. Porém, essa vantagem não foi observada e talvez o próprio Modelo\_02 possa ter obtido resultados melhores. Duas razões podem ser apresentadas como hipóteses: (1) caso fosse feito um número maior de blocos, as vantagens dosimétricas do Modelo\_03 poderiam se destacar; (2) os dados usados para comissionar o Modelo\_03 não foram suficientes. Para entender melhor as diferenças entre os modelos, estudos futuros serão feitos para aumentar o número de blocos de IMRT confeccionados usando os métodos propostos. Caso se comprove que o Modelo\_02 alcança resultados dosimétricos semelhantes ao Modelo\_03, o processo de comissionamento do algoritmo se torna ainda mais simples. Nesse caso, apenas o levantamento das curvas de PDP seria suficiente para alimentar o modelo que converte níveis de cinza em espessura do molde.

Portanto, os resultados dosimétricos apresentados nessa seção também indicam que o método de confecção de blocos de IMRT usando impressoras 3D pode ser usado em rotinas clínicas. Para aumentar a segurança dessa afirmação, testes de repetibilidade foram feitos para avaliar o processo de um modo geral.

#### 4.3.3 REPETIBILIDADE DO MÉTODO USANDO IMPRESSORA 3D PARA CONFECÇÃO DE BLOCOS DE IMRT

O método proposto para confeccionar blocos de IMRT apresentou resultados dosimétricos que podem permitir o uso clínico. No entanto, para avaliar o método proposto em relação à repetibilidade, foram confeccionados 3 blocos de IMRT a partir do mesmo arquivo STL (Blocos A, B e C). As distribuições de dose foram medidas para cada bloco a 6,5 *cm* de profundidade usando uma matriz de detectores. Dentro da área do campo de tratamento haviam 72 detectores (9 × 8 detectores distantes 5 *mm* um do outro). A média entre os valores medidos de cada bloco e o desvio padrão para cada detector foram calculados. Com isso, Os coeficientes de variação (em porcentagem) foram obtidos e podem ser observados na Tabela 4.11.

**Tabela 4.11.** Coeficientes de variação (percentual) para medições de dose de radiação em regiões no interior do campo de IMRT. Foram analisados 3 blocos de IMRT confeccionados a partir do mesmo arquivo STL.

Coeficientes de variação (percentual) para 72 posições de medição de dose de radiação (9 × 8 detectores distantes 5 mm um do outro)							
1,51	1,55	1,87	1,97	1,31	1,16	1,37	1,26
1,02	1,08	0,86	1,04	0,69	0,83	0,76	2,00
2,82	2,60	2,38	1,85	2,30	0,18	0,31	2,79
1,03	0,96	0,85	0,78	1,99	0,49	0,54	2,62
1,52	1,23	1,26	1,08	1,84	1,40	0,38	2,05
0,23	0,14	0,14	0,14	1,13	1,13	0,29	0,98
1,19	1,43	0,95	0,74	0,53	0,64	1,16	1,44
1,15	1,15	1,21	1,30	0,43	0,88	0,45	0,09
1,39	1,15	1,00	1,22	0,50	0,91	0,88	0,95

O maior valor para o coeficiente de variação foi de 2,82%. A média dos valores dos coeficientes de variação foi de 1,14%. A posição com maior desvio ocorreu na borda do campo de tratamento, onde os gradientes de dose são altos. Vale ressaltar que 93% dos pontos tiveram coeficiente de variação menor que 2%.

Os resultados obtidos sugerem uma boa repetibilidade do método. Além disso, esses desvios permitem avaliação de problemas como: bolhas de ar no interior do bloco, deformação do molde devido ao *Cerrobend*, danificação do bloco ao se remover o molde, irregularidades na superfície do molde e irregularidades na superfície de apoio do bloco. Considerando que esses problemas ocorrem de maneira aleatória, o método proposto possui pouca sensibilidade em relação a esses parâmetros. Isso torna o método seguro para ser aplicado em uma rotina clínica.

De um modo geral, todos resultados dosimétricos obtidos validam o uso de impressoras 3D para confecção de blocos de IMRT. Novos blocos de IMRT deverão ser feitos para aumentar a confiança na técnica, antes da implementação em rotinas clínicas. Além disso, melhorias no processo de confecção deverão ser implementadas para aumentar a confiança do método. Tais sugestões de melhoramentos serão apresentadas na próxima seção.

#### 4.4 ANÁLISE DAS DIFICULDADES, DOS CUSTOS E DO TEMPO DE CONFECÇÃO DOS BLOCOS DE IMRT

O método desenvolvido nessa pesquisa para confeccionar blocos de IMRT usando impressoras 3D sugere ser mais barato e rápido em relação ao uso de fresas. Porém, o método

ainda pode ser aprimorado para tornar mais prático os processos de preenchimento do molde, de separação do molde em relação ao bloco de IMRT e de posicionamento dos blocos nas bandejas de tratamento. Dessa forma, o método proposto se apresenta como uma alternativa para produção de blocos de IMRT sem necessidade de fresas.

#### 4.4.1 DIFICULDADES DO MÉTODO PROPOSTO

A qualidade dos blocos de IMRT depende da qualidade do molde impresso pela impressora 3D. Por sua vez, o molde confeccionado pela impressora 3D depende nesse caso do algoritmo proposto para gerar o arquivo STL e da resolução da própria impressora. Dito isso, durante essa pesquisa foram encontradas dificuldades em gerar automaticamente um arquivo STL que pode ser usado diretamente na impressora. A espessura do molde não foi constante em nenhum dos arquivos gerados. Isso não chega a ser um problema grave, já que as flutuações ocorreram somente na superfície interna do molde (essa superfície não entra em contato com o *Cerrobend*, nem define a forma do bloco de IMRT). Um exemplo de falha no molde devido a um problema no arquivo STL pode ser visto na Figura 4.12. Nessa figura um buraco pode ser visto no molde.

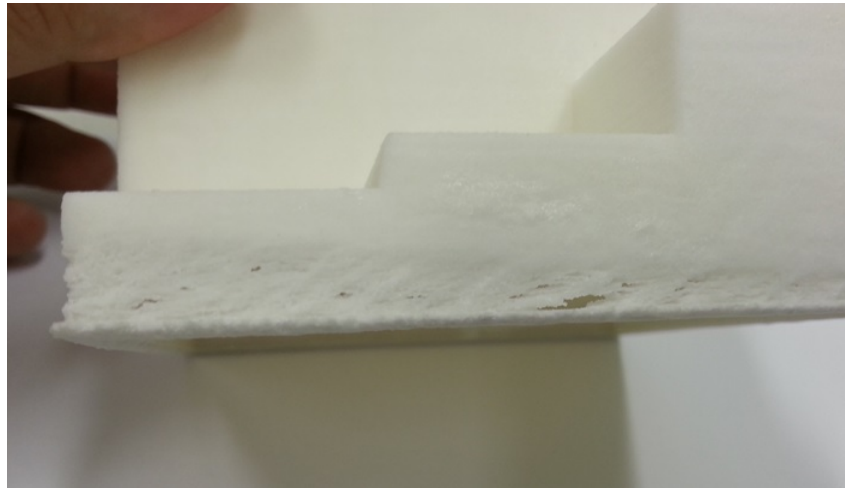


**Figura 4.12.** Erro no molde devido à falha no arquivo STL. Em destaque uma região no molde contendo um buraco.

O problema que apareceu na Figura 4.12 foi corrigido durante o desenvolvimento do algoritmo nessa pesquisa. O algoritmo atual funcionando muito bem para o mapa de fluência usado para gerar o bloco de IMRT nesse estudo, mas ainda precisa ser testado em

outras situações para que se tenha confiança de que não ocorrerão problemas no arquivo STL.

Mesmo usando arquivos STL bem definidos, a impressora 3D ainda pode produzir moldes com algumas falhas. Um exemplo desse tipo de problema pode ser visto na Figura 4.13.



**Figura 4.13.** Falha na impressão 3D de um dos moldes.

Nessa figura observa-se uma região do molde com falhas de impressão. Nessa pesquisa foram impressos 8 moldes e esse tipo de falha ocorreu em pequenas regiões de 2 dos moldes. Esse estudo não investigou a causa desses problemas durante a impressão. No entanto, cuidados em relação a manutenção devem ser tomados antes do início da impressão.

Conforme discutido anteriormente, os moldes impressos receberam uma camada de cola acrílica antes de serem preenchidos com *Cerrobend*, a fim de aumentar a resistência dos mesmos. Esse procedimento pode introduzir erros na espessura do molde. Portanto, uma investigação mais profunda deverá ser realizada para reduzir as incertezas nesse processo.

Outra dificuldade encontrada foi no processo de preenchimento do molde. Quando o molde está praticamente preenchido, surge uma dificuldade em tornar lisa a superfície do bloco de IMRT. Isso ocorre devido à tensão superficial do *Cerrobend*, bem como à utilização de ferramentas básicas nesse processo. Para melhorar essa etapa do método de confecção de blocos de IMRT, algumas tentativas devem ser feitas no projeto que define a forma do molde e na utilização de ferramentas mais apropriadas.

Uma mudança no projeto do molde, de tal forma que não modifique a região que modula o feixe de radiação, pode ser feita para tentar economizar material da impressora, facilitar o preenchimento com *Cerrobend* e simplificar a retirada do molde. O processo

de separação entre molde e bloco exige muito esforço manual. Além da forma do molde, o uso da cola acrílica dificulta a remoção (ou quebra) do mesmo. Um processo químico deve ser investigado para remover o molde. Outra possibilidade é usar ferramentas que também sejam mais apropriadas.

Por fim, o posicionamento do bloco de IMRT na bandeja que será usada no tratamento ainda precisa ser melhorado. Em todos os blocos de IMRT usados nesse estudo foi necessário o reposicionamento do bloco após a avaliação da distribuição de dose. Essa etapa de reposicionar o bloco na bandeja não é prática. Esse estudo implementou no algoritmo ranhuras que aparecem no bloco de IMRT e que servem como referência para posicionamento do bloco na bandeja usando os lasers da sala de tratamento e o retículo do campo luminoso. Com isso os desvios no posicionamento do bloco foram menores do que 2 *mm*. No entanto, investigações adicionais devem ser feitas para reduzir as incertezas na fixação do bloco na bandeja.

#### 4.4.2 ANÁLISE DOS CUSTOS E DO TEMPO DE CONFECÇÃO DOS BLOCOS DE IMRT

Todos os moldes usados para criar blocos de IMRT foram produzidos numa impressora 3D ZCorp, modelo 310, localizada na empresa Artis tecnologia. A tecnologia de impressão é do tipo jato de tinta e a impressora utiliza um pó para fabricar os moldes. O modelo da impressora 3D não está mais disponível no site da fabricante. O modelo que atualmente representa a impressora usada nesse estudo é a ZPrinter 350. Esse modelo de impressora custa aproximadamente 26 mil dólares.

O custo estimado para impressão de 1 molde foi de R\$ 350,00. Nesse valor estão incluídos os custos de uso/manutenção da impressora, a matéria prima (pó), o aglutinante e a cola acrílica.

A impressora 3D usada nesse estudo pode imprimir até 8 moldes de uma só vez. A impressora 3D pode imprimir os moldes em 2 planos diferentes (ou seja, 4 moldes por plano). O tempo de impressão aumenta significativamente quando é necessário usar mais de um plano de impressão. Alguns exemplos de tempo de impressão dos moldes podem ser vistos na Tabela 4.12.

Após a impressão é necessário aguardar mais uma hora independentemente de quantos moldes foram impressos. Esse tempo é importante para que ocorra a secagem do aglutinante. Dessa forma, considerando que tipicamente um plano de IMRT possui de 5 a 7 campos, a impressora 3D leva entre 8h20 e 10h00 para confeccionar o conjunto de moldes.

**Tabela 4.12.** Tempo de impressão de moldes pela impressora 3D do tipo jato de tinta. A impressora pode imprimir objetos em mais de um plano.

Número moldes Plano 1	Número moldes Plano 2	Número total de moldes	Tempo impressão ( <i>h</i> )
3	0	3	3h50
4	0	4	5h00
4	1	5	7h20
4	3	7	9h00

O processo de preenchimento do molde, solidificação do *Cerrobend*, remoção do molde e fixação do bloco na bandeja de tratamento leva aproximadamente 3h00 para um conjunto com 5 blocos de IMRT e 4h00 para um conjunto com 7 blocos. Esses tempos foram estimados considerando 2 funcionários trabalhando simultaneamente. Além disso, com a experiência adquirida nesses processos, o tempo ainda pode reduzir um pouco.

## 5 CONCLUSÃO

Neste trabalho foi desenvolvido um método sistemático para fabricação de blocos compensadores de IMRT usando uma impressora 3D. Este método permite que as máquinas de usinagem (fresas), tradicionalmente utilizadas para a produção de blocos compensadores de IMRT, sejam substituídas por impressoras 3D, com vantagens importantes. Os algoritmos desenvolvidos permitem ao usuário desse método criar os arquivos que servirão de molde para os blocos de IMRT de maneira bastante automática e direta. Esse estudo desenvolveu um método que converte uma solução de IMRT do tipo Jaws-Only em solução do tipo bloco compensador. Esse objetivo secundário da pesquisa permitirá que soluções usando muitos segmentos (até 20 por campo) sejam usadas na prática. Os planejamentos com a técnica de IMRT Jaws-Only normalmente usam até 9 segmentos por campo, para que o tempo médio de tratamento não seja excessivo. Porém, usando blocos de IMRT essas soluções mais complexas podem ser usadas, inclusive com redução no tempo de tratamento.

O método desenvolvido foi considerado válido pelos resultados obtidos nos Controles de Qualidade dosimétricos dos blocos de IMRT confeccionados usando os algoritmos Modelo\_02 e Modelo\_03. As comparações entre as distribuições de dose medidas e previstas usando a função gamma-index tiveram mais de 95% dos pontos aprovados, em ambos modelos, considerando a profundidade de 6,5 *cm* e como critério desvios de dose de até 3% e de posição de até 3 *mm*. Tais modelos para criação dos moldes em arquivo STL produziram blocos de IMRT que poderiam ser usados em um tratamento clínico.

O fato do Modelo\_01 não ter alcançado os mesmo resultados, quando feitas comparações em outras profundidades, revela a necessidade de realização de um comissionamento prévio do *Cerrobend* para alimentar os algoritmos. Dentre as perturbações no feixe provocadas pelo bloco de IMRT, o aumento de dose nas regiões mais profundas da curva de PDP (endurecimento do feixe) pode ter sido o fator que mais contribuiu para que os resultados não fossem ainda melhores. Essa pesquisa não definiu como deverá ser o processo de comissionamento do algoritmo, já que o Modelo\_02 (que não considera os fatores de perturbação devido ao campo, à distância ao eixo central e à espessura no algoritmo) apresentou melhores resultados em relação ao Modelo\_03 (que considera as perturbações



do feixe de maneira mais completa) para esse único bloco de IMRT avaliado. Um novo conjunto de dados para o comissionamento, envolvendo mais medições dosimétricas, deve ser adquirido para verificar se o ajuste usado para modelar o Coeficiente de Atenuação Linear no Modelo\_03 está adequado. Além disso, mais blocos de IMRT serão feitos para comparar esses dois modelos. Caso a equivalência entre os modelos se comprove, o algoritmo que exige comissionamento mais simples será adotado em trabalhos futuros.

O método proposto apresentou boa repetibilidade, indicando que pode ser usado de maneira sistemática para confecção de blocos de IMRT. A sensibilidade dosimétrica do bloco de IMRT em relação às incertezas encontradas nos testes preliminares (captura da imagem, imprecisão do molde, desvio entre a dimensão do bloco final e o arquivo STL original, falhas de impressão) parecem ser pequenas. Isso pode ter ocorrido porque a resolução inicial da impressora é bem maior do que a capacidade de observar diferenças dosimétricas nessas dimensões.

O método proposto aumenta a possibilidade de que serviços de radioterapia que possuam MLC em seus aceleradores lineares desenvolvam laboratórios para confecção de blocos de IMRT. Isso poderia incentivar o uso de blocos de IMRT em pelo menos três situações específicas: (1) tratamentos de crianças, (2) tratamentos de alvos móveis, (3) nos casos de defeito no MLC. O método proposto nesse projeto pode ser mais fácil de ser implantado em relação ao uso de fresas, porque necessita de pouco espaço físico, o treinamento para operação é de curta duração, pode ser todo conduzido dentro do próprio departamento de radioterapia, confecciona um conjunto com 07 blocos de IMRT em até 13h. Talvez somente a necessidade de uma fresa possa ter limitado o uso dos blocos compensadores de IMRT nas últimas décadas. Do ponto de vista técnico, as limitações físicas na resolução da fresa (diâmetro da broca e largura do passo) também foram superadas usando impressoras 3D, sem aumentar o tempo necessário para confecção dos blocos de IMRT.

Esse cenário deverá ser ainda melhor após a conclusão de investigações adicionais que estão em andamento para: (1) reduzir o volume necessário para o molde em formato STL (redução nos custos e tempo de impressão), (2) evitar o uso de cola acrílica (aumento da precisão dos moldes), (3) aperfeiçoar o processo de preenchimento do molde com *Cerrobend* e de separação molde/bloco (redução no tempo de confecção do bloco de IMRT).

## 6 TRABALHOS FUTUROS

Uma vez conhecidas e executadas todas as etapas necessárias para criar um bloco compensador de IMRT, podem ser realizados trabalhos focados nas dificuldades encontradas para melhorar a qualidade final do bloco. Nesse intuito, diversos trabalhos futuros são propostos. As próximas seções representam cada um dos trabalhos que dão continuidade a essa pesquisa.

### 6.1 APRIMORAMENTO DO MÉTODO ATUAL

Conforme comentado na conclusão dessa pesquisa, trabalhos futuros podem ser feitos para diminuir o volume do molde que é impresso pela impressora 3D. A impressora 3D pode ser usada para imprimir somente a parte do molde que é responsável pela modulação do feixe. As paredes do molde, que atualmente são impressas, podem ser de outro material. Inclusive as paredes poderiam ser reaproveitadas após a confecção dos blocos de IMRT. Essa redução no volume do molde diminui os custos e o tempo de impressão. Além disso, uma investigação sobre outras possibilidades de aumentar a rigidez do molde sem usar cola acrílica pode permitir aumentar a exatidão das dimensões dos moldes/blocos.

A pesquisa atual não definiu qual o melhor método de alimentar os algoritmos desenvolvidos em relação às propriedades dosimétricas do *Cerrobend*. Portanto, novos testes sobre o comissionamento se fazem necessários. Em complemento a essa etapa, um número maior de blocos de IMRT devem ser confeccionados. Testes dosimétricos para conjuntos de blocos de IMRT que simulem o tratamento completo de um paciente são fundamentais para alcançar o objetivo de uso na rotina clínica.

No aspecto de tornar o método ainda prático, mudanças devem ser estudadas no processo de preenchimento do molde, retirada do bloco do molde e fixação do bloco de IMRT na bandeja de tratamento. Outra investigação será feita para tentar incorporar a atenuação proporcionada pelo molde, de tal forma que não seja necessária a remoção do mesmo.

## 6.2 IMPRESSÃO DE BLOCOS USANDO OUTROS SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE TRATAMENTO(SPT)

Esse estudo avaliou um método de confecção de blocos de IMRT usando a solução de um planejamento do tipo Jaws-Only. Essa técnica de IMRT que serviu como referência não é muito comum, portanto blocos de IMRT devem ser criados a partir do mapas de fluência de outros SPT.

Assim, blocos de IMRT devem ser feitos a partir de soluções que contemplem o uso desses blocos (eliminando o problema de perturbação do feixe) e até mesmo a partir de soluções usando MLC. O método proposto se mostra tão prático, que mesmo departamentos de radioterapia que possuam MLC poderiam ter um pequeno espaço para confecção de blocos de IMRT usando impressoras 3D. As razões para isso seriam que em caso de defeito no MLC, em tratamentos de alvos móveis e em tratamentos de crianças as vantagens dosimétricas do IMRT com bloco poderiam ser utilizadas.

## 6.3 COMPARAÇÃO ENTRE DIFERENTES TECNOLOGIAS DE IMPRESSÃO 3D

Além da melhora no processo que já foi desenvolvido, outras tecnologias de impressão 3D deverão ser investigadas. O objetivo é buscar melhores resultados e diminuir o custo do processo. A impressora da marca Dimension, modelo 1200 SST, do tipo FDM, localizada no laboratório de engenharia automotiva da UnB/Gama, será avaliada e usada para imprimir novos blocos. Outra impressora que será avaliada está localizada no Laboratório de Engenharia e Inovação da UnB/Gama. Essa impressora com tecnologia do tipo FDM tem o projeto gratuito disponível na internet e foi construída na própria UnB/Gama.

Pretende-se criar pelo menos 3 blocos de IMRT, a partir do mesmo mapa de fluência, usando 3 impressoras com tecnologias diferentes, para avaliar a repetibilidade de cada equipamento. Além disso, um conjunto com 5 blocos de IMRT será confeccionado com cada uma dessas impressoras, para comparar a qualidade, o tempo e o custo do tratamento completo de um paciente. Desse modo, poderia ser encontrada a tecnologia de impressão 3D que melhor se adapta a aplicação proposta.

## 6.4 DESENVOLVIMENTO DE UMA IMPRESSORA QUE IMPRIME DIRETAMENTE USANDO *Cerrobend*

Um trabalho futuro ousado que pode ser tentado é desenvolver uma impressora que utiliza como matéria-prima o *Cerrobend*. Como o *Cerrobend* possui baixo ponto de fusão, um cartucho contendo esse material poderia ser imaginado. Uma extrusora pode facilmente aquecer o *Cerrobend* até a temperatura de fusão (aproximadamente  $80^{\circ} C$ ). Essa ideia partiu de um dos participantes desse projeto e membro da banca de defesa, prof. Marcelino Andrade. A praticidade e a possibilidade de reaproveitamento da matéria-prima entusiasma esse projeto.

## 6.5 COMPARAÇÃO ENTRE UM BLOCO DE IMRT FEITOS USANDO UMA FRESA E UMA IMPRESSORA 3D

É interessante ainda confeccionar um mesmo bloco de IMRT usando uma fresa e uma impressora 3D. Isso permitirá explicitar as vantagens de cada método. Todos os aspectos relacionados à qualidade, ao custo e ao tempo de impressão serão colocados lado-a-lado. Os resultados que a pesquisa trouxe até o momento não mostram razões para interromper esse processo de substituição de fresas por impressoras 3D. Contudo, somente após essa comparação direta, a recomendação pelo uso de exclusivo de impressoras 3D poderá ser feita.

# REFERÊNCIAS

- AGAZARYAN, N., SOLBERG, T. D., e DEMARCO, J. J. (2003). Patient specific quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*, 4(1):40–50.
- AHUNBAY, E. E., CHEN, G. P., THATCHER, S., JURINIC, P. A., WHITE, J., ALBANO, K., e LI, X. A. (2007). Direct aperture optimization-based intensity-modulated radiotherapy for whole breast irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 67(4):1248–58.
- AVELINO, S. R., SILVA, L. F. O., e MIOSSO, C. J. (2012). Use of 3-D printers to create Intensity-Modulated Radiotherapy compensator blocks. In *IEEE EMBS (EMBC), 2012 34th Annual international conference of the*, páginas 5718–5721.
- BORTFELD, T., JOKIVARSI, K., GOITEIN, M., KUNG, J., e JIANG, S. B. (2002). Effects of intra-fraction motion on IMRT dose delivery: statistical analysis and simulation. *Phys Med Biol*, 47(13):2203–20.
- BUCKEY, C. R., STATHAKIS, S., e PAPANIKOLAOU, N. (2010). The inter- and intra-fraction reproducibilities of three common IMRT delivery techniques. *Med Phys*, 37(9):4854–60.
- CHANG, S. (2006). Compensator-intensity-modulated radiotherapy – a traditional tool for modern application. *US Oncological Disease*, páginas 80–4.
- CHANG, S. X., CULLIP, T. J., e DESCHESNE, K. M. (2000). Intensity modulation delivery techniques: step and shoot MLC auto-sequence versus the use of a modulator. *Med Phys*, 27(5):948–59.
- CHANG, S. X., CULLIP, T. J., DESCHESNE, K. M., MILLER, E. P., e ROSENMAN, J. G. (2004). Compensators: an alternative IMRT delivery technique. *J Appl Clin Med Phys*, 5(3):15–36.

- CLASIE, B. M., SHARP, G. C., SECO, J., FLANZ, J. B., e KOOY, H. M. (2012). Numerical solutions of the gamma-index in two and three dimensions. *Phys Med Biol*, 57(21):6981–97.
- CNEN (2011). CNEN-NN-3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.
- DECIMAL (2013). Prestação de serviços de confecção de blocos de IMRT. Em <http://www.dotdecimal.com/resources/products/IMRT>. Último acesso: 30 de junho de 2013.
- DIMENSION (2012). Especificações das impressoras 3D Dimension 1200ES. Em <http://www.dimensionprinting.com/pdfs/prodspecsfam/DimensionBrochure.pdf>. Último acesso: 31/12/2012.
- DIMITRIADIS, D. M. e FALLONE, B. G. (2002). Compensators for intensity-modulated beams. *Med Dosim*, 27(3):215–20.
- EARL, M. A., AFGHAN, M. K., YU, C. X., JIANG, Z., e SHEPARD, D. M. (2007). Jaws-only IMRT using direct aperture optimization. *Med Phys*, 34(1):307–14.
- EHLER, E. D., NELMS, B. E., e TOME, W. A. (2007). On the dose to a moving target while employing different IMRT delivery mechanisms. *Radiother Oncol*, 83(1):49–56.
- EZZELL, G. A., BURMEISTER, J. W., DOGAN, N., LOSASSO, T. J., MECHALAKOS, J. G., MIHAILIDIS, D., MOLINEU, A., PALTA, J. R., RAMSEY, C. R., SALTER, B. J., SHI, J., XIA, P., YUE, N. J., e XIAO, Y. (2009). IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*, 36(11):5359–73.
- EZZELL, G. A., GALVIN, J. M., LOW, D., PALTA, J. R., ROSEN, I., SHARPE, M. B., XIA, P., XIAO, Y., XING, L., e YU, C. X. (2003). 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.
- FRAASS, B., DOPPKE, K., HUNT, M., KUTCHER, G., STARKSCHALL, G., STERN, R., e VAN DYKE, J. (1998). American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*, 25(10):1773–829.
- HAGHPARAST, A., HASHEMI, B., e EIVAZI, M. T. (2012). Influence of compensator thickness, field size, and off-axis distance on the effective attenuation coefficient of a cerrobend compensator for intensity-modulated radiation therapy. *Med Dosim*.

- HALL, ERIC J. e GIACCIA, AMATO J. (2006). *Radiobiology for the radiologist*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 6<sup>a</sup> edição.
- HALPERIN, EDWARD C., PEREZ, CARLOS A., e BRADY, LUTHER W. (2008). *Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 5<sup>a</sup> edição.
- HELYER, S. J. e HEISIG, S. (1995). Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: a time and motion study of beam shaping in radiotherapy. *Radiother Oncol*, 37(1):61–4.
- IAEA (2007). *Tecdoc-1540 - Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems*. IAEA, Viena.
- IAEA (2008). *Tecdoc-1583 - Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques*. IAEA, Viena.
- IAEA (2013). Mapa mundial sobre radioterapia. Em <http://www-naweb.iaea.org/nahu/dirac/map.asp>. Último acesso: 23/05/2013.
- INCA (2013). O que é o câncer. Em <http://www2.inca.gov.br/wps/wcm/connect/cancer/site/oquee>. Último acesso: 23/05/2013.
- INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY COLLABORATIVE WORKING GROUP (2001). Intensity-modulated radiotherapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 51(4):880–914.
- JAVEDAN, K., STEVENS, C. W., e FORSTER, K. (2008). Compensator-based intensity-modulated radiation therapy for malignant pleural mesothelioma post extrapleural pneumonectomy. *J Appl Clin Med Phys*, 9(4):2799.
- JAVEDAN, K., ZHANG, G. G., HOFFE, S., FEYGELMAN, V., e FORSTER, K. (2012). Comparing dose in the build-up region between compensator- and MLC-based IMRT. *J Appl Clin Med Phys*, 13(5):3748.
- JIANG, S. B. e AYYANGAR, K. M. (1998). On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Med Phys*, 25(5):668–75.
- JOY, S., STARKSCHALL, G., KRY, S., SALEHPOUR, M., WHITE, R. A., LIN, S. H., e BALTER, P. (2012). Dosimetric effects of jaw tracking in step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys*, 13(2):3707.
- KAI, C. C. (1994). Three-dimensional rapid prototyping technologies and key development areas. *Computing and Control Engineering*, 5(4):200–6.

- KAY, S. M. (1993). *Fundamentals of statistical signal processing: estimation theory*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, 1ª edição.
- KENTZER, J., KOCH, B., THIIM, M., JONES, R. W., e VILLUMSEN, E. (2011). An open source hardware-based mechatronics project: the replicating rapid 3-D printer. In *Mechatronics (ICOM), 2011 4th International Conference On*, páginas 1–8.
- KHAN, FAIZ M. (2003). *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3ª edição.
- LEE, C. T., DONG, L., AHAMAD, A. W., CHOI, H., CHEUNG, R., LEE, A. K., HORNE, D. F., JR., BREAU, A. J., e KUBAN, D. A. (2005). Comparison of treatment volumes and techniques in prostate cancer radiation therapy. *Am J Clin Oncol*, 28(6):618–25.
- LOW, D. A., HARMS, W. B., MUTIC, S., e PURDY, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*, 25(5):656–61.
- LOW, D. A., MORAN, J. M., DEMPSEY, J. F., DONG, L., e OLDHAM, M. (2011). Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys*, 38(3):1313–38.
- MEYER, J., MILLS, J. A., HAAS, O. C., PARVIN, E. M., e BURNHAM, K. J. (2000). Some limitations in the practical delivery of intensity modulated radiation therapy. *Br J Radiol*, 73(872):854–63.
- NAKAGAWA, K., FUKUHARA, N., e KAWAKAMI, H. (2005). A packed building-block compensator (TETRIS-RT) and feasibility for IMRT delivery. *Med Phys*, 32(7):2231–5.
- NATIONAL CANCER INSTITUTE (NCI) (2012). Surveillance epidemiology and end results. Em [http://seer.cancer.gov/csr/1975\\_2009\\_pops09/browse\\_csr.php?section=2&page=sect\\_02\\_table.09.html#a](http://seer.cancer.gov/csr/1975_2009_pops09/browse_csr.php?section=2&page=sect_02_table.09.html#a). Último acesso: 31/12/2012.
- O'DANIEL, J. C., DONG, L., KUBAN, D. A., LIU, H., SCHECHTER, N., TUCKER, S. L., e ROSEN, I. (2004). The delivery of IMRT with a single physical modulator for multiple fields: a feasibility study for paranasal sinus cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 58(3):876–87.
- OGUCHI, H. e OBATA, Y. (2009). Commissioning of modulator-based IMRT with XiO treatment planning system. *Med Phys*, 36(1):261–9.
- PALTA, J. R., LIU, C., e LI, J. G. (2008). Quality assurance of intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 71(1 Suppl):S108–12.



- PODGORSAK, E. B. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, Viena, 1<sup>a</sup> edição.
- RENGIER, F., MEHNDIRATTA, A., VON TENGG-KOBLIGK, H., ZECHMANN, C. M., UNTERHINNINGHOFEN, R., KAUCZOR, H. U., e GIESEL, F. L. (2010). 3D printing based on imaging data: review of medical applications. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 5(4):335–41.
- SAW, C. B., SIOCHI, R. A., AYYANGAR, K. M., ZHEN, W., e ENKE, C. A. (2001). Leaf sequencing techniques for MLC-based IMRT. *Med Dosim*, 26(2):199–204.
- VAN DYK, J., BARNETT, R. B., CYGLER, J. E., e SHRAGGE, P. C. (1993). Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 26(2):261–73.
- WAGHORN, B. J., STATON, R. J., RINEER, J. M., MEEKS, S. L., e LANGEN, K. (2013). A comparison of the dosimetric effects of intrafraction motion on step-and-shoot, compensator, and helical tomotherapy-based IMRT. *J Appl Clin Med Phys*, 14(3):4210.
- WEBB, S. (2011). The fish (IMRT) needs a bicycle (MLC)? The bicycle factories seem flourishing; not so the goldfish-bowl factories. *Phys Med*, 27(3):177–80.
- XU, T., SHIKHALIEV, P. M., AL-GHAZI, M., e MOLLOI, S. (2002). Reshapable physical modulator for intensity modulated radiation therapy. *Med Phys*, 29(10):2222–9.
- YAN, X. e GU, P. (1996). A review of rapid prototyping technologies and systems. *Computer-Aided Design*, 28(4):307–18.
- YU, M. K., SLOBODA, R. S., e MURRAY, B. (1997). Linear accelerator photon beam quality at off-axis points. *Med Phys*, 24(2):233–9.

## 7 ANEXOS

### 7.1 PUBLICAÇÕES

#### Publicação

Essa pesquisa teve seus resultados preliminares publicados no artigo

AVELINO, S.R., SILVA, L.F.O., MIOSSO, C.J. **Use of 3D-Printers to Create Intensity-Modulated Radiotherapy Compensator Blocks**. In: Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2012, San Diego. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012.

Nesse trabalho publicado (AVELINO, S. R. *et al.*, 2012) durante o período do mestrado aparecem os resultados obtidos numa etapa que serviu de piloto, logo no início do projeto. A fim de conhecer a viabilidade do método que foi apresentado nessa dissertação, um bloco de IMRT foi confeccionado de maneira direta, nos primeiros meses do projeto, usando o algoritmo denominado como Modelo\_01. Com isso foi possível conhecer cada uma das etapas de confecção de um bloco de IMRT, a partir de uma solução do tipo Jaws-Only. As dificuldades obtidas nesse projeto piloto foram decisivas para definir a metodologia subsequente.

Os métodos e resultados do trabalho piloto não foram divulgados na dissertação, apenas para não comprometer a fluência da apresentação do trabalho final. Outro artigo está sendo preparado contendo exatamente todos os resultados nessa dissertação. A submissão ao periódico está prevista para as próximas semanas.

#### Apresentação oral em eventos científicos

Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2012, San Diego. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC).

XV Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia - XIII Jornada de Física Médica, 2013, Fortaleza. Sociedade Brasileira de Radioterapia.