

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

HELLEM CRISTINE DE SOUZA BASSO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DOSIMÉTRICA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS DE
TITÂNIO EM VMAT DE CABEÇA E PESCOÇO**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA

2015

HELLEM CRISTINE DE SOUZA BASSO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DOSIMÉTRICA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS DE
TITÂNIO EM VMAT DE CABEÇA E PESCOÇO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do grau de “Mestre em Ciências” – Área de Concentração: Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. João Antônio Palma Setti

CURITIBA

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

B322a Basso, Hellem Cristine de Souza
2015 Avaliação da influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço / Hellem Cristine de Souza Basso.-- 2015.
76 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2015.
Bibliografia: f. 70-74.

1. Radiação - Dosimetria. 2. Implantes dentários.
3. Ligas de titânio. 4. Arcoterapia volumétrica de intensidade modulada. 5. Câncer - Radioterapia - Normas. 6. Monte Carlo, Método de. 7. Física médica. 8. Engenharia biomédica - Dissertações. I. Setti, João Antônio Palma, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD 22 -- 610.28

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação Nº 039

“Avaliação da influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço

Por

Hellem Cristine de Souza Basso

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: FÍSICA MÉDICA

LINHA DE PESQUISA: FÍSICA MÉDICA E RADIOLOGIA

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Física Médica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às **14h30min** do dia **09 de julho de 2015**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. João Antonio Palma Setti, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Márgio César Loss Klock, Dr.
(UFPR)

Prof. Edney Milhoretto, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof^a. Leandra Ulbricht, Dr^a.
(Coordenadora do PPGEB)

RESUMO

BASSO, Hellem C. S. Avaliação da influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço. 76f. Dissertação - Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

O câncer de cabeça e pescoço tem maior prevalência em homens, predominantemente de meia ou terceira idade, caracterizando um grupo de indivíduos com grande probabilidade em ter realizado implantes dentários ósseointegrados. A maior parte desses implantes é feito de titânio e a interação dos fótons de raios X com esse material de alto número atômico e elevada densidade eletrônica gera grande espalhamento de radiação e perturbação de dose nas suas interfaces, gerando incertezas dosimétricas nos tratamentos de radioterapia de cabeça e pescoço. O objetivo desse estudo é avaliar a influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço. Para isso, foi realizada irradiação de um fantoma de água sólida com a presença de um implante dentário de titânio por campo direto e com a aplicação adaptada para VMAT dos testes *CShape Easy* e *Head and Neck*, propostos pelo TG 119. O planejamento desses casos foi realizado conforme critérios determinados pela AAPM, com o *software Monaco 5.0*, e a execução do tratamento em Acelerador Linear *Synergy*, da *Elekta*. As medidas foram realizadas com câmara de ionização Semiflex e eletrômetro UNIDOS PTW, filme radiocrômico *GafChromic EBT3* com varredura no *scanner Epson Expression XL* e análise com o *software VeriSoft 6.0*. Os resultados da distribuição e perfis de dose encontrados na irradiação de campo direto comprovam que a presença de implante dentário de titânio causa perturbações de dose significativas. Em decorrência da presença do material, também foi aumentada a diferença entre dose calculada e medida, quando comparada à irradiação de fantoma homogêneo. Porém na dosimetria dos casos do TG 119 essa diferença foi irrelevante. A dose calculada pelo *software* e a medida com a câmara de ionização tiveram diferenças insignificantes, assim como a concordância do critério *gamma* para os casos com e sem a presença do implante dentário de titânio. Os resultados encontrados são satisfatórios e compatíveis com testes de outros autores em irradiações de fantomas homogêneos. O impacto da presença do implante dentário de titânio pode ser minimizado através do delineamento manual do objeto metálico e do artefato gerado por ele e através da atribuição de valores de densidade eletrônica corrigidos a eles, além de incluí-los como órgãos com restrição de dose na otimização do planejamento. A partir da aplicação dos testes *CShape Easy* e *Head and Neck* do TG 119 da AAPM, foi comprovado que seguindo as recomendações descritas, o sistema de planejamento *Monaco 5.0* com é capaz de realizar cálculos de dose com elevado grau de exatidão para VMAT de cabeça e pescoço em pacientes com implante dentário de titânio.

Palavras-chave: Dosimetria. TG119. Implante dentário de titânio. VMAT de cabeça e pescoço.

ABSTRACT

BASSO, Hellem C. S. Evaluation of dosimetric influence of titanium dental implant in head and neck VMAT. 76p. Dissertação - Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

The head and neck cancer is more prevalent in men, predominantly middle or elderly age, featuring a group of individuals with high probability of having done osseointegrated dental implants. Most of these implants are made of titanium and the interaction of X-ray photons with this high atomic number material and high electron density generates scattering and disturbance on radiation dose in their interfaces, generating dosimetric uncertainties in the head and neck radiotherapy treatments. The aim of this study is to assess the dosimetric impact of dental implants of titanium in head and neck VMAT. For this, irradiation of phantom was performed in the presence of a titanium dental implant for direct field and with application of CShape Easy and Head and Neck tests proposed by the TG 119, adapted to VMAT. The planning of these cases was conducted according to criteria determined by the AAPM, with Monaco 5.0 software, and the treatment is in Linear Accelerator Synergy Elekta. The measurements were performed with Semiflex ionization chamber and electrometer US PTW, radiochromic film GafChromic EBT3 scanned with the Epson Expression XL scanner and analysis with the software VeriSoft 6.0. The results of the distribution and dose profiles found in direct irradiation field show that the presence of titanium dental implant causes significant dose disturbance. Due to the presence of the material was also increased the difference between the calculated and the measured dose when compared to irradiation of the homogeneous phantom. But in the dosimetry of TG 119 cases this difference was irrelevant. The dose calculated by the software and the measure with the ionization chamber had negligible differences, as well as the consent of the gamma criterion for cases with and without the presence of dental titanium implant. The results are satisfactory and consistent with other author's tests in homogeneous phantoms. The impact of dental titanium implant presence can be minimized through the manual delimitation of the metal object and artifact generated and by assigning the electron density values corrected them, and include them as organs with dose constraints on optimization planning. From the testing CShape Easy and Head and Neck TG 119 of the AAPM, we have verified that following the recommendations described, the planning system Monaco 5.0 is capable of performing dose calculations with high degree of accuracy for head and neck VMAT in patients with titanium dental implant.

Keywords: Dosimetry. TG119. Titanium dental implant. Head and neck VMAT.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Planejamento 2D	12
Figura 2 –	Planejamento 3D	13
Figura 3 –	Radioterapia de Intensidade Modulada	14
Figura 4 –	Representação VMAT	15
Figura 5 –	Efeito fotoelétrico	17
Figura 6 –	Efeito Compton	17
Figura 7 –	Formação de pares	18
Figura 8 –	Geometria para medidas e definição da PDP	19
Figura 9 –	Curvas de PDP em fantoma de água.	20
Figura 10 –	Curvas de Percentual de Dose Profunda para caso homogêneo e heterogêneo com inserção de titânio	21
Figura 11 –	a) Perfil de dose anterior a um implante de titânio. (b) Perfil de dose posterior a um implante de titânio.	25
Figura 12 –	Implante de mandíbula de titânio.	26
Figura 13 –	Implante dentário	27
Figura 14 –	(a) UM em função do ângulo do <i>gantry</i> para plano de VMAT de cabeça e pescoço com e sem limites de tolerância de dose para a região com implante dentário. (b) Ilustração dos ângulos do <i>gantry</i> para um plano VMAT	29
Figura 15 –	Precisão global dos tratamentos de IMRT nas instituições participantes do TG 119 e com VMAT na instituição do presente trabalho	31
Figura 16 –	TG 119 - Dose pontual medida com câmara de ionização em região de alta dose: (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição, média das 10 instituições.	32
Figura 17 –	TG 119 - Dose pontual medida com câmara de ionização em região de baixa dose: (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição, média das 10 instituições.	33
Figura 18 –	Dose pontual medida com câmara de ionização.	33
Figura 19 –	TG 119 – Concordância na distribuição de dose planar com leitura de filmes radiocrômicos para critério γ 3% / 3 mm.	34
Figura 20 –	TG 119 – Concordância da distribuição de dose planar com leitura de filmes radiocrômico para critério γ 3% / 3 mm	34
Figura 21 –	Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose	36
Figura 22 –	Fantoma.	37
Figura 23 –	Bólus	38
Figura 24 –	Implante dentário de titânio	38
Figura 25 –	Tomografia computadorizada do sistema.	39
Figura 26 –	Curva CT-ED para o Tomógrafo <i>Philips iCT</i> utilizado no presente estudo.	40
Figura 27 –	Figura 27: Setup do campo direto.	41
Figura 28 –	Estruturas do TG 119 para o teste <i>CShape</i> , vista	42

	tridimensional	
Figura 29 –	Estruturas do TG 119 para o teste <i>CShape</i> com medidas.	43
Figura 30 –	Estruturas do TG 119 para o teste <i>Head and Neck</i>	44
Figura 31 –	Densidades eletrônicas forçadas para o implante de titânio e áreas de artefatos.	45
Figura 32 –	Fusão de imagens da Tomografia de Planejamento com <i>Cone Beam</i> CT adquirido antes da realização dos testes.	47
Figura 33 –	Perfis de dose para posição número 1 (2 cm de profundidade) para fantoma sem e com a presença do implante dentário de titânio.	48
Figura 34 –	Perfil de dose para posição 2 (2,5 cm de profundidade) para fantoma sem presença da heterogeneidade.	49
Figura 35 –	Perfil de dose para posição 2 (2,5 cm de profundidade e anterior ao implante dentário de titânio) para fantoma com presença da heterogeneidade	50
Figura 36 –	Perfil de dose para posição 3 (2,5 cm de profundidade e posterior ao implante dentário de titânio) para fantoma com presença da heterogeneidade.	51
Figura 37 –	Perfis de dose para posição número 4 (3 cm de profundidade) para fantoma sem e com a presença do implante dentário de titânio	52
Figura 38 –	Distribuição de dose nos filmes radiocrômicos irradiados com campo direto 10 x 10 cm, fantoma homogêneo.	53
Figura 39 –	Distribuição de dose nos filmes radiocrômicos irradiados com campo direto 10 x 10 cm, fantoma com inserção do implante dentário de titânio.	53
Figura 40 –	Campo direto 10 x 10 para fantoma SEM titânio, no Sistema de Planejamento.	54
Figura 41 –	Campo direto 10 x 10 para fantoma COM titânio, no Sistema de Planejamento.	55
Figura 42 –	Planejamento VMAT para TG 119 <i>CShape Easy</i> em fantoma com prótese de titânio inserida.	56
Figura 43 –	Filme radiocrômico EBT3 irradiado com o teste <i>CShape Easy</i> .	57
Figura 44 –	Planejamento VMAT para teste <i>CShape Easy</i> em fantoma com prótese de titânio inserida; câmara de ionização deslocada 2,5 cm, posicionada em região de alta dose.	58
Figura 45 –	Planejamento VMAT para TG 119 <i>Head and Neck</i> em fantoma com prótese de titânio inserida.	60
Figura 46 –	Planejamento VMAT para teste <i>Head and Neck</i> em fantoma com prótese de titânio inserida; câmara de ionização deslocada 4.0 cm, posicionada em região de baixa dose.	61
Figura 47 –	Filme radiocrômico EBT3 irradiado com o teste <i>Head and Neck</i> .	62

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 –	Metas de dose para planejamento CS.	46
TABELA 2 –	Metas de dose para planejamento HN.	46
TABELA 3 –	Medidas dosimétricas do caso CS.	47
TABELA 4 –	Medidas dosimétricas do caso HN.	47
TABELA 5 –	Dose calculada e medida para campo direto 10 x 10 em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.	55
TABELA 6 –	Critério <i>Gamma</i> para teste <i>CShape Easy</i> através de leitura de filme radiocrômico EBT3.	57
TABELA 7 –	Dose calculada e medida no isocentro (região de baixa dose) com câmara de ionização para o teste <i>CShape Easy</i> em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.	58
TABELA 8 –	Dose calculada e medida com câmara de ionização deslocada 2,5 cm (região de alta dose), para o teste <i>CShape Easy</i> em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.	59
TABELA 9 –	Dose medida com câmara de ionização para o Teste <i>CShape Easy</i> (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição.	59
TABELA 10 –	Critério <i>Gamma</i> para teste <i>Head and Neck</i> através de leitura de filme radiocrômico EBT3.	60
TABELA 11 –	Dose calculada e medida no isocentro (região de alta dose) com câmara de ionização para o teste <i>Head and Neck</i> em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.	61
TABELA 12 –	Dose calculada e medida com câmara de ionização deslocada 4,0 cm (região de baixa dose), para o teste <i>Head and Neck</i> em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.	62
TABELA 13 –	Dose medida com câmara de ionização para o Teste <i>Head and Neck</i> (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição.	63

LISTA DE SIGLAS

AAPM	<i>The American Association of Physicists in Medicine</i> - Associação Americana de Física Médica
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
CBCT	<i>Cone Beam Computed Tomography</i>
CS	<i>CShape Easy</i> – Forma C Fácil
ED	<i>Electronic Density</i> - Densidade Eletrônica
HN	<i>Head and neck</i> – Cabeça e pescoço
HPV	Papilomavírus Humano
EPID	<i>Electronic Portal Imaging Device</i> - Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurement</i> - Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação.
IGRT	<i>Image Guided Radiotherapy</i> - Radioterapia Guiada por Imagem
IMRT	<i>Intensity Modulated Radiation Therapy</i> - Radioterapia de Intensidade Modulada
NTCP	<i>Normal Tissue Complication Probability</i> - Probabilidade de Complicação em Tecidos Normais
PBC	<i>Pencil Beam Convolution</i>
TCP	<i>Tumor Control Probability</i> - Probabilidade de Controle Tumoral
TG119	<i>Task Group 119</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i> - Sistema de Planejamento de Tratamento
UM	Unidade Monitor
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i> - Arcoterapia Volumétrica Modulada
Z	Número Atômico

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	8
1.1 OBJETIVOS	9
1.1.1 Objetivo Geral	9
1.1.2 Objetivos específicos	9
2 DESENVOLVIMENTO	10
2.1 REVISÃO DE LITERATURA	10
2.1.1 Câncer de Cabeça e Pescoço	10
2.1.2 Radioterapia de Cabeça e Pescoço	11
2.1.3 Interação da radiação ionizante com a matéria	16
2.1.4 Interação dos fótons de raios X com o titânio	20
2.1.5 Aplicações médicas/odontológicas do titânio	23
2.1.6 Radioterapia de cabeça e pescoço em pacientes com implantes dentários de titânio	26
2.1.7 Algoritmos de Monte Carlo	29
2.1.8 TG 119	30
2.1.9 Filmes radiocrômicos	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS	37
4 RESULTADOS	48
4.1 CAMPO DIRETO	48
4.2 TESTES DO TG119	56
4.2.1 Teste <i>CShape Easy (CS)</i>	56
4.2.2 Teste <i>Head and Neck (HN)</i>	59
5 DISCUSSÃO	64
6 CONCLUSÃO	68
7 TRABALHOS FUTUROS	69
8 REFERÊNCIAS	70

1 INTRODUÇÃO

O câncer de cabeça e pescoço tem maior prevalência em homens, predominantemente de meia ou terceira idade (SCULLY, 2011), caracterizando um grupo de indivíduos com grande probabilidade em ter realizado procedimentos odontológicos no decorrer da vida, entre eles restaurações, próteses metálicas e implantes ósseointegrados (ROSALES, 2006). Esses implantes são em sua maioria de parafusos de titânio, em virtude da biocompatibilidade e desempenho mecânico do material (LI, 2011; ARAÚJO 2012; VIEIRA, 2004). Devido ao alto número atômico (Z) do material, a interação de fótons de raios X com o titânio, assim como nos demais metais, gera grande espalhamento de radiação, com aumento de dose na região anterior ao mesmo. Em contrapartida, novamente devido ao alto Z, objetos de titânio atenuam mais a radiação do que os tecidos biológicos, diminuindo a porcentagem de dose profunda na região posterior a ele. (PODGORSAK, 2005; SALATA 2009; SERAP, 2013; SON, 2012; TROMBETTA, 2010; BROZYNA, 2014).

Pacientes com neoplasia de cabeça e pescoço que necessitam de radioterapia podem ter seus tratamentos afetados pelos implantes de titânio, seja por aumento das complicações aos tecidos sadios da cavidade oral devido ao excesso de dose na região anterior ao implante (OZEN, 2005) quanto pelo possível decréscimo de dose na região de tratamento, se esta estiver posterior ao implante, contraindicando as recomendações internacionais de -5% a 7% no volume alvo (ICRU, 1993). Em decorrência dessas alterações na distribuição de dose, clinicamente evita-se o uso de campos onde haja algum elemento metálico no caminho do feixe, mas isso nem sempre é possível. Nos casos de tratamentos rotacionais, por exemplo, com Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), desviar esses materiais torna-se ainda mais difícil, quando comparados aos planejamentos de feixes estáticos.

A tecnologia VMAT vem sendo cada vez mais utilizada nos centros de radioterapia do mundo por se mostrar capaz de fornecer cobertura adequada ao volume de tratamento enquanto preserva satisfatoriamente os órgãos de risco,

com a vantagem da entrega rápida da dose, permitindo mais conforto ao paciente e diminuindo a movimentação intrafração (STUDENSKI, 2013). Uma possível desvantagem da técnica seria a dificuldade em desviar materiais metálicos, tais como implantes dentários de titânio, durante o planejamento do tratamento.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência dosimétrica dos implantes dentários de titânio em VMAT de cabeça e pescoço.

1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a dosimetria da irradiação com campo direto em fantoma na presença de implante dentário de titânio com uso de filme radiocrômico (perfis e distribuição da dose) e câmara de ionização (confronto entre dose calculada e medida).
- Executar os testes *CShape Easy* e *Head and Neck* propostos pelo *Task Group 119 (TG119)* adaptados para VMAT em um fantoma com implante dentário de titânio.
- Comparar os resultados dosimétricos medidos com filme radiocrômico (concordância do critério gamma) e câmara de ionização (confronto entre dose calculada e medida) aos encontrados em fantoma sem heterogeneidades.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 REVISÃO DE LITERATURA

2.1.1 CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO

Câncer é o nome dado a um conjunto de mais de 100 doenças que tem em comum o crescimento desordenado de células anormais com potencial invasivo, sendo sua origem causada por condições multifatoriais (INCA 2014). No conjunto de doenças neoplásicas de cabeça e pescoço podemos citar os carcinomas de cavidade oral, orofaringe, hipofaringe, laringe, nasofaringe, cavidade nasal e seios paranasais, glândulas salivares, etc. Sendo 85% deles tumores de células escamosas, com diferentes graus de diferenciação (WANG 1997).

O câncer de cabeça e pescoço tem maior prevalência em homens, predominantemente de meia ou terceira idade e os principais fatores de risco para seu desenvolvimento são tabagismo e etilismo, mas também pode ser causado por higiene oral inadequada, dieta, genética, condições ambientais, infecções por papiloma vírus humano (HPV), herpes, cândida, entre outros fatores (SCULLY 2011).

No Brasil, presume-se que houve pelo menos 11.280 novos casos de câncer de cavidade oral em homens e 4.010 em mulheres em 2014, o que corresponde a um risco estimado de 11,54 casos novos para cada 100.000 homens e 3,92 para cada 100.000 mulheres. Estima-se também 6.870 casos novos de câncer de laringe em homens e 770 em mulheres, sendo seu risco estimado de 7,03 casos a cada 100 mil homens e de 0,75 a cada 100 mil mulheres. Ou seja, contabilizando apenas esses dois tipos de câncer de cabeça e pescoço, já são 22.930 novos casos no Brasil em apenas um ano (INCA 2014).

O tratamento da doença consiste em cirurgia, quimioterapia e radioterapia, associados ou não, de acordo com cada caso e suas particularidades.

2.1.2 RADIOTERAPIA DE CABEÇA E PESCOÇO

A radioterapia é o método de tratamento que se utiliza de radiações ionizantes para o tratamento do câncer e de algumas doenças benignas (BONTRAGER, 2003).

Na oncologia, a função da radioterapia pode ser: (INCA, 2011)

- Curativa: visa à cura do paciente;
- Neo-adjuvante: ou pré-operatória, com o intuito de diminuir o tumor e facilitar a cirurgia;
- Adjuvante: ou pós-operatória, com a finalidade de esterilizar focos microscópicos do tumor;
- Paliativa: tratamento sem função de alterar a sobrevida global do paciente. Pode ter finalidade antiálgica (redução da dor) ou anti-hemorrágica (controlar sangramentos).

O objetivo da radioterapia de cabeça e pescoço é ministrar doses de radiação ao paciente, oferecendo o máximo de controle loco-regional da doença com o mínimo de complicações ao tecido sadio adjacente. A unidade de medida para dose é o Gray (Gy) e corresponde à energia média depositada (em joules) por unidade de massa de um tecido (em kg). A literatura apresenta que frações diárias ministradas em cinco semanas, totalizando doses de 45 a 50 Gy, são suficientes para controlar doença subclínica em 90% dos casos. Já para tumores palpáveis, essa dose sobe para 60 – 70 Gy, podendo chegar a 85 Gy em casos de tumores grandes e avançados, com erradicação tumoral através de radioterapia improvável nessas condições (WANG 1997). Para esses casos, altas doses seriam necessárias para controlar a doença, porém não podem ser administradas devido à radiosensibilidade dos órgãos vizinhos.

Alguns efeitos colaterais decorrentes do tratamento que podem ocorrer são xerostomia, mucosite, alteração da capacidade gustativa, candidose, cáries de

radiação, trismo e radiodermatite (ROSALES, 2006). Complicações maiores correspondem a ulcerações e osteorradionecrose, cujas manifestações clínicas incluem dor, fístulas orocutâneas, necrose óssea exposta, fratura patológica e supuração (OZEN, 2005).

O avanço da tecnologia nas últimas décadas permitiu a evolução das técnicas de tratamento de Radioterapia Bidimensional (2D) para Tridimensional (3D) e, mais recentemente, Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT). Na técnica 2D, a região de tratamento é delimitada a partir da anatomia óssea do paciente e o planejamento é realizado com uso de radiografias e, em alguns casos, com auxílio do contorno do paciente para planejamento computacional (Figura 1).

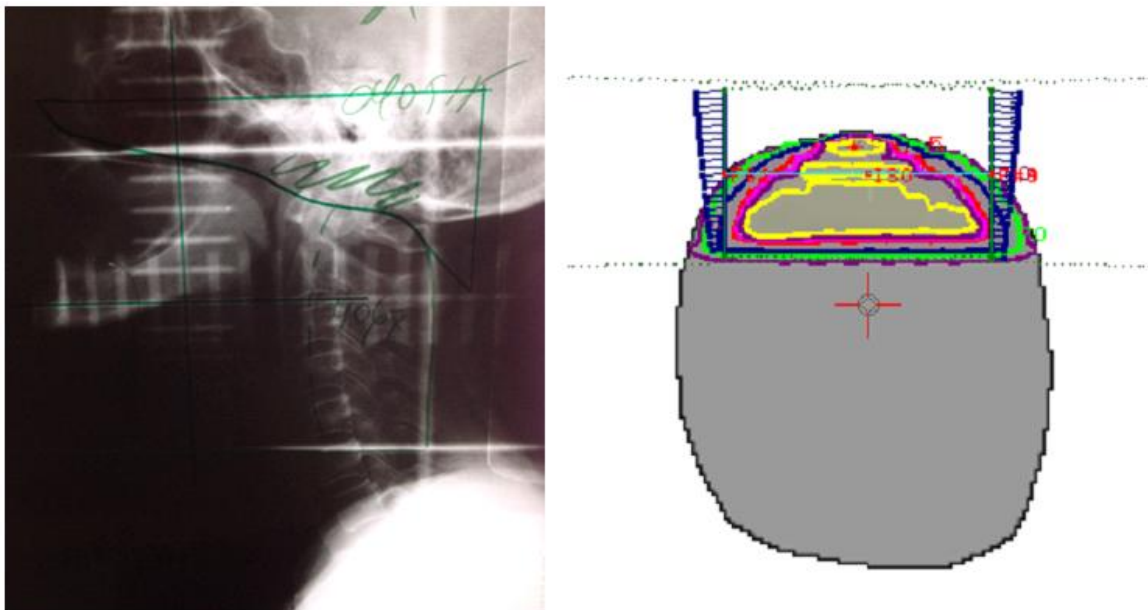


Figura 1: Planejamento 2D. Fonte: Elaborada pela autora.

Na técnica 3D (Figura 2), temos as informações anatômicas em três dimensões, obtidas por meio de tomografia axial computadorizada e o planejamento do tratamento é realizado computacionalmente, com Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS), tornando a distribuição de dose conformada na região onde está localizado o alvo.

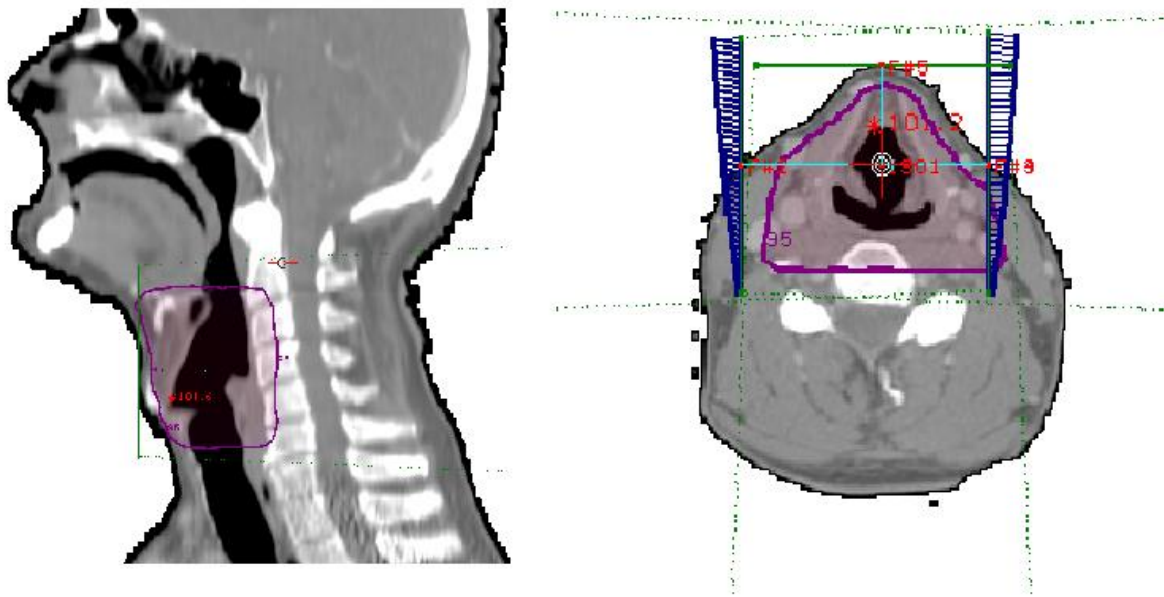


Figura 2: Planejamento 3D visualizado nos planos sagital e axial. Fonte: Elaborada pela autora.

Com IMRT, os feixes de radiação também são conformados ao alvo, porém possuem fluência não-uniforme e são otimizados de forma a entregar simultaneamente alta dose de radiação no alvo e baixas doses nos tecidos saudáveis vizinhos, como pode ser observado nas curvas de isodoses nos planos sagital e axial de um exemplo de tratamento de intensidade modulada, demonstrado pela Figura 3. Nessa técnica, cada campo de tratamento é subdividido em subfeixes e o peso ótimo para cada um deles é determinado de forma a se obter uma distribuição de dose predefinida. Tal processo é denominado de planejamento inverso e nele as intensidades ótimas dessas subunidades são determinadas iterativamente e a distribuição de dose é calculada de acordo com os objetivos determinados pelo usuário (SILVA, 2013).

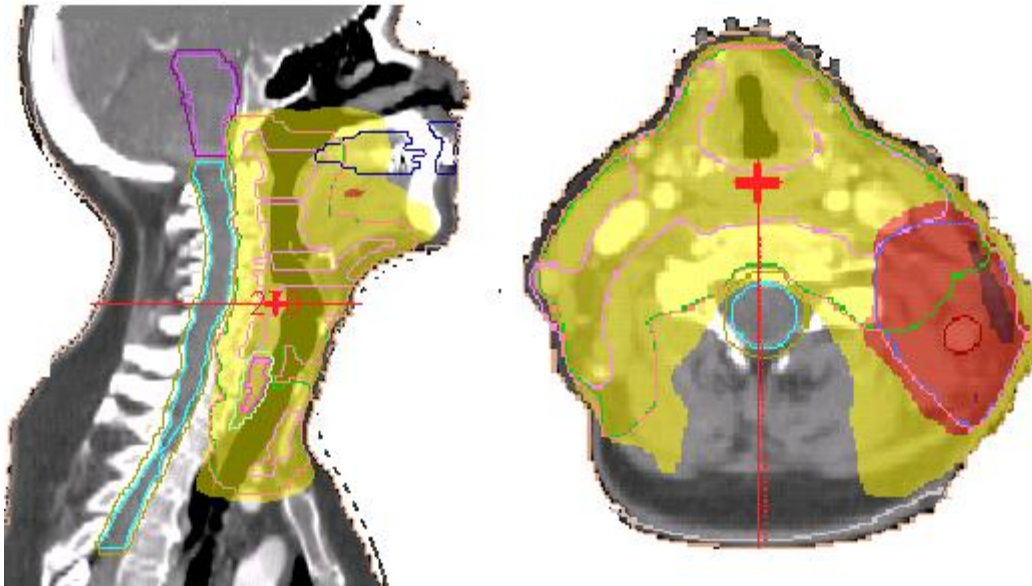


Figura 3: Radioterapia de Intensidade Modulada visualizada nos planos sagital e axial.
Fonte: Elaborada pela autora.

O uso dessas modalidades representa um avanço significativo, pois são capazes de aumentar a precisão da entrega de dose, poupando os tecidos sadios circundantes e órgãos de risco (PESZYNSKA-PIORUN, 2012). Além dos ganhos terapêuticos, tais fatores influenciam diretamente a qualidade de vida dos pacientes, uma vez que foi demonstrado que aqueles submetidos à IMRT possuem menos disfagia, perda de peso, problemas dentários e de xerostomia quando comparados aos tratados com as técnicas 2D e 3D (ALLEN 2011 e GHOSH-LASKAR 2011).

Um plano padrão de IMRT requer múltiplos feixes de radiação, com diferentes posições fixas do *gantry* e diversos segmentos de tratamento para cada uma delas, resultando em um elevado tempo para entrega da dose. No intuito de resolver tal problema foi desenvolvido o sistema VMAT (Figura 4), que é um tipo de IMRT executado com feixes rotacionais, no qual a modulação é atingida variando simultaneamente os parâmetros taxa de dose, velocidade do *gantry* e velocidade das lâminas (SILVA, 2013).



Figura 4: Representação VMAT. Fonte: www.elekta.com¹

Estudos recentes demonstram que com VMAT é possível realizar planejamentos com distribuição de dose semelhante ou até superior ao IMRT em alguns casos, com a vantagem de uma entrega mais eficiente e redução de até 32% nas Unidades Monitoras (UM). Assim como IMRT, o VMAT é capaz de fornecer cobertura adequada ao volume de tratamento enquanto preserva satisfatoriamente os órgãos de risco. Ainda é escassa a literatura que comprova os benefícios clínicos do uso do VMAT, porém já são amplamente conhecidas as vantagens da técnica para a entrega rápida da dose, permitindo mais conforto ao paciente e, conseqüentemente, menor movimentação intrafração (STUDENSKI et al 2013).

Com exceção do 2D, todos os planejamentos de radioterapia externa com fótons são realizados com uso de tomografia computadorizada, por *softwares*

¹ Disponível em <http://blog.elekta.com/blog/2010/10/fortis-hospitals-launches-comprehensive-cancer-care-under-one-roof/elekta-synergy-oncology-linac.jpg-med/>. Acesso em maio de 2015.

denominados Sistemas de Planejamento de Tratamento (TPS). A tomografia é um exame radiológico exibido como imagens seccionais reconstruídas matematicamente por computador, a partir de informações da atenuação linear de cada tecido. Esses coeficientes de atenuação são convertidos para uma escala numérica que envolve os Números CT, originalmente conhecidos como Unidades Hounsfield. A escala de cinza da imagem é relacionada aos números CT, onde a referência é o valor 0 para água, -1.000 para o ar e 1.000 para osso (BONTRAGER, 2003).

Além dos benefícios da visualização do tumor e demais partes moles e da possibilidade de reconstrução tridimensional do paciente, tais imagens são usadas pelos TPS's pela correlação existente entre o número CT e a densidade do tecido, pixel por pixel, permitindo inclusive correções de heterogeneidade no planejamento do tratamento (KHAN 2007).

2.1.3 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO IONIZANTE COM A MATÉRIA

Radiações que possuem carga elétrica caracterizam-se por causar ionizações denominadas diretas, atuando em vários átomos ao mesmo tempo, principalmente por meio de seu campo elétrico. Já as ondas eletromagnéticas, como por exemplo, radiação gama ou raios X, as realizam de forma indireta, transferindo individualmente sua energia para elétrons do átomo, que provocarão novas ionizações. Os principais modos de interação da radiação eletromagnética são o efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (TAUHATA, 2003).

O efeito fotoelétrico ocorre quando há completa transferência da energia da radiação incidente para um único elétron orbital, que é ejetado do átomo com determinada energia cinética (Figura 5). A ocorrência de tal efeito é predominante para baixas energias e para átomos de elevado número atômico em uma probabilidade de Z^4 .

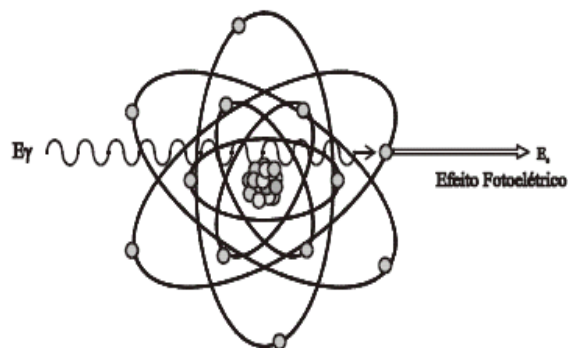


Figura 5 – Efeito fotoelétrico. Fonte: TAUHATA 2003.

O efeito Compton, predominante para altas energias, ocorre quando o fóton incidente é capaz de realizar ionização transferindo apenas parte de sua energia. Após expelir o elétron (com energia cinética variável), o fóton muda a sua direção e pode realizar novas interações (Figura 6). Esse efeito é independente do número atômico do material irradiado, sendo seu aumento relativo à densidade eletrônica do material (OZEN, 2005).

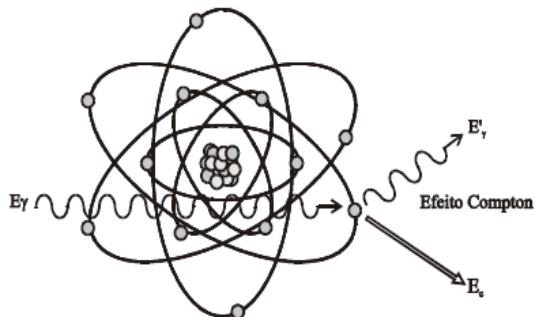


Figura 6 – Efeito Compton. Fonte: TAUHATA 2003.

A formação de pares ocorre quando fótons com energia superior a 1,022 MeV passam próximos a núcleos com elevado Z e, após interagirem com o forte campo elétrico nuclear, desaparecem formando um par elétron-pósitron (Figura 7). O aumento do espalhamento por tal efeito é relativo a Z^2 (OZEN, 2005).

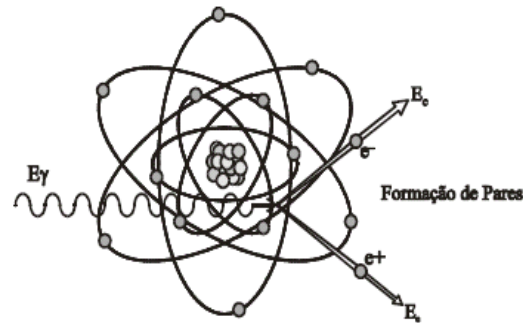


Figura 7 – Formação de pares. Fonte: TAUHATA 2003.

A atenuação dos fótons depende das características do material que está sendo irradiado. A intensidade $I(x)$ de um feixe de fótons monoenergético, atenuado por um meio de espessura x , é dada como:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (1)$$

Sendo,

- $I(0)$ intensidade inicial do feixe;
- $\mu(h\nu, Z)x$ coeficiente de atenuação linear, que depende da energia do fóton ($h\nu$) e do número atômico do material (Z) (PODGORSAK, 2005).

Como os fótons são radiações indiretamente ionizantes, a dose é depositada pelas partículas carregadas (elétrons e pósitrons) geradas por eles. Para feixes de fótons de alta energia essas partículas podem alcançar alguns centímetros, fazendo com que a dose máxima esteja a certa profundidade e não na superfície. Essa região de equilíbrio eletrônico chama-se *build up* e sua profundidade depende da energia do feixe (KHAN 2007).

A distribuição da dose no interior do paciente ou de um fantoma costuma ser normalizada no *build up*, assim os outros pontos de dose na profundidade serão um percentual dessa dose máxima. Curvas que determinam esses valores são denominadas PDP (Porcentagem de Dose em Profunda) e os valores dela

dependem de quatro parâmetros: profundidade, tamanho do campo, distância foco-superfície e energia do fóton (PODGORSAK, 2005). A geometria para a aquisição da PDP está demonstrado na Figura 8:

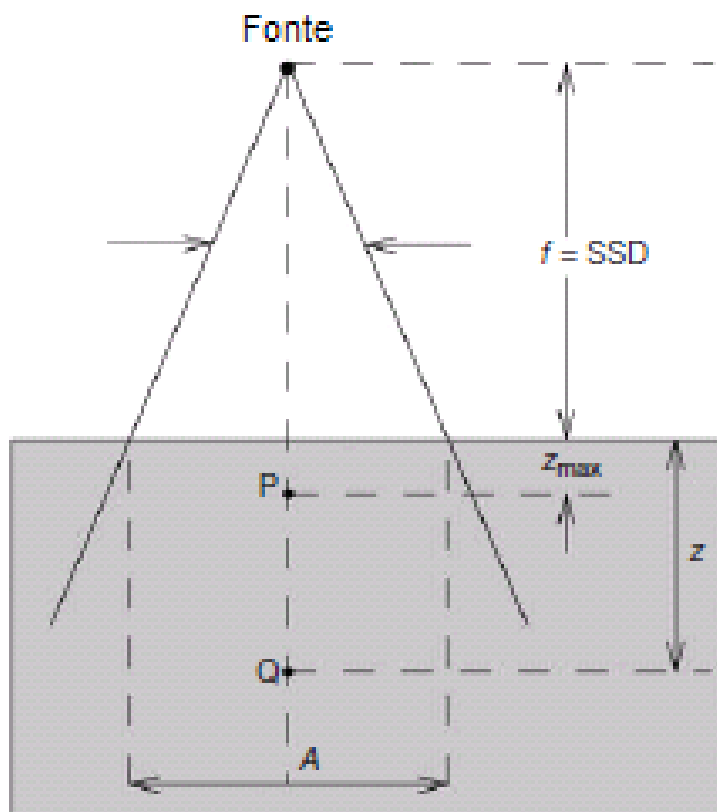


Figura 8: Geometria para medidas e definição da PDP. Fonte: Adaptado de PODGORSAK, 2005.

Onde,

Q: ponto arbitrário no raio central e na profundidade z ;

P: ponto de referência na profundidade de dose máxima (z_{max});

A: tamanho do campo na superfície;

SSD: distância foco superfície.

Vale ressaltar que a dose encontrada no ponto Q é decorrente da radiação primária do feixe somada à radiação secundária, ou de espalhamento do próprio fantoma.

A Figura 9 mostra as curvas de PDP adquiridas em objeto simulador (fantoma) de água para feixes de diferentes energias (radiação gama de cobalto-60 e fótons de 4 a 25 MV), para um *setup* padrão com SSD = 100 cm e tamanho de campo 10 x 10 cm² na superfície.

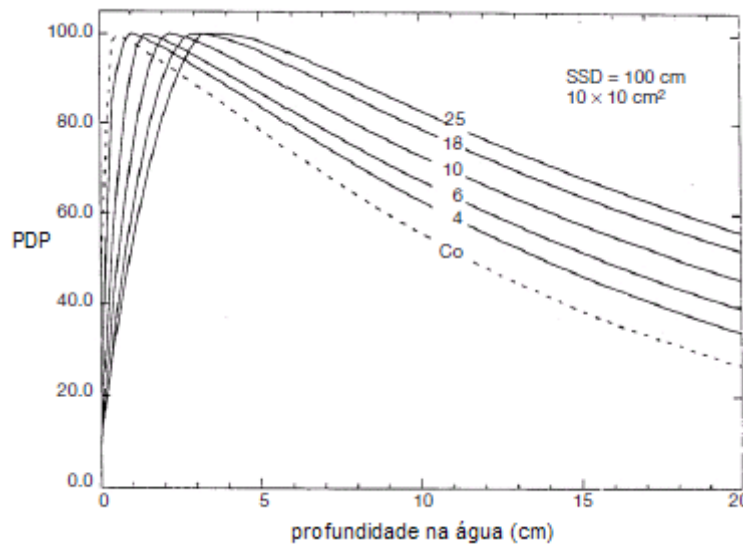


Figura 9: Curvas de PDP em fantoma de água. Fonte: Adaptado de PODGORSK, 2005.

2.1.4 INTERAÇÃO DOS FÓTONS DE RAIOS X COM TITÂNIO

Quando fótons de baixa energia interagem com materiais de elevado número atômico, por exemplo titânio ($Z=22$) há prevalência de efeito fotoelétrico. Já para feixes de alta energia, como é o caso dos fótons utilizados em radioterapia externa (teleterapia), a predominância é de efeito Compton e produção de pares. O grau do aumento de efeito Compton ou elétrons de alta energia em uma interface osso-titânio depende principalmente da diferença de espalhamento dos elétrons nessa interface (OZEN, 2005). A interação dos fótons de raios X com o

titânio, assim como nos demais metais, gera grande espalhamento de radiação, devido ao alto Z do material (VISCH, 2002). O aumento de dose observado é devido principalmente ao espalhamento secundário dessa zona de desequilíbrio eletrônico gerada na interface do tecido biológico com o metal (RAVIKUMAR, 2004).

Estudo realizado por SALATA 2009 simulou computacionalmente irradiação de materiais heterogêneos com fótons de 6MV através do código PENÉLOPE (algoritmo que usa Método de Monte Carlo (Ver Capítulo 2.1.7)). Simulando um fantoma de água com geometria cúbica com lado de 40 cm, no qual é inserido um paralelepípedo de titânio com dimensões 40 x 40 x 10 cm, demonstrou-se que no caso onde o titânio está inserido, para uma mesma profundidade a dose absorvida é até 44,2% menor em relação ao fantoma homogêneo, o que pode ser observado através da Figura 10, com a PDP dos dois casos realizada sobre as mesmas condições (SSD = 100 cm e campo 10 x 10 cm):

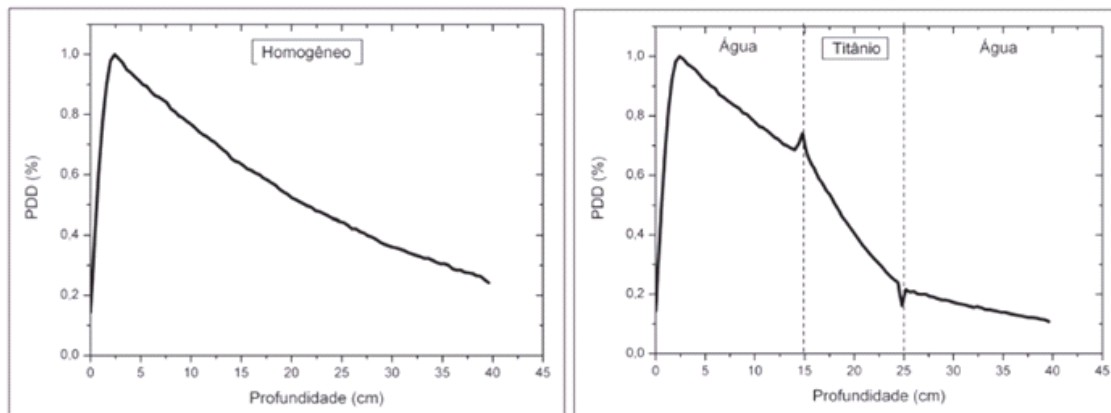


Figura 10: Curvas de Percentual de Dose Profunda para caso homogêneo e heterogêneo com inserção de titânio. Fonte: SALATA, 2009.

Pode-se também observar com auxílio da Figura 10 que na região de transição da água para o titânio (profundidade entre 14,8 e 15,0 cm) há um pico de dose, decorrente do espalhamento típico da transição do feixe de um meio de

menor densidade para um de maior densidade (água-titânio). Já na transição titânio-água (entre 24,8 e 25,0 cm), onde o feixe passa de um meio de maior densidade para um de menor densidade, percebe-se região com perda de dose.

A falta de homogeneidade na distribuição de dose é evitada em todos os planejamentos de radioterapia, principalmente na região onde está o alvo. Para radioterapia convencional, o Relatório 50 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação, conhecido como ICRU 50 (ICRU, 1993) recomenda que a dose em todos os pontos dentro do alvo não deve exceder 7% e não deve ser inferior a 5% prescrita. Nos casos onde há próteses metálicas dentro ou próximas ao alvo, tal homogeneidade é dificilmente conseguida em decorrência do espalhamento nas interfaces, devendo ser cuidadosamente avaliada pela equipe multidisciplinar.

Apesar de apresentar alteração de aproximadamente 3,5% na densidade de amostras de titânio pré e pós-irradiação, elas não sofrem alterações significativas na sua composição química quando submetidos às doses de radiação típicas dos tratamentos de radioterapia de cabeça e pescoço com fótons de raios X (MAIO, 2009). Porém, em decorrência das alterações da distribuição de dose, clinicamente evita-se o uso de campos onde haja algum elemento metálico no caminho do feixe, mas isso nem sempre é possível. Nos casos de tratamentos com VMAT desviar esses materiais torna-se ainda mais difícil, quando comparados aos planejamentos de feixes estáticos.

A presença de materiais metálicos e dos artefatos causados por eles na tomografia geram incertezas no cálculo da dose nos sistemas de planejamento de radioterapia. Apesar de o número CT possuir estreita relação com a densidade eletrônica nos tecidos humanos, o mesmo não ocorre para os materiais com alto Z, devido à grande influência do efeito fotoelétrico nas irradiações com os feixes de baixa energia da tomografia (COOLENS, 2003).

De acordo com Coolens, 2003, quanto menor a área da seção transversa de um objeto metálico, maior será seu número CT na tomografia. Por exemplo,

prótese de quadril de titânio testada pelo autor (com densidade eletrônica 3,71), com área de 2 a 6 cm² apresentou número CT 7.340 enquanto áreas com 16 cm² apontaram 3.900. Sendo assim, para um planejamento mais adequado, pode-se manualmente atribuir um valor de densidade eletrônica tanto para o objeto metálico quanto para o artefato (LIN, 2013). Para isso, é preciso desenhar ambos como órgãos de risco no TPS e, principalmente, conhecer a composição do objeto metálico em questão.

2.1.5 APLICAÇÕES MÉDICAS/ODONTOLÓGICAS DO TITÂNIO

Por se tratar de um material altamente biocompatível, com propriedades tais como baixa densidade, alta resistência mecânica, rigidez, boa tenacidade e ótima resistência à corrosão, o titânio e suas ligas têm sido amplamente utilizados como biomaterial (ARAÚJO, 2012). Como são muito confiáveis do ponto de vista do desempenho mecânico, as ligas de titânio têm sido desenvolvidas para a fabricação de dispositivos médicos para a substituição de tecidos duros, como articulações artificiais de quadril, placas ósseas, implantes dentários, entre outros (LI, 2011).

Próteses de quadril de titânio, por exemplo, alteram significativamente a distribuição de dose quando estão no caminho do feixe. Devido ao espalhamento de elétrons, a região 5 mm anterior à prótese recebe dose até 8,4% maior, enquanto a região 5 mm posterior à ela sofre decréscimo de dose de 19,9% para 6 MV e 11,7% para 18 MV. Já a 5 cm de distância após a prótese, esse decréscimo chega a 21,4% e 17,3%, respectivamente (SERAP, 2013).

Implantes de titânio utilizados para estabilizar coluna vertebral (após cirurgias descompressivas, metástases ósseas ou tumores medulares primários), também se mostraram capazes de influenciar a distribuição de dose para níveis inaceitáveis clinicamente (SON, 2012). Os expansores de tecido utilizados após mastectomia também possuem titânio em sua composição e afetam a distribuição de dose em radioterapia, podendo subdosar áreas de interesse em até 20%

(TROMBETTA, 2010). Há também publicações relatando o efeito de materiais utilizados em neurocirurgia, como por exemplo, cliques de aneurisma e micromolas, estudos sobre a influência de implantes de malha de titânio após cranioplastia na distribuição de dose em radiocirurgia com *Gamma Knife* (RAKOWSKI, 2012), entre outros.

Para pacientes que serão submetidos à radioterapia em região de cabeça e pescoço, o que pode interferir na distribuição de dose e, conseqüentemente, nos efeitos colaterais do tratamento são implantes de mandíbula e/ou materiais de procedimentos odontológicos, como por exemplo, restaurações de amálgama, próteses fixas e implantes dentários. Implantes cirúrgicos de mandíbula feitos de material reabsorvível estão sendo estudados e demonstram bons resultados em relação à distribuição de dose quando comparados aos implantes de titânio. Aqueles se mostram capazes de variar a dose em 2% antes do implante e apenas -1% depois, enquanto este gera diferenças de 9% e -8% (BROZYNA, 2014). Em sua pesquisa, Brozyna mostra que a presença de materiais de titânio em tecidos irradiados causa diferenças significativas na distribuição de dose nas regiões próximas a ele, com aumento de dose na região anterior e redução de dose na área posterior ao material. Esse comportamento pode ser observado nos resultados dos perfis de dose medidos com filme radiocrômico pelo autor (Figura 11).

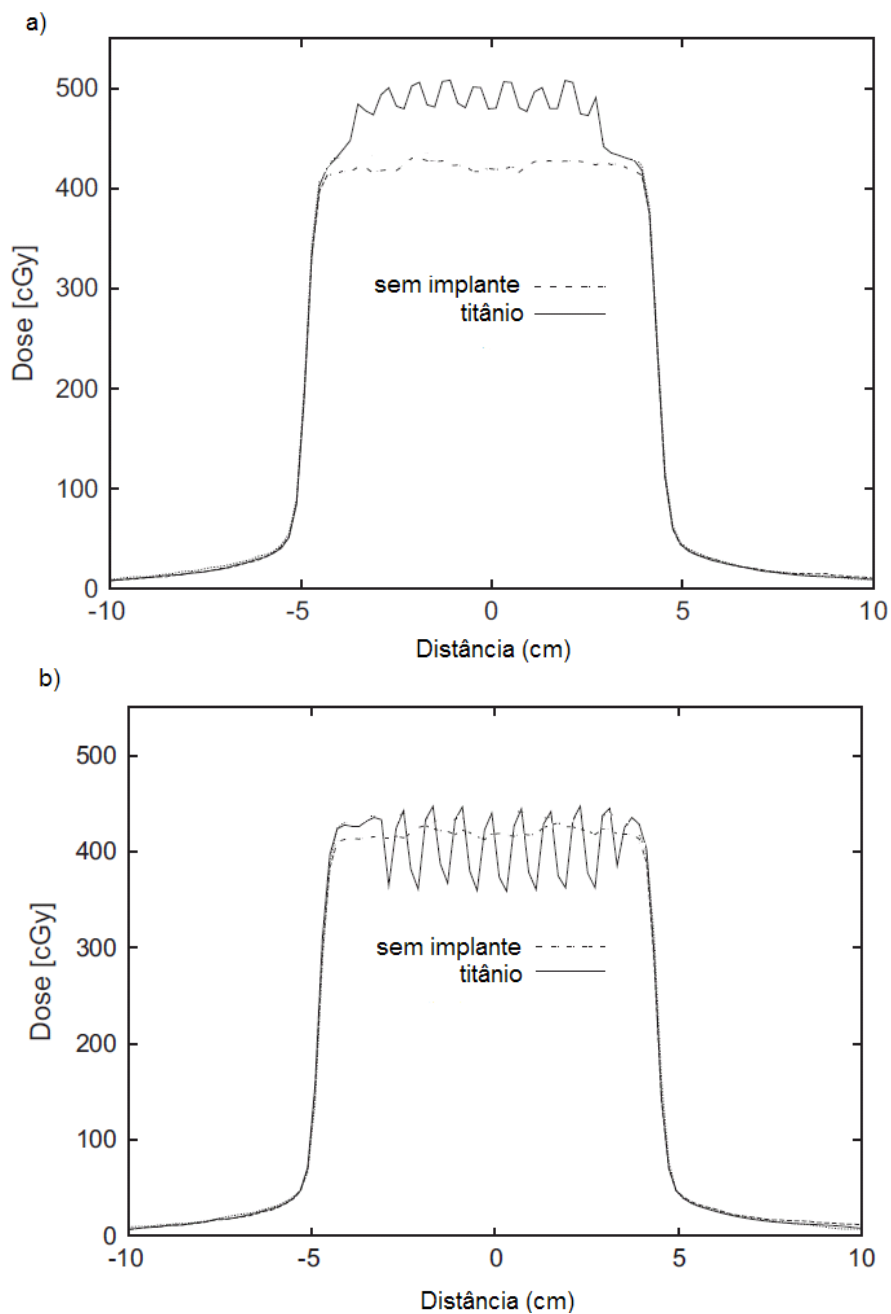


Figura 11: (a) Perfil de dose anterior a um implante de titânio. (b) Perfil de dose posterior a um implante de titânio. Fonte: Adaptado de BROZYNA, 2014.

A figura mostra os perfis de dose adquiridos por Brozyna 2014 na profundidade de 2,5 cm, com filmes posicionados imediatamente antes (a) e depois (b) do implante de titânio que, em tal estudo, correspondia a uma placa de

titânio com furos (Figura 12), o que explica o padrão dos picos e vales observados na imagem.



Figura 12: Implante de mandíbula de titânio. Fonte: Adaptado de BROZYNA, 2014.

Assim, podemos observar que o alto número atômico dos materiais utilizados em medicina e odontologia podem gerar grandes diferenças nas doses em radioterapia por causa do espalhamento. Além do número atômico, tal variação depende também do tipo do material, densidade e energia do feixe, sendo que para altas energias o espalhamento é menor (OZEN, 2005). Estudos demonstram que para casos onde haja materiais metálicos no interior do paciente, os algoritmos de Monte Carlo são mais precisos que outros algoritmos populares em radioterapia (por exemplo, o *Pencil Beam Convolution* (PBC)) e devem, portanto, ser utilizados para esses planejamentos sempre que possível (SERAP, 2013).

2.1.6 RADIOTERAPIA DE CABEÇA E PESCOÇO EM PACIENTES COM IMPLANTES DENTÁRIOS DE TITÂNIO

Os implantes dentários endósseos (inseridos no osso), representados pela Figura 13, são essencialmente confeccionados na forma de parafusos que são

inseridos cirurgicamente pelo cirurgião-dentista através da mucosa oral na maxila ou mandíbula do paciente (VIEIRA, 2004). O objetivo principal desses implantes ósseointegrados é restabelecer a função mastigatória de pacientes desdentados que necessitam substituir a raiz de um dente natural que foi extraído.

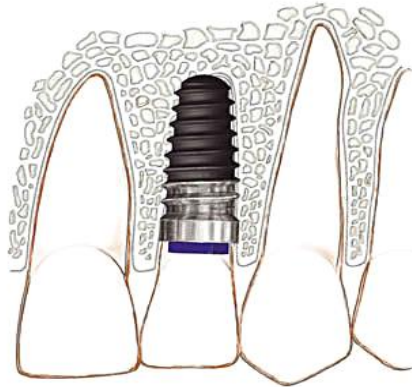


Figura 13: Implante dentário. Fonte: VIEIRA, 2004.

A presença desses implantes durante a radioterapia de cabeça e pescoço pode causar complicações nos tecidos da cavidade oral, tornando a radiação espalhada da interação da radiação com o titânio um fator importante no momento do planejamento desses casos (OZEN ET al, 2005). Como a retirada do implante é um procedimento traumático e complexo, o grupo sugere que durante o planejamento entradas de campos que passem pelas próteses sejam evitadas, porém isso é pouco possível em VMAT.

Kim et al 2006 realizou pesquisa com tratamentos de IMRT, demonstrando que os implantes dentários podem comprometer a homogeneidade da distribuição da dose no Volume Alvo de Planejamento (PTV). Segundo a autora, a presença de artefatos metálicos dentários na tomografia de planejamento de radioterapia de cabeça e pescoço, além da probabilidade de gerar aumento de pontos com excesso de dose (pontos quentes) nos Órgãos de Risco (OAR's), pode causar pontos frios (com falta de dose) nos volumes alvo do tratamento. Essas alterações podem inclusive alterar as curvas de Probabilidade de Complicação em Tecidos Normais (NTCP) e de Probabilidade de Controle Tumoral (TCP), aumentando os

efeitos colaterais e comprometendo o sucesso do tratamento, respectivamente (KIM 2007). Esse efeito pode ser reduzido com métodos de correção empregados nas imagens com artefatos (KIM 2006).

Estudo realizado por LIN 2013 também demonstra que os artefatos dentários afetam a homogeneidade da dose em VMAT de cabeça e pescoço, alterando as doses máxima e mínima nos casos onde tais artefatos são ou não corrigidos antes do planejamento. Segundo o autor, o efeito aumenta com a densidade e o tamanho do implante dentário, sendo um implante de titânio de 1 cm³ capaz de atenuar fótons de 6 MV em até 10% e implantes de ouro, por exemplo, em até 51%. Tais atenuações podem diminuir o V95 (volume do alvo que recebe pelo menos 95% da dose prescrita) em mais de 8%, aumentando riscos de insucesso do tratamento.

Ambos os trabalhos demonstram que corrigir o número CT nas áreas de artefato podem reduzir os efeitos causados por eles no planejamento dos tratamentos de cabeça e pescoço em pacientes com implantes metálicos fixos. Ou seja, se o material do implante for conhecido e corretamente corrigido no TPS, ele não afetará o cálculo da dose de maneira significativa. Outra determinação é de utilizar o implante como um órgão de risco com restrições de dose durante a otimização, como forma de reduzir o peso dos campos que passam através dele, conforme demonstrado pela Figura 14. Tal medida reduz significativamente o impacto dosimétrico causado pela presença do material, porém é importante ressaltar que tal ação é caso-dependente, pois pode comprometer a cobertura de dose no tumor nos casos onde o implante está próximo ou até mesmo dentro do PTV (LIN 2013).

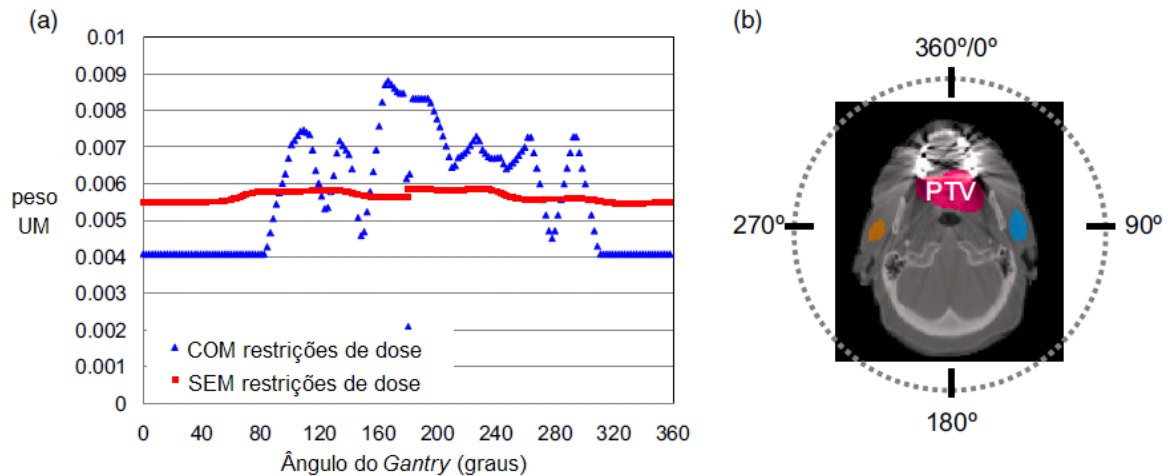


Figura 14: (a) UM em função do ângulo do *gantry* para plano de VMAT de cabeça e pescoço com e sem limites de tolerância de dose para a região com implante dentário. (b) Ilustração dos ângulos do *gantry* para um plano VMAT. Fonte: Adaptado de LIN, 2013.

2.1.7 ALGORITMOS DE MONTE CARLO

De acordo com YORIYAZ, 2009:

O método de Monte Carlo (MMC) pode ser descrito como um método estatístico, no qual se utiliza uma sequência de números aleatórios para a realização de uma simulação. Em termos de transporte de radiação, o processo estocástico pode ser visto como uma família de partículas cujas coordenadas individuais mudam aleatoriamente em cada colisão. (...)

A essência do MMC aplicado ao transporte de radiação consiste em estimar determinadas quantidades, observando-se o comportamento de um número grande de eventos individuais.

Vários estudos mostram que o elevado grau de exatidão dos cálculos de dose em radioterapia com o uso do MMC também se estende em casos com heterogeneidades elevadas, nas quais os efeitos de transporte de elétrons não são calculados com exatidão pelos demais algoritmos (CHETTY, 2007).

O *software Monaco* utiliza dois algoritmos para o cálculo de dose em planejamentos de IMRT e VMAT. O cálculo com algoritmo PBC, que é mais

rápido, é utilizado em um primeiro estágio e o algoritmo Monte Carlo é utilizado no final, resultando em um cálculo de dose muito preciso (SILVA, 2013).

As simulações com o método são realizadas em duas partes: a primeira representada por um modelo de fonte virtual, com a produção e colimação das partículas no cabeçote do equipamento e a segunda simulando o transporte da radiação na geometria do fantoma ou paciente. A incerteza pode ser calculada por ponto de controle ou para o planejamento como um todo, conforme determinação do usuário. Nesse momento é inserido qual o desvio padrão desejado para o caso e, a partir dessa escolha, é definido o número de partículas que são geradas para se obter tal resultado. Na instituição onde foi realizado o trabalho são utilizadas incertezas ao redor de 3% por ponto de controle, assim o desvio padrão final obtido para cada ponto de controle é menor, o que torna o cálculo ainda mais preciso.

O aumento da capacidade computacional dos processadores e, conseqüentemente, maior velocidade do cálculo, tornou possível o uso do método clinicamente, sendo atualmente utilizado também para radioterapia de intensidade modulada (YORIYAZ, 2009). Assim, podemos observar o crescente desenvolvimento de códigos com MMC para uso em sistemas de planejamento em radioterapia, entre eles o *Monaco*, da empresa sueca *Elekta*, que foi utilizado nesse trabalho.

2.1.8 TG 119

Desenvolvido pela Associação Americana de Física Médica (AAPM), o *Task Group 119* (TG 119) é um documento com objetivo de estabelecer um procedimento de avaliação da eficácia do comissionamento de IMRT. A proposta é estabelecer limites quantitativos de confiança através de valores de referência para que as instituições possam avaliar a precisão de seus sistemas (KNILL, 2011). A aplicação do TG119 nos dá a resposta sobre a precisão global do sistema, não sendo capaz de distinguir qual o fator limitante em casos de não

conformidade. Diferenças encontradas entre a medição e a previsão num planejamento podem ser causadas pela incerteza da medida, por limitações na precisão dos cálculos de dose ou nos mecanismos de entrega da dose (AAPM, 2009). Os testes são de geometrias e simulações de casos clínicos com diferentes graus de complexidade e os contornos das estruturas, arranjo dos feixes e especificação das metas de dose estão disponíveis do site da AAPM. Dez instituições americanas participaram do projeto e apresentaram seus resultados através do conceito estatístico do limite de confiança, para fins de posterior comparação das demais instituições. Além dos casos de IMRT, o TG 119 também tem sido adaptado/utilizado para VMAT, se mostrando uma ferramenta útil para testar suas capacidades e ajudando no estabelecimento de confiança nessa tecnologia (MYNAMPATI, 2012). Os testes adaptados para VMAT foram realizados na mesma instituição do presente trabalho (representada pela letra K) e a comparação dos resultados da precisão global encontrada com as demais instituições está representada na Figura 15:

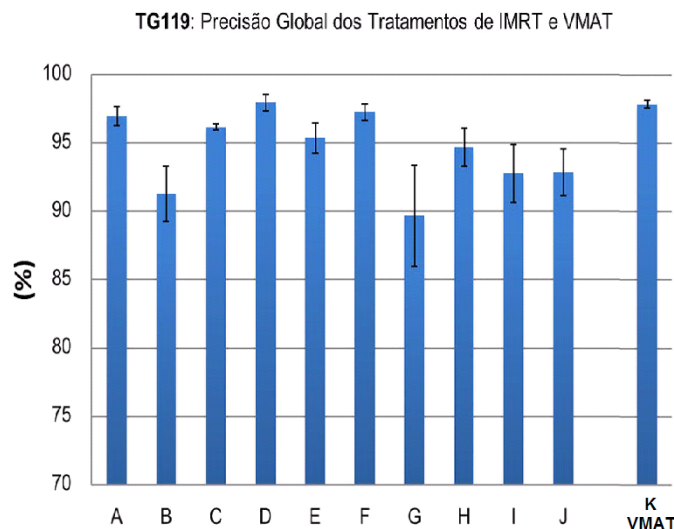


Figura 15: Precisão global dos tratamentos de IMRT nas instituições participantes do TG 119 e com VMAT na instituição do presente trabalho (letra K). Fonte: Adaptado de SILVA, 2013.

O TG 119 recomenda que as medidas nos fantasmas sejam realizadas de 3 maneiras: câmara de ionização para verificação de doses pontuais após irradiação

completa; filmes para distribuição planar da dose, também após irradiação completa; e conjunto de detectores, por exemplo EPID (Dispositivo Eletrônico de Imagem Portal), para distribuição planar campo a campo.

Para que as instituições possam comparar seus resultados é necessário que a análise dos dados seja feita da mesma maneira por todas. Para as doses pontuais, a AAPM indica que a diferença entre a dose calculada e a dose medida devem ser expressas em razão da dose de prescrição, sendo $(\text{Dose Medida} - \text{Dose planejada}) / \text{Prescrição}$, onde o resultado perfeito seria 0. Tal forma de avaliação é considerada mais relevante clinicamente pelo grupo.

Parte do resultado dessas 10 instituições pode ser observado nas Figuras 16 e 17:

Teste	Localização	Média	Desvio-padrão	Máximo	Mínimo
Head and Neck	Isocentro	-0,010	0,013	0,011	-0,036
CShape easy	2,5 cm anterior ao isocentro	-0,001	0,028	0,038	-0,059

Figura 16: TG 119 - Dose pontual medida com câmara de ionização em região de alta dose: $(\text{Dose Medida} - \text{Dose planejada}) / \text{Prescrição}$, média das 10 instituições. Fonte: Adaptado e modificado de EZZELL, 2009.

Teste	Localização	Média	Desvio-padrão	Máximo	Mínimo
Head and Neck	4 cm	0,004	0,024	0,061	-0,017
	posterior ao isocentro				
CShape easy	Isocentro	0,010	0,024	0,050	-0,037

Figura 17: TG 119 - Dose pontual medida com câmara de ionização em região de baixa dose: (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição, média das 10 instituições. Fonte: Adaptado e modificado de EZZELL, 2009.

SILVA 2013 realizou pesquisa com proposta de controle de qualidade para a tecnologia VMAT e executou os testes do TG119 para avaliar a precisão da execução do tratamento planejado em uma unidade de tratamento. Esse estudo foi realizado com o mesmo equipamento do presente trabalho e seus resultados podem ser observados na Figura 18:

Teste	Dose prescrita/frac (cGy)	Localização	Dose medida (cGy)	Dose planejada (cGy)	Região de alta dose (med - plan)/presc	Região de baixa dose (med - plan)/presc
<i>Multitarget</i>	200	isocentro	211,02	207,6	0,01710	
		4 cm superior	115,44	116,4		-0,00480
		4 cm inferior	67,11	67,1		0,00005
Próstata	180	isocentro	193,43	190,6	0,01572	
		2,5 cm posterior	157,87	157,2		0,00372
Cabeça e Pescoço	200	isocentro	209,88	208,2	0,00840	
		4 cm posterior	124,57	124,3		0,00135
<i>CShape Easy</i>	200	isocentro	57,98	58,5		-0,00260
		2,5 cm anterior	219,91	218,4	0,00755	
<i>CShape Hard</i>	200	isocentro	46,95	46,7		0,00125
		2,5 cm anterior	228,11	229,0	-0,00445	
média					0,00886	-0,00017
desvio padrão					0,00857	0,00306
limite de confiança = média + 1,96 σ					0,02566	0,00583

Figura 18: TG 119 - Dose pontual medida com câmara de ionização. Fonte: Adaptado de SILVA, 2013.

Para distribuição de dose planar da composição dos campos, a AAPM indica que sejam avaliados os resultados para o critério γ 3% / 3 mm na leitura dos filmes radiocrômicos irradiados. A média dos resultados obtidos para as 10 instituições do projeto e para o estudo de SILVA, 2013 estão disponíveis nas Figuras 19 e 20:

Teste	Localização	Média	Desvio-padrão	Máximo	Mínimo
Head and Neck	Isocentro	96,2	3,0	100	92,4
	4 cm posterior ao isocentro	97,6	1,5	98,9	95,6
CShape easy	Isocentro	97,6	3,9	100	88,9
	2,5 cm anterior ao isocentro	93,9	5,0	99,6	87,9

Figura 19 : TG 119 – Concordância na distribuição de dose planar com leitura de filmes radiocrômicos para critério γ 3% / 3 mm. Fonte: Adaptado e modificado de EZZELL, 2009.

Tabela 13: Limite de confiança obtido com VMAT para as leituras com filme radiocrômico.

Teste	Plano	Concordância (%)
Multitarget	isocentro	99,14
Próstata	isocentro	99,31
	2,5 cm posterior	99,57
Cabeça e Pescoço	isocentro	99,22
	4 cm posterior	99,48
CShape Easy	isocentro	99,52
	2,5 cm anterior	-
CShape Hard	isocentro	99,25
	2,5 cm anterior	-
média		99,3557
desvio padrão		0,1666
limite de confiança = (100 - média) + 1,96 σ		0,9709

Figura 20: TG 119 – Concordância da distribuição de dose planar com leitura de filmes radiocrômico para critério γ 3% / 3 mm. Fonte: Adaptado de SILVA, 2013.

2.1.9 FILMES RADIOCRÔMICOS

Há grandes dificuldades em se realizar dosimetria em regiões com grande gradiente de dose. Dosímetros popularmente utilizados nos centros de radioterapia possuem restrições para fazer esse tipo de medida: Câmaras de ionização e semicondutores, por exemplo, não fornecem a resolução espacial que alguns planejamentos necessitam, enquanto filmes radiográficos, apesar da boa resolução, não possuem as propriedades de absorção e transferência de energia semelhante ao tecido biológico, além do inconveniente de serem sensíveis à luz e necessitarem de processamento químico. Estudados desde 1965, os dosímetros radiocrômicos são praticamente tecido-equivalente, além de serem capazes de realizar medidas com alta resolução espacial, precisão adequada, baixa dependência energética e de forma prática, visto que não são sensíveis à luz e não necessitam processamento. Tais motivos vem tornando seu uso cada vez mais popular para dosimetria na rotina clínica e pesquisas (NIROOMAND, 1998).

Após exposição à radiação ionizante, o filme radiocrômico sofre reações em sua camada sensível, mudando sua cor e intensificando-a com o aumento da dose absorvida. Essa mudança na densidade óptica do filme é proporcional à dose acumulada e pode ser medida com densitômetros, *scanners* ou espectrofotômetros (OREN, 2012). Na Figura 21 podemos observar 16 recortes de filmes radiocrômico expostos com sucessivos aumentos de dose, sendo o primeiro apresentado não exposto (coloração clara) e o último irradiado com 660,2 cGy, apresentando tonalidade escura.

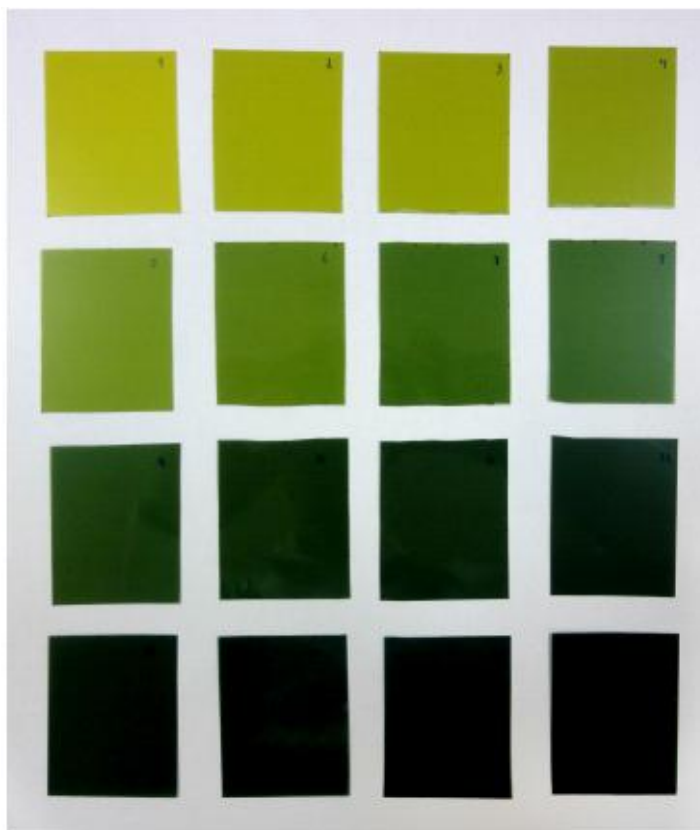


Figura 21: Filmes radiocrômicos irradiados com aumento sucessivo de dose. Fonte: SILVA, 2013.

Associada às demais vantagens, a pequena espessura do filme radiocrômico torna-o o dosímetro bidimensional mais adequado para realizar medidas em superfícies de contato entre materiais com diferentes propriedades físicas e químicas, como por exemplo, tecido-metal, típica dos implantes (BROZYNA, 2014).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho foi realizado em duas etapas. A primeira com a irradiação por campo direto do fantoma sem e com a inserção do implante dentário de titânio e a segunda com a realização de tratamento radioterápico com a técnica VMAT dos casos *CShape Easy* (CS) e *Head and Neck* (HN) propostos pelo TG 119.

O fantoma utilizado (Figura 22) é constituído de placas com densidade equivalente à água, vulgarmente conhecidas como placas de “água sólida” e possui encaixe para câmara de ionização.

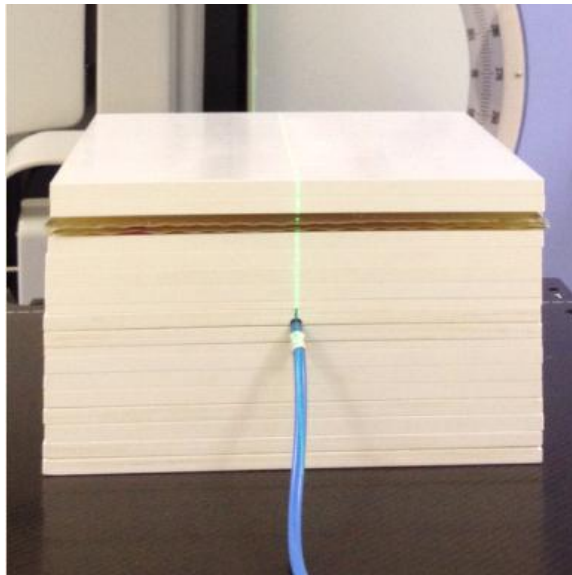


Figura 22: Fantoma com câmara de ionização. Fonte: Elaborada pela autora.

Para esse fantoma foram usadas 15 placas de 1 cm de espessura, 2 placas de 0,5 cm e dois bólus de gel de 0,5 cm cada. Formando assim um fantoma de dimensões 30 x 30 x 17 cm. O bólus é um material maleável com densidade equivalente ao tecido humano e às placas de água sólida e pode ser visualizado na Figura 23.



Figura 23: Bólu. Fonte: Elaborada pela autora.

O implante dentário utilizado corresponde a um parafuso de titânio com dimensões 1,7 cm x 0,4 cm (Figura 24) e, nas situações onde foi inserido, foi acomodado entre os dois bólu, de forma que houvesse a menor quantidade possível de ar em torno do material.



Figura 24: Implante dentário de titânio. Fonte: Elaborada pela autora.

A tomografia computadorizada dos dois sistemas (sem e com o implante) foi realizada com mesa retificada, em Tomógrafo *Philips iCT*, com cortes axiais de 1 mm de espessur (Figura 25).



Figura 25: Tomografia computadorizada do sistema. Fonte: Elaborada pela autora.

A relação entre o número CT e a Densidade Eletrônica (ED) relativa de um material ou tecido é diferente para cada tomógrafo. Por tal razão, através da tomografia de um fantoma com diferentes materiais e heterogeneidades, específico para esse fim, é levantada uma curva chamada CT-ED, que demonstra tal relação para cada equipamento.

A curva CT-ED do Tomógrafo utilizado no presente trabalho já é usada na rotina clínica do serviço e pode ser visualizada na Figura 26:

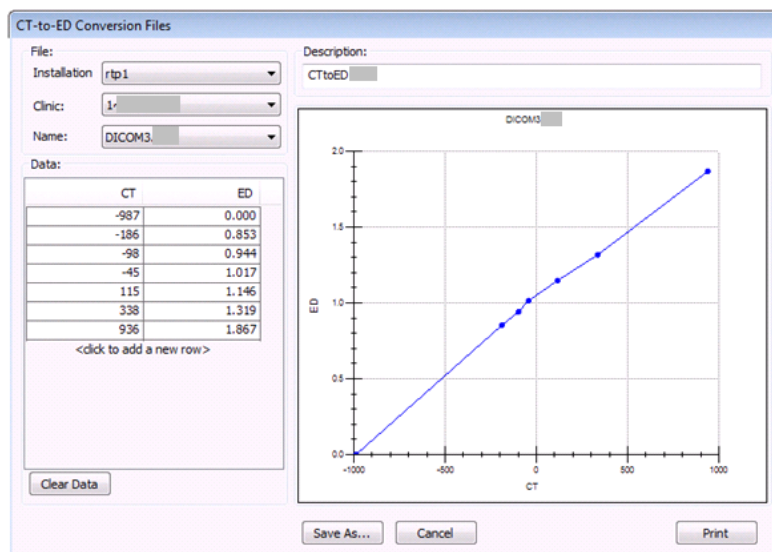


Figura 26: Curva CT-ED para o Tomógrafo *Philips iCT* utilizado no presente estudo.

As irradiações foram realizadas com feixe de 6 MV em acelerador linear *Elekta Synergy* e as medidas realizadas de duas maneiras:

- câmara de ionização *Semiflex (A)* e eletrômetro *UNIDOS PTW (B)*.² (certificado de calibração disponível no Anexo 1)
- filme radiocrômico *GafChromic EBT3* com varredura no *scanner EPSON EXPRESSION 10000 XL* e análise com o *software VeriSoft 6.0*.

Para as medidas com câmara de ionização foi inicialmente calculado o rendimento do acelerador linear no momento dos testes, dividindo a dose (cGy) do teste pela leitura obtida com o eletrômetro, em nC. O valor de rendimento encontrado (cGy/nC) foi utilizado nos testes subsequentes.

Os filmes radiocrômicos utilizados no presente trabalho foram anteriormente calibrados pelo serviço de física médica da instituição, no momento da abertura da caixa, procedimento obrigatório para cada lote antes dos filmes serem utilizados para dosimetria e/ou controle de qualidade. Para a análise do filme radiocrômico foi utilizado o método *gamma* apresentado por Low (LOW, 2002), o qual corresponde a uma ferramenta de análise quantitativa que avalia o grau de

A) www.ptw.de/2247.html

B) www.ptw.de/unidos_e_dosemeter_ad0.html

concordância entre duas distribuições de dose, através de tolerâncias de aceitação de dose (D) e de distância (d) avaliadas simultaneamente, conforme a equação:

$$\sqrt{\left(\frac{\Delta D}{\Delta D_t}\right)^2 + \left(\frac{\Delta d}{\Delta d_t}\right)^2} \leq 1 \quad (2)$$

Tal equação é calculada pelo *software VeriSoft 6.0* para todos os pontos de uma distribuição bidimensional (filme radiocrômico exposto). ΔD e Δd são os chamados critérios de aceitação, geralmente apresentados em termos de porcentagem de diferença de dose e concordância da distância, por exemplo, 1% / 1 mm ou 2% / 2 mm. A partir deste cálculo um índice numérico γ fornece um resultado de falha ou concordância onde γ corresponde aos pontos que não passaram no critério de aceitação estabelecido. O objetivo dessa avaliação é determinar se o equipamento é capaz de entregar com precisão a dose calculada pelo *software* de planejamento (KNILL 2011).

Para a primeira etapa foi irradiado com 500 UM um campo direto de tamanho 10 x 10 cm, com isocentro no centro da câmara de ionização (8,5 cm de profundidade). O implante dentário de titânio foi colocado a 2,5 cm de profundidade e quatro filmes radiocrômicos (1-4) foram posicionados perpendicularmente ao feixe, conforme demonstrado pela Figura 27.

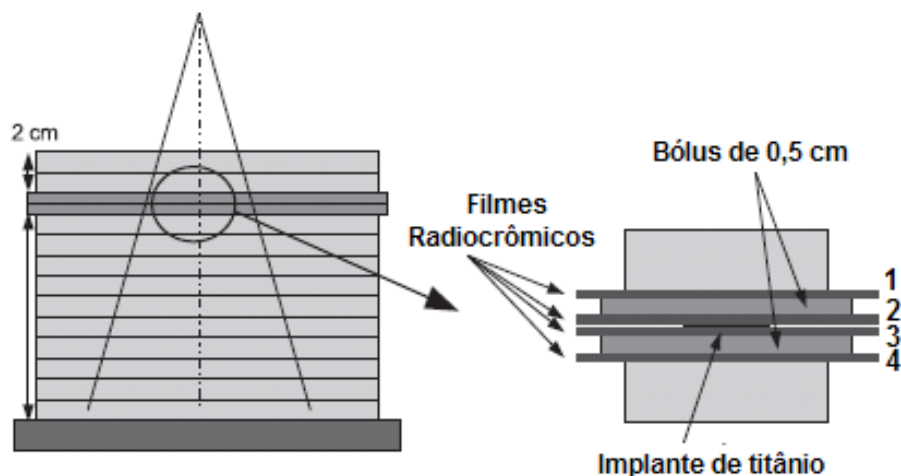


Figura 27: Setup do campo direto. Fonte: Adaptado de BROZYNA, 2014.

Sendo, portanto, o filme radiocrômico número 1 posicionado a 2 cm de profundidade, os filmes 2 e 3 a 2,5 cm (anterior e posterior ao implante dentário de titânio, quando inserido) e o filme 4 a 3 cm.

O mesmo *setup* foi utilizado para irradiação sem o implante de titânio e, dessa vez, com apenas um filme radiocrômico entre os dois bólus. Esses arranjos foram irradiados para avaliação de ênfase qualitativa dos perfis de dose nas profundidades anteriores e posteriores ao material heterogêneo.

Para comparação quantitativa da dose calculada pelo *software* em relação à dose medida, o *setup* foi reajustado, sendo posicionado apenas um filme radiocrômico 0,5 cm anterior ao isocentro.

Para a segunda etapa foram importados para o sistema de planejamento os contornos dos testes CS e HN do TG 119, disponíveis em formato DICOM no site da AAPM³. O teste CS é composto por um alvo em formato C com 8 cm de comprimento que circunda uma estrutura de risco central e cilíndrica de 10 cm de comprimento (Figura 28).

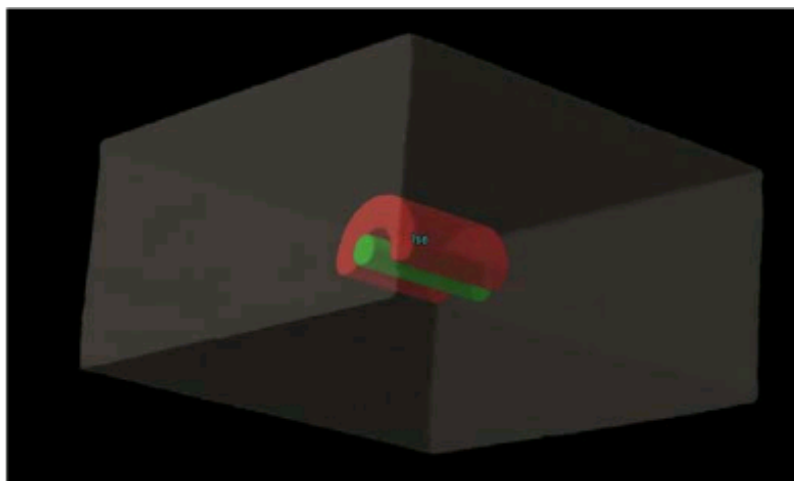


Figura 28: Estruturas do TG 119 para o teste *CShape*, vista tridimensional. Fonte: TG119, 2009.

³ Disponível em <http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>. Acesso em Setembro de 2014.

Tal cilindro tem raio de 1 cm e está distante 0,5 cm do PTV, sendo a distância do centro até a face interna do arco de 1,5 cm e até a face externa de 3,7 cm, conforme demonstrado na Figura 29:

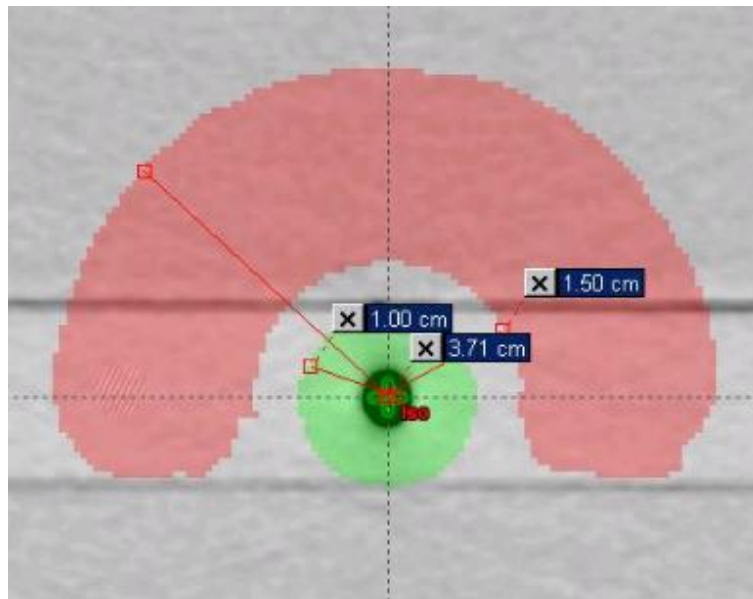


Figura 29: Estruturas do TG 119 para o teste *CShape* com medidas. Fonte: TG119, 2009.

O TG 119 propõe duas versões de planejamento para o Teste CS, chamadas de *CShape Easy* e *CShape Hard*. O presente trabalho demonstra o planejamento com a primeira opção, na qual a estrutura central deve receber dose inferior a 50% da dose do alvo. No teste *CShape Hard* essa dose deve ser inferior a 20%, o que exige muito do sistema.

O teste HN simula o tratamento de um PTV que inclui todo volume anterior da base do crânio até a parte superior do pescoço, inclusive os linfonodos posteriores do pescoço. Os órgãos de risco simulados neste teste são as parótidas e a medula, que está 1,5 cm distante do PTV. As estruturas estão demonstradas na Figura 30:

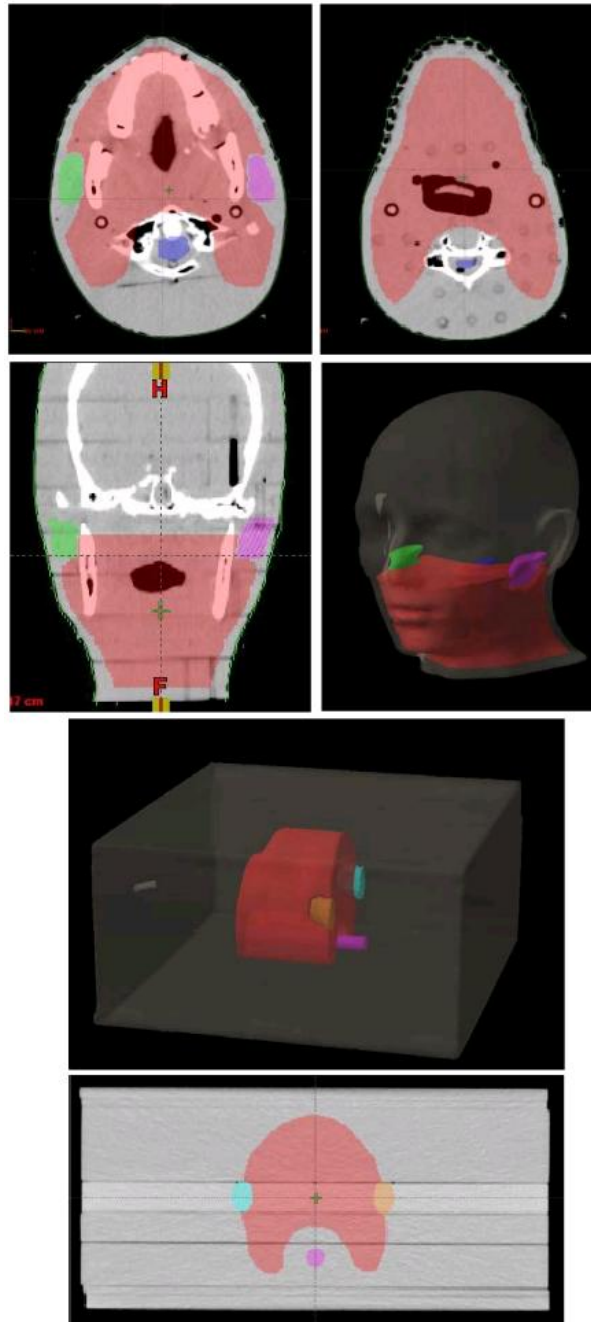


Figura 30: Estruturas do TG 119 para o teste *Head and Neck*. Fonte: TG119, 2009.

Para os dois casos as estruturas foram inseridas na tomografia do fantoma através de fusão das imagens. Além delas, foram desenhadas na tomografia o contorno externo do fantoma, a mesa de tratamento, a câmara de ionização, o implante de titânio e os artefatos da imagem.

Para fins de planejamento, a densidade eletrônica das áreas de artefato e do implante de titânio foram forçadas no sistema, através de atribuição manual de novos valores de densidade eletrônica (Figura 31). Conforme recomendações do fabricante, para as regiões de artefato foi atribuída densidade eletrônica 2 e para o implante de titânio (densidade eletrônica real 3,78) densidade eletrônica 3, que corresponde ao maior valor válido no *Monaco 5.0*. Tais ações são semelhantes às descritas por LIN 2013 em protocolo de planejamento para estudo semelhante e, além delas, seguiu-se a recomendação do autor de que o implante e as áreas de artefato fossem tratadas como órgãos de risco com restrições de dose durante a otimização, como forma de suprimir o peso nos ângulos de *gantry* que passem através dessas regiões.

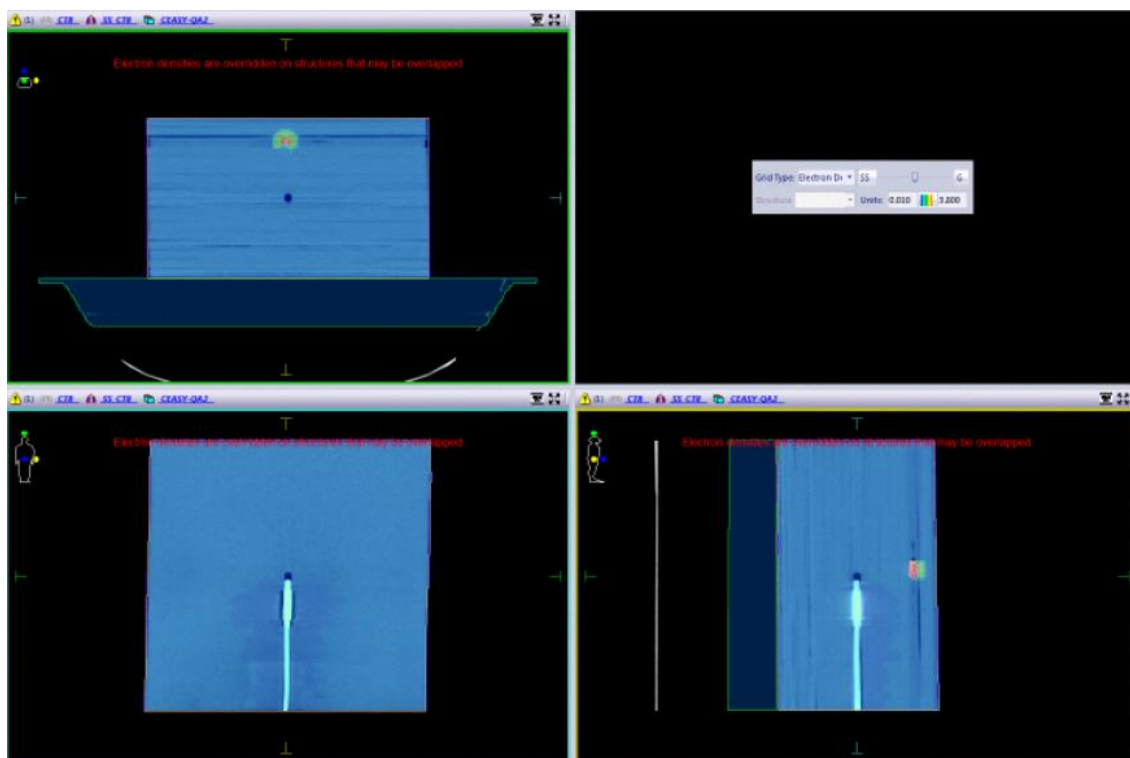


Figura 31: Densidades eletrônicas forçadas para o implante de titânio (vermelho) e áreas de artefatos (verde). Fonte: Elaborada pela autora.

Assim foi possível realizar o planejamento VMAT dos tratamentos no Sistema de Planejamento *Monaco* com uso do algoritmo de Monte Carlo, de acordo com as recomendações do TG119, descritas nas Tabelas 1 e 2:

Tabela 1: Metas de dose para planejamento CS.

Estrutura	Metas	
CS PTV	95% do volume recebe pelo menos 5000 cGy	10% do volume recebe no máximo 5500 cGy
Medula	5% do volume recebe no máximo 2500 cGy	

Fonte: TG119 da AAPM (2009)

Tabela 2: Metas de dose para planejamento HN.

Estrutura	Metas	
HN PTV	90% do volume recebe pelo menos 5000 cGy	99% do volume recebe pelo menos 4650 cGy
	20% do volume recebe no máximo 5500 cGy	
Medula	Nenhum ponto com mais de 4000 cGy	
Parótidas	50% do volume recebe menos de 2000 cGy	

Fonte: TG119 da AAPM (2009)

Para garantir a reprodutibilidade do posicionamento do sistema e, principalmente, do implante dentário de titânio no momento da irradiação, previamente foi adquirida imagem do mesmo com *Cone Beam* CT (CBCT), uma modalidade de Radioterapia Guiada por Imagem (IGRT) tridimensional. A fusão das imagens da tomografia de planejamento (tonalidade mais clara) com o CBCT adquirido antes da realização dos testes (tonalidade mais escura) pode ser observada na Figura 32:

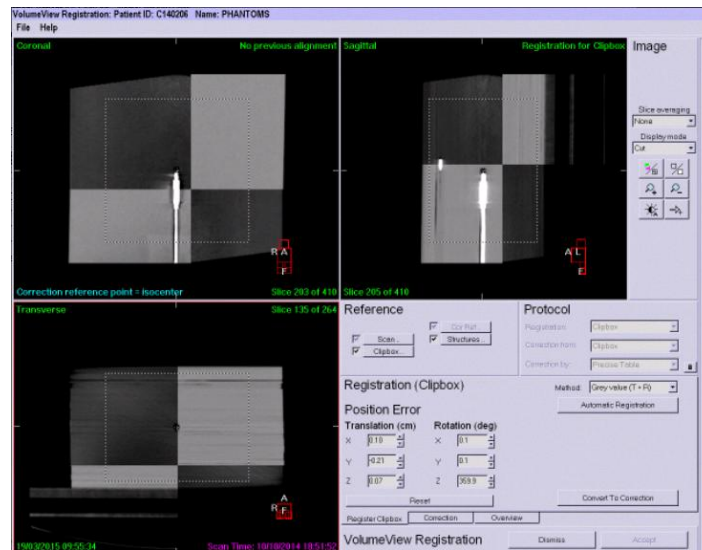


Figura 32: Fusão de imagens da Tomografia de Planejamento com *Cone Beam* CT adquirido antes da realização dos testes.

Os planejamentos foram finalmente executados no acelerador linear e as medidas dosimétricas foram realizadas com câmara de ionização e filme radiocrômico, nas posições descritas nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3: Medidas dosimétricas do caso CS.

Dosímetro	Região medida
Câmara de Ionização	Isocentro → baixa dose 2,5 anterior ao isocentro → alta dose
Filme radiocrômico	Isocentro → alta e baixa dose

Tabela 4: Medidas dosimétricas do caso HN.

Dosímetro	Região medida
Câmara de Ionização	Isocentro → alta dose 4,0 cm posterior ao isocentro → baixa dose
Filme radiocrômico	4,0 cm posterior ao isocentro → alta e baixa dose

Além da dosimetria, foram também cronometrados os tempo de execução de cada um dos casos.

3 RESULTADOS

3.1 CAMPO DIRETO

Conforme descrito na metodologia, os filmes radiocrômicos foram posicionados perpendicularmente ao feixe nas posições 1, com profundidade de 2 cm, posições 2 e 3 a 2,5 cm (anterior e posterior ao implante dentário de titânio quando inserido) e posição 4 a 3 cm.

Para a posição 1 o padrão do perfil de dose é semelhante para os casos sem e com a inserção do implante, conforme demonstrado na Figura 33:

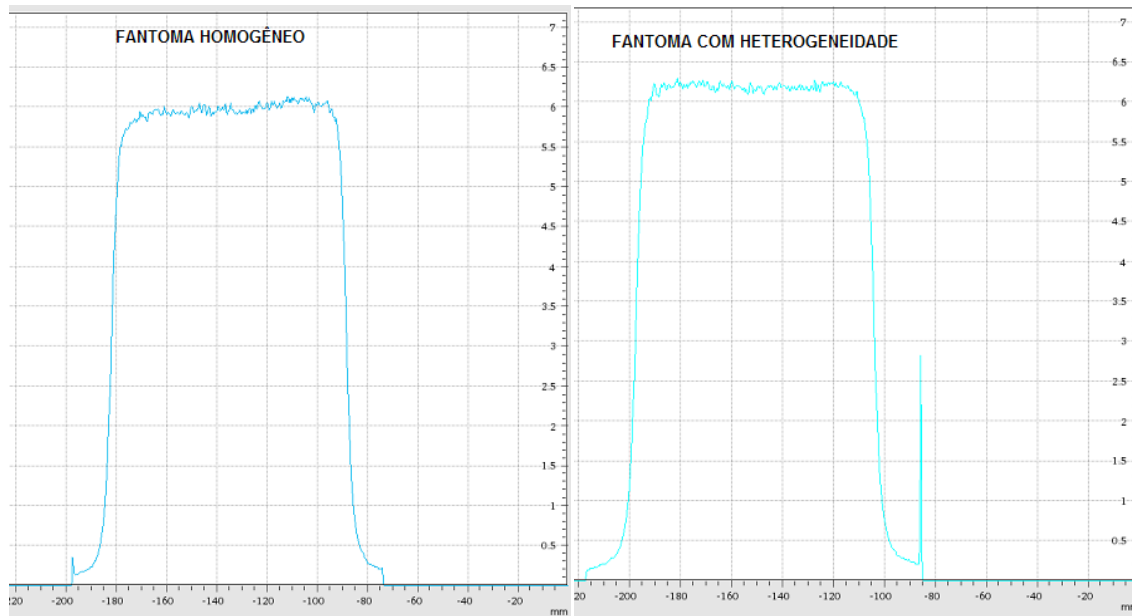


Figura 33: Perfis de dose para posição número 1 (2 cm de profundidade) para fantoma sem e com a presença do implante dentário de titânio.

A 2,5 cm de profundidade (posição 2) o perfil para o fantoma homogêneo mostra-se com mesmo padrão da posição 1, porém com dose mais baixa, conforme comportamento típico para aumento da profundidade (Figura 34).

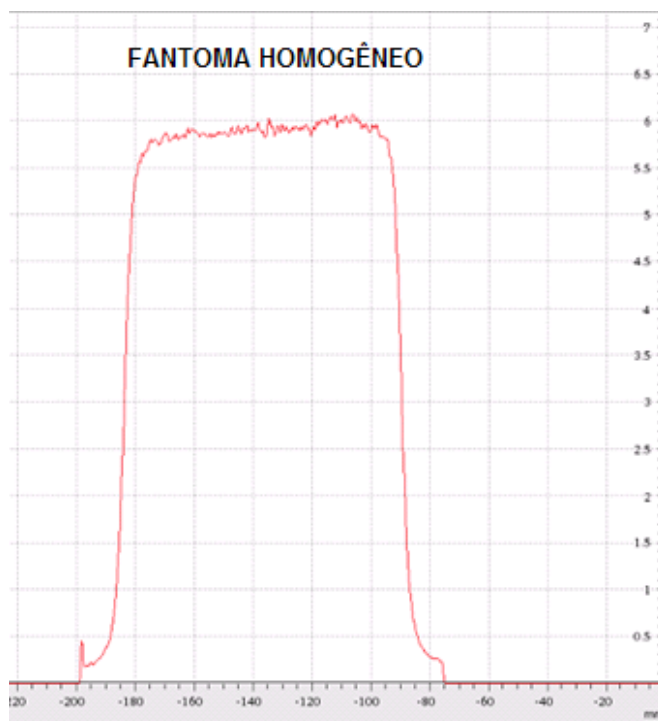


Figura 34: Perfil de dose para posição 2 (2,5 cm de profundidade) para fantoma sem presença da heterogeneidade.

Quando o implante dentário de titânio é inserido são observadas mudanças significativas no perfil adquirido. Logo acima do implante, o filme radiocrômico de posição número 2 mostra nitidamente a região com espalhamento de radiação e pico de excesso de dose decorrente dele (Figura 35).

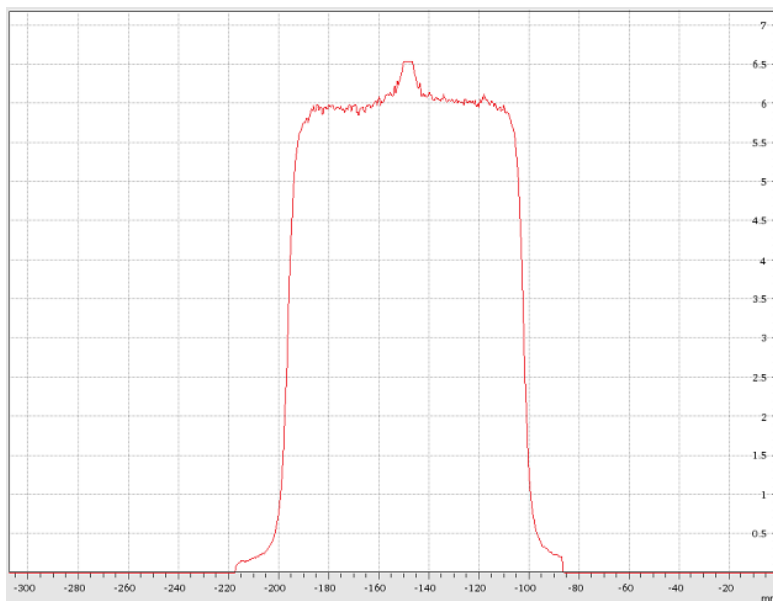


Figura 35: Perfil de dose para posição 2 (2,5 cm de profundidade e anterior ao implante dentário de titânio) para fantoma com presença da heterogeneidade.

Neste perfil percebe-se pico de dose superior a 8% na região imediatamente anterior ao implante de titânio.

Para a posição número 3, com filme radiocrômico posicionado após o implante, a descontinuidade da curva mostra-se agora com decréscimo de dose na região posterior à heterogeneidade (Figura 36):

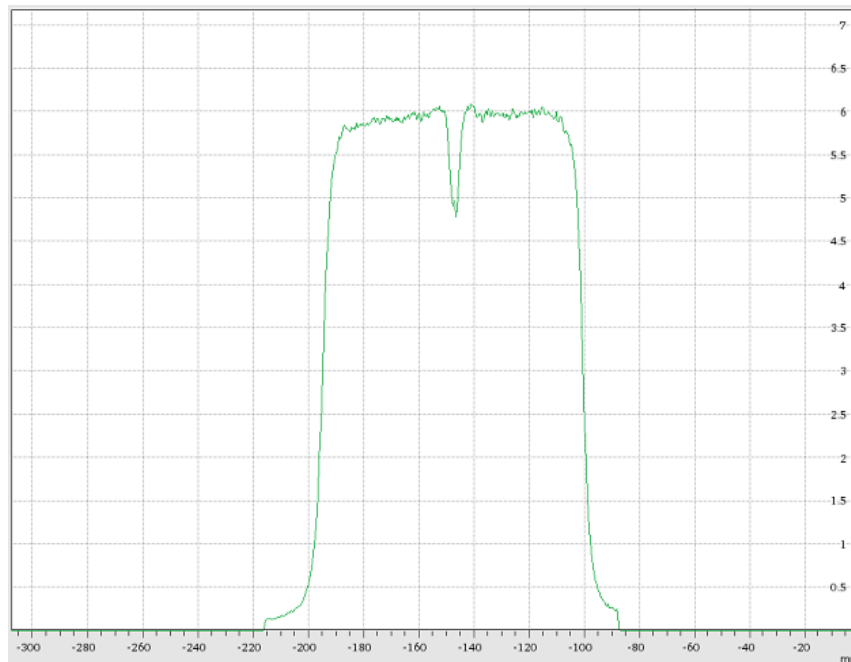


Figura 36: Perfil de dose para posição 3 (2,5 cm de profundidade e posterior ao implante dentário de titânio) para fantoma com presença da heterogeneidade.

Neste perfil percebe-se região com decréscimo acentuado de dose na posição imediatamente posterior ao implante de titânio, o qual corresponde a -20% de dose.

Na posição número 4 (0,5 cm abaixo do implante) ainda pode ser observada a influência da presença da heterogeneidade. A comparação entre os perfis de dose para o fantoma sem e com a presença da heterogeneidade nessa profundidade pode se visualizada na Figura 37:

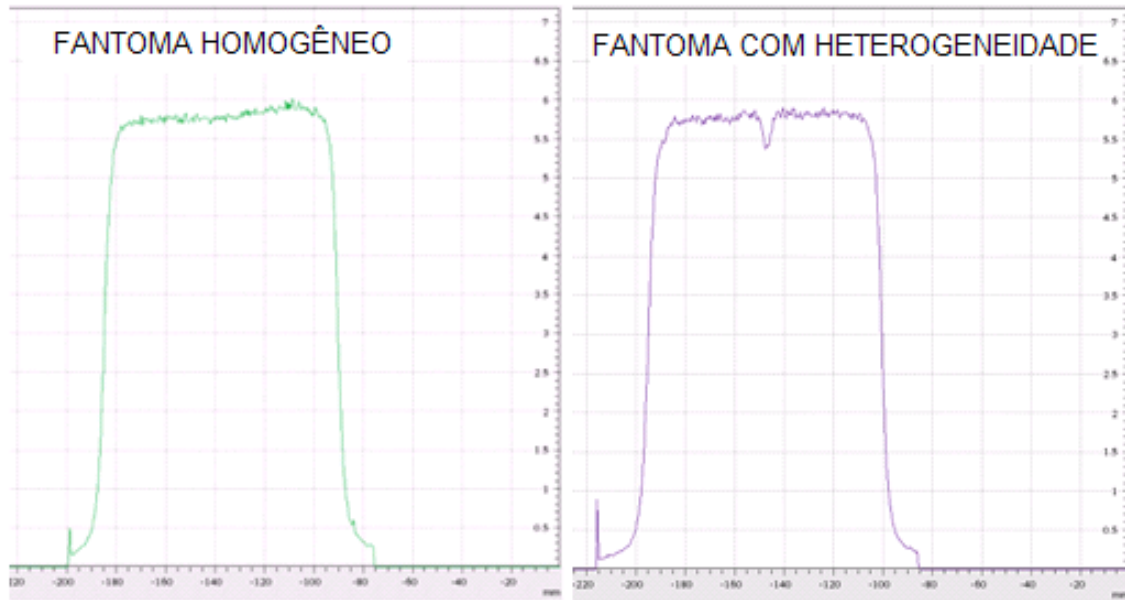


Figura 37: Perfis de dose para posição número 4 (3 cm de profundidade) para fantoma sem e com a presença do implante dentário de titânio.

Apesar de menos acentuado do que no gráfico anterior, ainda é possível visualizar decréscimo de dose na região onde está posicionado o implante. A redução de dose chega a -8% nessa profundidade.

Na Figura 38 pode-se visualizar a distribuição de dose nos filmes irradiados no fantoma homogêneo, mostrando tonalidade também homogênea nas leituras. É possível observar tonalidade escura mais acentuada (maior dose) no filme número 1, em decorrência da menor profundidade de tal filme durante a irradiação e mais clara (menor dose) em 3, pela maior profundidade.

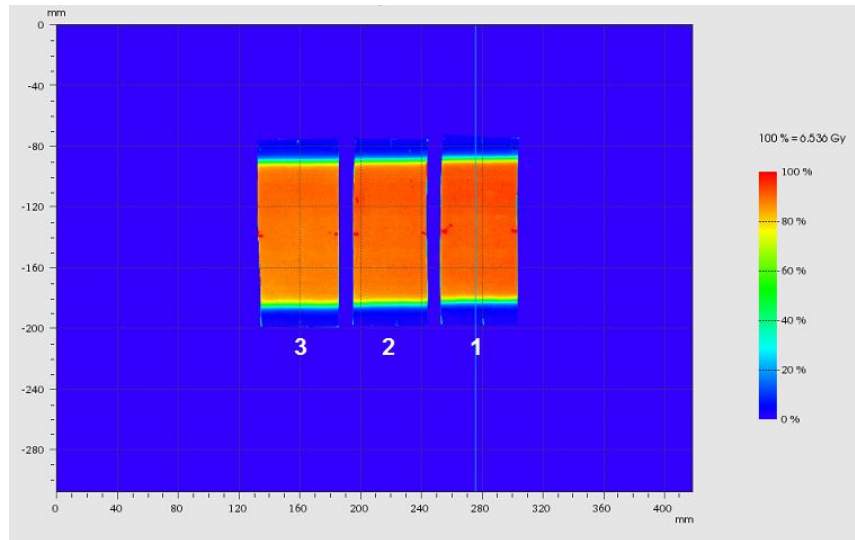


Figura 38: Distribuição de dose nos filmes radiocrômicos irradiados com campo direto 10 x 10 cm, fantoma homogêneo.

Além da diferença de tonalidade decorrente da profundidade, na situação onde o implante dentário de titânio foi inserido, é possível visualizar com clareza o efeito do mesmo na distribuição de dose para cada uma das posições (Figura 39):

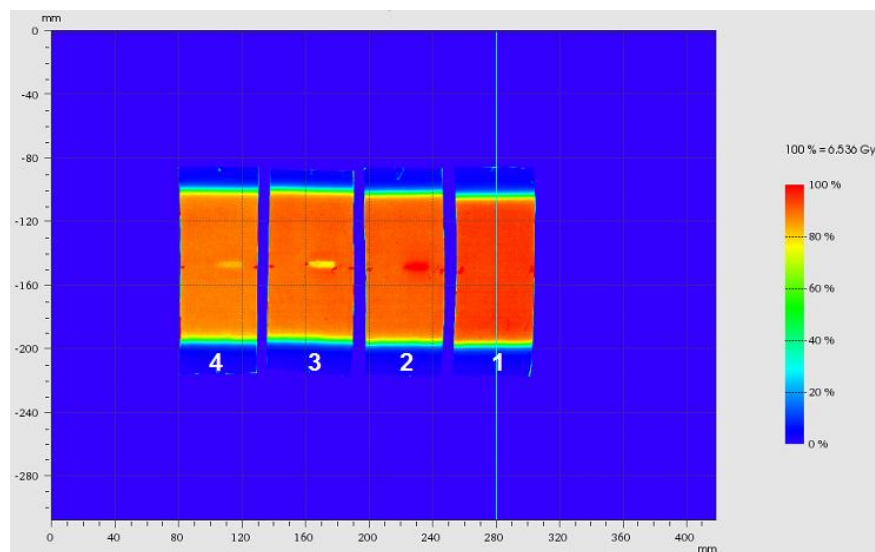


Figura 39: Distribuição de dose nos filmes radiocrômicos irradiados com campo direto 10 x 10 cm, fantoma com inserção do implante dentário de titânio.

Coerente com o que foi demonstrado pelos perfis, na posição número 1 observa-se distribuição de dose homogênea, com pouca ou nenhuma influência do implante de titânio. Na posição 2 é possível visualizar região mais avermelhada demonstrando o excesso de dose gerado pelo espalhamento de radiação produzido pelo titânio. Nas posições 3 e 4, posteriores ao implante, pode-se perceber a região onde o material atenuou o feixe através da coloração amarelada, representando regiões de menor dose.

Para as medidas quantitativas da irradiação com campo direto, de forma preliminar foi medido o rendimento do acelerador linear para a realização dos testes para o fantoma exclusivamente de água sólida, comumente utilizado no controle de qualidade dos pacientes e para o fantoma com dois bólus, modelo utilizado no presente estudo. Para o primeiro obteve-se rendimento de 33.2585 cGy/nC e para o segundo 33.2723 cGy/nC, representando uma diferença de apenas 0,04%.

A simulação da irradiação por campo direto 10 cm X 10 cm no fantoma para as situações sem e com a prótese de titânio feita no sistema de planejamento pode ser visualizada nas Figuras 40 e 41, nas quais pode-se visualizar as isodosas nos 3 planos seccionais.

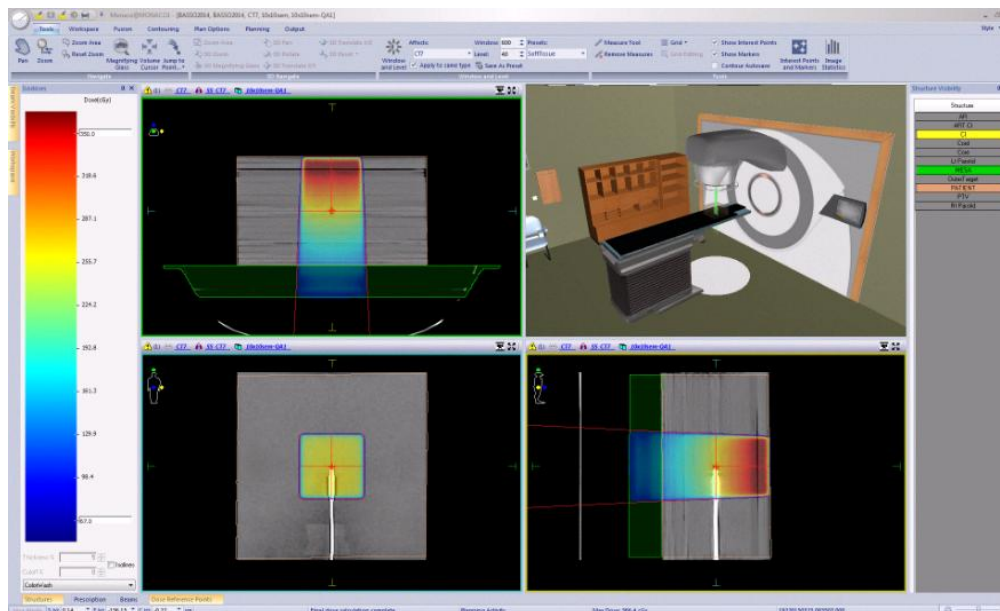


Figura 40: Campo direto 10 x 10 para fantoma SEM titânio, no Sistema de Planejamento.

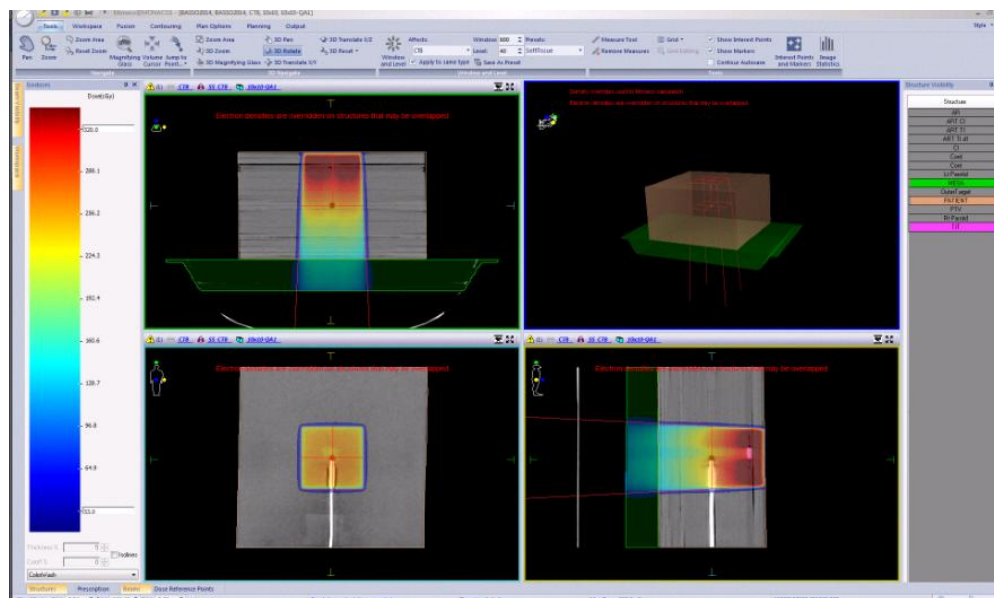


Figura 41: Campo direto 10 x 10 para fantoma com titânio, no Sistema de Planejamento.

A Tabela 5 mostra a dose no isocentro calculada pelo *software*, a dose medida com a câmara de ionização e a comparação percentual entre os valores encontrados:

Tabela 5: Dose calculada e medida para campo direto 10 x 10 em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.

	SEM titânio	COM titânio
Dose calculada (cGy)	259,3	243,8
Dose medida (cGy)	258,6	256,6
Diferença	-0,27%	5,25%

Pela leitura do filme radiocrômico através do *VeriSoft 6.0*, no caso SEM a prótese de titânio para o critério *gamma* de 3% / 3 mm a concordância foi de 99,8% e para o critério de 2% / 2 mm, concordância de 99,0%.

Com a inclusão da prótese os resultados para os critérios 3%/3 mm e 2%/2 mm foram de 99,7% e 95,5%, respectivamente.

3.2 Testes do TG119

3.2.1 Teste *CShape Easy*

O planejamento do VMAT para o caso *CShape Easy* no fantoma com a prótese de titânio está demonstrado na Figura 42:

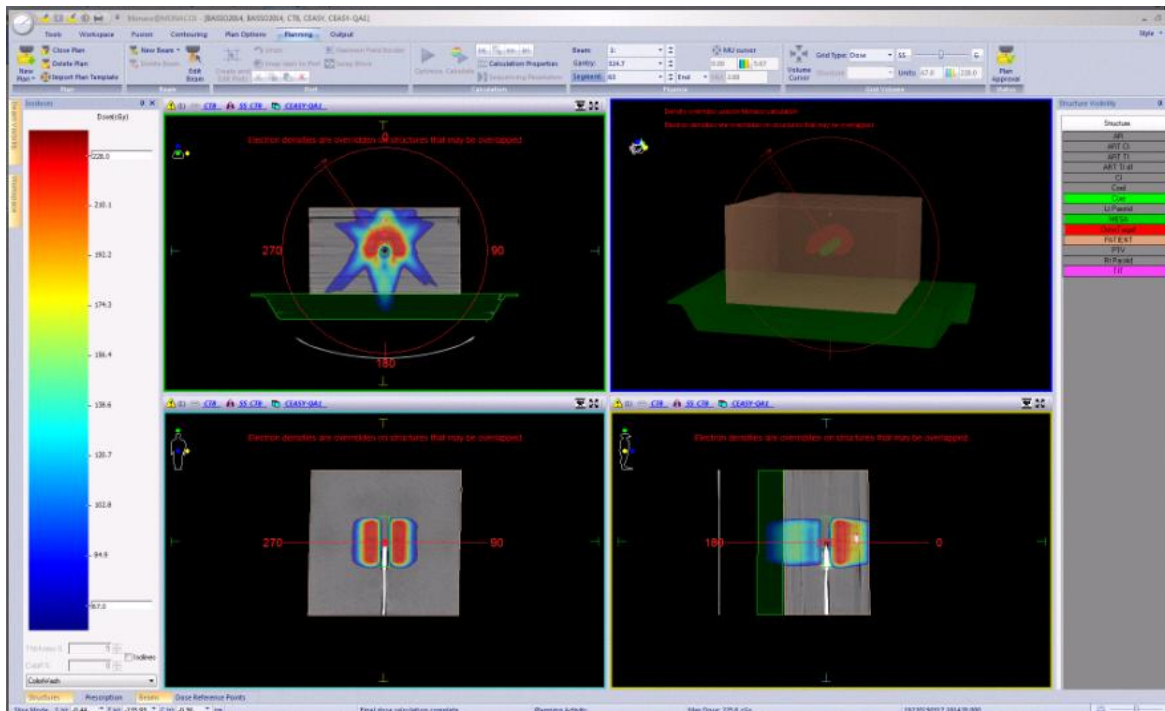


Figura 42: Planejamento VMAT para TG 119 *CShape Easy* em fantoma com prótese de titânio inserida.

Neste, a câmara de ionização está no isocentro, posicionada na região de baixa dose, como pôde ser observado nos 3 planos seccionais.

A irradiação desse planejamento foi realizada com uso de 2 arcos, 1.009,8 UM e tempo de execução de 3,11 minutos.

A Figura 43 mostra o filme radiocrômico irradiado nessas condições.

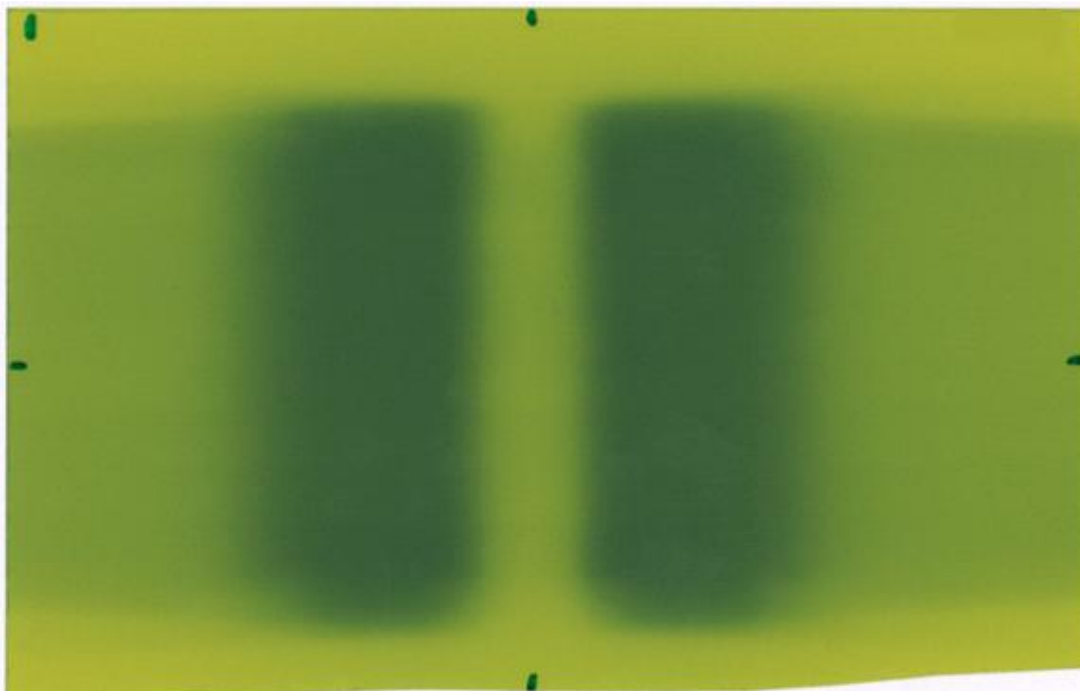


Figura 43: Filme radiocrômico EBT3 irradiado com o teste *CShape Easy*.

Os resultados obtidos pelo *VeriSoft 6.0* para o critério *gamma* do teste *CShape Easy* para leitura do filme radiocrômico EBT3 estão registrados na Tabela 6:

Tabela 6: Critério *Gamma* para teste *CShape Easy* através de leitura de filme radiocrômico EBT3.

Critério <i>Gamma</i>	Concordância	
	SEM titânio	COM titânio
3% / 3 mm	99,3%	99,6%
2% / 2 mm	99,1%	99,3%
1% / 1 mm	85,5%	91,3%

As medidas realizadas com a Câmara de Ionização, comparadas com os valores calculados pelo sistema estão apresentadas na Tabela 7:

Tabela 7: Dose calculada e medida no isocentro (região de baixa dose) com câmara de ionização para o teste *CShape Easy* em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.

	SEM titânio	COM titânio
Dose calculada (cGy)	54,10	53,70
Dose medida (cGy)	56,09	55,6
Diferença	3,68%	4,21%

Para medir a região de alta dose com a câmara de ionização a mesa foi movida 2,5 cm para cima, como forma de reposicionar a câmara, conforme demonstrado na Figura 44:

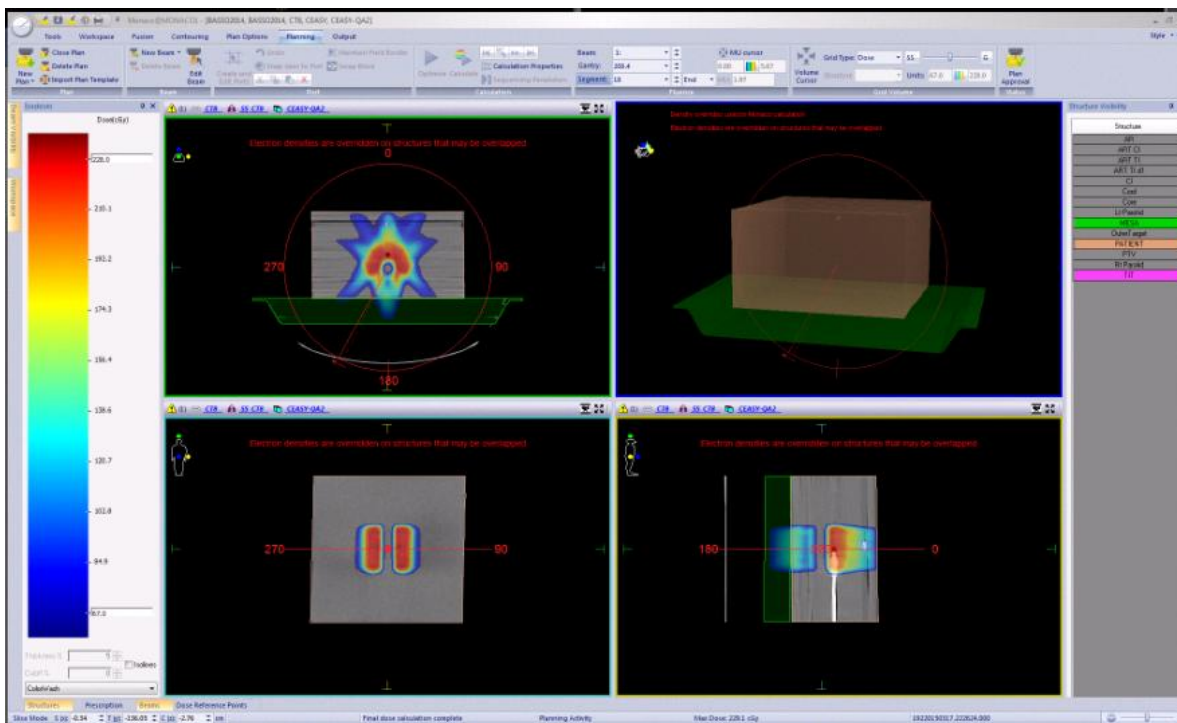


Figura 44: Planejamento VMAT para teste *CShape Easy* em fantoma com prótese de titânio inserida; câmara de ionização deslocada 2,5 cm, posicionada em região de alta dose.

Nesta posição, os valores encontrados para as medidas com a câmara de ionização estão expostos na Tabela 8:

Tabela 8: Dose calculada e medida com câmara de ionização deslocada 2,5 cm (região de alta dose), para o teste *CShape Easy* em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.

	SEM titânio	COM titânio
Dose calculada (cGy)	218,30	216,9
Dose medida (cGy)	218,25	217,8
Diferença	-0,02%	0,41%

Seguindo o critério de avaliação recomendado pela AAPM:

Tabela 9: Dose medida com câmara de ionização para o Teste *CShape Easy* (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição.

	Teste <i>CShape Easy</i>	
	Alta Dose	Baixa Dose
Fantoma Homogêneo	0,000	0,010
Fantoma com Titânio	0,004	0,011

3.2.2 Teste *Head and Neck* (HN)

O planejamento do VMAT para o caso HN no fantoma com a prótese de titânio está demonstrado na Figura 45:

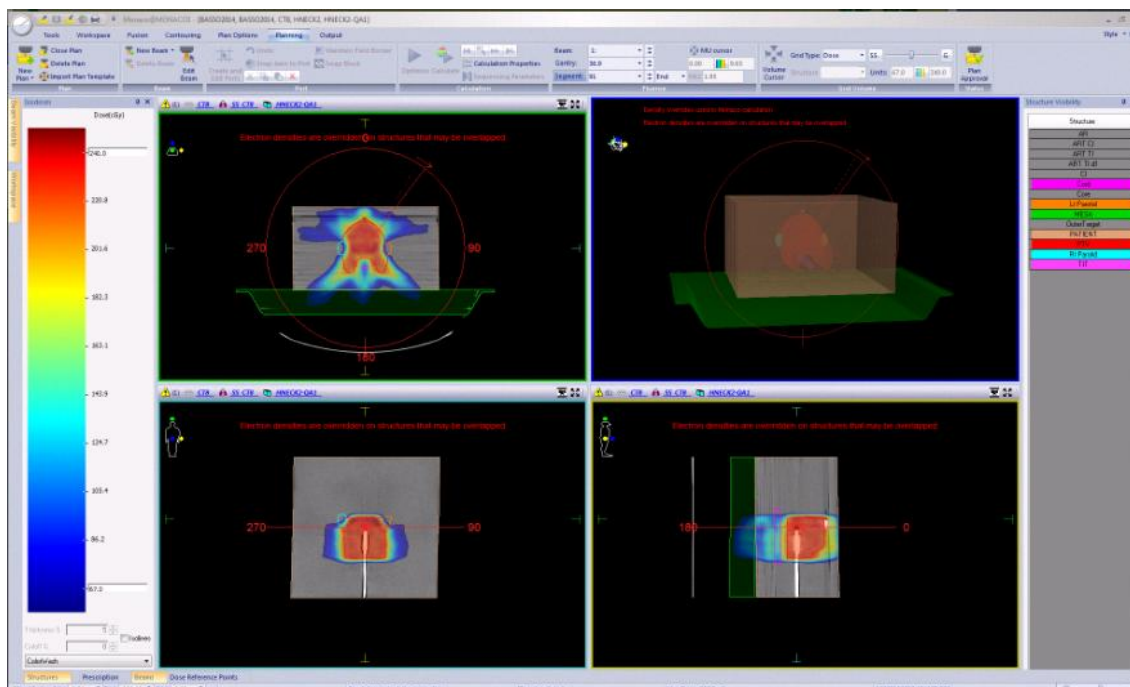


Figura 45: Planejamento VMAT para TG 119 *Head and Neck* em fantoma com prótese de titânio inserida.

Neste, a câmara de ionização está no isocentro, posicionada na região de alta dose, como pôde ser observado nos três planos seccionais.

A irradiação desse planejamento foi realizada com uso de 2 arcos, 1.211,0 UM e tempo de execução de 3,36 minutos.

Os resultados obtidos pelo *VeriSoft 6.0* para o critério *gamma* do teste HN para leitura do filme radiocrômico EBT3 estão registrados na Tabela 10:

Tabela 10: Critério *Gamma* para teste *Head and Neck* através de leitura de filme radiocrômico EBT3.

Critério <i>Gamma</i>	Concordância	
	SEM titânio	COM titânio
3% / 3 mm	99.5%	98.5%
2% / 2 mm	97.1%	92.0%
1% / 1 mm	77.4%	68.6%

As medidas realizadas com a Câmara de Ionização, comparadas com os valores calculados pelo sistema estão apresentadas na Tabela 11:

Tabela 11: Dose calculada e medida no isocentro (região de alta dose) com câmara de ionização para o teste *Head and Neck* em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.

	SEM titânio	COM titânio
Dose calculada (cGy)	227.40	224.80
Dose medida (cGy)	231.98	232.07
Diferença	2.01%	3.23%

Para medir a região de baixa dose com a câmara de ionização a mesa foi movida 4,0 cm para baixo, como forma de reposicionar a câmara, conforme demonstrado na Figura 46:

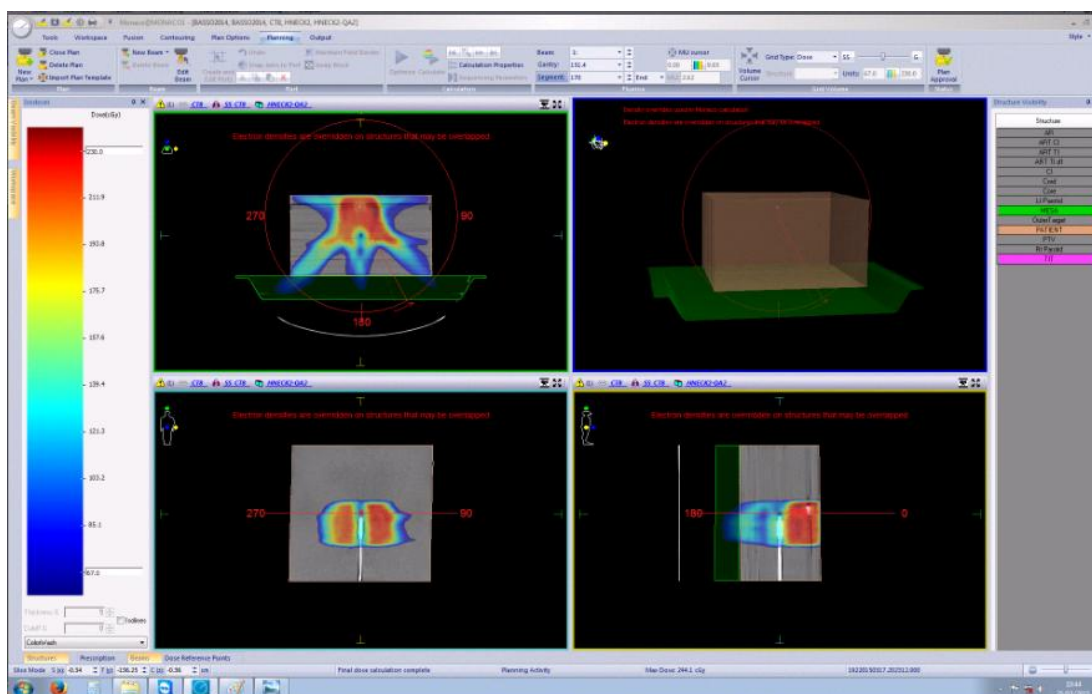


Figura 46: Planejamento VMAT para teste *Head and Neck* em fantoma com prótese de titânio inserida; câmara de ionização deslocada 4,0 cm, posicionada em região de baixa dose.

A Figura 47 mostra o filme radiocrômico irradiado nessas condições.

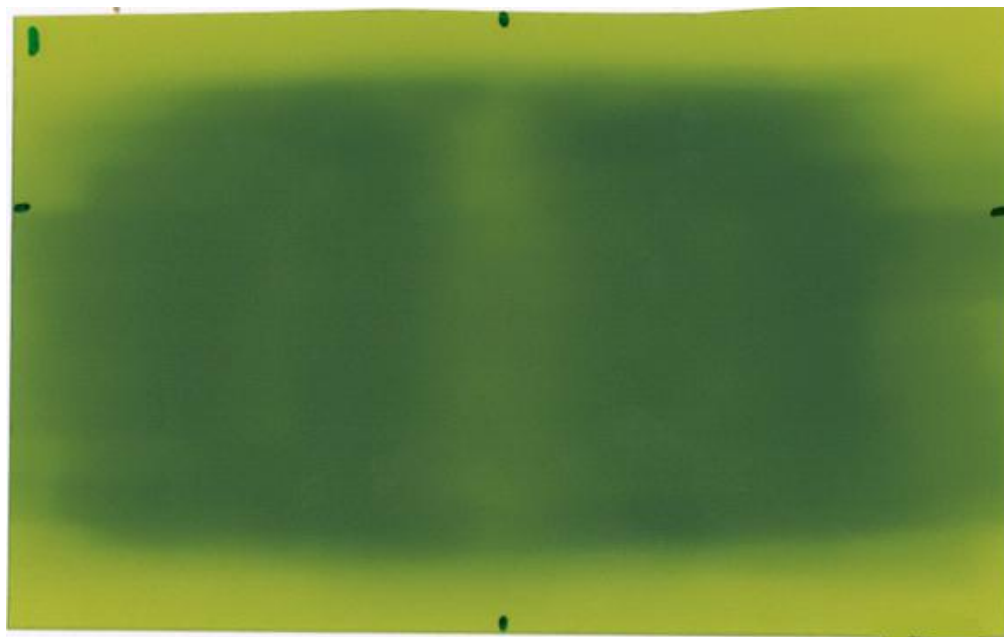


Figura 47: Filme radiocrômico EBT3 irradiado com o teste *Head and Neck*.

Nesta posição, os valores encontrados para as medidas com a câmara de ionização estão expostos na Tabela 12:

Tabela 12: Dose calculada e medida com câmara de ionização deslocada 4,0 cm (região de baixa dose), para o teste *Head and Neck* em fantoma sem e com a presença da prótese de titânio.

	SEM titânio	COM titânio
Dose calculada (cGy)	127.80	125.70
Dose medida (cGy)	133.02	132.76
Diferença	4.09%	5.62%

Seguindo o critério de avaliação recomendado pela AAPM:

Tabela 13: Dose medida com câmara de ionização para o Teste *Head and Neck* (Dose Medida – Dose planejada) / Prescrição.

Teste Head and Neck		
	Alta Dose	Baixa Dose
Fantoma Homogêneo	0,023	0,026
Fantoma com Titânio	0,036	0,035

5 DISCUSSÃO

Filmes radiocrômicos são ferramentas precisas e confiáveis para realizar dosimetria das distribuições de dose em superfícies de contato entre materiais com diferentes propriedades físicas e químicas como, por exemplo, tecido biológico, água, polímeros e metais (BROZYNA 2014). De fato, o uso dos filmes radiocrômicos nesta pesquisa mostrou-se capaz de demonstrar claramente as influências causadas pela presença de implante dentário de titânio nos perfis (Figuras 33 a 37) e na distribuição de dose (Figuras 38 e 39). Foi verificado um pico com excesso de dose na região imediatamente anterior ao material metálico (Figura 35), consoante comprovado por RAVIKUMAR 2004 que afirma em seu estudo que em interfaces irradiadas de tecidos biológicos com metais há uma zona de desequilíbrio eletrônico que gera espalhamento secundário e aumento de dose. Assim como nos demais metais, a interação dos fótons de raios X com implantes dentários de titânio gera grande espalhamento de radiação conforme descrito por OZEN 2005 e confirmado no presente estudo. Na área posterior ao implante foi observado regiões com redução da dose (Figuras 36 e 37), típico da transição de um meio de maior densidade para um de menor conforme demonstrado por SALATA 2009.

Os perfis de dose adquiridos no presente estudo apresentam o mesmo padrão dos resultados de Brozyna 2014 (Figura 11): aumento de dose na região anterior ao implante metálico e redução de dose nas áreas posteriores a ele.

A perturbação da dose nas interfaces dos implantes dentários de titânio geram incertezas dosimétricas nos tratamentos de radioterapia de cabeça e pescoço devido à sua alta densidade e aos artefatos causados por ele na tomografia de planejamento (LIN 2013). Na irradiação realizada com campo direto 10 x 10 cm, a diferença entre a dose calculada pelo software e medida com a câmara de ionização foi de -0,27% no caso sem o implante dentário de titânio e de 5,25% na presença do mesmo (Tabela 5), confirmando a incerteza dosimétrica causada pela presença do material.

Além disso, apesar de não haver redução da incerteza dosimétrica na leitura dos filmes radiocrômicos para análise do critério *gamma* 3% / 3 mm sem e com o implante dentário de titânio, quando o critério de aceitação foi reduzido para 2% / 2 mm a concordância foi reduzida de 99% para 95,5% na presença do material. SILVA 2013, em sua pesquisa com os mesmos equipamentos do atual estudo, encontrou 99,7% e 97,1% de concordância no critério 3% / 3 mm e 2% / 2 mm quando irradiou fantoma homogêneo com 2 campos 10 cm x 10 cm (anterior e posterior). São recomendados para a prática clínica valores de concordância entre 90 e 100%. Dessa maneira, o resultado encontrado para o fantoma com o implante dentário de titânio mostrou-se apropriado.

Em relação aos testes do TG 119 propostos pela AAPM, Ezzell 2009 comparou os resultados obtidos por 10 instituições norte-americanas criando um banco de dados que auxilia os demais serviços a avaliar seus sistemas. Para medidas pontuais de dose com câmara de ionização é recomendado diferenças menores do que $\pm 7\%$ para baixa dose e $\pm 5\%$ em regiões de alta dose, quando medidas em região de baixo gradiente. Segundo a fonte, valores superiores a esse requerem investigação e medidas corretivas do sistema. Os resultados das medidas com câmara de ionização para o teste *CShape Easy* em região de baixa dose estão em conformidade com tal orientação sendo diferença de 3,68% na irradiação do fantoma homogêneo e 4,21% na presença do implante dentário de titânio, conforme descrito na Tabela 7. As medidas da região de alta dose para o mesmo teste foram ainda mais satisfatórias: -0,02% na situação homogênea e 0,41% com a inserção do titânio (Tabela 8).

Para o teste *Head and Neck* os valores encontrados também estão dentro do recomendado, sendo região de baixa dose com diferença de 4,09% na irradiação do fantoma homogêneo e 5,62% na irradiação com o implante. Para a região de alta dose os valores foram de 2,01% e 3,23% para o fantoma homogêneo e com a presença do material metálico, respectivamente (Tabelas 11 e 12).

Seguindo as recomendações da AAPM para avaliação dos resultados das leituras pontuais de dose utilizando câmara de ionização de que a diferença entre a dose calculada e a dose medida devem ser expressas em razão da dose de prescrição, sendo $(\text{Dose Medida} - \text{Dose planejada}) / \text{Prescrição}$, temos que os resultados obtidos pelo estudo através dessa forma de análise (Tabela 9) mostram que, além dos valores serem praticamente iguais para os casos sem e com a presença do titânio no teste *Cshape Easy*, ambos são satisfatórios comparativamente aos resultados de Ezzell 2009 (Figuras 16 e 17) e Silva 2013 (Figura 18). Portanto, percebemos que apesar da presença do implante dentário de titânio aumentar a diferença entre os valores calculados pelo software e medidos pela câmara de ionização, atende às recomendações da AAPM nas regiões de alta e baixa dose. Para o teste *Head and Neck* houve diferenças maiores (Tabela 13) quando comparados aos demais autores e, portanto, necessita ser melhor investigado em testes futuros.

Em relação aos resultados obtidos através das leituras dos filmes radiocrômicos irradiados nos testes do TG119 para distribuição de dose planar da composição dos campos, a AAPM indica que para fins de comparação devem ser utilizados os valores de concordância para o critério *gamma* 3% / 3mm. Assim, tem-se que para o teste *CShape Easy* concordância de 99,3% para o fantoma homogêneo e 99,6% na presença do titânio (Tabela 6) e para o teste *Head and Neck* 99,5% e 98,5%, respectivamente (Tabela 10).

Esse resultado é satisfatório e compatível com testes de outros autores (Figuras 19 e 20), em irradiações de fantasmas homogêneos (EZZEL, 2009 e SILVA, 2013). O que comprova que o sistema em questão é capaz de calcular e entregar satisfatoriamente a dose nos tratamentos de radioterapia de cabeça e pescoço de pacientes com implante dentário de titânio.

Fica comprovado que aplicar métodos de correção de artefatos, delinear o objeto metálico e atribuir a ele sua densidade eletrônica, assim como utilizá-lo como um órgão de risco com doses de tolerância para a otimização é um método que torna a distribuição de dose precisa e a execução do tratamento mais segura,

conforme KIM 2006, COOLEN, 2003, e LIN, 2013. Trabalhos futuros com simulações de casos clínicos e dosímetros posicionados mais próximos aos implantes dentários de titânio, por exemplo como no setup dos testes com campo direto do atual estudo, seriam de grande relevância. Assim como avaliar a influência de outros materiais utilizados em procedimentos odontológicos, como ouro e amálgama.

O Sistema de Planejamento *Monaco 5.0* com algoritmo de Monte Carlo se mostrou capaz de realizar cálculos de dose com elevado grau de exatidão em caso com heterogeneidade, conforme citado por CHETTY, 2007 e YORIYAZ, 2009.

Além dos resultados dosimétricos satisfatórios, correspondente ao estudo de STUDENSKI 2013, o VMAT de cabeça e pescoço do atual trabalho apresentou reduzida quantidade de Unidades Monitoras na execução do tratamento e baixo tempo de entrega da dose.

6 CONCLUSÃO

A presença de implante dentário de titânio afeta a distribuição de dose, gerando regiões com excesso ou redução de dose nas interfaces deste com o tecido biológico. Sua presença na tomografia de planejamento gera artefatos que influenciam o cálculo da dose nos sistemas de planejamento, porém esse impacto pode ser minimizado através do delineamento manual do objeto metálico e do artefato gerado por ele e através da atribuição de valores de densidade eletrônica corrigidos a eles, além de incluí-los como órgãos com restrição de dose na otimização do planejamento.

A partir da aplicação dos testes *CShape Easy* e *Head and Neck* do TG 119 da AAPM, foi comprovado que seguindo as recomendações descritas, o sistema de planejamento *Monaco 5.0* com algoritmo de Monte Carlo é capaz de realizar cálculos de dose com elevado grau de exatidão para VMAT de cabeça e pescoço em pacientes com implante dentário de titânio.

7 TRABALHOS FUTUROS

- Realizar os mesmos testes do presente trabalho, porém com medidas em outras regiões dos planejamentos;
- Realizar o teste CShape Hard com implantes de titânio;
- Testar outros materiais odontológicos, por exemplo ouro e amálgama com campo direto e/ou TG119;
- Realizar testes com os demais casos do TG119, por exemplo caso de próstata com implante de fêmur.

8 REFERÊNCIAS

AAPM. TG119 CT and structure package in DICOM format. (The American Association of Physicists in Medicine). 2009. Disponível em: <<http://www.aapm.org/pubs/tg119/default.asp>>

ALLEN M. Chen, M.D., Bao-Qing, Li, MD, PH.D., Farwell D, G., M.D., Marsano J., B.S., Vijayakumar, S., M.D., Purdy, J.A., PH.D. Improved Dosimetric and clinical outcomes with intensity-modulated radiotherapy for head-and-neck cancer of unknowns primary origin. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 79, No. 3, pp. 756–762, USA, 2011

ARAÚJO, Raul Oliveira, Carlos Roberto Grandini. Caracterização microestrutural das ligas Ti-25Mo e Ti-30Mo para aplicações como biomaterial. Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais. Natal/RN, 2012.

BONTRAGER, Kenneth. Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica, 5. Ed. Rio de Janeiro, 2003.

BROZYNA, Bogusław, Krzysztof Chelmiński, Wojciech Bulski, Marta Giżyńska, Paulina Grochowska, Agnieszka Walewska, Marta Zalewska, Andrzej Kawecki, Romuald Krajewski. Dosimetry of dose distributions in radiotherapy of patients with surgical implants Radiation Physics and Chemistry. (LOCAL, 2014)

CHETTY, I. J. et al. Report of the aapm task group no. 105: issues associated with clinical implementation of monte carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Medical Physics, v. 34(12), p. 4818–4853, 2007.

COOLENS, C; CHILDS, P. J. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. Phys. Med. Biol. 48, 2003.

EZZELL, G. A. et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from aapm task group 119. Medical Physics, v. 36(11), p. 5359–5373, 2009.

GHOSH-LASKAR, S., D.A. Chaukar, J.P. Agarwal, T. Gupta, A. Budrukkar, V. Murthy. Comparison of early quality of life (QOL) in patients with squamous cell carcinoma of the head and neck (HNSCC) treated with 3-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiotherapy (IMRT). Oral oncology Volume 47, Supplement 1, 2011.

ICRU. Report 50: International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU Report 50. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. Bethesda, MD, 1993.

INCA - Instituto Nacional de Câncer. ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer. 128 p. Versão eletrônica. Acesso em 17/03/14. Rio de Janeiro, 2011.

INCA - Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. Coordenação de Prevenção e Vigilância Estimativa 2014: Incidência de Câncer no Brasil / Instituto Nacional. Rio de Janeiro, 2014.

KHAN, Faiz M. Treatment Planning in Radiation Oncology, 2. ed. USA, 2007.

KIM et al. The impact of dental metal artifacts on head and neck IMRT dose distributions. Radiotherapy and Oncology 79, 2006

KIM, Y., TOME, W. On the radiobiological impact of metal artifacts in head-and-neck IMRT in terms of tumor control probability (TCP) and normal tissue complication probability (NTCP). Med Bio Eng Comput 45, 2007.

KNILL, Cory; Snyder, Michael. An analysis of confidence limit calculations used in AAPM Task Group No. 119. Medical Physics 38, 2011.

LI, Zhixia, Kawashita, M. Current progress in inorganic artificial biomaterials. J Artif Organs 14. Japão, 2011.

LIN, M.U. et al. The dosimetric impact of dental implants on head-and-neck volumetric modulated arc therapy. Phys. Med. Biol. 58, 2013

LOW, D. A. Quality assurance of intensity-modulated radiotherapy. Seminars in Radiation Oncology, vol 12, No 3, 2002.

MAIO, Miréia Florencio. Avaliação dos efeitos da radiação ionizante em materiais utilizados em restaurações dentárias. Dissertação de mestrado – Instituto de pesquisas energéticas e nucleares da Universidade de São Paulo. São Paulo 2009

MONACO Training Guide, Version 3.2, Elekta. Maryland Heights, USA, 2012.

MYNAMPATI, Dinesh Kumar, Ravindra Yaparpalvi, Linda Hong, Hsiang-Chi Kuo, Dennis Mah. Application of AAPM TG 119 to volumetric arc therapy (VMAT). Journal of applied clinical medical physics, vol 13, n5, 2012.

NIROOMAND et al. Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Medical Physics, vol. 25, No. 11, 1998.

OREN, Unal, Christopher L. Raaf, Soren Mattsson. Gafchromic film as a fast visual indicator of radiation exposure of first responders. Radiat. Prot. Dosim. vol 150, 2012.

OZEN, Julide. DDS, PhD, Bahar Dirican, PhD, Kaan Oysul, MD, Murat Beyzadeoglu, MD Ozlem Ucok, DDS, PhD, and Bedri Beydemir, DDS, PhD, Ankara. Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck Radiotherapy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 99:743-7. Turquia, 2005.

PESZYNSKA-PIORUN, Magdalena, Malicki. J., Golusinski, W. Doses in organs at risk during head and neck radiotherapy using IMRT and 3D-CRT. Radiol Oncol 46(4): 328-336. Polônia, 2012.

PODGORSAK, E.B. Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency. Áustria, 2005.

RAKOWSKI, Joseph T., Karen Chin, Sandeep Mittal. Effects of titanium mesh implant on dosimetry during Gamma Knife radiosurgery. Journal of applied clinical medical physics. Vol 13, n5. USA, 2012.

RAVIKUMAR,M.; Ravichandran, R.; Sathiyar, S. Backscattered dose perturbation effects at metallic interfaces irradiated by high-energy X- and gamma-ray therapeutic beams. Strahlenther. Onkol. 180:173–8; 2004.

ROSALES, Ana Carolina Mesquita Netto. Análise das condições dentárias dos pacientes irradiados em cabeça e pescoço. Dissertação (Mestrado em Estomatopatologia) – Universidade Estadual de Campinas, 2006.

SALATA, C. Simulação computacional de um feixe de fótons de 6 MV em diferentes meios heterogêneos utilizando o código PENELOPE. Radiologia Brasileira [0100-3984] vol:42 iss:4 pg:249 -253, 2009.

SERAP, Çatli. Ph.D., TANIR, Günes, Ph.D. Experimental and Monte Carlo evaluation of Eclipse treatment planning system for effects on dose distribution of the hip prostheses. Medical Dosimetry 38. USA, 2013

SON, Seok Hyun S, M.D., Young Nam Kang, Ph.D., Mi-Ryeong Ryu, M.D. The effect of metallic implants on radiation therapy in spinal tumor patients with metallic spinal implants. Medical Dosimetry 37. USA, 2012.

SCULLY C. Oral cancer aetiopathogenesis; past, present and future aspects. Med Oral Patol Oral Cir Bucal;16 (3):e306-11, 2011.

SILVA, Ricardo Goulart. Desenvolvimento de um programa de qualidade para a tecnologia VMAT. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2013.

STUDENSKI, Matthew T., Ph.D., Voichita Bar-Ad, M.D., Joshua Siglin, M.D., David Cognetti, M.D., Joseph Curry, M.D., Madalina Tuluc, M.D., Amy S. Harrison, M.S. Clinical experience transitioning from IMRT to VMAT for head and neck cancer. Medical Dosimetry 38, 171–175. USA, 2013.

TAUHATA, L. S., I.P.A, Prinzio, R.DI., M.A.R.R.DI. Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos. IRD/CNEN. Rio de Janeiro, 2003.

TROMBETTA, Débora M., Simone C. Cardoso, Alessandro Facure, Luiz A. R. da Rosa , Ademir X. da Silva. Estudo da atenuação do feixe de 6MV em tratamentos radioterápicos de mama pós-mastectomia devido à heterogeneidade metálica de expansores de tecido. Revista Brasileira de Física Médica. 4(2):7-10. Rio de Janeiro, 2010.

VIEIRA, Emerson Canato. Influência do implante dentário com revestimento na distribuição da dose de radiação gama: um estudo in vitro. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade de Taubaté. Taubaté/SP, 2004.

VISCH LL, Van Waas MA, Schmitz PI, Levendag PC. A clinical evaluation of Implants in irradiated oral cancer patients. J Dent Res, 2002.

WANG C. C. Radiation therapy for head and neck neoplasms.3.ed. USA, 1997.

YORIYAZ, Hélio. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):141-9.

ANEXO 1 – Certificado de Calibração Câmara de Ionização Semiflex

CALIBRATION CERTIFICATE		PTW	
No. 1202472		PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)781-49355-0 FAX +49-(0)781-49055-70 E-Mail info@ptw.de	
Calibration Object			
Radiation Dosimeter	UNIDOS E [REF] T10010 [SN] 001030		
Elektrometer	[REF] TN31010 [SN] 004887		
Detector	Ionization Chamber 0.125 cc		
Detector Type			
Manufacturer	PTW-Freiburg		
Customer	CLINIRAD - Clinica de Radioterapia S/C Ltda. Rodovia do Caqui, 1150 - Aracatuba BR-83430-000 Campina Grande do Sul	Order No. :	AU1202261
		Order Date :	2012-06-14
Calibration Results			
Measuring Quantity	Absorbed Dose to Water (D_w)		
Detector Calibration Factor	$N_{D,w} = 2.990 \cdot 10^8 \text{ Gy / C}$		
Electrometer Calibration Factor	$k_{elec} = 1.000 \pm 0.5 \%$		
Beam Quality Correction	Beam Quality	Correction Factor k_Q	Uncertainty
	^{60}Co	1.000	1.1 %
Reference Conditions	Beam Quality:	^{60}Co	
	Temperature:	293.2 K. (20°C)	
	Air Pressure:	1013.2 hPa	
	Relative Humidity:	50%	
	Chamber Voltage/Polarity:	+ 400 V	
	Ion Collection Efficiency:	100 %	
Calibration Date	2012-07-03		
Recalibration Interval	2 years (recommended)		
Freiburg, 2012-07-04	PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pöschel GmbH 		
Page 1 / 2	(Signature)		

Calibration Conditions and Set-up

Climatic Conditions	Temperature Range:	[291.2 ... 297.2] K / [18 ... 24] °C			
	Air Pressure Range:	[950 ... 1050] hPa			
	Rel. Humidity Range:	[40 ... 80] %			
Beam Quality and Geometry	Quality	Filter [mm]	HVL [mm]	SDD [cm]	Size [cm]
	⁶⁰ Co	-	-	100	10 x 10
	Quality:	Beam qualities according to DIN 5809-5 / DIN 5809-4			
	Filter:	Total filtration (inherent and additional filters)			
	HVL:	Half value layer at the point of measurement			
	SDD:	Distance between radiation source and reference point			
	Size:	Field size at reference point, diam. = Field Diameter			
	Reference depth:	5 g cm ⁻² H ₂ O			
Detector Arrangement	Chamber axis perpendicular to radiation beam axis Line on chamber body faced towards the radiation source Reference point position at stated measuring depth / distance to the radiation source (For further information see manual and data sheet of detector.)				
Dose and Dose Rate	Absorbed Dose To Water:	min.: 5.0 · 10 ⁻² Gy / max.: 5.0 Gy			
	Absorbed Dose To Water rate:	min.: 50 mGy/min / max.: 300 mGy/min			
Polarity Effect	≤ 0.3 % (not accounted for in the detector calibration factor)				
Saturation Correction Factor	k _S = 1.000				
Leakage	Negligible during calibration				

Remarks

- The uncertainty stated corresponds to the double standard deviation (k=2). The standard deviation was calculated according to ISO GUM from the partial uncertainties arising from the standard used, the calibration procedure, the environmental conditions and short time effects of the object of measurement. The uncertainties stated are composed of the uncertainties of the calibration procedure and those of the specimen during calibration. A share for the long-term instability of the object under calibration is not included.
- The calibration is traceable to national standards of the German National Laboratory, PTB, Braunschweig. This calibration certificate may not be reproduced other than in full except with the permission of the issuing laboratory. This certificate is valid only with the ionization chamber showing the intact sticker with the certificate number. Calibration factors of chambers having been opened for repair are not comparable to previous calibrations. Calibration certificates without signature are not valid.
- The components of the calibration object fully comply with the respective specifications given in the data sheet and user manual.