

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

TAIANE SILVA LOURENÇO

**AVALIAÇÃO DE DOSE PERIFÉRICA EM UM CASO DE IMRT DE  
CABEÇA E PESCOÇO UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2017

TAIANE SILVA LOURENÇO

**AVALIAÇÃO DE DOSE PERIFÉRICA EM UM CASO DE IMRT DE  
CABEÇA E PESCOÇO UTILIZANDO FILMES RADIOCRÔMICOS**

Trabalho de Conclusão de curso de graduação, apresentado à disciplina de Trabalho de Diplomação, do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Departamento Acadêmico de Física – DAFIS – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para obtenção do grau de Tecnólogo em Radiologia.

Orientador: Prof. Dr. Danyel Scheidegger Soboll

CURITIBA

2017



**FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO**

**“Avaliação de dose periférica em um caso de IMRT de cabeça e pescoço utilizando filmes radiocrômicos”**

por

**Taiane Silva Lourenço**

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 08h00min do dia 08 de março de 2017. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 209**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**UTFPR. Presidente.**

---

**Profa. Danielle Filipov, Dra**  
**UTFPR**

---

**TNR Fernanda Cristine Pacheco Toledo**  
**Hosp. Erasto Gaertner**

**Visto:**

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**Coordenador de TCC do CSTR**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, por ser meu Fiel amigo.

À Tânia Lourenço, minha mãe, que sempre apoiou minhas escolhas e me ajudou enfrentar as dificuldades.

Ao Prof. Dr. Danyel S. Soboll, pela oportunidade, orientação, paciência e amizade. O senhor é uma pessoa admirável!

Ao Hospital Erasto Gaertner, principalmente ao CEPEP e ao setor de Radioterapia, que se dispusera a me ajudar e ensinar, confiando na proposta deste trabalho.

À Melissa Funchal, Fernanda Toledo, Jessé Lyra e aos residentes, pela disponibilidade e contribuição na realização deste trabalho.

Às pessoas envolvidas no PQRT - INCA (Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer), em especial ao Victor Gabriel Leandro Alves, pela realização das leituras dos filmes radiocrômicos.

Às amigas de turma, Karla Rimanski, Brenda Von Wolter, Jéssica Sauzen e Micheli Tumellero, pelo incentivo e carinho. Foi muito bom ter passado este tempo da minha vida com todas, saudades.

À minha amiga Jessica Sauzen pelo companheirismo em todas as irradiações e desafios. Estamos juntas, sempre!

E a todos que involuntariamente não citei, mas que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

LOURENÇO, TAIANE SILVA. Avaliação de dose periférica em um caso de IMRT de cabeça e pescoço utilizando filmes radiocrômicos. 2016. 50f. Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Tecnologia em Radiologia pela, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2017.

## RESUMO

O objetivo deste trabalho é coletar e avaliar as doses periféricas em tratamento de IMRT na região de cabeça e pescoço com o uso de filmes radiocrômicos. Para isso foi necessário simular um tratamento real de IMRT utilizando um *phantom* antropomórfico. Como dosímetro foi utilizado filme EBT3 da empresa Gafchromic e para a irradiação, acelerador linear Varian Clinac 600C/D com feixe de 6 MV. Inicialmente a tomografia computadorizada do *phantom* foi importada para o software Eclipse™, para a delimitação de volumes e realização do planejamento radioterápico. Com o feixe devidamente calibrado, o *phantom* antropomórfico foi posicionado na região do isocentro e os dosímetros foram colocados em regiões de glândula parótida, tireóide, coração e mama esquerda. Foram aplicadas um total de 5100 UM, em fração única. Posteriormente, observou-se que as maiores doses coletadas foram em locais de glândula parótida, mama e tireóide, em média, 11,9, 10,8 e 9,6 cGy respectivamente. Apesar de posicionados no mesmo corte, o dosímetro na mama recebeu em média 1,6 cGy a mais que o dosímetro em coração. As regiões de parótida e tireóide receberam esses valores de dose, por causa da proximidade dessas regiões com o volume alvo do planejamento. Em coração e mama houve essa diferença devido a influencia de campos oblíquos no dosímetro mais lateral, isto é, na região da mama. Em relação à dose total aplicada, a região de parótida recebeu o maior valor percentual, sendo em média 1,7%. Locais de tireóide, coração e mama obtiveram os valores percentuais: 1,27%, 1,3% e 1,5% respectivamente. Conclui-se, portanto, que os filmes radiocrômicos mostraram-se muito coerentes nas medidas obtidas com técnica IMRT e que as doses recebidas nos locais de estudo são relativamente baixas. Isso se deve às complexas configurações da IMRT e aos parâmetros de proteção das estruturas adjacentes ao alvo, oferecidos pela técnica utilizada.

**Palavras chaves:** Radioterapia, Dose periférica, IMRT e Filme radiocrômico.

## ABSTRACT

The objective of this work is to collect and evaluate the peripheral doses in IMRT treatment in the head and neck region with the use of radiochromic films. For this it was necessary to simulate a real IMRT treatment using an anthropomorphic phantom. As dosimeter was used film EBT3 of the company Gafchromic and for irradiation, linear accelerator Varian Clinac 600C / D with beam of 6 MV. Initially the computer tomography of the phantom was imported into the Eclipse™ software, for the delimitation of volumes and the accomplishment of the radiotherapeutic planning. With the beam properly calibrated, the anthropomorphic phantom was positioned in the isocenter region and the dosimeters were placed in regions of the parotid gland, thyroid, heart and left breast. A total of 5100 MU was applied in a single fraction. Subsequently, it was observed that the highest doses collected were in the parotid, breast and thyroid gland, on average, 11.9, 10.8 and 9.6 cGy, respectively. Although placed in the same cut, the dosimeter in the breast received an average of 1.6 cGy more than the dosimeter in the heart. The parotid and thyroid regions received these dose values because of the proximity of these regions to the target volume of the planning. In heart and breast there was this difference due to the influence of oblique fields in the more lateral dosimeter, that is, in the region of the breast. Regarding the total dose applied, the parotid region received the highest percentage value, being on average 1.7%. Thyroid, heart and breast sites had the following percentages: 1.27%, 1.3% and 1.5%, respectively. It was concluded, therefore, that the radiochromic films were very coherent in the measurements obtained with the IMRT technique and that the doses received at the study sites were relatively low. This is due to the complex configurations of the IMRT and the protection parameters of the structures adjacent to the target, offered by the technique used.

**Keywords:** Radiotherapy, Peripheral dose, IMRT and Radiochromic film.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Efeitos biológicos da radiação.....	17
Figura 2 – DVH.....	19
Figura 3 – Bloco para tratamento com IMRT.....	20
Figura 4 – Colimador multilâminas.....	20
Figura 5 – Filmes radiocrômicos com aumento gradativo de dose .....	23
Figura 6 – Filme GafChromic® EBT3.....	24
Figura 7 – Curva sensitométrica.....	25
Figura 8 – <i>Phantom</i> ARP .....	27
Figura 9 – Corte axial do crânio demonstrando delimitação dos órgãos de risco e PTV. Este último delineado em vermelho .....	28
Figura 10 – Arranjo de campos .....	29
Figura 11 – Folha de filme radiocrômico enumerada .....	30
Figura 12 – <i>Phantom</i> cúbico para calibração do feixe.....	30
Figura 13 – Filme posicionado para obter dado para curva de calibração .....	31
Figura 14 – Escurecimento do filme radiocrômico. A) Filme antes de ser irradiado. B) Filme escurecido após receber 1000 MU.....	32
Figura 15 – Dosímetros posicionados em locais destacados em vermelho .....	32
Figura 16 – Posicionamento do ARP .....	33
Figura 17 – AL 600/CD.....	33
Figura 18 – Filmes de calibração organizados nas três primeiras fileiras com cada valor de MU descrito em vermelho. Os demais filmes receberam as doses periféricas.....	34
Figura 19 – Campo 0° demonstrando estruturas e isocentro .....	36
Figura 20 – Arranjo de campos e gradiente de dose.....	36
Figura 21 – Corte axial demonstrando extrapolação do sistema.....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS

AL – Acelerador Linear

ARP – Alderson Rando Phantom

cGy – centiGray

cm – centímetro

DNA – *Deoxyribonucleic Acid* (Ácido desoxirribonucléico)

ICRU – *International Commission on Radiation Units and Measurements* (Comissão Internacional de Unidade e Medidas de Radiação)

IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy (Radioterapia de Intensidade Modulada)

INCA – Instituto Nacional do Câncer

MLC – *Multi-leaf Collimator* (Colimador Multilâminas)

MU – *Monitoring Units* (Unidade Monitor)

MV - Megavoltagem

PQRT – Programa de Qualidade em Radioterapia

PTV – *Planning Target Volume* (Volume Alvo do Planejamento)



## SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	10
2. OBJETIVOS.....	12
3. REVISÃO DE LITERATURA.....	13
4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA .....	15
4.1. Radiobiologia em Radioterapia .....	15
4.1.2 Radiossensibilidade.....	16
4.1.3 Efeitos Biológicos da Radiação .....	17
4.2. Radioterapia de Intensidade Modulada.....	18
4.3. Dosimetria.....	21
4.3.1 Dose Periférica .....	21
4.4. Filmes Radiocrômicos.....	22
4.4.1 Filmes GafChromic® EBT3 .....	24
4.5. Objetos Simuladores.....	25
4.5.1 Simulador Antropomórfico .....	26
5. METODOLOGIA .....	28
6. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	35
7. CONCLUSÕES.....	40
8. REFERÊNCIAS .....	41
9. ANEXO 1 .....	46

## 1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de técnicas e aprimoramentos no tratamento de câncer por radiação ionizante tem se mostrado expressivo nas últimas décadas (SALVAJOLI, SOUHAMI, FARIA, 2013). A técnica convencional de tratamento radioterápico foi surpreendida por uma inovação tecnológica significativa no tratamento com radiação ionizante. A técnica de Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT - *Intensity Modulated Radiation Therapy*) é consequência evolutiva da busca da melhor forma de controle local do câncer. Essa modalidade possibilita a aplicação de doses elevadas e localizadas no volume de interesse (KHAN, 2003). Apesar dessa característica, a medida de dose na periferia do alvo precisa ser averiguada, para se discutir a possibilidade de lesões radioinduzidas (SULIEMAN, THEODOROU, KAPPAS, 2011).

O desafio de um planejamento radioterápico é satisfazer duas prioridades opostas: Reduzir a dose em tecidos normais e expor a lesão à máxima dose prescrita. Contudo, deve haver preocupação também, com a exposição das estruturas que estão fora do campo de irradiação (KIM *et al.*, 2013). Essa absorção de dose por órgãos que estão localizados externamente ao campo de tratamento denomina-se dose periférica (BALASUBRAMANIAN *et al.*, 2006).

As doses recebidas pelas estruturas que estão próximas ao volume tumoral são de suma importância clínica. Pois estruturas radiosensíveis e saudáveis, não podem receber doses acima do limite estabelecido (MCPARLAND, 1990). Conhecer a dose mínima para a eficácia do tratamento radioterápico e também a dose periférica proveniente desse tratamento é essencial para a correlação de um possível dano tardio (PODGORSAK, 2005).

Devido ao fato de o espectro do feixe principal ser diferente do apresentado na periferia (KLEIN, MASERANG, MANSUR, 2007), a possível independência energética de filmes radiocrômicos (CHIU-TSAO *et al.*, 2005) faz com que não haja necessidade de cálculos de correção de valores. Além desta vantagem, esses dosímetros apresentam alta sensibilidade, o que os fazem ferramentas promissoras na dosimetria (BETTA *et al.*, 2010).

Obter esses valores de dose por meio de medidas preliminares aumenta a confiabilidade da quantidade de dose entregue e estimula a preocupação da necessidade de implantação de uma proteção complementar (MUTIC, ESTHAPPAN, KLEIN, 2002). Este trabalho se dispõe a coletar e avaliar doses periféricas provenientes de um tratamento de cabeça e pescoço com técnica IMRT utilizando filmes radiocrômicos.

## 2. OBJETIVOS

O objetivo central deste trabalho é avaliar a quantidade de dose periférica recebida em tratamento de IMRT utilizando filmes radiocrômicos, com a realização de irradiações em um *phantom* antropomórfico, na região de cabeça e pescoço.

Para alcançar este objetivo principal, se fez necessário:

- Coletar os valores de dose em órgãos radiosensíveis, por meio do uso de dosímetros posicionados em regiões de órgãos como: glândula parótida, glândula tireóide, coração e mama esquerda.
- Avaliar doses periféricas coletadas durante o tratamento com técnica IMRT.
- Comparar os valores de dose obtidos com estudos atuais.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

O conhecimento da quantidade de dose que o paciente recebe ao fazer um tratamento radioterápico é uma essencial preocupação dos profissionais envolvidos. Para isso, se faz necessário um sistema de dosimetria para estimar a dose entregue ao paciente, considerando variáveis de campos e profundidades. Essas medições podem ser realizadas tanto *in vivo* quanto em objetos simuladores. Além disso, a atualização do sistema dosimétrico deve acompanhar os avanços tecnológicos das técnicas radioterápicas (BETTA *et al.*, 2010).

A mensuração das doses que alcançam órgãos localizados na periferia do alvo de tratamento é determinante na radioterapia, principalmente se existirem estruturas altamente radiosensíveis próximas ao alvo e se a expectativa de vida do paciente for alta (BETTA *et al.*, 2010).

Estudos de doses periféricas em órgãos de risco, com técnica de IMRT e com o uso de objeto simulador antropomórfico estão sendo desenvolvidos há aproximadamente vinte anos. A partir desses estudos foi possível interpretar que por utilizar maiores quantidades de unidades monitor (MU – *Monitoring Units*), a IMRT apresentou um aumento das doses periféricas quando comparada à radioterapia convencional (KLEIN, 2006).

No ano de 2007, uma pesquisa realizada por Mansur e seus colaboradores, afirmou que conforme o aumento da distância do ponto medido, os valores de dose periférica diminuem.

Uma análise a respeito de dose periférica em IMRT relata a indução de um câncer secundário por dose dispersa. Os autores, Hall e Wu (2003) afirmam que o risco de câncer radioinduzido é aumentado quando move-se da radioterapia conformada para a IMRT. Segundo os autores, isso ocorre devido ao aumento do número de campos e das MU aplicadas. Além da maior exposição do paciente, por causa da radiação de fuga do cabeçote do equipamento.

Paulino e Skwarchuk (2002) constataram que estudos feitos com técnicas diferentes de radioterapia, como a IMRT, não eram direcionados a pacientes pediátricos. Portanto afirmaram que, o paciente adulto possui maior benefício com

um tratamento conformal, quando comparado ao paciente pediátrico. Tendo em vista que este último apresenta maior sensibilidade aos efeitos da radiação.

Com relação ao uso de filmes radiocrômicos como dosímetros, os autores Butson, Yu e Metcalfe (1998), relatam que medidas de dose fora do limite geométrico do campo, podem ser feitas com filmes radiocrômicos. O resultado encontrado descreve que as maiores medidas de dose foram feitas em campos maiores e que o valor de dose diminui com o aumento da distância. Outro estudo a respeito dos filmes confirmou o uso do modelo EBT3 para verificação de dose com a técnica IMRT. Os autores afirmam ainda, o fácil manuseio e a melhor resposta da versão (BORCA *et al.*, 2013).

Um trabalho de conclusão de curso conduzido na Universidade Tecnológica Federal do Paraná (VON WOLTER, 2016) verificou o uso de filmes radiocrômicos comparado com outros tipos de dosímetros, na mensuração de doses periféricas. Neste estudo foi aplicado um total de 500 MU em dosímetros posicionados a 0, 10, 17,5 e 30 centímetros em relação ao raio central. Foram utilizados filmes radiocrômicos, câmara de ionização e dosímetros termoluminescentes para as realizações das medidas. Os resultados apontaram razoável concordância das doses medidas pelos três diferentes tipos de dosímetros.

## **4. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

O câncer é caracterizado pela proliferação celular excessiva e autônoma, provocada por fatores endógenos ou exógenos. Essas células se desenvolvem independentemente dos mecanismos, causando danos agressivos ao organismo e determinando a formação de tumores (INCA, 2016a).

A radioterapia é um método capaz de destruir células tumorais ou impedir o crescimento desordenado destas células, empregando feixe de radiações ionizantes para destruição do tumor. Esse tratamento tem se mostrado eficaz no controle tumoral e até mesmo na cura da doença (INCA, 2016b).

A entrega da dose de radiação no paciente é baseada no fracionamento padrão que consiste em cinco tratamentos por semana com um tempo total de várias semanas. Para isso, leva-se em conta o volume tumoral, tendo como principal objetivo erradicar as células cancerígenas sem causar dano às células normais localizadas ao redor do tumor (PODGORSAK, 2005).

A produção do feixe de radiação terapêutico deve-se ao complexo sistema que compõe o acelerador linear. Este equipamento é o mais utilizado nos serviços de radioterapia. Ele é capaz de produzir feixes de alta intensidade e ainda permite movimentos complexos para a melhor adequação ao tipo do tratamento a se realizar (MORLOTTI, 2007).

### **4.1. Radiobiologia em Radioterapia**

O feixe de radiação ao interagir com os tecidos provocam ionizações no meio. Dessa maneira, ocorre a quebra da molécula de água, a formação de radicais livres e a ruptura das cadeias do ácido desoxirribonucléico (DNA). Quando ocorre a quebra de uma das fitas de DNA, a correção feita pelos mecanismos celulares é mais simples. Porém, quando as duas fitas são lesionadas, pode ocasionar a origem de erro e morte celular. Caso não haja uma reparação na molécula de DNA, ou se a

reparação for incorreta, as mutações são acumuladas e possivelmente acontecerá o desenvolvimento de um tumor (HALL e GIACCIA, 2006).

As células tumorais possuem a característica de se replicarem com maior frequência que as células normais. A radiação ionizante, presente na radioterapia, contribui significativamente para que haja redução do ritmo de divisão dessas células e até mesmo para que ocorra dano na estrutura celular, ou seja, morte celular (HALL e GIACCIA, 2006).

#### **4.1.2 Radiossensibilidade**

Um fator importante para a sensibilidade das células é a presença de oxigênio. Células aeradas são mais radiossensíveis. Internamente ao tumor há muitas células em hipóxia, portanto mais resistentes à radiação. Por isso, uma das razões de fracionar as sessões de radioterapia, é para que ocorra a reoxigenação das células após a irradiação. Esse processo garante a eficácia do tratamento, pois gera uma ação de sensibilização em cadeia (PODGORSAK, 2005).

Durante o ciclo celular, existem duas fases em que a célula está mais sensível à radiação. Esses períodos são próximos à mitose e durante a mitose. Em células indiferenciadas, a radiossensibilidade é maior, pois o ciclo celular é mais frequente. Já em células diferenciadas, como os neurônios, a radiossensibilidade é menor, pois esse tipo de célula não possui capacidade de reprodução (HALL e GIACCIA, 2006).

Desse modo, durante a mitose é a maneira mais comum de morte celular por efeito da radiação. Essa morte ocorre na tentativa de reprodução da célula que teve seu DNA lesionado de maneira irreversível. Ao tentar a divisão, o dano é reconhecido e logo esse o processo é bloqueado. Portanto, para a erradicação do tumor, se faz necessário este mecanismo. Assim, a capacidade de gerar novas células tumorais é impedida e como resultado tem-se o fim da propagação do câncer (HALL e GIACCIA, 2006).

Além deste método de morte celular, existe também o modo de apoptose. Esse mecanismo se trata de uma morte celular programada, comumente realizada



durante o período embrionário, onde alguns tecidos deixam de ser necessários ao desenvolvimento. Dependendo do tipo de célula, a radiação ionizante induz a célula a se tornar apoptótica (HALL e GIACCIA, 2006).

#### 4.1.3 Efeitos Biológicos da Radiação

Quando as células são expostas à radiação ionizante, alguns efeitos ocorrem como consequências das modificações e quebras de moléculas. Os danos à célula podem ocorrer basicamente por duas maneiras: direta ou indireta, como mostrado na Figura 1. A primeira se refere ao dano direto do DNA, que é o alvo crítico da célula. Na segunda maneira, ocorre quebra das moléculas de água, formando radicais livres e estes danificando a célula (PODGORSAK, 2005).

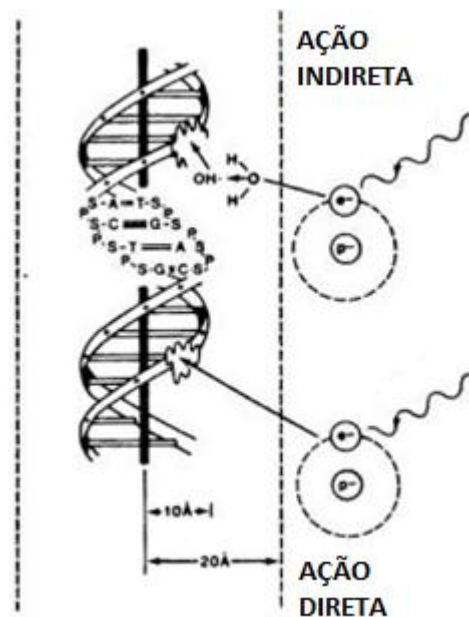


Figura 1 - Efeitos biológicos da radiação  
Fonte: Hall e GIACCIA, 2006 (Adaptada)

Dependendo dos sintomas, os efeitos decorrentes do uso das radiações ionizantes variam de minutos a anos. As células podem ser afetadas de diversas formas, sofrendo alterações físico-químicas provocadas pela radiação (TAUHATA, 2003).

Os efeitos biológicos da radiação são apresentados em função da dose e da resposta que as células apresentam. Estes danos celulares podem ser classificados basicamente em: estocásticos ou determinísticos e imediatos ou tardios (TAUHATA, 2003).

A probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos é proporcional à dose de radiação que o indivíduo recebe. Não apresenta um limiar, ou seja, o efeito pode acontecer mesmo que a exposição seja em doses abaixo das recomendações e normas de radioproteção. Um exemplo de efeito estocástico é o câncer radioinduzido (TAUHATA, 2003).

Os efeitos determinísticos são causados por uma irradiação local do tecido. A gravidade do dano celular está diretamente relacionada com a dose administrada. Dessa forma, os efeitos determinísticos são produzidos por doses acima do limiar. Isso ocorre devido à impossibilidade de reparo da célula. Eritemas e queimaduras são alguns exemplos de dano (TAUHATA, 2003).

Em relação aos efeitos imediatos da radiação, estes são caracterizados pela manifestação do dano em um curto período de tempo, depois da irradiação. Podendo ser após poucas horas ou semanas. Já os efeitos tardios da radiação são demonstrados depois de anos (TAUHATA, 2003).

#### **4.2. Radioterapia de Intensidade Modulada**

A IMRT representa uma das maiores inovações das técnicas modernas de radioterapia. Ela é um aperfeiçoamento da técnica de tratamento conformal (CHAO *et al.*, 2005). A IMRT possibilita um maior controle tumoral com redução da probabilidade de futuras complicações em tecidos saudáveis. Com a utilização dela é possível, também, alcançar maiores níveis de homogeneidade da dose no alvo (PODGORSAK, 2005).

Há pelo menos três razões para confirmar a posição de destaque que a IMRT recebe. A primeira delas é a possibilidade de se utilizar quatro diferentes modalidades de imagens médicas tridimensionais, sendo elas: tomografia

computadorizada, ressonância magnética, tomografia por emissão de pósitrons e tomografia computadorizada por emissão de fóton único. Desse modo, aumenta a precisão da geometria do alvo e das estruturas adjacentes. A segunda é em relação ao controle de qualidade que está sendo estudado em diversos locais do mundo. A verificação da entrega de dose com IMRT produz motivos favoráveis para o uso desta técnica. O alto controle do volume tumoral, com a significativa proteção das estruturas saudáveis que estão localizadas nas proximidades é a terceira importante razão (WEBB, 2001).

A otimização acontece por uma inversão do planejamento, onde a intensidade do feixe é ajustada para se adaptar aos critérios de distribuição de dose para realizar a composição dos arranjos de campos (KHAN, 2003). Essa otimização é verificada por meio do histograma dose-volume (DVH – *Dose-Volume Histogram*). No DVH, Figura 2 é possível à avaliação da quantidade de dose que cada pequeno volume da estrutura estará recebendo. Desse modo, verifica-se a necessidade de alteração de algum fator no planejamento, caso as tolerâncias de dose estejam acima do estabelecido (PODGORSAK, 2005).



Figura 2 - DVH  
Fonte: A autora

Para a realização do planejamento radioterápico, as imagens tridimensionais do paciente são utilizadas para se fazer a delimitação de volumes. Então é determinado tanto o volume de tratamento, quanto os volumes dos órgãos de risco. Dessa forma, o isocentro é posicionado, geralmente, no centro do volume alvo e nos

tecidos saudáveis é feita por uma barreira à radiação, para que as doses administradas sejam aceitavelmente baixas (PODGORSAK, 2005).

Em aceleradores lineares que possuem colimador multilâminas (MLC – *Multi-leaf Collimator*), o processo de modulação do feixe se torna mais prático. Em equipamentos que não possuem este tipo de colimador, blocos feitos com minuciosa especificidade e espessuras distintas realizam esta função, Figura 3 (KHAN, 2003).



Figura 3 - Bloco para tratamento com IMRT  
Fonte: A autora

O MLC, Figura 4, é um sistema controlado pelo computador que pode ser usado em radioterapia conformal e IMRT. Trata-se de um colimador terciário formado por lâminas opostas e paralelas, que possuem a vantagem de gerar formatos variados de campo com rapidez. As técnicas mais comuns de realização da IMRT com o uso do MLC são: *Step and shoot* e *sliding window* (KHAN, 2003).

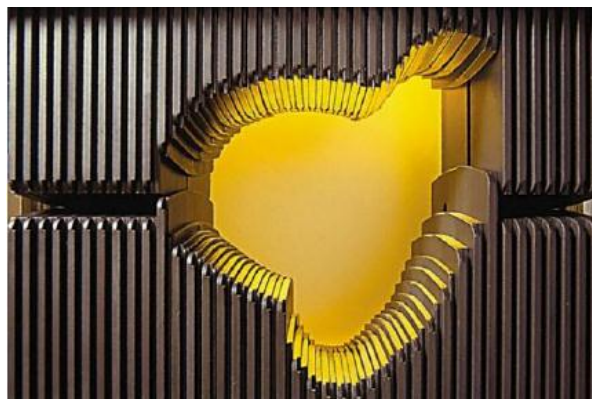


Figura 4 - Colimador multilâminas  
Fonte: Varian, 2016

Na técnica *step and shoot*, os campos são estáticos e segmentados. O total da soma da intensidade de cada campo forma a modulação da intensidade do feixe. O método *sliding window* ocorre de maneira dinâmica. Isto é, no momento da irradiação, as lâminas se movem simultaneamente e em uma única direção com velocidades diferentes. O tempo de abertura das lâminas possibilita a variação da intensidade em pontos diferentes do campo (KHAN, 2003).

### **4.3. Dosimetria**

A dosimetria das radiações é de extrema importância no serviço de radioterapia. Por se tratar da administração de altas doses, em pacientes, o risco de produzir lesões secundárias é proporcional. Por isso, a precisão da quantidade de dose entregue no alvo e nas regiões adjacentes, necessita ser mensurada e verificada. Realizando a dosimetria periodicamente é possível garantir que os padrões definidos computacionalmente estão sendo executados perfeitamente na prática clínica (PODGORSAK, 2005).

Por meio de diferentes métodos, a dosimetria oferece a determinação da energia depositada em um meio, de forma quantitativa. Sendo por radiações direta ou indiretamente ionizantes. Unidades e grandezas foram definidas para caracterizar o feixe de radiação (PODGORSAK, 2005).

#### **4.3.1 Dose Periférica**

Em todo planejamento radioterápico ocorre de os tecidos sadios que estão ao redor do tumor receberem dose. Essas doses podem acarretar em danos tardios, prejudicando a qualidade de vida do paciente (BETTA *et al.*, 2010).

A finalidade da dosimetria periférica é quantificar a dose absorvida fora do campo de radiação terapêutico (BETTA *et al.*, 2010). A dose periférica é composta basicamente, por três situações: radiação espalhada pelo alvo, pela sala de tratamento e em virtude da radiação de fuga do cabeçote (VIGNA FILHO, 2000).

Na primeira, a dose periférica incide no alvo de tratamento e é espalhada pelo meio. Na segunda, a radiação espalhada pela sala de tratamento depende das dimensões e dos materiais presentes, assim como a energia e o equipamento utilizado. Dessa forma, cada sala possui fatores específicos que devem ser analisados de maneira individual (VIGNA FILHO, 2000).

A radiação que não pertence ao feixe útil, mas que é extravasada pelo cabeçote do equipamento ou pelo sistema de colimação, caracteriza a terceira situação responsável pela composição da radiação periférica (VIGNA FILHO, 2000).

#### **4.4. Filmes Radiocrômicos**

Recentemente, a dosimetria das radiações tem explorado um novo tipo de dosímetro. O filme radiocrômico é um vantajoso detector que está sendo muito utilizado em radioterapia. Ele consiste em uma película incolor com composição de tecido equivalente que reproduz um escurecimento depois de exposto à radiação. Essa mudança na densidade óptica é proporcional à dose acumulada. Para que aconteça esta alteração de cor, o corante específico que está presente na composição da película polimeriza-se e absorve a luz. Dessa forma, a quantidade de dose que passa através do filme, pode ser medida por um densitometro ou *scanner* apropriado (PODGORSAK, 2005).

O processo de dosimetria com filmes radiocrômicos pode ser dividido em, basicamente, duas partes. Primeiramente é necessário realizar a curva de calibração. Esta etapa consiste em irradiar pequenos recortes de filmes, com doses conhecidas. Posteriormente ocorre o ajuste matemático que possibilita a conversão de dose desconhecida para uma dose conhecida (ALVES, 2014).

A Figura 5 mostra dezesseis recortes de filmes radiocrômicos que foram expostos com gradativos aumentos de dose. No primeiro filme não há exposição, por isso a coloração é clara. O último apresenta coloração escura, pois foi irradiado com 660,2 cGy.



Figura 5 - Filmes radiocrômicos com aumento gradativo de dose

Fonte: SILVA, 2013

Algumas características presentes nos filmes radiocrômicos têm feito com que haja cada vez mais pesquisas a respeito do uso clínico deste dosímetro. Estes apresentam precisão adequada, baixa dependência energética e capacidade de medição com alta resolução espacial. Além da facilidade de manuseio, pois não são sensíveis à luz e não necessitam de processamento físico-químico (NIROOMAND, 1998).

Outra vantagem apresentada é a fina espessura do filme. Essa característica torna-o dosímetro bidimensional mais adequado para ser utilizado em medidas de superfícies de contato (BROZYNA, 2014).

#### 4.4.1 Filmes GafChromic® EBT3

O filme GafChromic® modelo EBT3, Figura 6, é a versão recente dos modelos EBT e EBT2. As características industriais são semelhantes. Em ambos os modelos, a camada ativa está entre duas camadas de substrato de poliéster. Porém, no modelo EBT3, a espessura destas camadas é maior, pois medem 125 microns e estas são revestidas com partículas de sílica. A função dessas partículas é evitar artefatos de imagem pelo contato do filme com a superfície do *scanner*. Além disso, por possuir uma estrutura homogênea, não é necessária a identificação da face do filme que estará em contato direto com o *scanner* (LEWIS, 2012).



Figura 6 - Filme GafChromic® EBT3

Fonte: Radiation Products Design, 2017

Apesar de estes filmes apresentarem a vantagem de serem insensíveis à luz visível, eles demonstram certa sensibilidade à luz ultravioleta e a temperatura. Dessa forma, o modo de armazenamento deve ser averiguado. Recomenda-se que seja um local com pouca luz e de baixa umidade (LUVIZOTTO, 2015).

Por meio de uma curva sensitométrica é possível relacionar a densidade óptica em função da dose, como mostra a Figura 7.



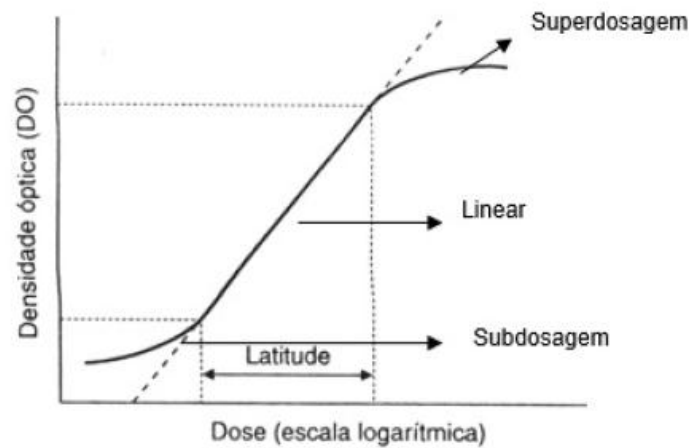


Figura 7 - Curva sensimétrica

Fonte: CARDOSO, 2012

Há três regiões diferentes demonstradas na curva sensimétrica. A primeira trata-se da região de subdosagem que é onde os valores de densidade são muito baixos e podem ser considerados ruído. A próxima é a parte linear, faixa na qual os trabalhos de dosimetria são desenvolvidos. A terceira região é a superdosagem. Independentemente da quantidade de radiação que o filme recebe, a densidade óptica manterá praticamente constante (LUVIZOTTO, 2015).

#### 4.5. Objetos Simuladores

O material padrão para a realização de dosimetria para feixes de fótons e elétrons é a água. Apesar disso, outros objetos simuladores são utilizados, por serem mais práticos. São alguns exemplos, o acrílico, poliestireno, água sólida e plástico equivalente. Porém, todos estes materiais devem imitar três características da água: massa, número de elétrons por grama e número atômico efetivo (PODGORSAK, 2005).

Segundo as recomendações da Comissão Internacional de Unidades e Medidas de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements* - ICRU, 1989), no protocolo número 44 há recomendações a respeito de dosimetria em feixes de alta energia. Para objetos simuladores é recomendado ter como meio de referência, a água. Em termos de densidade, por exemplo, o valor

para água é de  $1 \text{ g/cm}^3$ , dessa forma, os objetos simuladores devem ao menos possuir valor de densidade aproximado (ICRU, 1992).

No protocolo número 48, a ICRU faz outras recomendações a respeito das características que devem ser seguidas a respeito de objetos simuladores. Em relação à geometria, todas as dimensões do simulador devem estar dentro dos limites exigidos. Os tecidos equivalentes devem possuir densidade, composição e propriedades de espalhamento e absorção da radiação conhecidos (ICRU, 1992).

Em radioterapia, estes objetos simuladores são utilizados para verificação de procedimentos de tratamento. Porém, algumas dificuldades existem por causa das variações anatômicas. Por isso, com o uso de objetos simuladores é possível determinar apenas uma média das doses absorvidas, jamais para a dosimetria específica de um paciente (ICRU, 1992).

#### **4.5.1 Simulador Antropomórfico**

A verificação da distribuição de dose de maneira mais realista é de grande importância nos serviços de radioterapia. Para que isso seja possível é necessário representar o corpo humano, em aspectos físicos e geométricos. Sendo assim, desde a década de 60, alguns objetos antropomórficos estão sendo comercializados (GUM *et al.*, 2002). O simulador antropomórfico Alderson Rando Phantom (ARP), como o utilizado neste trabalho, possui as características exigidas pela ICRP (ICRP, 1975). O ARP, Figura 8, corresponde a um padrão masculino adulto, medindo 173 cm e com peso de 73,5 kg. Ele é formado por 35 fatias, transversais enumeradas, de 2,5 cm de espessura cada. O material é correspondente à estrutura óssea similar à humana e é composto por material equivalente de tecido mole, com densidade de  $0,985 \text{ g/cm}^3$  (SHRIMPTON, WALL, FISHER, 1981).



Figura 8 - *Phantom ARP*  
Fonte: A autora

Este objeto de estudo, possui características de um esqueleto humano, pulmão simulado e também, diversas cavidades relevantes (MORLOTTI, 2007).

Além de ter sido desenvolvido para dosimetria em radioterapia, com feixe de fótons de alta energia, o ARP é confiável pela capacidade de reproduzir parâmetros do tecido humano (SHRIMPTON, WALL, FISHER, 1981).

## 5. METODOLOGIA

Por se tratar de dose periférica em tratamento de IMRT foi necessária a elaboração de um planejamento radioterápico. A tomografia computadorizada do ARP foi importada para o *software* Eclipse versão 13.3 (Varian Medical Systems, Palo Alto, EUA), onde foi possível realizar a delimitação dos órgãos de risco e o volume alvo de planejamento (PTV - *Planning Target Volume*), Figura 9.

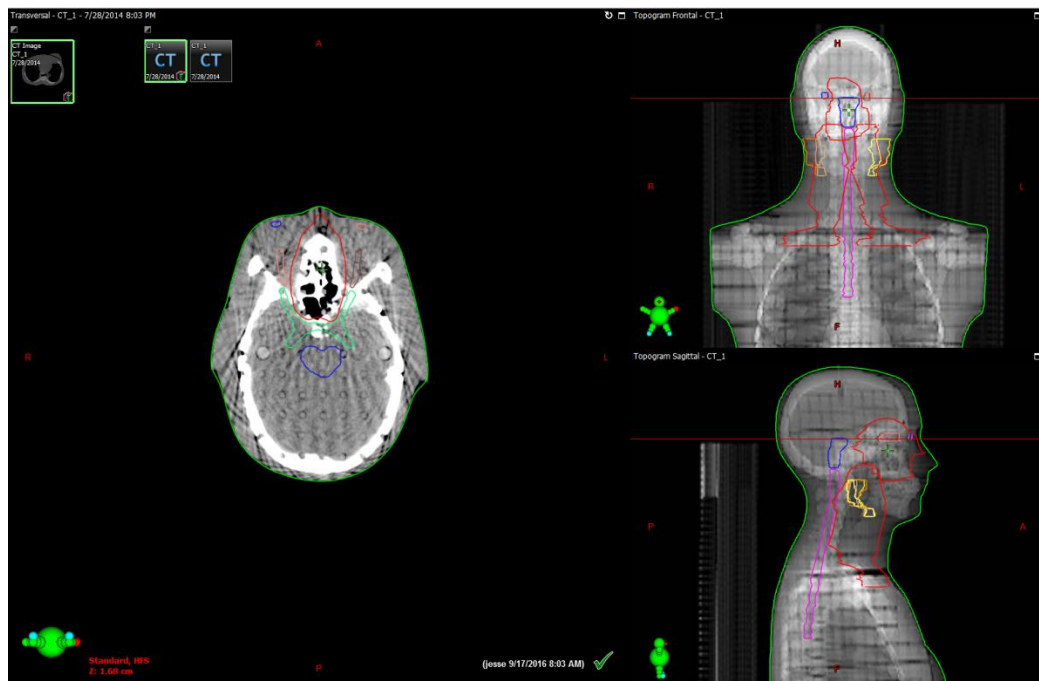


Figura 9 – Corte axial do crânio demonstrando delimitação dos órgãos de risco e PTV. Este último delineado em vermelho

Fonte: A autora

Após a determinação dos volumes, todos os parâmetros de planejamento e arranjo de campos foram definidos, conforme mostra a Figura 10, prezando por respeitar os limites de dose para cada estrutura anatômica. Dessa forma, garantindo um planejamento coerente, como o tratamento de um paciente verídico.

O total de dose aplicada foi de 700 cGy, sendo este valor entregue em fração única.

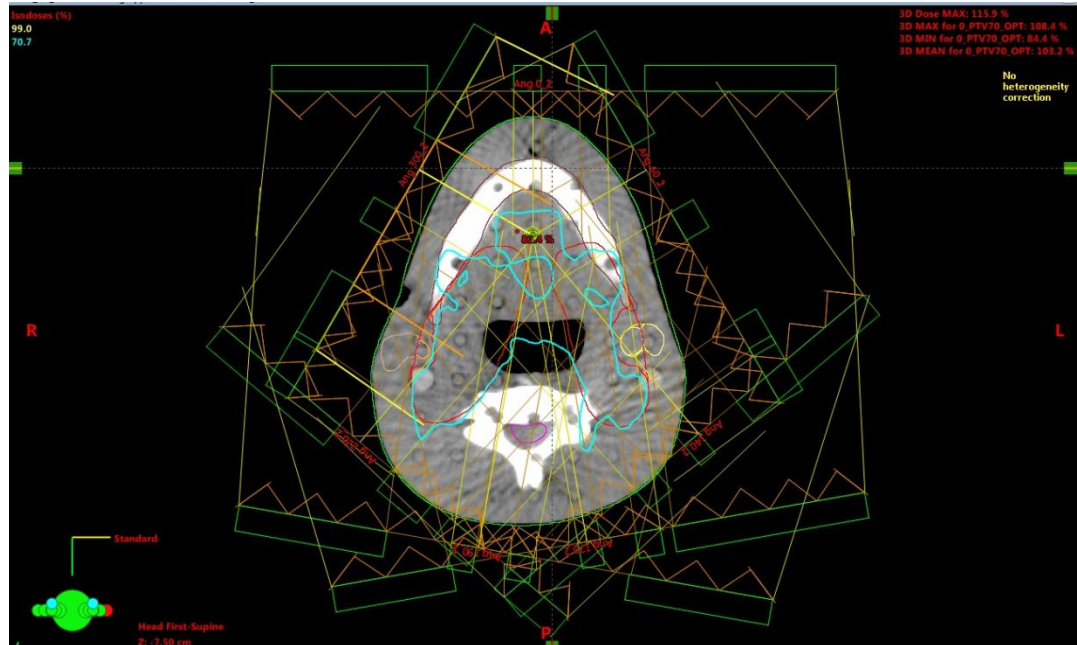


Figura 10 – Arranjo de campos  
Fonte: A autora

A técnica utilizada neste estudo para a modulação do feixe foi a *sliding window*. Devido à extensão de o PTV ser maior do que a abertura de campo permitido pelo MLC e pela limitação de movimento das lâminas, cada campo de irradiação foi dividido em duas partes. Assim, as angulações planejadas foram: 0°, 60°, 140°, 170°, 190°, 220° e 300°. O anexo 1 mostra tais configurações dos campos utilizados para a presente medição.

Foram utilizados filmes radiocrômicos Gafchromic EBT3 da empresa Ashland (Covington,EUA), como dosímetros para a verificação das doses periféricas. Os filmes foram identificados individualmente no canto superior direito, como mostra a Figura 11, e em seguida cortados em tamanhos pequenos medindo 3 cm x 2 cm. Este padrão foi seguido para todos os filmes de modo a permitir o reconhecimento de cada dosímetro e garantir que o posicionamento nos locais determinados, fosse igual.



Figura 11 – Folha de filme radiocrômico enumerada  
Fonte: A autora

Em relação ao feixe de irradiação, para a verificação da relação de que 100 MU equivalem a 100 cGy, em campo 10 cm x 10 cm na profundidade de dose máxima, foram utilizadas as câmaras de ionização PTW Farmer 30013 (Freiburg, Alemanha) e Exradin A12 Farmer (Standard Imaging Inc, Middleton, EUA) devidamente calibradas. As medidas foram feitas usando um *phantom* cúbico preenchido com água, conforme a Figura 12.

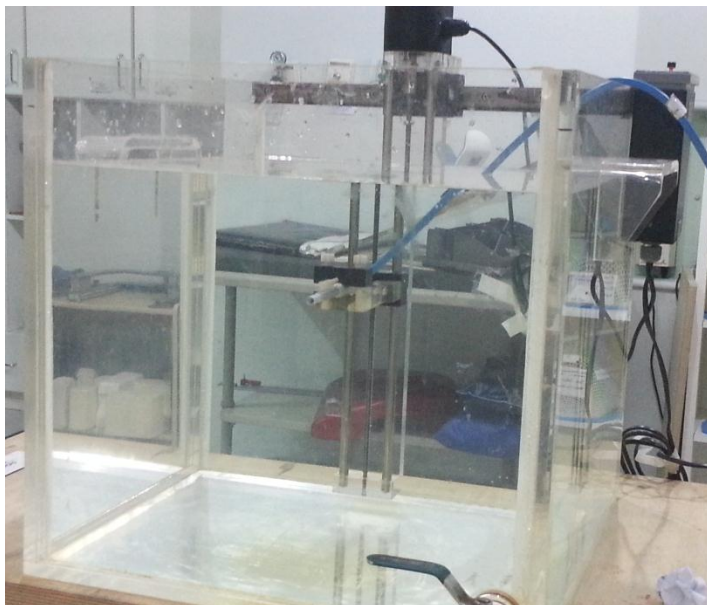


Figura 12 – *Phantom* cúbico para calibração do feixe  
Fonte: A autora

Para poder fazer a curva de calibração, necessária para a posterior leitura, os filmes foram irradiados com doses conhecidas. Cada valor de MU foi selecionado duas vezes. Dessa forma obtendo pares de dosímetros com a mesma dose. Cada filme foi posicionado no centro do campo 10 cm x 10 cm, com mesma direção e face, sob placas de água sólida, na profundidade de máximo, Figura 13.

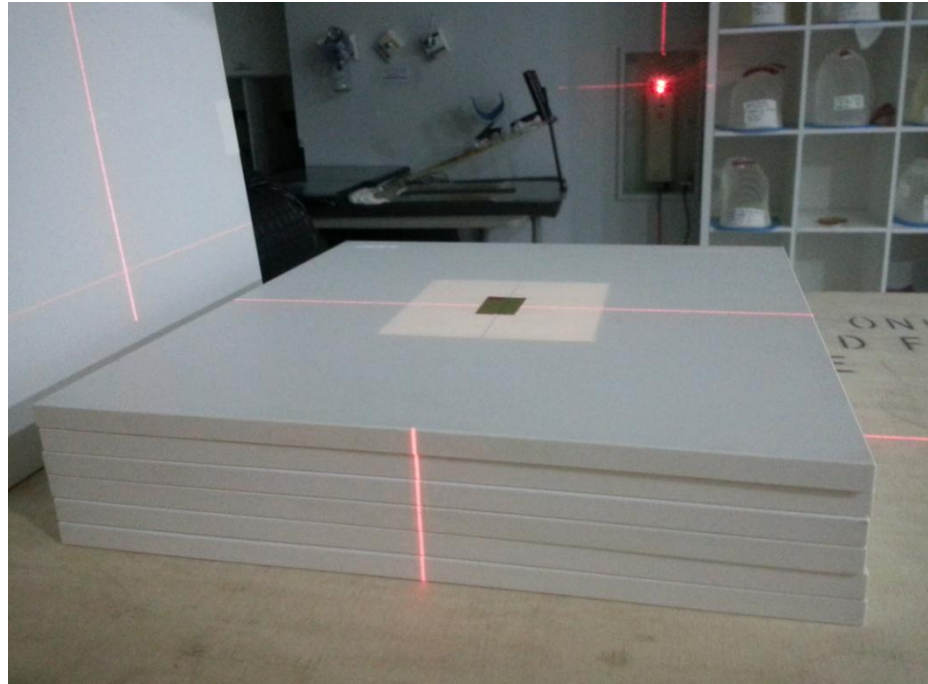


Figura 13 - Filme posicionado para obter dado para curva de calibração

Fonte: A autora

Foram emitidos os seguintes valores de MU: 1, 3, 6, 10, 20, 35, 50, 75, 100, 150, 200, 300, 400, 600, 800 e 1000. A cada exposição, o filme irradiado era substituído por outro não exposto e todo o procedimento descrito era feito, até o último valor de MU utilizado. Dessa forma, o enegrecimento das películas era observado à medida que as doses aumentavam como mostra a Figura 14.

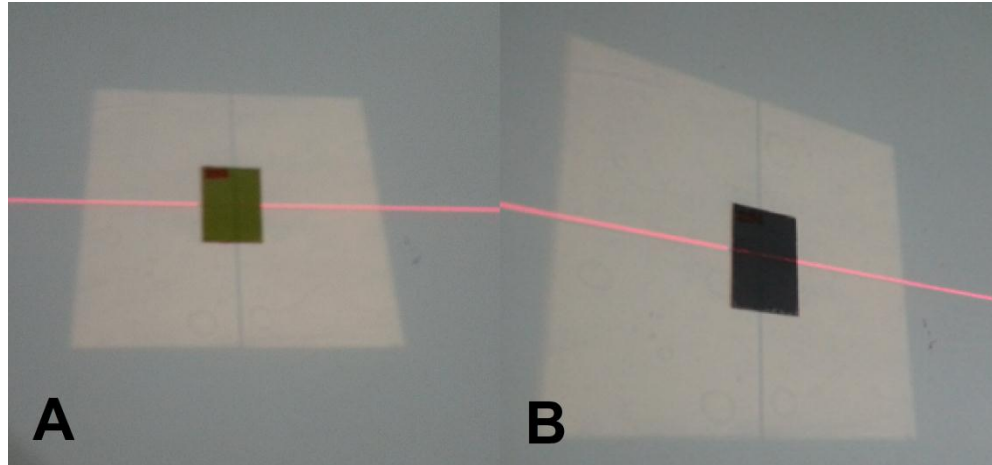


Figura 14 – Escurecimento do filme radiocrômico. A) Filme antes de ser irradiado. B) Filme escurecido após receber 1000 MU  
Fonte: A autora

Para a coleta de doses periféricas, o objeto simulador utilizado foi o ARP - RT 200. Este simulador é um modelo masculino adulto que é formado por fatias transversais. Ele foi posicionado em decúbito dorsal e foi utilizado o apoio de cabeça “B”, por ser o mais anatômico. Os dosímetros foram posicionados entre as fatias, nas regiões de órgãos periféricos: Glândula parótida, glândula tireóide, coração e mama esquerda, Figura 15. Respectivamente entre os cortes 6 e 7; 9 e 10; 16 e 17; 16 e 17.

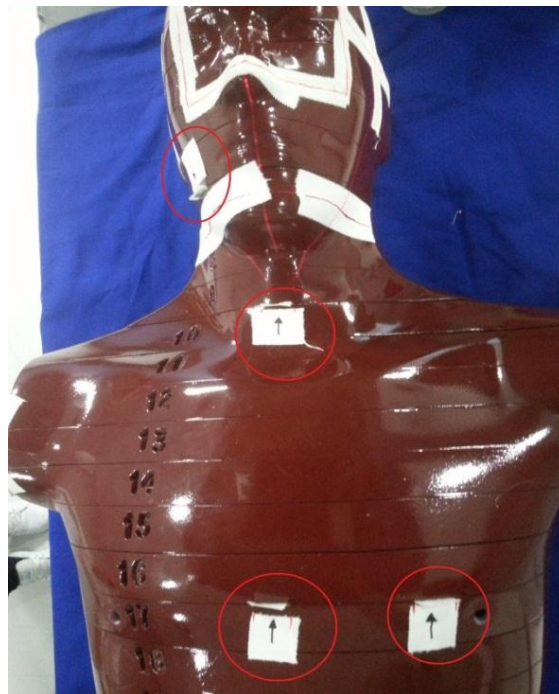


Figura 15 - Dosímetros posicionados em locais destacados em vermelho  
Fonte: A autora

Depois que os filmes foram colocados corretamente, nos locais estabelecidos, para a coleta das doses, o ARP foi posicionado de acordo com o local do isocentro,



Figura 16, e logo iniciaram-se as irradiações. O Acelerador Linear (AL) utilizado para a emissão do feixe foi um Varian Clinac 600C/D, Figura17, com feixe de 6 MV. O total de MU emitidas foi de 5100. Esta quantidade utilizada está associada a estudos anteriores, que sugeriram o aumento das MU. Onde se iniciaram com 500 UM (VON WOLTER, 2016), posteriormente 5000 UM (SOUZA *et al.*, 2016) e para complementação destes trabalhos, emitiu-se este presente valor.



Figura 16 – Posicionamento do ARP  
Fonte: A autora



Figura 17 – AL 600/CD  
Fonte: A autora

Para diminuir a margem de erro dos resultados foram realizados três exposições com grupos diferentes de filmes. Portanto, a cada encerramento dos campos de

irradiação, os dosímetros eram trocados e posicionados novamente para se realizar a próxima exposição. E assim sucessivamente.

Posteriormente às irradiações, os filmes foram organizados em folha A4, Figura 18, em ordem crescente de numeração. Dessa forma, os dosímetros utilizados para a obtenção da curva de calibração, ocuparam as três primeiras fileiras da folha. Já os dosímetros utilizados para a medição de dose periférica, foram organizados nas duas últimas filas. Com esta disposição, os filmes foram enviados ao Programa de Qualidade em Radioterapia do Instituto Nacional de Câncer - PQRT/INCA, no Rio de Janeiro, onde foi feito a leitura das doses em um scanner Epson 750Pro.

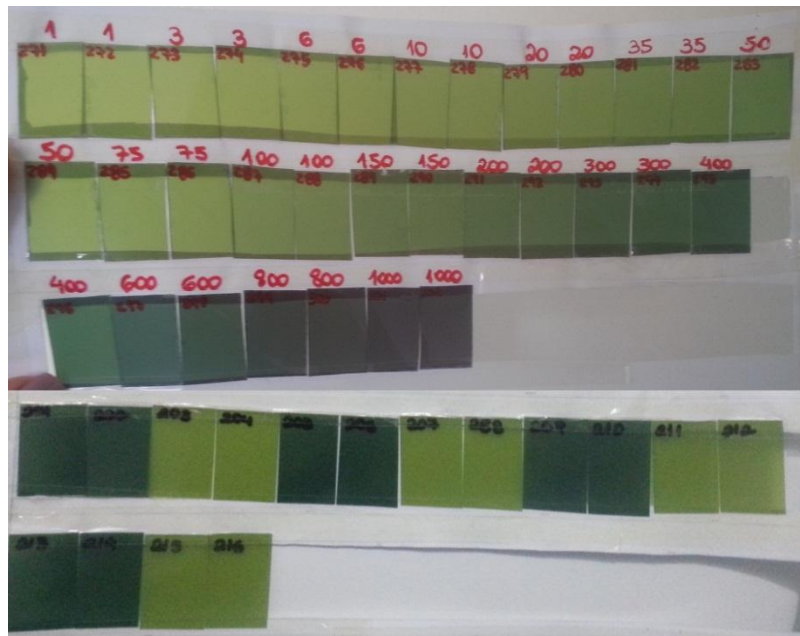


Figura 18 – Filmes de calibração organizados nas três primeiras fileiras com cada valor de MU descrito em vermelho. Os demais filmes receberam as doses periféricas.

Fonte: A autora

Por fim, os valores de dose foram avaliados e organizados, para a análise dos resultados e discussões.

## 6. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Tabela 1 abaixo demonstra os valores de dose obtidos como resultado deste trabalho.

Tabela 1 – Valores de Dose

<b>Estrutura anatômica</b>	<b>Exposições (cGy)</b>			<b>Média (cGy)</b>	<b>Desvio Padrão</b>
	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>		
<b>Parótida</b>	13,1	11,3	11,2	11,9	1,07
<b>Tireóide</b>	11,1	9,6	8,2	9,6	1,45
<b>Coração</b>	9,9	9,0	8,8	9,2	0,6
<b>Mama</b>	10,3	11,9	10,1	10,8	1,0

Fonte: A autora

Todas as doses foram obtidas em conformidade com a curva de calibração realizada no dia da medição. Dessa forma foi encontrada, por meio de uma câmara de ionização, devidamente calibrada, a relação de que 100 MU correspondia a 100,2 cGy. Essa diferença de 0,2 cGy apresentada na calibração, não influenciou de maneira negativa nos resultados, pois trata-se de um valor desprezível e aceitável nos limites de variações. Assim, confirma-se a veracidade do estudo.

As doses medidas pelos filmes radiocrômicos posicionados em região de parótida variaram entre 11,2 a 13,1 cGy, caracterizando este, como o local de maior recebimento de dose dentre as estruturas avaliadas. Isso, essencialmente deve-se, em razão da proximidade da região anatômica com o isocentro, como mostra a Figura 19.

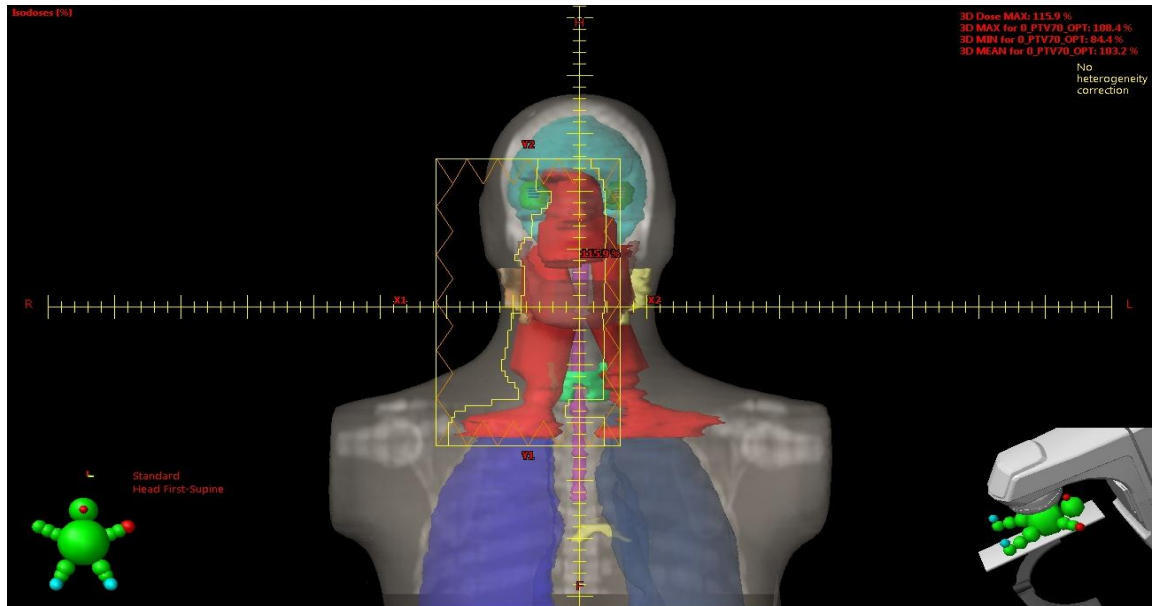


Figura 19 - Campo 0° demonstrando estruturas e isocentro  
Fonte: A autora

As leituras dos dosímetros localizados na tireóide expressaram, em média, 9,6 cGy. Na Figura 20, observa-se o arranjo de campos com o gradiente de dose do planejamento. Dessa forma é possível visualizar que tanto os filmes em parótida, quanto em tireóide sofreram a influência de campos diretos, sejam eles de entrada ou de saída, nos valores de suas respectivas leituras.

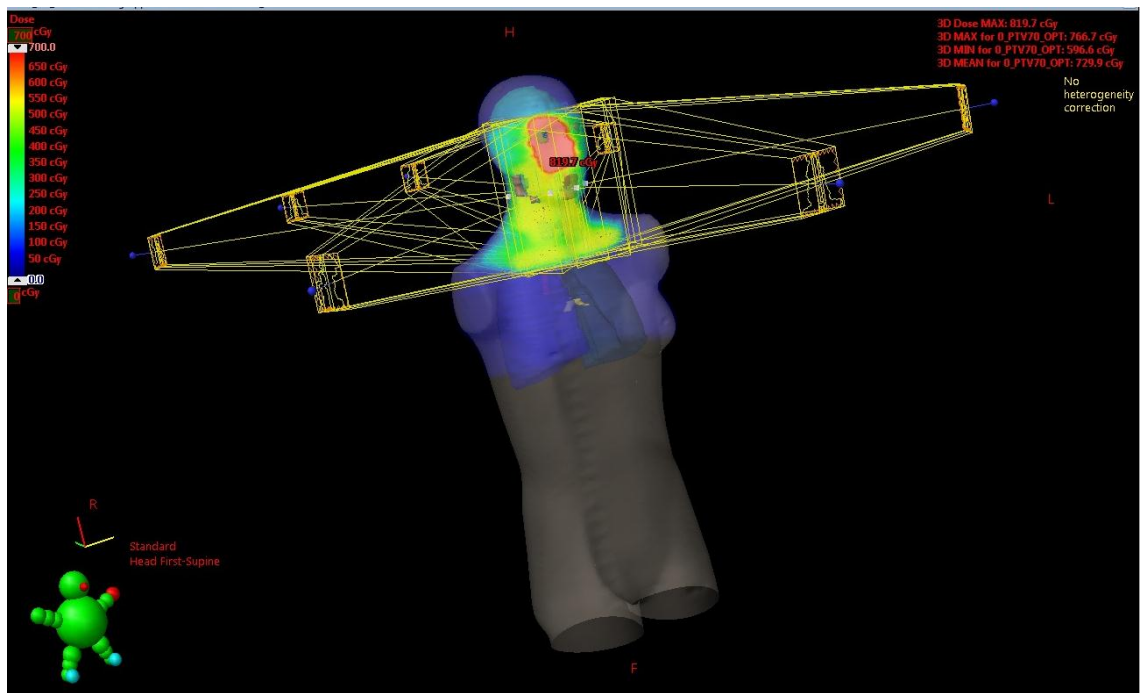


Figura 20 – Arranjo de campos e gradiente de dose  
Fonte: A autora

Quanto aos dosímetros posicionados em região de coração, observou-se que foram as doses de menor valor, quando se comparam todas as estruturas. Porém, ainda assim, trata-se de um valor alto em relação á estudos anteriores, que serão descritos posteriormente. Possivelmente, isso ocorre devido à proximidade com o PTV, e também, ao espalhamento do cabeçote da máquina. Pois, este local, assim como o dosímetro localizado em mama, certamente, receberam apenas a influência de radiação periférica. Isso pode ser observado claramente, pois houve uma extrapolação do sistema fora dos limites do corpo, ou seja, regiões externas ao ARP foram identificadas com gradiente de dose, conforme a Figura 21.

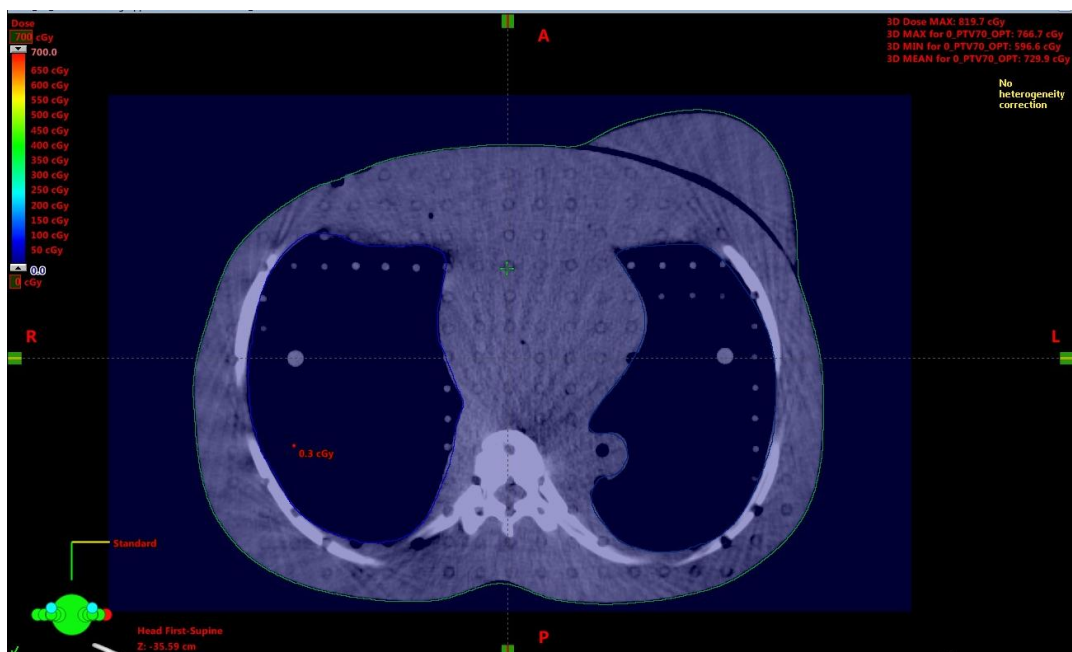


Figura 21 - Corte axial demonstrando extrapolação do sistema.

Fonte: A autora

A região de mama recebeu um pouco mais de dose, em média 1,6 cGy acima, quando comparada a leitura do dosímetro localizado no coração. A mama, por estar mais lateralizada, como consequência recebeu maior influencia das angulações de campos oblíquos.

Contudo, com exclusão dos valores de leitura da região de mama, observa-se que as regiões que mais deram dose no filme, isto é, parótida e tireóide são pequenas o suficiente para causar bastante atenuação. Porém, grandes o suficiente para fazer ocorrer espalhamento. Desse modo, nos resultados, onde houve maior quantidade de tecido entre o isocentro e o local de medida, se obteve as menores doses.

Com relação ao desvio padrão, todos os valores encontrados mostraram-se relativamente baixos. Comparando-se com um estudo anterior, observaram-se números de até 9,3 para medidas com filmes radiocrômicos e com a utilização 500 UM. No presente estudo este valor ficou reduzido para no máximo 1,45, demonstrando significativa melhora como consequência do aumento das UM para 5100 (VON WOLTER, 2016).

A presente dosimetria foi realizada com a necessidade de um planejamento, cuja dose total é de 700 cGy. As doses na tireóide variaram de 8,2 a 11,1 cGy, isto é, de 1,17% a 1,58% do valor de dose total aplicada. Em seu trabalho de dosimetria, Klein e seus colaboradores (2006) chegaram a um percentual de 0,22% a 1% da dose total aplicada, que corresponde de 0,4 a 1,8 cGy na região periférica de tireóide. Eles utilizaram caixotes de água, como simuladores e 180 cGy entregue em fração única. Com a comparação dos dois estudos, nota-se que, as doses encontradas no trabalho de Klein, na região de tireóide, são significativamente menores que as deste trabalho. Isso se deve às condições de trabalho: No estudo de Klein foi utilizado câmeras de ionização como dosímetros e caixotes de água como simuladores, porém no presente estudo, as medidas foram feitas por meio de filmes radiocrômicos em um ARP. Além de a extensão de irradiação e dose total serem distintas.

Comparando valores de doses periféricas obtidos com técnica IMRT, segundo os resultados de Wiezorek e colaboradores (2008) afirmou-se que a dosimetria periférica que utilizava IMRT com blocos compensadores apresentou maiores valores do que a técnica com MLC. Devido ao grande espalhamento que ocorre pela presença dos blocos, o dosímetro recebeu maiores doses periféricas.

As medidas realizadas neste presente trabalho foram feitas em um AL 600/CD, onde há significativa quantidade de radiação espalhada pelo cabeçote. É possível demonstrar esse espalhamento em outro estudo realizado no mesmo equipamento, utilizando filmes radiocrômicos e o ARP. As medidas foram feitas com o uso de campo 10 cm x 10 cm para comparação em dois equipamentos deferentes, nas mesmas condições de medida. Em locais como, tireóide, coração e gônadas, as medidas no Varian Clinac 600/CD foram relevantemente maiores do que os valores obtidos em um Varian Clinac 2100. Dessa forma é possível considerar grande

contribuição de dose espalhada pelo equipamento, no presente estudo. Principalmente em região de coração, que demonstrou um valor de dose periférica relativamente alto (SOUZA *et al.*, 2016). Esses dois equipamentos comparados no estudo de Souza e colaboradores (2016) diferem em muitos aspectos físicos, por exemplo, no equipamento Clinac 2100, as lâminas do MLC são mais grossas e em menor quantidade e a sessão aceleradora é maior que a sessão presente no Clinac 600/CD.

## 7. CONCLUSÕES

Por meio da presente dosimetria concluiu-se que:

- Os valores de dose recebidos pelos dosímetros em tireóide e parótida são justificados devido à proximidade dessas regiões com o isocentro e com o volume do planejamento.
- A região de parótida recebeu o maior valor percentual de dose periférica em relação à dose total aplicada, sendo em média 1,7%. Locais de tireóide, coração e mama obtiveram os valores percentuais: 1,27%, 1,3% e 1,5% respectivamente.
- O sistema de planejamento utilizado mostrou-se bastante eficiente na tentativa de proteção dos órgãos de risco, porém, por se tratar de vários campos e pela localização do isocentro, tireóide e parótida receberam radiação direta, mesmo que de saída.
- Apesar de coração e mama se encontrarem muito próximos, anatomicamente, este último demonstrou maior valor de dose por estar mais lateralizado e receber maior influência dos campos de irradiação.
- O acelerador linear utilizado, comparado com o estudo anterior, possivelmente tenha contribuído significativamente com o espalhamento do cabeçote e da sala do equipamento.
- Os filmes radiocrômicos mostraram-se muito coerentes, nas medidas obtidas com técnica IMRT e por apresentarem desvio padrão relativamente baixo. Contudo, é de grande necessidade prosseguir com os estudos, dando continuidade na utilização desses dosímetros para medição de dose periférica.
- Portanto, o presente estudo afirma a importância de conhecer essas doses avaliadas, pois por meio de medidas preliminares é possível relacionar a probabilidade de desenvolvimento de um dano tardio ao paciente. E, ainda, estimular a atenção necessária para a implantação de proteções complementares.



## 8. REFERÊNCIAS

ALVES, V. G. L. **Avaliação dos planejamentos de tratamentos de radioterapia usando modelagem computacional e dosimetria absoluta com filmes radiocrômicos.** Rio de Janeiro, 2014.

BALASUBRAMANIAN, R., SELAKUMAR, P., BILIMAGGA, R. S., SUPE, S.S., SANKAR, B. N. **Measurements of peripheral dose for multileaf collimator based linear accelerator.** *Reports of Practical Oncology & Radiotherapy*, V.11(6), pg. 281-285, 2006.

BETTA, E. FARISELLI, L. BERGANTIN, A. LOCATELLI, F. VECCHIO, A.D BROGGI, S. FUMAGALLI, M.L. **Evaluation of the peripheral dose in stereotactic radiotherapy and radiosurgery treatments.** *Medical Physics*, V 37, n 7, Pg 3587 - 3594. 2010.

BORCA, V.C. PASQUINO, M. RUSSO, G. GROSSO, P. CANTE, D. SCIACERO, P. GIRELLI, G. PORTA, M. R. L. **Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification,** *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, V 14, n 2, 2013.

BROZYNA, B., CHEŁMIŃSKI K., BULSKI W. *et al.* **Dosimetry of dose distributions in radiotherapy of patients with surgical implants** *Radiation Physics and Chemistry*. Poland, 2014.

BUTSON, M.J. YU, P.K. METCALFE P.E. **Measurement of off-axis and peripheral skin dose using radiochromic film.** *Phys Med Biol*, Sep;43(9):2647-50, 1998.

CARDOSO, M. A. C., **Estudo de distribuição de dose em tratamento por radiocirurgia usando fantoma antropomórfico e filme radiocrômico.** 2012. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

CHAO, K. S. CLIFFORD; APISARNTHANARAX, SMITH; OZYIGIT, GOKHAN. **Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy**. 2 nd.ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005.

CHIU-TSAO ST1, HO Y, SHANKAR R, WANG L, HARRISON LB. **Energy dependence of response of new high sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies**. Medical Physics 32(11):3350-4, 2005.

GUM, F., SCHERER, J. BOGNER, L., SOLLEDER, M., RHEIN, B., BOCK, M. **Preliminary Study on the Use of an Inhomogeneous Anthropomorphic Frick Gel Phantom and 3D Magnetic Resonance Dosimetry for Verification of IMRT Treatment Plans**. Phys, Med. Biol., 2002, 47, p. N67-N77.

ICRP. **Reference Man: Anatomical, physiological and metabolic characteristics**. Publication 23. Pergamon Press, Oxford, 1975.

ICRU. **Phantoms and Computacional Models in Therapy, Diagnosis and Protection**. ICRU Report 48. Washington, 1992.

ICRU. **Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements**. ICRU Report 44. Washington, 1989.

INCA - Instituto Nacional do Câncer. **Câncer: O que é câncer**. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=322](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=322)>. Acesso em 05 de outubro de 2016a.

INCA - Instituto Nacional do Câncer. **Radioterapia**. Disponível em: <[http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?ID=100](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?ID=100)>. Acesso em 05 de outubro de 2016b.

HALL, E. GIACCIA, A. J. **Radiobiology for the radiologist**. 6º edição. EUA, 2006.

HALL, E.J. WUU, C. **Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT.** Int J Radiat Biol Phys, 56:83–88, 2003.

KHAN, F.M. **The Physics of Radiation Therapy.** 3<sup>o</sup> edição. Lippincott Williams and Wilkins, 2003.

KIM, D.W., CHUNG, W.K., SHIN D., HONG S., PARK S.H., PARK, S.Y., CHUNG, K., LIM, Y.K., LEE, S.B., LEE. H.H., YOON, M. **Risk of second cancer from scattered radiation of intensity-modulated radiotherapies with lung cancer.** Radiation Oncology, 2013.

KLEIN, E.E. MASERANG, B.P. MANSUR, D.B. **Peripheral doses from pediatric IMRT.** Medical Physics, V 33, n 7, Pg 2525 - 2531. 2006.

KLEIN, E. E., MASERANG, B.P, MANSUR, D.B. **Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques.** Radiotherapy and Oncology, V 82. Pg 179 - 184. 2007.

LEWIS, D. *et al.* **An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan.** Medical Physics, V. 39, N. 10, p. 6339 - 6350, 2012.

LUVIZOTTO, J. **Caracterização do filme radiocrômico Gafchromic modelo EBT3 para uso em braquiterapia.** IPEN, São Paulo, 2015.

MANSUR, D. B.; KLEIN, E.E.; MASERANG, B.P. **Measured peripheral dose in pediatric radiation therapy: A comparison of intensity-modulated and conformal techniques.** Radiotherapy and Oncology, 82, 179-184, 2007.

MCPARLAND, B. J. **Peripheral doses of two linear accelerators employing universal wedges.** The British journal of radiology, 63(748), pg. 295-298, 1990.

MORLOTTI, M. S. **Verificação de Tratamentos Radioterápicos Diversos com Dosímetros Termoluminescentes**. São Paulo, 2007.

MUTIC, S., ESTHAPPAN, J., KLEIN, E. E. **Peripheral dose distributions for a linear accelerator equipped with a secondary multileaf collimator and universal wedge**. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 3(4), 302-309, 2002.

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

PAULINO, A. C. SKWARCHUK, M. **Intensity-modulated radiation therapy in the treatment of children**. *Medical Dosimetry*, V 27, n 2, Pg 115 - 120, 2002.

PODGORSAK, E. B., KAINZ K. **Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students**. IAEA Viena, 2005.

RADIATION PRODUCTS DESIGN, INC. **Gafchromic Film**. Disponível em: <<http://www.rpdinc.com/gafchromic-film-ebt3-8x10-inch-243.html>>. Acesso em: 26 de fevereiro de 2017.

SALVAJOLI, J. V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S. L. **Radioterapia em Oncologia**". 2 ed., 2013.

SHRIMPTON, P. C., WALL, B. F., FISHER, E. S. **The tissue-equivalence of the Alderson Rando Anthropomorphic Phantom for x-rays of Diagnostic Qualities**. *Physics in medicine and biology*, 26(1), 133, 1981.

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

SOUZA, B.S. LOURENÇO, T. S. SOBOLL, D. S. FUNCHAL, M. ALVES, V. G. L. **Avaliação de dose periférica em phantom antropomórfico utilizando filmes**

**radiocrômicos.** In: XVIII Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia, 2016, João Pessoa. Física Médica. , 2016.

SULIEMAN, A., THEODORO, K., KAPPAS, C. **Entrance and Peripheral Doses Measurements During Radiotherapy.** In :Journal of Science and Technology,V.12, p.20-28, 2011.

TAHUATA, L. SALATI, I. P. A. PRINZIO R. DI. PRINZIO M.A.R.R.DI. **Radioproteção e dosimetria: Fundamentos.** 5º revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria/ Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro, 2003.

VARIAN MEDICAL SYSTEMS - Disponível em: <<https://www.varian.mediaroom.com/file.php/301/MLC++gold.jpg>>. Acesso em: 06 de Outubro de 2016.

VIGNA FILHO, ELGENIO DEL. FALCÃO, ROSSANA C.. **Blindagem em Radioterapia: Técnica e Normas.** Rio de Janeiro: Inca, 2000.

VON WOLTER, BRENDA. **Avaliação do uso de filmes radiocrômicos ao lado de câmara de ionização e TLDs na mensuração de doses periféricas em radioterapia.** 2016. 31f. Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação em Tecnologia em Radiologia, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2016.

WEBB, S. **Intensity-Modulated Radiation Therapy.** Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 2001.

WIEZOREK, T. VOIGT, A. METZGER, N. GEORG, D. SCHWEDAS, M. SALZ, H. WENDT, T. G. **Experimental determination of peripheral doses for different IMRT techniques delivered by a Siemens linear accelerator.** Strahlenther Onkol, 2008.

9. ANEXO 1

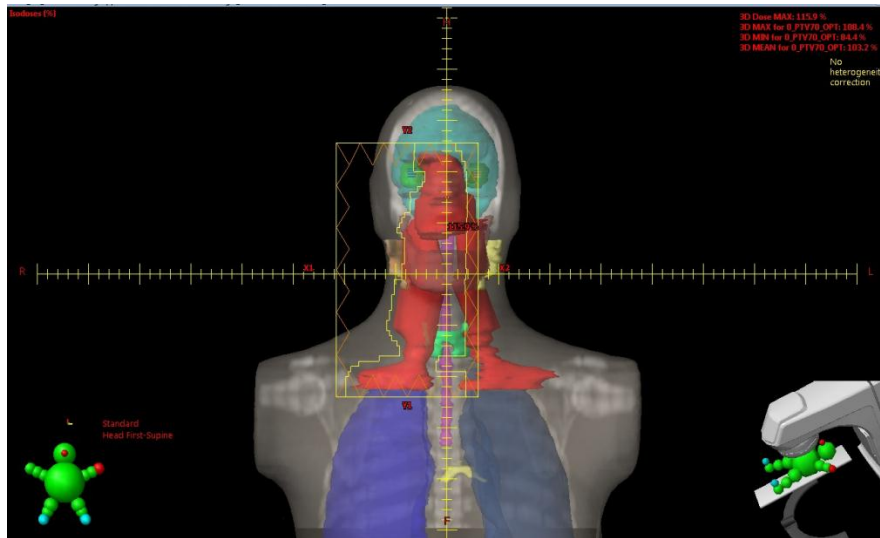


Figura 1 – Campo 0°  
Fonte: A autora

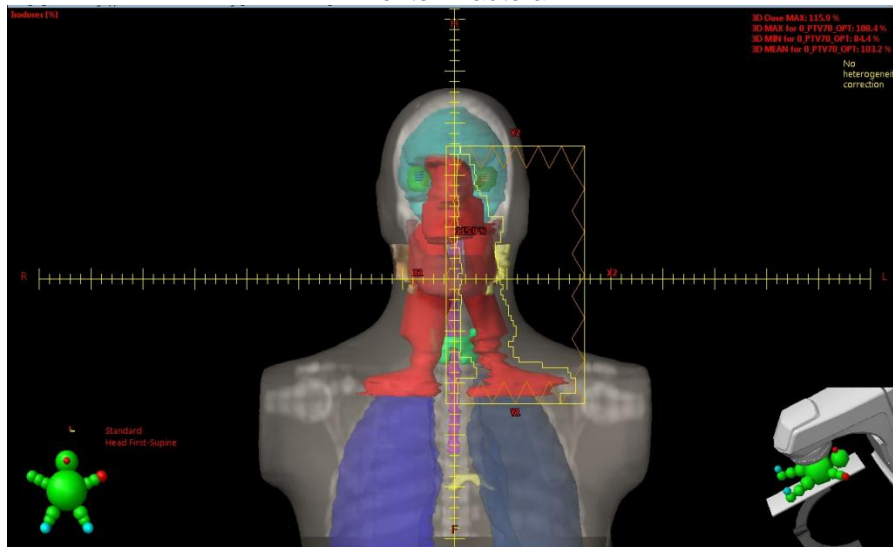


Figura 2 – Campo 0° parte 2  
Fonte: A autora

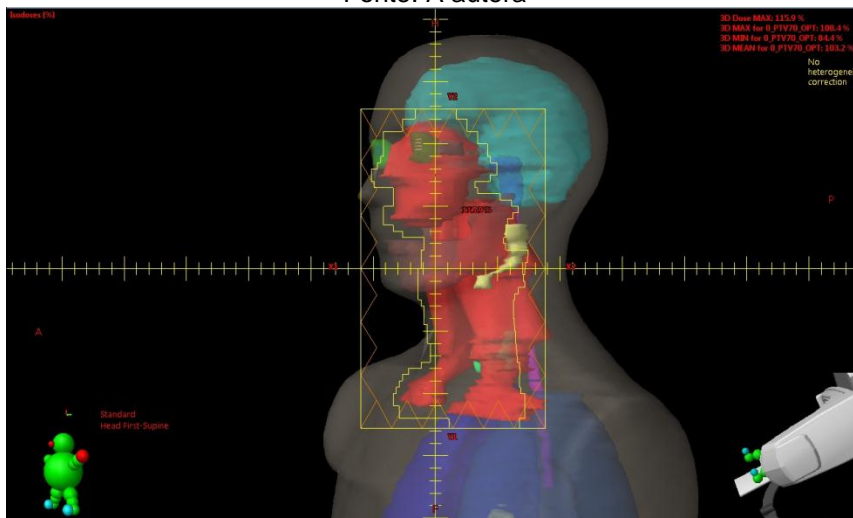


Figura 2 – Campo 60°  
Fonte: A autora

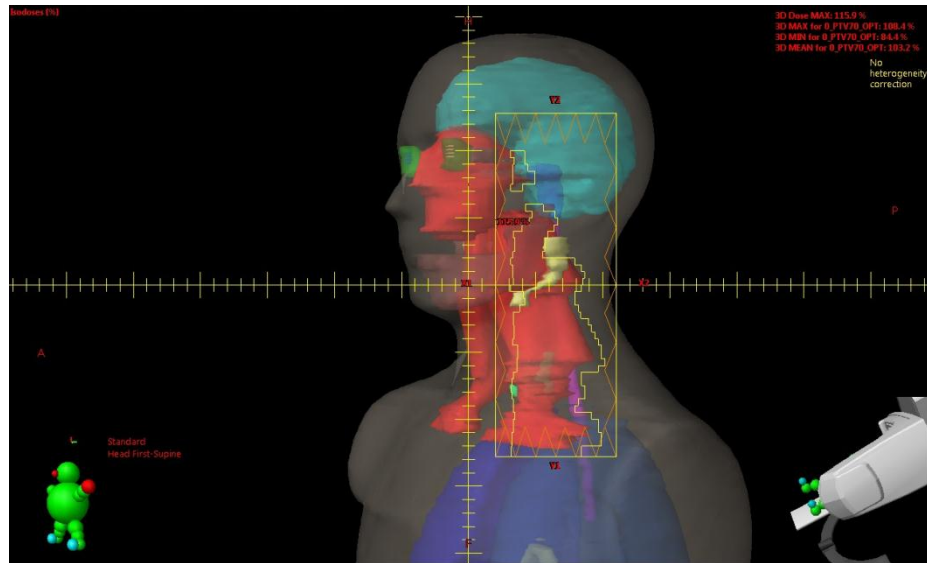


Figura 4 – Campo 60° parte 2  
Fonte: A autora

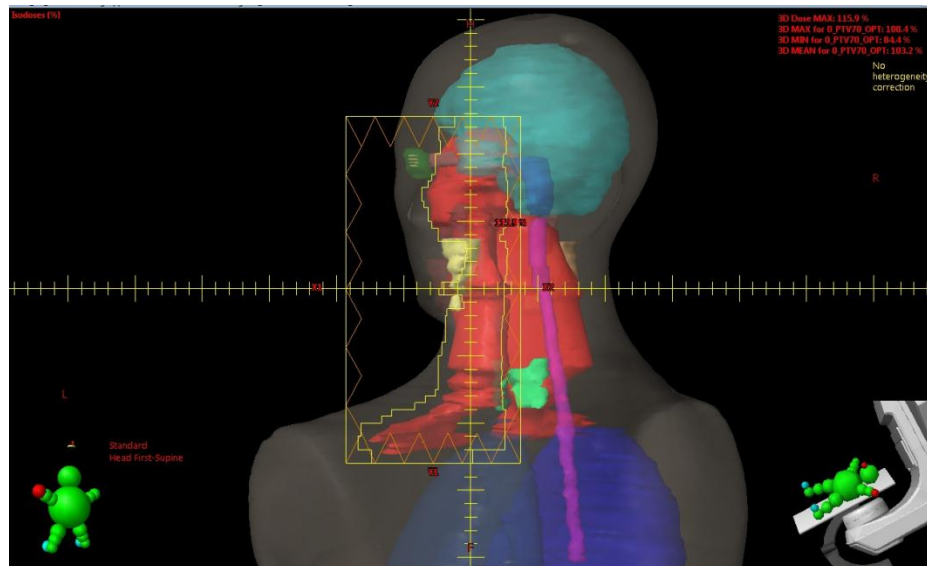


Figura 5 – Campo 140°  
Fonte: A autora

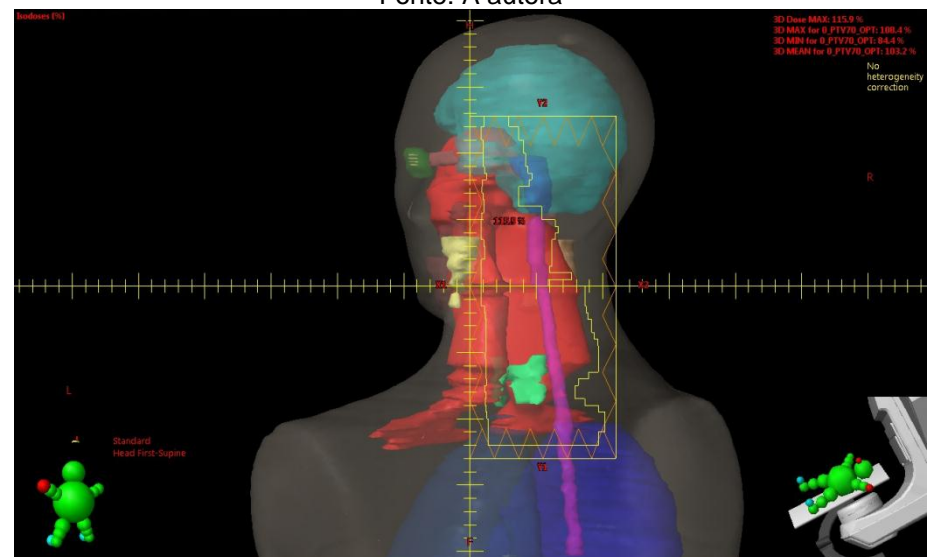


Figura 6 – Campo 140° parte 2  
Fonte: A autora

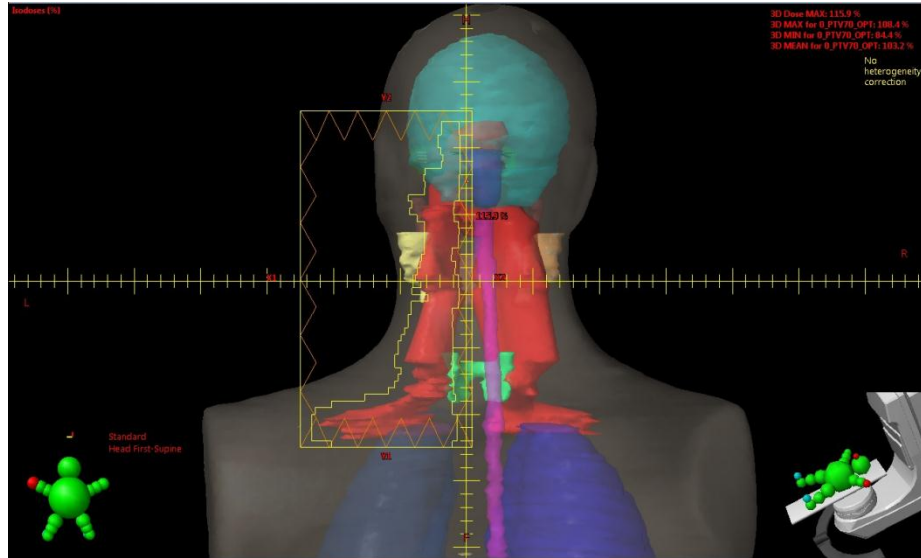


Figura 7 – Campo 170°  
 Fonte: A autora

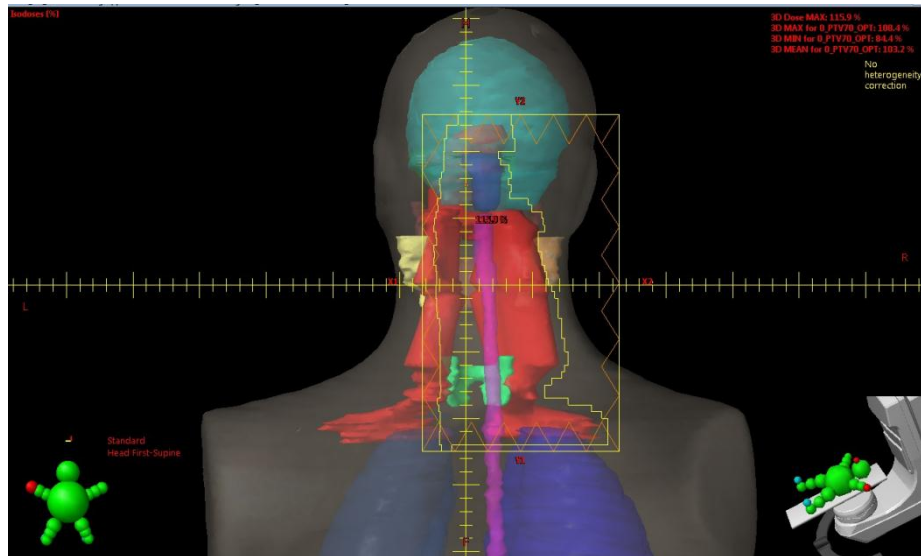


Figura 8 – Campo 170°parte 2  
 Fonte: A autora

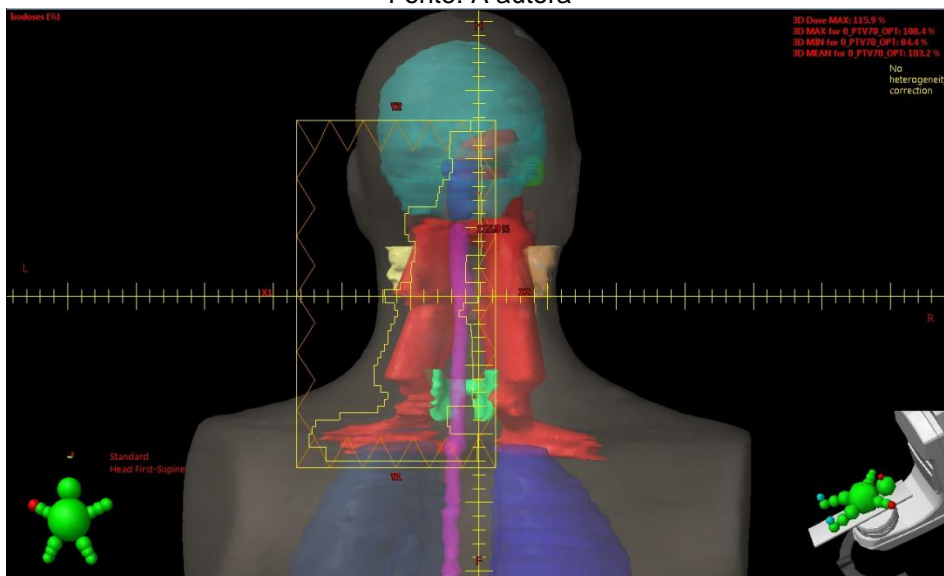


Figura 9 – Campo 190°  
 Fonte: A autora



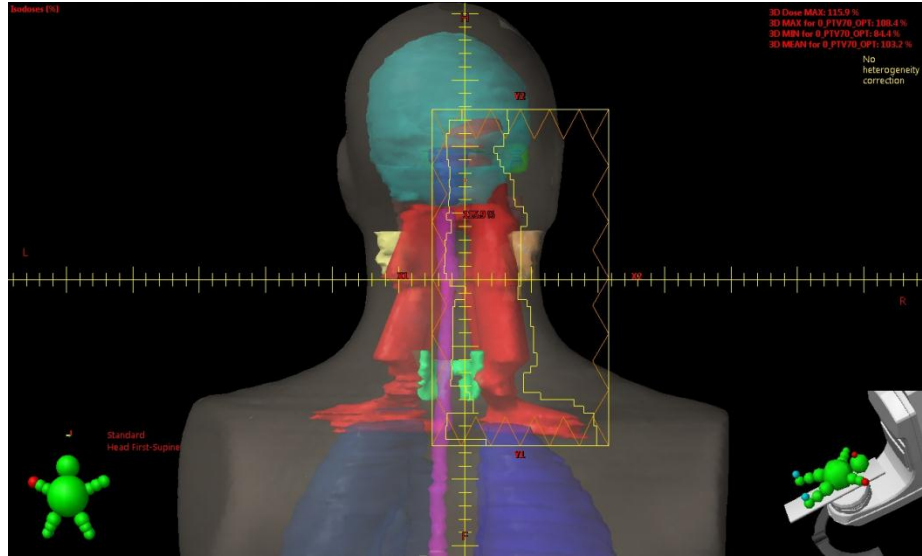


Figura 10 – Campo 190° parte 2  
 Fonte: A autora

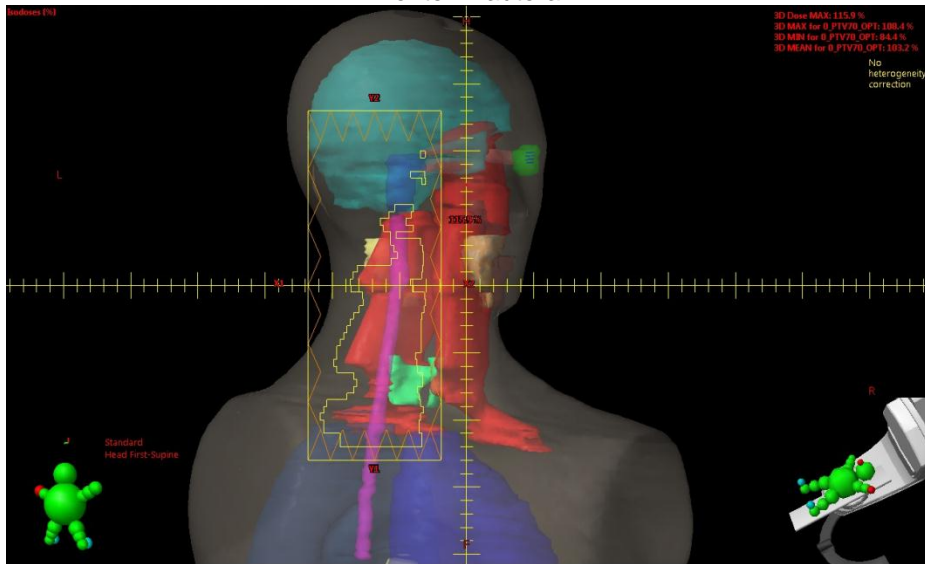


Figura 11 – Campo 220°  
 Fonte: A autora

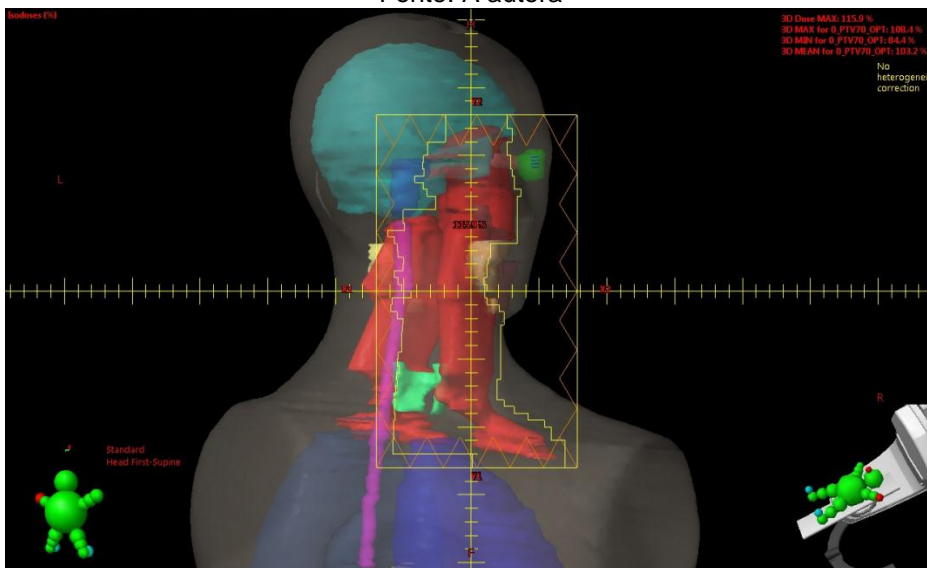


Figura 12 – Campo 220° parte 2  
 Fonte: A autora

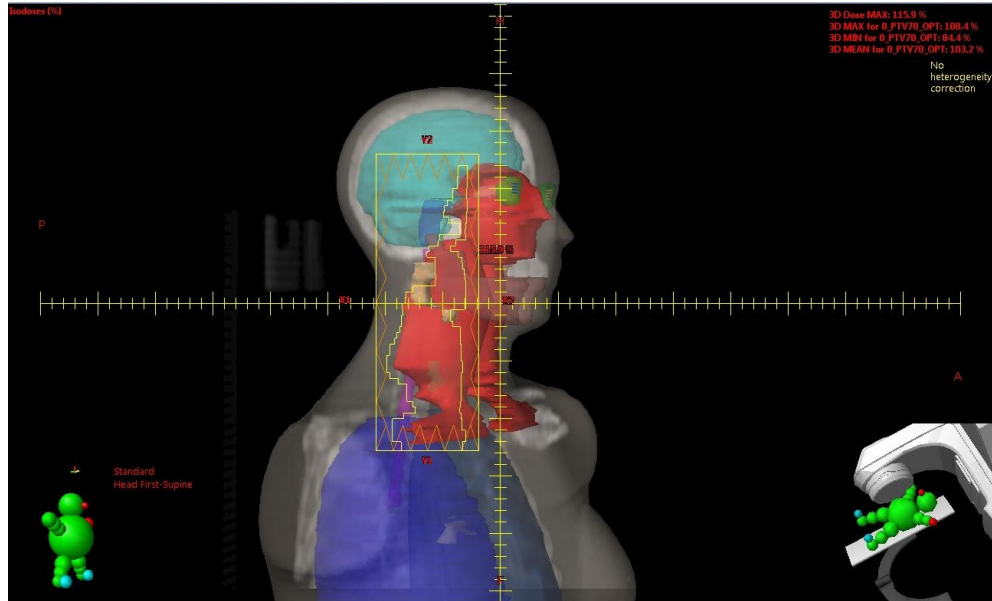


Figura 13 – Campo 300°  
 Fonte: A autora

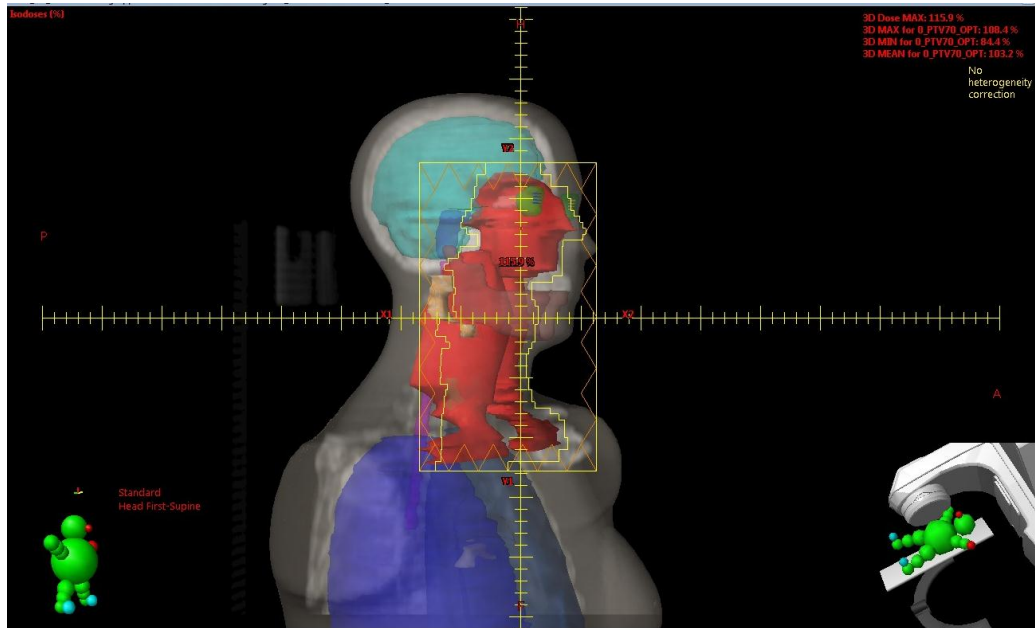


Figura 14 – Campo 300° parte 2  
 Fonte: A autora