

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radioterapia**

MATHEUS FAGUNDES FISCHER

**ANÁLISE DOSIMÉTRICA DO PLANEJAMENTO DE RADIOTERAPIA
DO CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO UTILIZANDO A
FERRAMENTA *TARGET AUTOCROP***

Porto Alegre
2023

MATHEUS FAGUNDES FISCHER

**ANÁLISE DOSIMÉTRICA DO PLANEJAMENTO DE RADIOTERAPIA
DO CÂNCER DE CABEÇA E PESCOÇO UTILIZANDO A
FERRAMENTA *TARGET AUTOCROP***

Trabalho de Conclusão de Residência apresentado ao Programa de Residência em Área Profissional da Saúde do Hospital de Clínicas de Porto Alegre como requisito parcial para a obtenção do título de especialista em Física Médica.

Orientadora: Marta Nassif Pereira Lima

Co-orientadora: Bruna Daiana Frohlich

Porto Alegre
2023

CIP - Catalogação na Publicação

Fischer, Matheus Fagundes

Análise dosimétrica do planejamento de radioterapia do câncer de cabeça e pescoço utilizando a ferramenta Target Autocrop / Matheus Fagundes Fischer. -- 2023.

31 f.

Orientadora: Marta Nassif Pereira Lima.

Coorientadora: Bruna Daiana Frohlich.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Programa de Residência em Área Profissional da Saúde, Porto Alegre, BR-RS, 2023.

1. Radioterapia. 2. Cabeça e Pescoço. 3. Câncer. 4. Planejamento. 5. Target Autocrop. I. Nassif Pereira Lima, Marta, orient. II. Daiana Frohlich, Bruna, coorient. III. Título.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	Acelerador Linear
CTV	<i>Clinical Target Volume</i>
GTV	<i>Gross Tumor Volume</i>
HCPA	Hospital de Clínicas de Porto Alegre
IMRT	<i>Intensity-modulated Radiation therapy</i>
IC	Índice de Conformidade
IH	Índice de Homogeneidade
MLC	<i>Multileaf-collimator</i>
OAR	<i>Organs at risk</i>
PSQA	<i>Patient Specific Quality Assurance</i>
PTV	<i>Planning Treatment Volume</i>
TPS	<i>Treatment Planning System</i>
TG	<i>Task Group</i>
UM	Unidade Monitora
VMAT	<i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	6
2. JUSTIFICATIVA.....	7
3. REVISÃO DA LITERATURA.....	7
3.1 Acelerador Linear.....	7
3.2 Volumes de Tratamento.....	10
3.2.1 Volume Tumoral Bruto - GTV.....	12
3.2.2 Volume Alvo Clínico - CTV.....	12
3.2.3 Volume Alvo de Tratamento - PTV.....	12
3.2.4 Órgãos de Risco - OAR.....	13
3.3 Técnicas de Tratamento.....	13
3.3.1 Radioterapia Conformada Tridimensional.....	13
3.3.2 Radioterapia de Intensidade Modulada - IMRT.....	14
3.3.3 Arcoterapia Volumétrica Modulada - VMAT.....	15
3.4 Sistema de Planejamento de Tratamento - TPS.....	16
3.4.1 Ferramenta <i>Target Autocrop</i>	16
3.5 Índices de Avaliação da Qualidade do Planejamento.....	17
3.6 Estado da Arte.....	19
4. OBJETIVOS.....	20
4.1 Geral.....	20
4.2 Específicos.....	20
5. MÉTODO.....	20
5.1 Delineamento.....	20
5.2 Local do Estudo.....	20
5.3 Critérios de Inclusão e Amostra.....	21
5.4 Coleta e Análise de Dados.....	21
5.6 Aspectos Éticos.....	21
6. RESULTADOS.....	22
7. DISCUSSÃO.....	26
8. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	28
9. REFERÊNCIAS.....	29

1. INTRODUÇÃO

O câncer de cabeça e pescoço é uma das doenças com maior incidência no país. Dados de 2020 apontam que casos de câncer de sistema nervoso central, laringe e cavidade oral representaram ao todo 10,5% dos novos casos em homens; enquanto que, em mulheres, o câncer na glândula tireóide representou 5,4%. Uma das alternativas de tratamento é a radioterapia, que consiste no uso de radiação ionizante, como fótons de raio-x e elétrons para destruir células tumorais ou impedir sua multiplicação no corpo humano, podendo ser combinado com outras técnicas, como a quimioterapia. O tratamento pode ter tanto o intuito curativo quanto paliativo, a depender do estadiamento da doença e das condições apresentadas pelo paciente. Tendo em vista que sua aplicação pode gerar efeitos colaterais, é feito acompanhamento tanto por uma equipe médica quanto de enfermagem (INCA, 2022).

Existem diferentes modalidades de tratamento radioterápico, sendo os mais corriqueiros a radioterapia externa e a braquiterapia (NHS, 2020). Para os casos curativos de cabeça e pescoço, é utilizada em muitos serviços a técnica *Volumetric Modulated Arc Therapy* (VMAT), que promove maior conformação da região de tratamento e órgãos de risco adjacentes, além de diminuir o tempo de tratamento em comparação a outras técnicas, como a *Intensity-modulated Radiation therapy* (IMRT) ou o 3D conformal (ALVAREZ-MORET et al., 2010). Para gerar esses planos, após a identificação e o contorno dos órgãos de risco, são realizados delineamentos de volumes alvos de tratamento, que por vezes, possuem prescrições de doses diferentes que se sobrepõem. A fim de evitar problemas no planejamento e cumprir com os requisitos de cobertura de dose de estruturas alvo, a separação dos delineamentos das regiões de diferentes doses sobrepostas é feita de forma manual pelo planejador, sendo chamadas de regiões de otimização. Todavia, essa separação manual promove uma etapa a mais no processo que por si só, já demanda um tempo significativo (XIAOJUAN et al., 2021).

Visando à melhoria desse quadro, a ferramenta *Target Autocrop* foi introduzida na atualização 15.5 do TPS *Varian Eclipse*, com o intuito de facilitar a otimização de planejamentos com a técnica VMAT com estruturas sobrepostas que possuem objetivos de dose diferentes. O sistema procura essas sobreposições nos

alvos delineados, criando uma estrutura de margem interna de 5 mm em torno do alvo de dose mais alta, permitindo uma distribuição crescente da dose.

O objetivo deste trabalho é avaliar dosimetricamente os parâmetros de planejamentos utilizando a técnica VMAT para o câncer de cabeça e pescoço e comparar planejamentos calculados com *crop* manual das estruturas alvo e utilizando a ferramenta *Target Autocrop*.

2. JUSTIFICATIVA

Os planejamentos de cabeça e pescoço utilizando VMAT possuem alta complexidade e melhores resultados no âmbito da radioterapia curativa em comparação com outras técnicas (GOMEZ-MILLAN et al., 2015). Dessa forma, tendo em vista que a aplicação da ferramenta *Target Autocrop* otimiza tempo de planejamento desses casos, trazendo mais agilidade e eficiência ao corpo clínico, faz-se necessária a análise de como sua utilização interfere de forma dosimétrica nos planos gerados. Além disso, verificar de que forma se reflete no paciente a ser tratado, levando em conta a cobertura de dose do tratamento na região alvo e os órgãos de risco adjacentes (XIAOJUAN et al., 2021).

Em meio a esse cenário, o presente trabalho vem com o objetivo de avaliar dosimetricamente os parâmetros de planejamentos utilizando a técnica VMAT para cânceres de cabeça e pescoço comparando os planos calculados com *crop* manual das estruturas alvo e a ferramenta *Target Autocrop*.

3. REVISÃO DA LITERATURA

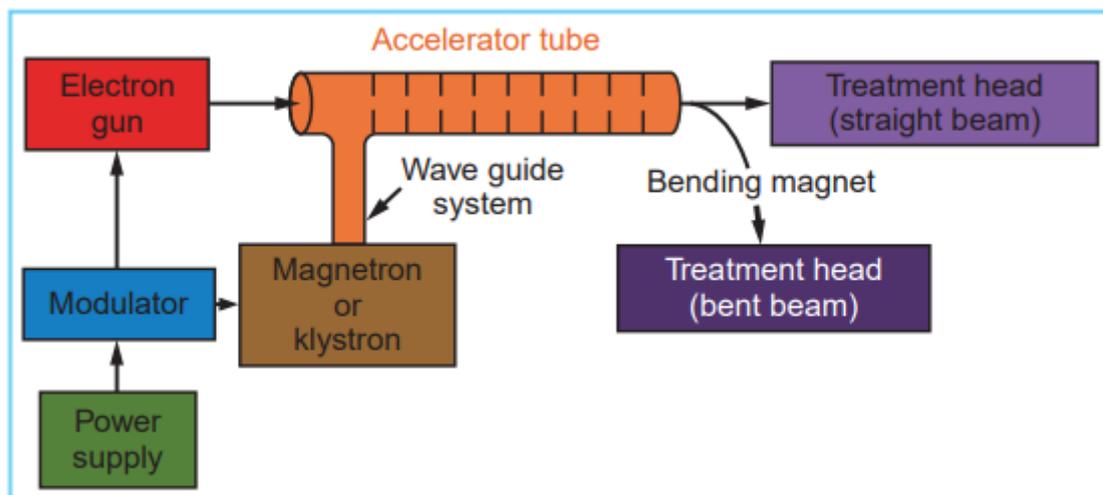
3.1 Acelerador Linear

O AL consiste em um equipamento que se utiliza de ondas eletromagnéticas de alta frequência para acelerar partículas carregadas para altas energias, como os elétrons, por um tubo linear. Esse próprio feixe de elétrons pode ser utilizado para tratamentos superficiais, ou, quando incididos sobre um alvo de material específico,

produzem fótons de raios-x, utilizados para tratamentos mais profundos (PODGORSAK, 2005).

Até 1950, a maior parte dos tratamentos radioterápicos externos (teleterapia) se dava por aparelhos de ortovoltagem (raios-x de baixa energia), com tensões que chegavam a 300 kVp. O crescente interesse na radioterapia e a popularização de unidades de ^{60}Co nos anos 1950 e 1960 foram gradualmente impulsionando a área na direção de equipamentos com megavoltagem, culminando em aceleradores lineares com energias mais altas (de 1 a 25 MeV) e diferentes modalidades, como fótons e elétrons, a fim de promover uma maior cobertura de possibilidades de tratamento (KHAN, 2014).

Figura 1. Esquema de estrutura básico de um acelerador linear

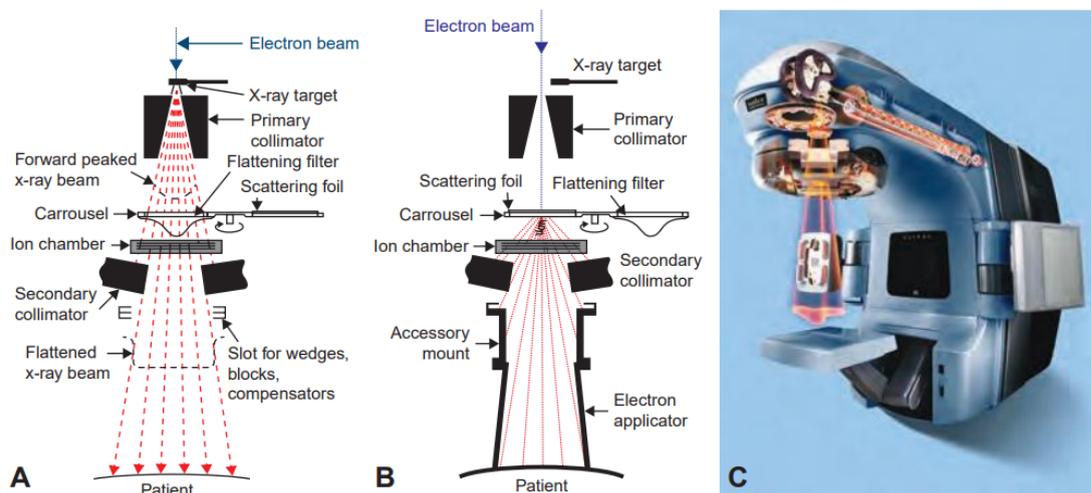


Fonte: Khan, 2014

Na Figura 1 é possível observar esquematicamente o funcionamento de um acelerador linear. A fonte de energia (*power supply*) envia uma corrente direta para o modulador, que inclui a rede de formação de pulso e um tubo de comutação conhecido como *thyatron* de hidrogênio. Esses pulsos são entregues ao *magnetron* ou *klystron* e simultaneamente ao canhão de elétrons (*electron gun*). Microondas pulsadas produzidas no *magnetron* ou *klystron* são injetadas no tubo acelerador

através de um sistema de guia de ondas. No instante adequado, os elétrons, produzidos pelo “canhão”, também são injetados por pulso na estrutura do acelerador. A guia de onda do acelerador consiste em um tubo de cobre com seu interior dividido por discos de abertura e espaçamento variados. À medida que os elétrons são injetados com uma energia inicial de cerca de 50 keV, os elétrons interagem com o campo eletromagnético das micro-ondas, ganhando energia cinética (KHAN, 2014).

Figura 2. Funcionamento do cabeçote de um acelerador linear: a) para fótons; b) elétrons; c) visto externamente



Fonte: Khan, 2014

Ao chegarem ao cabeçote do equipamento, o feixe de elétrons pode tanto incidir em um alvo composto por um material de alto número atômico, como o Tungstênio (Figura 2A), quanto ser utilizado de forma direta para tratamentos (Figura 2B). Para feixes de fótons, após a formação dos raios-x de freamento, pelo efeito *bremstrahlung*, o feixe passa por uma colimação inicial, e o carrossel da máquina posiciona-se de forma a expor o filtro achatador, que tem o intuito de uniformizar a intensidade do campo. A câmara de ionização subsequente contabiliza a energia do campo, que passa por um segundo colimador (*jaws*) que forma o tamanho do campo. Por fim, é ainda possível colimar adicionalmente o feixe com blocos de

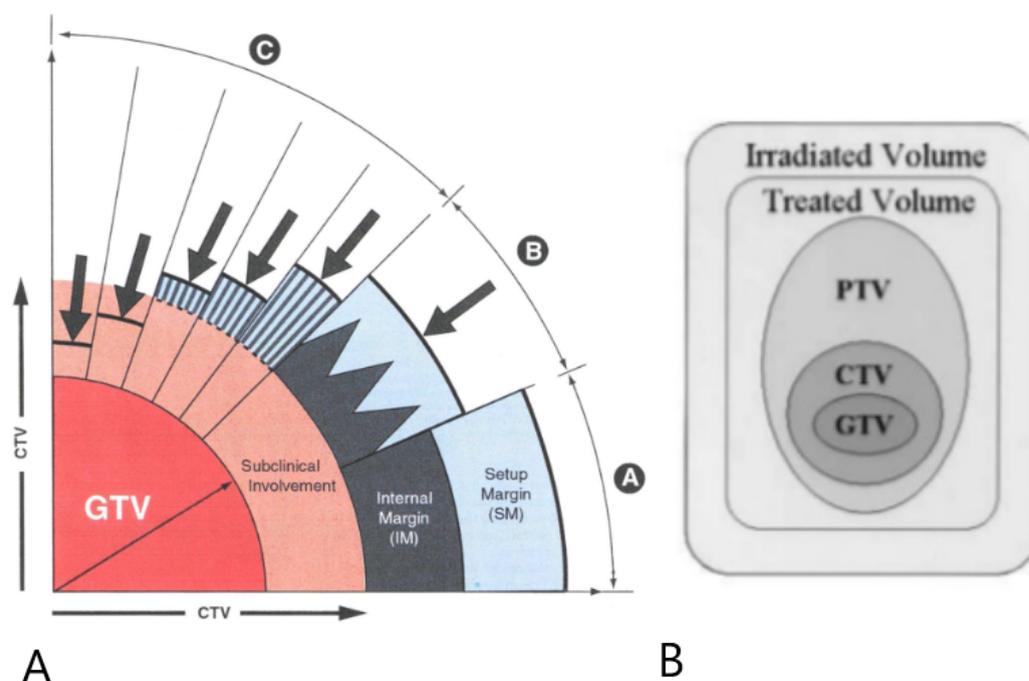
cerrobend®, uma liga metálica composta por bismuto (50%), chumbo (26,7%), estanho (13,3%) e cádmio (10%), ou MLCs, antes de saírem do equipamento pelo *gantry* e atingirem o alvo/paciente na distância planejada de tratamento. Para o feixe de elétrons, o carrossel gira, expondo ao feixe fino de elétrons uma folha espalhadora, que promove a “abertura” do campo. Na saída do feixe, um aplicador é selecionado a depender do tamanho de campo desejado, a fim de colimar os elétrons que espalham (KHAN, 2014).

A utilização de fótons ou elétrons e de suas diferentes energias varia de acordo com a necessidade de cada tratamento.

3.2 Volumes de Tratamento

Idealmente, tratamentos com radiação entregariam 100% da dose de prescrição de forma homogênea no volume tumoral, e nenhuma dose nos tecidos normais ao redor dessa região. Entretanto, isso não ocorre, e essa dose pode variar substancialmente de acordo com o volume tratado e a tecnologia disponível. Atualmente, em razão disso, as diferenças entre a dose máxima e mínima no alvo do tratamento podem variar mais do que 20%. Outro problema se dá em relação aos órgãos de risco (OARs) que por vezes recebem doses próximas às doses de prescrição, o que torna difícil seu ajuste em relação aos limites de dose (ICRU, 1993).

Figura 3. Representação da relação dos diferentes volumes: a) margens em relação ao GTV; b) volumes resultantes da aplicação das margens.



Fonte: ICRU, 1999

Há evidências de que uma diferença de dose tão pequena quanto 5% pode levar a um prejuízo real ou aumento da resposta do tumor, além de uma alteração do risco de morbidade (DISCHE, 1993).

Na figura 3A estão representados os diferentes volumes e suas margens, culminando nas delimitações clínicas representadas na figura 3B.

Relatórios de dose inadequados podem levar a uma interpretação falsa de um estudo e à sua aplicação indevida. Portanto, grandes discrepâncias podem ser introduzidas, dependendo dos critérios usados para prescrever o volume a ser tratado. Em 1993, uma revisão de artigos publicados indicou um nível aceitável de relatórios de tratamentos de menos de 40% (DISCHE, 1993). A fim de minimizar essa estatística, no mesmo ano, a Comissão Internacional de Unidades e Medições

de Radiação (ICRU) reconheceu a importância desses problemas e publicou o Relatório 50, Prescrição, Registro e Relato da Terapia por Feixe de Fótons.

3.2.1 Volume Tumoral Bruto - GTV

O GTV (do inglês *Gross Tumoral Volume*) é definido como o volume palpável ou visível do tumor, sendo a parte da doença em que existe a maior concentração de células malignas. Sua classificação pode ser como tumor primário ou metastático. Seu tamanho, forma e localização podem ser determinados por exames clínicos ou por técnicas de diagnóstico por imagem. Seu delineamento auxilia na entrega adequada de dose e na análise da resposta ao tratamento (ICRU, 1993).

3.2.2 Volume Alvo Clínico - CTV

O CTV (do inglês *Clinical Target Volume*) é o volume de tecido que contém um GTV visível e/ou doença maligna microscópica subclínica, pequenos agrupamentos de células ou micro extensões que não podem ser detectadas pelos procedimentos de estadiamento. A doença subclínica pode ser considerada como a disseminação presumida da doença, como por exemplo, os linfonodos regionais. Sua identificação considera a história natural da doença, a capacidade de invasão do tumor e seu potencial de disseminação para as regiões linfonodais (ICRU, 1993).

3.2.3 Volume Alvo de Tratamento - PTV

O PTV (do inglês *Planning Target Volume*) Inclui o GTV e o CTV, adicionando uma margem de segurança que permite ajustes de incertezas inerentes ao tratamento e relacionadas ao posicionamento do paciente, limitações de colimação, tolerâncias de movimentos dos órgãos e variações do próprio tumor. Se isso não for levado em consideração e se nenhuma margem for adicionada, alguns dos tecidos podem entrar ou sair do feixe terapêutico, resultando em uma sobredosagem ou subdosagem. Esse volume é utilizado para o planejamento e prescrição da dose de tratamento (ICRU, 1999).

3.2.4 Órgãos de Risco - OAR

Na figura 3B, é possível visualizar dois volumes adicionais aos já citados. O volume tratado é englobado por uma isodose escolhida pelo raditerapeuta como sendo apropriada para se alcançar a proposta do tratamento.

Adicionalmente, o volume irradiado é a parte de tecido que recebe uma dose considerada significativa em relação à tolerância dos tecidos normais, ou seja, a sensibilidade à radiação pode influenciar significativamente no planejamento e/ou a dose prescrita. Nesse contexto, encontram-se os chamados OARs, tecidos normais e saudáveis adjacentes ao tratamento.

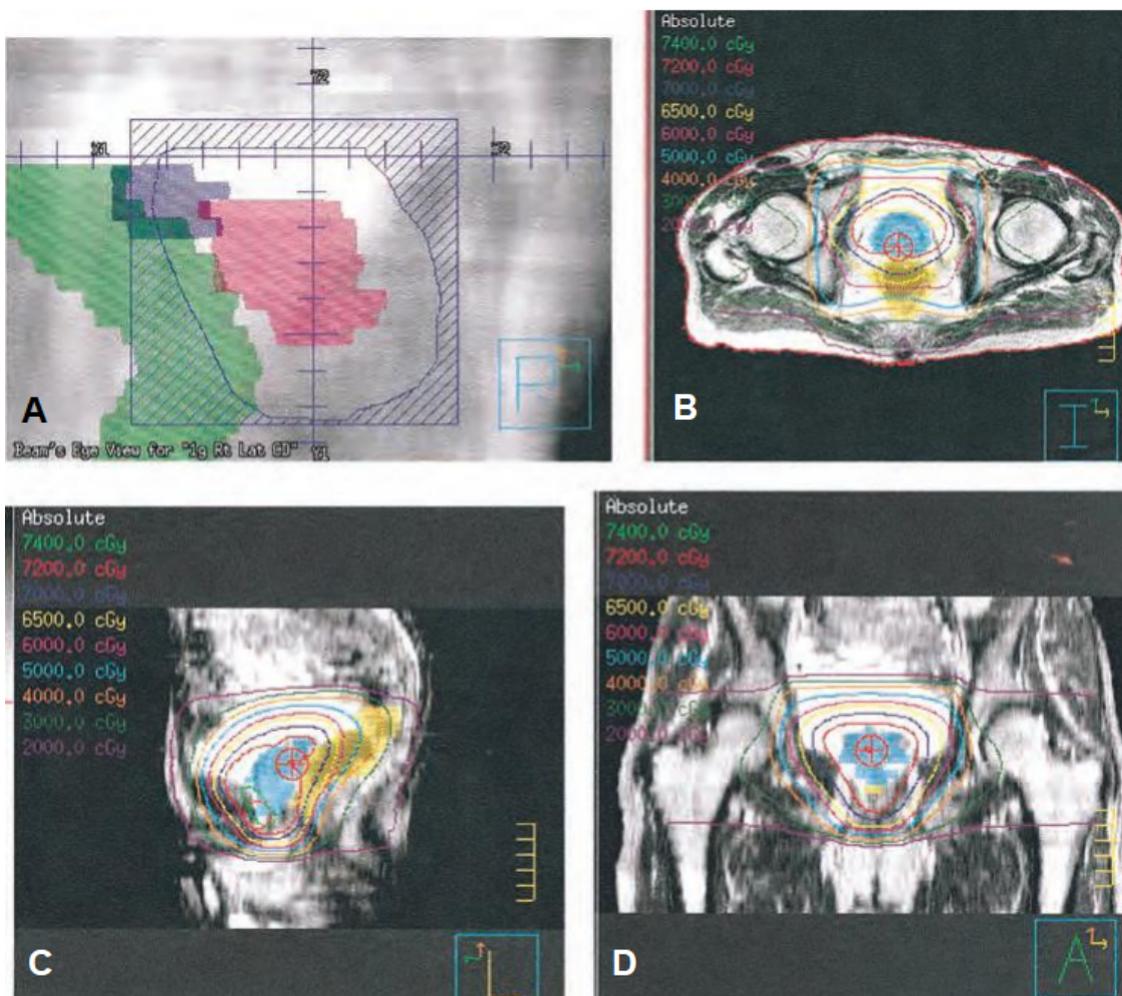
Os OARs possuem restrições de dose que os classificam em três classes: classe I, lesões radioterápicas que são fatais ou resultam em grande morbidade; classe II, lesões radioterápicas que resultam em moderada morbidade; e classe III: lesões radioterápicas que são passageiras, reversíveis ou não resultam em uma morbidade significativa (ICRU, 1993).

3.3 Técnicas de Tratamento

3.3.1 Radioterapia Conformada Tridimensional

A radioterapia conformada tridimensional consiste em tratamentos baseados em informações anatômicas 3D, usando campos de tratamento que estejam o mais próximo possível do volume alvo para entregar a dose adequada ao tumor e a dose mínima possível ao tecido normal. Assim, a técnica conformacional 3D engloba tanto o aspecto físico quanto as razões biológicas para alcançar os resultados clínicos desejados. Seu planejamento é baseado em imagens adquiridas por tomografia computadorizada (KHAN, 2014).

Figura 4. Planejamento 3D de próstata: a) *beam's eye view*; e a distribuição de isodoses nos cortes b) axial; c) sagital e d) coronal



Fonte: KHAN, 2014

3.3.2 Radioterapia de Intensidade Modulada - IMRT

O termo IMRT refere-se a uma técnica de radioterapia em que uma fluência não uniforme é entregue para otimizar a distribuição de dose composta. Na terapia com feixes externos tradicionais, os tratamentos são administrados com feixes de radiação que são de intensidade uniforme em todo o campo, entretanto, cunhas ou compensadores podem ser usados para modificar o perfil de intensidade. Este processo de alterar esses perfis de intensidade do feixe para atender aos objetivos de um plano composto é chamado de modulação de intensidade. Assim, os compensadores e cunhas podem ser chamados de moduladores de intensidade,

embora muito mais simples do que os modernos sistemas de modulação de intensidade controlados por computador, como MLCs. Esses sistemas consistem em diversas lâminas com pequenas espessuras, com capacidade de se movimentarem de forma independente.

Há dois tipos de tratamentos por IMRT, o com MLC segmentar e o MLC dinâmico. O segmentar (SMLC) consiste em tratar o paciente por vários campos, sendo cada campo subdividido em um conjunto de subcampos irradiados com níveis uniformes de intensidade de feixe. Os subcampos são criados pelo MLC e entregues em um arranjo de “pilha”, um de cada vez em sequência sem intervenção do operador. O feixe é desligado enquanto as folhas se movem para criar o próximo subcampo, deixando o *gantry* fixo a cada campo. Já com MLC dinâmico (DMLC), as folhas correspondentes (opostas) varrem simultaneamente e unidirecionalmente, cada uma com uma velocidade diferente em função do tempo. Ao contrário da entrega SMLC, o feixe está ligado enquanto as folhas estão se movendo entre os campos (KHAN, 2014).

3.3.3 Arcoterapia Volumétrica Modulada - VMAT

Na técnica VMAT, ou terapia de arco volumétrico modulado, o *gantry* se move continuamente, com as lâminas de MLC e a taxa de dose variando ao longo do arco, tendo maiores graus de liberdade em relação aos parâmetros de planejamento. O TPS calcula a dose por amostragem da entrega em um número de ângulos do *gantry*. Para criar um plano de dose satisfatório com um único arco, é necessário otimizar as formas de campo e intensidades de feixe de um grande número de ângulos. Talvez a maior vantagem de um tratamento VMAT seja sua eficiência de entrega (ICRU, 2010).

Em estudos que ocorreram comparações entre IMRT e VMAT, nota-se que a terapia de arco volumetricamente modulado produz distribuições de dose altamente conformadas, alcança entrega dosimétrica precisa e reduz o tempo de tratamento (menores UMs) (LI et al., 2018).

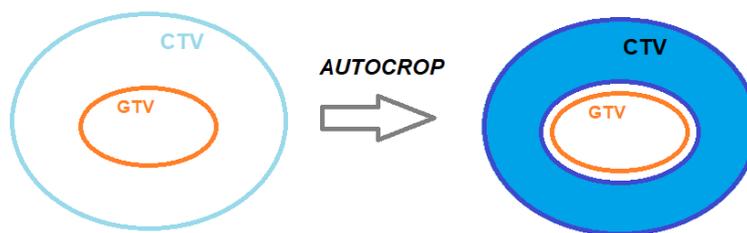
3.4 Sistema de Planejamento de Tratamento - TPS

Nos planejamentos realizados em aceleradores lineares modernos, robustos *softwares* foram criados com o intuito de computar e simular as distribuições de dose a serem obtidas nos pacientes. Para os aparelhos da *Varian Medical Systems*, o TPS Eclipse™ foi introduzido em 2001 como um “*sistema de planejamento de tratamento de alto desempenho baseado em Windows para radioterapia de câncer*” (VARIAN, 2004). Ao longo dos anos, diversas funcionalidades foram introduzidas, como o módulo *Helios™*, facilitando o “planejamento inverso do tratamento”, e permitindo o desenvolvimento de técnicas como o IMRT e o VMAT, em que objetivos de dose são solicitados ao sistema, que então realiza a modulação necessária para atingi-los. Diversas modalidades de tratamento e de planejamento foram se desenvolvendo com estudos ao longo dos anos, incluindo planos únicos com alvos múltiplos e de objetivos de dose diferentes, sendo necessária sua segmentação para posterior otimização.

3.4.1 Ferramenta *Target Autocrop*

Segundo a definição da fabricante do sistema de planejamento, antes de iniciar a otimização, é possível ativar a ferramenta *Target Autocrop*, que manipula estruturas de destino sobrepostas com objetivos de otimização diferentes de forma automática. Isso se aplica a estruturas alvo sobrepostas, em que o objetivo de dose de uma estrutura alvo é maior do que o objetivo de dose da outra. O volume sobreposto é cortado do alvo de dose mais baixo e uma margem de 5 mm é deixada entre eles. O alvo com um objetivo de dose mais alto sempre determina a dose no volume recortado (VARIAN, 2017).

Figura 5: Esquemática do funcionamento da ferramenta *Target Autocrop*



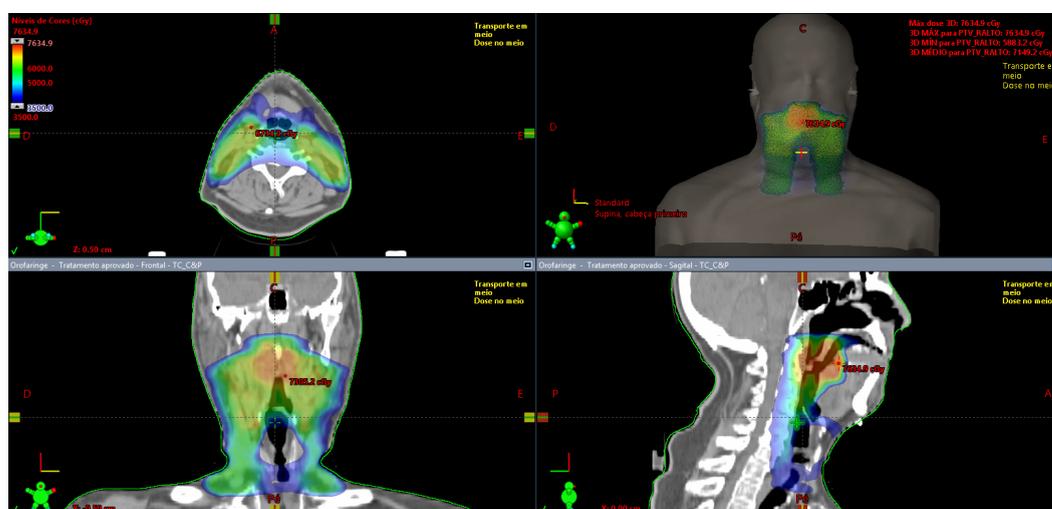
Fonte: Autor, 2023

3.5 Índices de Avaliação da Qualidade do Planejamento

A avaliação clínica dos planos radioterápicos incluem uma avaliação padrão visual da distribuição espacial de dose nas imagens de simulação e uma análise do histograma dose-volume (*DVH*, do inglês *Dose Volume Histogram*), além da avaliação de índices dosimétricos.

No sistema de planejamento, a exibição da distribuição espacial de dose na forma de curvas ou *colorwash* nas imagens da tomografia computadorizada é útil para a avaliação qualitativa do planejamento porque mostra, não apenas regiões de dose uniforme, dose alta ou dose baixa, mas também sua localização anatômica e extensão (KHAN, 2014).

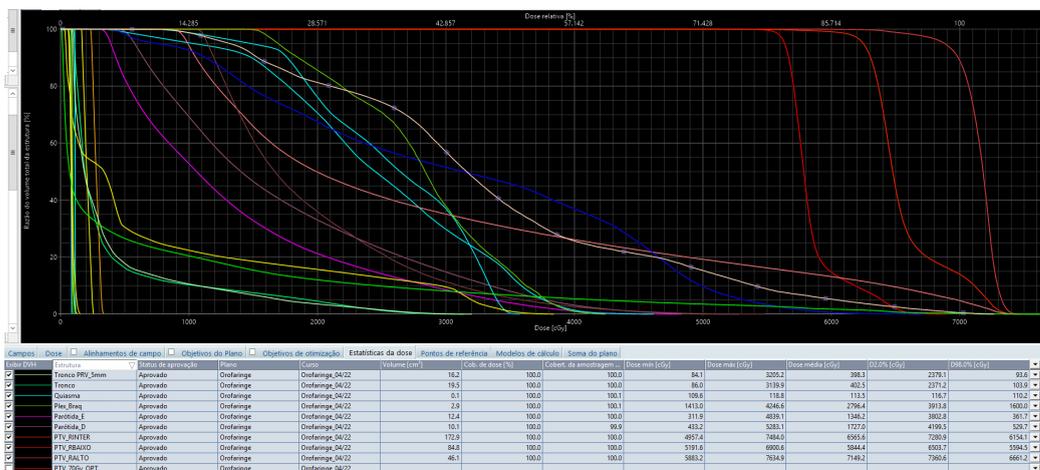
Figura 6: Distribuição de dose em *colorwash* para planejamentos de cabeça e pescoço



Fonte: Autor, 2023

Ao utilizarmos o DVH, podemos também avaliar quantitativamente o planejamento radioterápico para cada estrutura segmentada como, por exemplo, alvos e OARs. O DVH representa uma distribuição de frequência de valores de dose dentro de um volume de uma determinada estrutura (PODGORSK, 2005). Portanto, o DVH não apenas fornece informações quantitativas, mas também resume toda a distribuição de dose em uma única curva para cada estrutura anatômica de interesse (KHAN, 2014).

Figura 7: Ilustração do DVH em planejamentos de cabeça e pescoço



Fonte: Autor, 2023

A uniformidade da distribuição de dose dentro de um PTV é avaliada calculando o Índice de Homogeneidade (IH) da seguinte forma (CLARK, 2012):

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$$

Onde D2%, D98% e D50% representam as doses recebidas pelos volumes de 2%, 98% e 50%, respectivamente.

3.6 Estado da Arte

Para realizar uma revisão bibliográfica sobre o tema deste trabalho, foi realizada uma busca bibliográfica de artigos completos publicados no banco de dados PubMed e SciELO, utilizando a busca Title/Abstract. As palavras-chaves e operadores lógicos pesquisados no PubMed foram: “Plan” AND “Treatment” AND “Radiotherapy” AND “Autocrop”. A pesquisa incluiu apenas artigos completos publicados em inglês nos últimos 10 anos. Foi encontrado apenas 1 artigo nas bases de dados.

4. OBJETIVOS

4.1 Geral

Avaliar os parâmetros dosimétricos de planejamentos VMAT para o câncer de cabeça e pescoço e comparar planejamentos calculados com *crop* manual das estruturas alvo e a ferramenta *Target Autocrop*.

4.2 Específicos

- Replanejar retrospectivamente pacientes com tratamento de cânceres de cabeça e pescoço utilizando-se da ferramenta *Target Autocrop*;
- Avaliar dose distribuída nos alvos de tratamento (PTVs) de pacientes de cabeça e pescoço;
- Avaliar dose distribuída nos órgãos de risco de pacientes de cabeça e pescoço.

5. MÉTODO

5.1 Delineamento

A pesquisa se enquadra em delineamento transversal retrospectivo, uma vez que se trata da análise de planos de tratamento de radioterapia já tratados para análise dosimétrica dos resultados.

5.2 Local do estudo

O trabalho foi realizado na unidade de Radioterapia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. O setor conta com 1 acelerador linear da empresa *Varian Medical Systems* com licenças para operar tratamentos VMAT, um *Clinac® 23EX*. O TPS utilizado foi o Eclipse™ na atualização 15.6.06, o algoritmo de cálculo o *AcurosXB* e o algoritmo de otimização foi o *PO_15606*. O sistema de gerenciamento para extração dos dados de forma desidentificada foio *ARIA Oncology Information System™*. Em todos os planos foram utilizadas energias de 6 MV.

5.3 Critérios de Inclusão e Amostra

Através de pesquisa no banco de dados do setor, foram incluídos todos os casos de pacientes com câncer de cabeça e pescoço com 3 níveis de dose (70 Gy, 63 Gy e 56 Gy) submetidos a tratamento de radioterapia de 35 frações com plano VMAT no HCPA, entre os anos de 2020 e 2022, que tiveram segmentação manual de estruturas de otimização sobrepostas.

5.4 Coleta e Análise de Dados

Foram reotimizados os planejamentos VMAT de 26 pacientes tratados com radioterapia de cabeça e pescoço no HCPA com a segmentação (*crop*) manual dos alvos de tratamento, sendo realizada, posteriormente, a comparação das estatísticas alcançadas em cada plano, tanto para volumes de tratamento quanto para os órgãos de risco. Os parâmetros de otimização como doses, prioridades e margens para o *body* foram mantidos os mesmos da janela de otimização original. Os objetivos *uppers* e *lowers*, ao utilizar-se a ferramenta, ficam limitados a 1 para cada alvo, sendo o *upper* com volume percentual de 0% e o *lower* de 100%. O contorno dos alvos sobrepostos foi realizado através da utilização da ferramenta *Target Autocrop*, não sendo alterados outros parâmetros dos planos. Os planejamentos originais e os reotimizados foram comparados utilizando os seguintes parâmetros de avaliação da qualidade do planejamento: $D_{98\%}$, $D_{2\%}$, D_{Med} e Índice de Homogeneidade (IH) dos 3 PTVs, D_{med} e D_{max} na medula, tronco cerebral, quiasma, nervos ópticos e lentes, além do número de unidades monitoras. Os dados foram retirados do sistema e alocados no Google Drive ligado ao email institucional dos pesquisadores a partir do seu armazenamento em arquivos do editor de planilhas online Google Sheets.

5.6 Aspectos Éticos

O projeto foi submetido à aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (CAAE 73813023.1.0000.5327). Os

pesquisadores seguiram as orientações da Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde que regulamenta as pesquisas com seres humanos.

6. RESULTADOS

Após o replanejamento dos tratamentos VMAT, todos os 52 planos enquadraram-se nos critérios de qualidade do serviço, atingindo objetivos de dose a partir dos protocolos estabelecidos na instituição. Em relação ao *PSQA*, todos os planos obtiveram aprovação, estando de acordo com o critério γ da instituição. Por recomendação do *TG 218*, os limites de tolerância são de 3%, 2mm e 95%, entretanto, levando em conta a utilização do sistema *Portal Dosimetry* da instituição, os limites de ação incorporados são de 4,5%, 4,5mm e 95%, sendo incluída análise da localização dos pontos de falha a fim de esclarecer se eles se encontram em regiões onde as diferenças de dose são clinicamente relevantes. Os volumes médios dos alvos PTV_ALTO (70 Gy), PTV_INTER (63 Gy) e PTV_BAIXO (56 Gy) para os 26 pacientes foram de, respectivamente, $197,31 \pm 117,95 \text{ cm}^3$, $197,66 \pm 85,68 \text{ cm}^3$ e $122,45 \pm 63,17 \text{ cm}^3$.

O valor médio de UM's para os planos segmentados manualmente foi de $617,31 \pm 98,44$ e para os planos em que foi utilizado o *autocrop* foi de $594,42 \pm 80,07$, o que configura uma diminuição média global de 3,71% nos planos realizados com *autocrop*.

Os valores médios e os desvios padrões retirados dos *DVH's* dos planos originais (segmentados manualmente) e dos planos segmentados de forma automática foram coletados e dispostos nas tabelas 1, 2 e 3, sendo separadas pelos volumes PTV_ALTO (70 Gy), PTV_INTER (63 Gy) e PTV_BAIXO (56 Gy), respectivamente.

Tabela 1. Valores médios das métricas dos planos com *crop* manual e *autocrop* para o volume PTV_ALTO.

PTV_ALTO (70 Gy)				
	<i>Crop</i> manual		<i>Autocrop</i>	
Métrica	Média (Gy)	DP	Média (Gy)	DP
D _{98%}	64,37	± 6,05	64,76	± 4,54
D _{2%}	74,47	± 1,15	74,01	± 1,13
D _{Méd}	71,86	± 1,00	71,20	± 0,82
IH	0,14	± 0,08	0,12	± 0,07

Tabela 2. Valores médios das métricas dos planos com *crop* manual e *autocrop* para o volume PTV_INTER.

PTV_INTER (63 Gy)				
	<i>Crop</i> manual		<i>Autocrop</i>	
Métrica	Média (Gy)	DP	Média (Gy)	DP
D _{98%}	60,64	± 3,27	59,97	± 2,90
D _{2%}	73,30	± 1,42	72,59	± 0,83
D _{Méd}	67,41	± 2,32	67,32	± 1,72
IH	0,192	± 0,05	0,18	± 0,05

Tabela 3. Valores médios das métricas dos planos com *crop* manual e *autocrop* para o volume PTV_BAIXO.

PTV_BAIXO (56 Gy)				
	<i>Crop</i> manual		<i>Autocrop</i>	
Métrica	Média (Gy)	DP	Média (Gy)	DP
$D_{98\%}$	53,60	$\pm 4,97$	54,30	$\pm 3,55$
$D_{2\%}$	66,08	$\pm 2,62$	66,24	$\pm 3,14$
$D_{Méd}$	59,32	$\pm 2,46$	60,06	$\pm 2,32$
IH	0,21	$\pm 0,09$	0,20	$\pm 0,08$

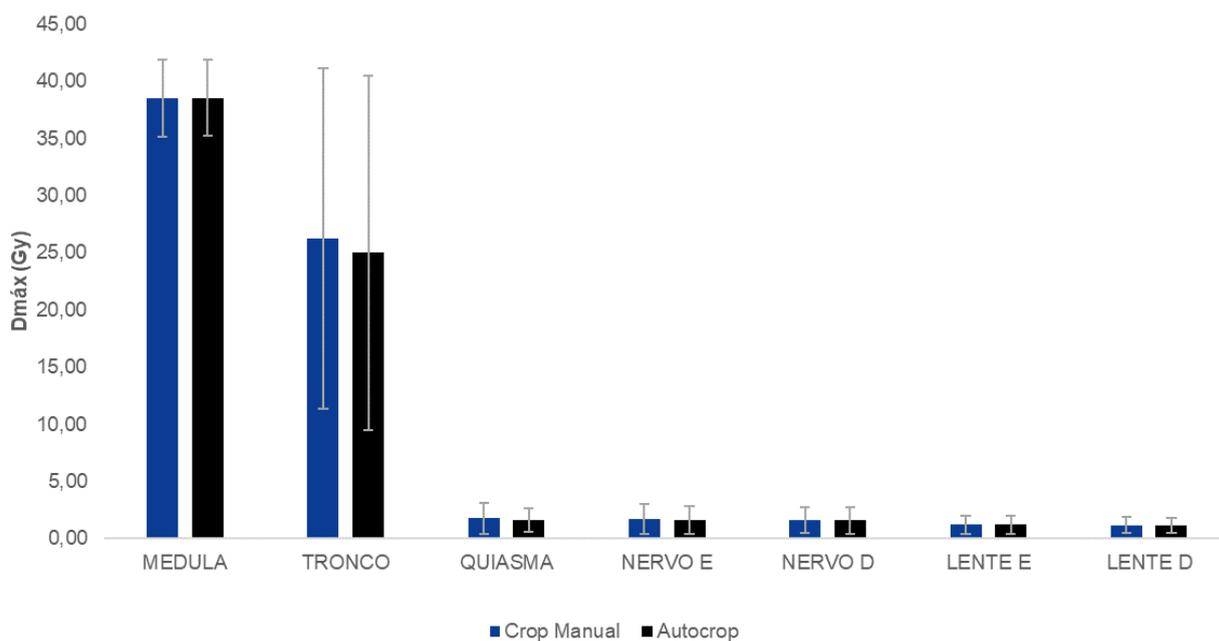
Os valores de $D_{Máx}$ e $D_{Méd}$ encontrados para os OARs dos planos cropados manualmente e utilizando a ferramenta estão dispostos na tabela 4.

Tabela 4. Valores máximos e médios dos OARs para os planos originais cropados manualmente.

	<i>Crop</i> manual				<i>Autocrop</i>			
OAR	$D_{Máx}$ (Gy)	DP	$D_{Méd}$ (Gy)	DP	$D_{Máx}$ (Gy)	DP	$D_{Méd}$ (Gy)	DP
Medula	38,49	$\pm 3,37$	20,98	$\pm 5,13$	38,55	$\pm 3,34$	20,67	$\pm 4,70$
Tronco	26,24	$\pm 14,89$	6,33	$\pm 5,43$	25,01	$\pm 15,47$	7,35	$\pm 8,36$
Quiasma	1,78	$\pm 1,39$	1,59	$\pm 1,13$	1,65	$\pm 1,04$	1,49	$\pm 0,91$
Nervo Óptico E	1,69	$\pm 1,31$	1,39	$\pm 0,95$	1,62	$\pm 1,23$	1,35	$\pm 0,94$
Nervo Óptico D	1,63	$\pm 1,12$	1,36	$\pm 0,88$	1,60	$\pm 1,14$	1,33	$\pm 0,86$
Lente E	1,23	$\pm 0,80$	1,08	$\pm 0,64$	1,21	$\pm 0,83$	1,06	$\pm 0,66$
Lente D	1,20	$\pm 0,70$	1,04	$\pm 0,56$	1,16	$\pm 0,66$	1,01	$\pm 0,54$

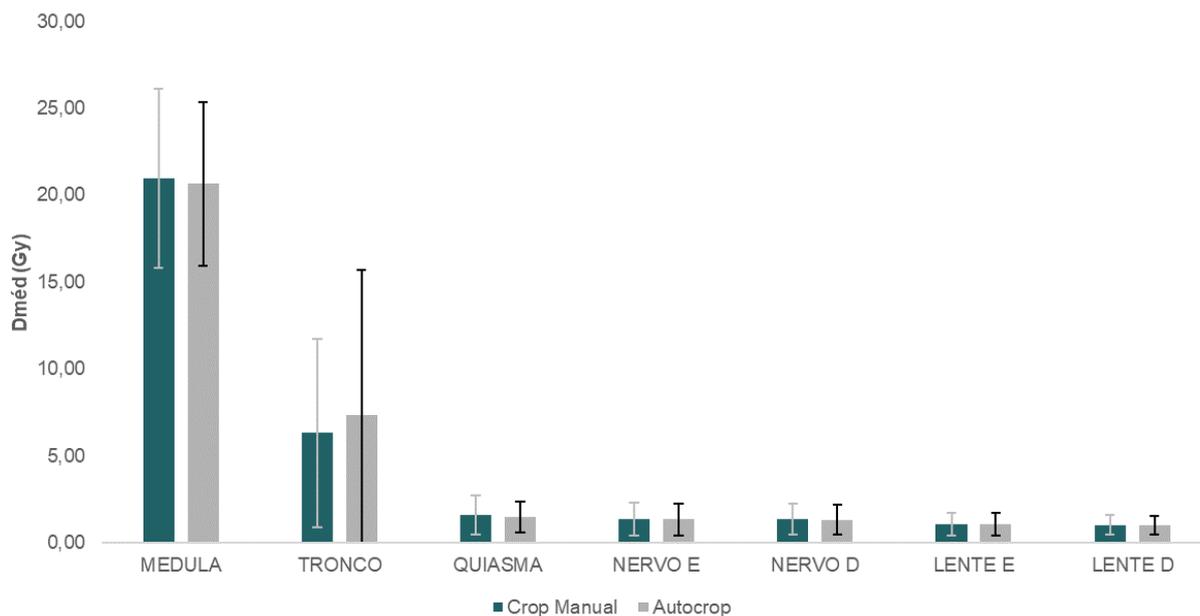
As figuras 8 e 9 mostram os resultados encontrados para os valores de $D_{M\acute{a}x}$ e $D_{M\acute{e}d}$, respectivamente, dos OARs analisados, tendo seu desvio padrão destacado. Os valores encontrados não evidenciam diferenças significativas entre os planos originais e os reotimizados.

Figura 8: Gráfico comparativo dos valores de $D_{M\acute{a}x}$ para os OAR's.



Fonte: Autor, 2023

Figura 9: Gráfico comparativo dos valores de $D_{Méd}$ para os OARs.



Fonte: Autor, 2023

7. DISCUSSÃO

O planejamento de cabeça e pescoço é um dos mais comuns e complexos em serviços de radioterapia, demandando segmentação dos diferentes alvos para sua melhor cobertura. O uso dos *crops* manuais torna o planejamento um processo mais dependente de seu operador, além de produzir uma maior variedade de resultados. O uso de uma ferramenta computacional, além de padronizar o processo, agiliza-o, podendo aumentar a eficiência do setor em termos de volume de pacientes tratados. Por se tratar de um recurso lançado em 2019 (atualização 15.5 do TPS *Varian Eclipse*) um melhor entendimento de seu funcionamento se faz necessário, sendo importante sua validação para implementação nas rotinas e protocolos clínicos internos.

No que tange aos testes de controle de qualidade, todos os planos com *crop* manual e *autocrop* obtiveram aprovação nos critérios estabelecidos pela instituição, demonstrando sua capacidade de execução pelo equipamento utilizado. Foi apresentada uma grande variação nos volumes de tratamento, tendo em vista os

diferentes diagnósticos, como orofaringe, cavidade oral, tireoide, nasofaringe e parótidas. O maior desvio padrão foi o do volume do PTV_ALTO (70 Gy), sendo de $\pm 117,95 \text{ cm}^3$. Isso demonstra que 66% das amostras variaram 59,77%, o que está de acordo com o esperado, pois é esse PTV que dá as margens de posicionamento para a região de alto risco, que se configura como o volume mais variável por se tratar do tumor primário.

Em relação às unidades monitoras, a diminuição de 3,71% nos planos com *autocrop* vai ao encontro dos dados encontrados por Xiaojuan e colaboradores (2021), que observaram uma queda ainda mais brusca de 12,9% para planos de IMRT. Não houve utilização da ferramenta *MU Objective* em nenhum dos planos otimizados. Reduzir UM's pode potencialmente levar a menos dose de radiação transmitida através do MLC, além de promover uma diminuição significativa na carga de trabalho do acelerador, portanto, aumentando sua vida útil. Em adição, o menor tempo de tratamento amplia a produtividade da máquina, sendo também favorável para os pacientes por produzir movimento intrafração reduzido e aumento de seu conforto, especialmente para aqueles que não conseguem permanecer estáveis na mesa de tratamento por muito tempo. Do ponto de vista computacional, essa diminuição nas UM's ocorre pois as estruturas do volume alvo da radioterapia de cabeça e pescoço são complexas, tendo pelo menos de dois a três volumes sobrepostos. Quando os físicos identificam manualmente a divisão e a separação dessas áreas e fornecem objetivos de otimização, seu conhecimento e experiência pessoal têm grande influência. Se esse *setup* de planejamento é considerado impróprio e os objetivos de otimização não são adequados, isso aumentará a dificuldade de otimização do plano de radioterapia. O TPS resolve esse problema aumentando o número de pequenos segmentos de área de modo a aumentar o número de UM como um todo. Com a adoção da nova ferramenta, tal problema pode não ser encontrado.

A cobertura dos volumes alvo apresentou semelhança entre os planos com *crop* manual e utilizando a ferramenta. A maior diferença percentual entre os valores médios foi de 1,3% no $D_{98\%}$ do PTV_BAIXO (56 Gy), demonstrando que, dosimetricamente, os planos se equiparam. Em relação ao desvio padrão, apenas no $D_{2\%}$ do PTV_BAIXO (56 Gy) foi observado um valor maior nos planos com *autocrop* em relação à segmentação manual, sendo de $\pm 3,14$ e $\pm 2,62$,

respectivamente. Nos demais volumes, o valor do desvio evidenciou-se ligeiramente menor, o que demonstra que a ferramenta pode produzir distribuições mais uniformes e padronizadas, justamente por automatizar o processo de corte das estruturas. Os índices de homogeneidade tiveram valores muito próximos nos dois modelos de segmentação, com pouca ou nenhuma diferença nos valores de desvio padrão entre eles.

Dos órgãos de risco analisados, nota-se que os valores para medula óssea tiveram pequena diferença estatística, com destaque apenas para a breve diminuição no desvio padrão da dose média, de $\pm 5,13$ no crop manual para $\pm 4,70$ com o *autocrop*. Essa tendência seguiu para os outros OARs, com exceção do tronco encefálico, que obteve diminuição considerável de 4,91% no $D_{Máx}$ e aumento de 16,11% em $D_{Méd}$ nos planos com *autocrop*. Além disso, no tronco, foram constatados valores altos de desvio padrão para ambas as formas de segmentação, representando um coeficiente de variação na $D_{Máx}$ de 56,74% e na $D_{Méd}$ de 85,78% para *crop* manual. Já no *autocrop*, o coeficiente de $D_{Máx}$ foi de 61,85% e na $D_{Méd}$ de 113%. Isso deve-se muito pela variação nas localizações dos tumores primários, tendo em vista que o tronco está em uma posição anatômica central; logo, os valores de espalhamento de dose sofrem grande influência de deslocamentos de alguns centímetros das regiões de alto risco, o que não ocorre em órgãos como as lentes, que por estarem em uma região mais periférica para esses tipos de tratamentos, variam menos em seus valores de dose.

8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A função de segmentação automática *Target Autocrop* foi avaliada com o intuito de considerar se, dosimetricamente, conseguiria produzir planos de tratamento com coberturas aceitáveis e doses espalhadas otimizadas aos órgãos de risco. Após a análise da cobertura mostrar uma diferença de no máximo 1,3% entre as métricas, bem como índices de homogeneidade e OARs com estatísticas semelhantes, sua utilização pode não só garantir a qualidade e precisão de entrega do plano de radioterapia, mas também torna a operação mais simples, melhora a eficiência do tratamento, reduz a intervenção do planejador e o desgaste da

máquina. Tem capacidade de tornar-se uma ferramenta importante em serviços, principalmente àqueles com grande fluxo de pacientes, em que a otimização do tempo faz-se essencial. Novos estudos contemplando diferentes sítios de tratamento, outros algoritmos de cálculo e agregando ferramentas à segmentação automática na otimização podem ser realizadas a fim de tornar o entendimento do *autocrop* ainda mais robusto.

Os planos reotimizados respeitaram as prioridades e pesos dos planos originais, logo, se passassem por mais otimizações, os resultados alcançados poderiam atingir indicadores ainda melhores. Todavia, a considerar as variações do posicionamento dos tumores, os desvios encontrados estão dentro do esperado. Portanto, é possível inferir que a análise da ferramenta se faz necessária para aprimorar e difundir seu uso.

9. REFERÊNCIAS

ALVAREZ-MORET, J. *et al.* *Evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT) with Oncentra MasterPlan® for the treatment of head and neck cancer.* **Radiation Oncology**, 5, 110, Novembro, 2010.

DISCHE S. *et al.* *Precision in reporting the dose given in a course of radiotherapy.* **Radiotherapy and Oncology**, 29, 287-293, Dezembro, 1993.

GOMEZ-MILLAN *et al.* *Potential advantages of volumetric arc therapy in head and neck cancer.* **Head & Neck**, Nova Iorque, 37, 909-914, Março, 2014.

CLARK, Grant M. *et al.* *Plan quality and treatment planning technique for single isocenter cranial radiosurgery with volumetric modulated arc therapy.* **Practical radiation oncology**, v. 2, n. 4, p. 306-313, 2012.

ICRU 50 R5. **Prescribing, recording and reporting beam therapy.** Journal of the ICRU, 1993.

ICRU 62 R6. **Prescribing, recording and reporting beam therapy (Supplement to ICRU Report 50).** Journal of the ICRU, 1999.

ICRU 83. **Prescribing, Recording, and Reporting Intensity-Modulated Photon-Beam Therapy (IMRT).** Journal of the ICRU, 2010.

INCA. Tratamento do câncer. **INCA**, 2022. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tratamento/radioterapia>. Acesso em: 21 set. 2022.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **The physics of radiation therapy**. 5. Ed. Philadelphia, USA: Wolters Kluwer, 2014, 584 p.

KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P.; SPERDUTO, P. W. **Treatment planning in radiation oncology**. 4 Ed. Philadelphia, USA: Wolters Kluwer, 2016, 662 p.

LI Y. et al. *Dosimetric comparison between IMRT and VMAT in irradiation for peripheral and central lung cancer*. **Oncology Letters**, 15, 3735–3745, Janeiro, 2018. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2014.

NHS. Overview: Radioterapia. **NHS**, 2020. Disponível em: <https://www.nhs.uk/conditions/radiotherapy/>. Acesso em: 21 set. 2022.

PODGORSK, E. B. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students**. Viena: Medical Physics, 2005.

XIAOJUAN, Duan et al. *Evaluation of Target Autocrop Function in Nasopharyngeal Carcinoma SIB IMRT Plan*. **Physical and Engineering Sciences in Medicine**, 45, 97-105, Novembro, 2021.

VARIAN. Varian Medical Systems Delivers 2000th Eclipse®; *Radiotherapy Treatment Planning System To Vanderbilt University*. **VARIAN**, 2004. Disponível em: <https://www.varian.com/about-varian/newsroom/press-releases/varian-medical-systems-delivers-2000th-eclipse.m>. Acesso em: 26 set. 2023.

VARIAN. **Varian Medical Systems Eclipse™**. Versão 15.6.06. 2017. software.

COMMANDEUR, Frédéric et al. *MRI to CT prostate registration for improved targeting in cancer external beam radiotherapy*. **IEEE journal of biomedical and health informatics**, v. 21, n. 4, p. 1015-1026, 2016.

GENSHEIMER, Michael F.; LE, Quynh-Thu. *Adaptive radiotherapy for head and neck cancer: are we ready to put it into routine clinical practice?*. **Oral oncology**, v. 86, p. 19-24, 2018.

HALPERIN, Edward C. et al. **Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology**. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.

SINGH, Gaganpreet et al. *Dosimetric analysis of cervical cancer stage IIB patients treated with volumetric modulated arc therapy using plan uncertainty parameters module of Varian Eclipse treatment planning system*. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 7, n. 3, p. 035015, 2021.

HERNANDEZ, Victor et al. *What is plan quality in radiotherapy? The importance of evaluating dose metrics, complexity, and robustness of treatment plans*. **Radiotherapy and Oncology**, 2020.

TIMMERMAN R, et al. *Excessive toxicity when treating central tumors in a phase II study of stereotactic body radiation therapy for medically inoperable early-stage lung cancer*. **J Clin Oncol**.24(30): 4833-9, 2006.

LIU, Wei et al. *Robustness quantification methods comparison in volumetric modulated arc therapy to treat head and neck cancer*. **Practical radiation oncology**, v. 6, n. 6, p. e269-e275, 2016.

MOHANDASS, P. et al. *Validation of a software upgrade in a monte carlo treatment planning system by comparison of plans in different versions*. **Journal of medical physics**, v. 43, n. 2, p. 93, 2018.

PADDICK, Ian; LIPPITZ, Bodo. *A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index*. **Journal of neurosurgery**, v. 105, n. Supplement, p. 194-201, 2006.