

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"Júlio de Mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU

Análise da Experiência de Estágio no Setor de Radioterapia do
GRAACC

MARIANA COSTA DE MELLO

ANDRE GONÇALVES PROSPERO

ALLAN FELIPE FATTORI ALVES

FERNANDA BELLETTI

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado
ao Instituto de Biociências, Campus de
Botucatu, UNESP, para obtenção de Bacharel
em Física Médica.

BOTUCATU – SP

2024

Mariana Costa De Mello

Análise da Experiência de Estágio no Setor de Radioterapia do GRAACC

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Biociências – Câmpus de Botucatu da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do grau de Bacharelado em Física Médica

Orientador(a): Andre Gonçalves Prospero

Coorientador(a): Fernanda Belletti

Supervisor(a): Allan Felipe Fattori Alves

Botucatu - SP
2024

MARIANA COSTA DE MELLO

ANÁLISE DA EXPERIÊNCIA DE ESTÁGIO NO SETOR DE RADIOTERAPIA DO GRAACC

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Biociências – Câmpus de Botucatu da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do grau de Bacharelado em Física Médica

Botucatu, 12 de julho de 2024.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Allan Felipe Fattori Alves (supervisor)

Prof. Roberto Morato Fernandez

Prof. Joel Mesa Hormaza

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÊC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Mello, Mariana Costa de.

Análise da experiência de estágio no setor de radioterapia do GRAACC / Mariana Costa de Mello. - Botucatu, 2024

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Instituto de Biociências, Botucatu

Orientador: Allan Felipe Fattori

Alves Coorientador: Andre Gongalves

Prospero Coorientador: Fernanda

Belletti

Capes: 90194000

1. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. 2. Radioterapia.
3. Centros de saúde. 4. Tomografia. 5. Tumor de Wilms.

Palavras-chave: CBCT; GRAACC; Radioterapia; Tomografia; Tumor de Wilms.

AGRADECIMENTOS

À minha família e amigos, por sempre acreditarem em mim, me encorajarem a sempre ser uma pessoa melhor e correr atrás dos meus sonhos.

Ao GRAACC e todos os seus profissionais por em 2016 terem me curado de um câncer e me apresentado a área a qual quero seguir hoje.

À Fernanda Belletti, física médica do GRAACC, que curiosamente foi a física médica que aprovou o meu plano de radioterapia e hoje me proporcionou aprender muito em uma ótima instituição.

Ao André Próspero, físico médico da RTCON e orientador do estágio, pelo tempo e paciência que dedicou à mim durante a elaboração deste trabalho.

À RTCON por me aceitarem como estagiária, mesmo nunca tendo tido uma estagiária de física médica por tanto tempo na instituição, e por me oferecerem a oportunidade de aprender muito na minha área com profissionais incríveis.

À UNESP por todas as oportunidades que me proporcionou durante minha jornada acadêmica e a todos os professores que compartilharam seus conhecimentos.

Ao Allan Felipe, supervisor do projeto, por ter aceitado e possibilitado o meu estágio em uma instituição fora da UNESP.

Lista de Siglas

GRAACC	Grupo de Apoio ao Adolescente e Crianças com Câncer
TC	Tomografia Computadorizada
CQ	Controle de Qualidade
3D-CRT	Radioterapia Conformacional Tridimensional
IMRT	Radioterapia com Intensidade Modulada
VMAT	Técnica de Arcoterapia Volumétrica Modulada
SBRT	Radioterapia Estereotáxica Corporal
PSQA	Controle de Qualidade Paciente-Específico
PTV	Volume Alvo do Tratamento
MRI	Ressonância Magnética
PET-CT	Tomografia por Emissão de Pósitrons
DVH	Histograma Dose-Volume
MLC	Colimador com Múltiplas Lâminas
OAR	Órgãos de Risco
TLI	Irradiação Total dos Linfonodos
CNS	Sistema Nervoso Central
AAPM	Associação Americana de Físicos na Medicina
QA	Garantia de Qualidade
CBCT	Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
DFS	Distância Foco-Superfície
SSD	Distância Fonte-Detector
UM	Unidade Monitora
TPR	Razão Fantoma-Tecido
M	Média
SD	Desvio Padrão

LDPE	Poliestireno de Baixa Densidade
HU	Unidades de Hounsfield
PDP	Porcentagem de Dose Profunda
SAD	Distância da Fonte ao Eixo
DD	Diferença de Dose
DTA	Distância para Concordância
GPR	Taxa de Aprovação Gama
TW	Tumor de Wilms
SIOP	Sociedade Internacional de Oncologia Pediátrica
RH	Registro Hospitalar
V95	Volume que recebe 95% da dose
D95	Dose que 95% do volume recebe
D2	Dose que 2% do volume recebe
D98	Dose que 98% do volume recebe
D50	Dose que 50% do volume recebe
V12	Volume que recebe 12% da dose
Dmed	Dose Média

RESUMO

Este trabalho apresenta uma análise abrangente da experiência de estágio no setor de radioterapia do GRAACC , focando nas metodologias e tecnologias utilizadas no tratamento de pacientes pediátricos. Foram acompanhados os procedimentos utilizando as técnicas de 3D, VMAT e IMRT e os controles de qualidades necessários para os tratamentos, bem como os controles de qualidade mensais e diários do acelerador linear. Além do estágio observacional foi realizado um estudo envolvendo Tumor de Wilms (TW). O TW é o câncer renal mais comum em crianças, geralmente diagnosticado antes dos cinco anos. Alterações anatômicas durante o tratamento, como variações nas condições do trato digestivo, podem criar diferenças entre a distribuição de dose planejada no sistema de planejamento e a entregue no momento do tratamento. Sendo assim, o estudo desenvolvido teve como objetivo a comparação da distribuição de dose determinada no planejamento do tratamento, utilizando a tomografia computadorizada de simulação, e a distribuição de dose calculada no momento da entrega de dose no paciente, utilizando a tomografia computadorizada de feixe cônico. O resultado mais significativo foi em relação ao V95 que se mostrou inversamente proporcional ao volume das estruturas de ar.

Palavras-chave: GRAACC; radioterapia; Tumor de Wilms; CBCT; tomografia.

SUMMARY

This paper presents a comprehensive analysis of the internship experience in the radiotherapy department of GRAACC, focusing on the methodologies and technologies used in the treatment of pediatric patients. The procedures using 3D, VMAT, and IMRT techniques and the necessary quality controls for treatments, as well as the monthly and daily quality controls of the linear accelerator, were observed. In addition to the observational internship, a study involving Wilms Tumor (WT) was conducted. WT is the most common kidney cancer in children, usually diagnosed before the age of five. Anatomical changes during treatment, such as variations in digestive tract conditions, can create differences between the dose distribution planned in the planning system and the dose delivered at the time of treatment. Therefore, the study aimed to compare the dose distribution determined in the treatment planning, using simulation computed tomography, with the dose distribution calculated at the time of dose delivery to the patient, using cone-beam computed tomography. The most significant result was V95, which was inversely proportional to the volume of air structures.

Keywords: GRAACC; radiotherapy; Wilms Tumor; CBCT; tomography.

SUMÁRIO

1.	Simulação.....	10
2.	Planejamento.....	11
2.1.	3D-CRT.....	12
2.2.	IMRT/VMAT.....	13
3.	Controle de Qualidade do Acelerador Linear.....	13
3.1.	Diário	14
3.2.	Mensal	14
4.	QA paciente específico	17
5.	Diferenças dosimétricas devido à abdômen distendido para pacientes com tumor de wilms - Resultados prévios.....	18
5.1.	Introdução	18
5.2.	Metodologia	18
5.3.	Resultados e Discussão	19
5.4.	Conclusão	23
6.	Referências.....	23

1. SIMULAÇÃO

Os simuladores são dispositivos de radiodiagnóstico projetados para reproduzir as instalações de tratamento de radioterapia, com o objetivo de garantir a precisão do planejamento terapêutico [1]. No contexto do GRAACC (Grupo de Apoio ao Adolescente e à Criança com Câncer), é empregado um tomógrafo-simulador, um tipo de tomógrafo comumente utilizado para procedimentos de imagem médica, mas que pode ser adaptado para simulações de tratamento radioterápico. O centro de diagnóstico por imagem conta com uma máquina de Tomografia Computadorizada (TC) Multi Slice de 64 canais, assim como mostrado na Figura 1. O scanner de TC refere-se a um sistema responsável por realizar a varredura simultânea de várias fatias em diferentes localizações ao longo do eixo longitudinal. Isto é possível, pois ele possui um conjunto de detectores de múltiplas fileiras, em oposição a um conjunto de detectores de uma única fileira [2].



Figura 1. Tomografia Computadorizada Multi Slice de 64 canais do GRAACC. Fonte:[3]

Tendo em vista que a mesa do tomógrafo para radiodiagnóstico possui um formato distinto da mesa padrão utilizada em radioterapia, requer-se a utilização de uma mesa plana para a realização dessas simulações de tratamento. Durante a execução do procedimento, são empregados diversos acessórios de imobilização, tais como máscara termoplásticas, Vac-fix, apoio de cabeça, apoio de pés e apoio de joelhos. Esses acessórios são fundamentais para garantir um posicionamento preciso e estável do paciente durante o tratamento radioterápico [1]. Devido à natureza predominantemente pediátrica do GRAACC, é observada uma menor incidência de tumores nas regiões da próstata e da mama, que são mais comuns em adultos. Portanto, não se faz necessária a implementação de acessórios como a rampa mamária nesta instituição.

Para facilitar o posicionamento e localização do isocentro do paciente, são instalados três lasers na sala de tratamento. Dois desses lasers são posicionados lateralmente ao paciente no plano coronal, enquanto o terceiro é posicionado no plano sagital, convergindo para o isocentro do paciente. Em casos em que a máscara de imobilização é utilizada, são empregados marcadores radiopacos adicionais para auxiliar no posicionamento preciso do paciente. Eles fornecem indicações que ajudam a equipe médica e os físicos médicos a ajustar a posição do paciente conforme necessário, utilizando suas posições como (0,0,0) para posterior deslocamento vetorial. Adicionalmente, em tratamentos que envolvem regiões abdominais ou pélvicas, são feitos traços no corpo do paciente e no vac-fix para auxiliar no posicionamento durante o tratamento. Esses traços servem como referência visual para garantir a consistência no posicionamento do paciente em cada sessão de tratamento.

Além de utilizar a tomografia tradicional de simulação para radioterapia, o hospital emprega também a tomografia 4D, que consiste em uma técnica capaz de mapear o movimento do tumor durante o ciclo respiratório do paciente. A tomografia 4D permite um planejamento mais preciso do tratamento, especialmente em áreas como tórax e abdômen, onde a movimentação pode afetar a precisão da entrega de dose. Apesar das vantagens, a técnica 4D exige mais tempo de reconstrução e

requer que o paciente mantenha um ciclo respiratório regular para evitar erros.[4] Outra tecnologia que o tomógrafo possui é o que chamamos de O-MAR, utilizado para minimizar os efeitos causados por objetos metálicos nos dados da imagem. Isso resulta em uma visualização aprimorada das estruturas anatômicas em áreas do corpo onde há presença de implantes metálicos. [5]

A instituição opera com um Sistema de Gerenciamento MOSAIQ e um Sistema de Planejamento Monaco. Após a etapa de simulação, as imagens são importadas para o sistema de planejamento. Adicionalmente, fotografias são capturadas por uma câmera fotográfica e subsequentemente integradas ao sistema de gerenciamento para ajudar os técnicos no posicionamento no dia do tratamento. O fluxo operacional na instituição envolve diversas etapas essenciais, assim como mostrado na Figura 2: inicialmente, há a simulação do tratamento, seguida pelo delineamento dos órgãos de risco pelo dosimetrista e das estruturas alvo pelo radioterapeuta responsável. O planejamento é então realizado pelo físico médico, seguido pela conferência e aprovação do plano em conjunto com o radioterapeuta. Quando necessário, é realizado o controle de qualidade (CQ). Após a preparação do tratamento, o físico realiza uma última conferência antes da liberação final.



Figura 2. Fluxograma do Processo de Tratamento Radioterápico no GRAACC. Fonte: Próprio Autor.

2. PLANEJAMENTO

O GRAACC emprega tanto procedimentos utilizando a técnica de radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT), radioterapia com intensidade modulada (IMRT), técnica de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) e procedimento de radioterapia estereotáxica corporal (SBRT). Em determinadas situações, a técnica tridimensional se mostra mais apropriada, dado que dispensa a realização de Controle de Qualidade Paciente-Específico (PSQA - do inglês *Patient Specific Quality Assurance*), porém, em outros casos, a utilização do VMAT se revela mais vantajosa para assegurar uma maior preservação dos órgãos de risco adjacentes ao Volume Alvo de Tratamento (PTV - do inglês *Planning Target Volume*).

O hospital possui computadores equipados com Sistema de Planejamento Monaco (Elekta *Medical Systems* - Comércio e Serviços para Radioterapia Ltda) que consiste em um sistema projetado para realizar delineamentos e planejamentos de tratamentos radioterápicos para várias técnicas, assim como 3D-CRT, IMRT e VMAT. Através dele é possível integrar imagens de várias fontes, como TC, ressonância magnética (MRI - do inglês *Magnetic Resonance Imaging*) e tomografia por emissão de pósitrons (PET-CT - do inglês *Positron Emission Tomography*), para delinear com precisão as áreas a serem tratadas. Este software utiliza o algoritmo Monte de Carlo para cálculos precisos de dose de radiação administrada aos pacientes. O Monaco oferece ferramentas para otimização de planos de tratamento, possibilitando ajustes na distribuição de dose para atender a critérios e restrições específicas. A interface permite ainda a visualização em 3D das estruturas anatômicas e da distribuição de dose. Além disso, é possível gerar histogramas Dose-Volume (DVH - do inglês *Dose-Volume Histogram*) e relatórios que são utilizados para avaliar e verificar os planos de tratamento, garantindo que a dose prescrita seja entregue conforme planejado e protegendo os tecidos saudáveis.[6] É possível ter uma melhor visualização sobre o software e suas ferramentas através da Figura 3 que mostra um planejamento 3D e um planejamento VMAT, respectivamente. As figuras apresentam cortes axiais, sagitais e coronais, além do DVH e as estruturas delineadas em 3D.

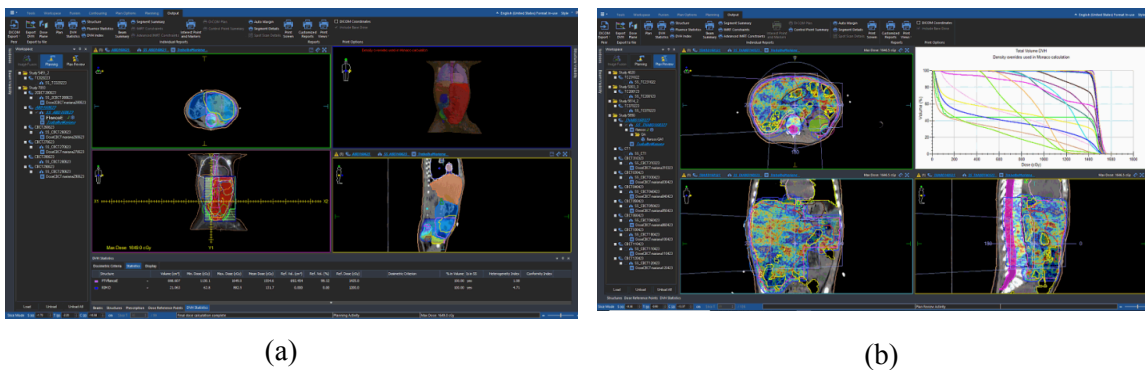


Figura 3: (a) Planejamento utilizando a técnica 3D-CRT no software do Monaco da Elekta. (b) Planejamento utilizando a técnica VMAT no software do Monaco da Elekta.

Durante os meses de março, abril e maio foram realizados 18 procedimentos utilizando a técnica 3D-CRT e 22 procedimentos utilizando a técnica VMAT.

2.1. 3D-CRT

A técnica 3D-CRT envolve a visualização tridimensional do tumor e a capacidade do acelerador linear de moldar o feixe de radiação de forma geométrica para se ajustar ao PTV, esse método viabiliza aos médicos a administração da dose máxima de radiação diretamente ao tumor, minimizando a exposição do tecido saudável circundante [7]. Durante a determinação do PTV e a distribuição de campos de radiação de tratamento, o radio-oncologista e o físico médico consideram a histologia tumoral, a homogeneidade da distribuição de dose, restrições de dose para órgãos adjacentes de risco, além de evitar regiões com doses excessivas (*hot spots*) ou insuficientes (*cold spots*). A radioterapia conformacional emprega campos co-planares e estáticos, com o uso de colimador composto por múltiplas lâminas (MLC - do inglês *Multileaf Colimator*) ou blocos para conformar o feixe ao PTV. Os DVHs fornecem informações necessárias para um melhor planejamento, apesar de não fornecerem detalhes sobre a distribuição específica da dose nos órgãos. A 3DCRT pode envolver o uso de feixes mistos de fótons e elétrons, com possíveis modificações utilizando bólus, filtros, compensadores, MLC e blocos de proteção [8].

Para o planejamento utilizando a técnica 3D, no GRAACC, o processo inicia-se com o dosimetrista delineando os órgãos de risco (OARs - do inglês *Organs At Risk*) e o contorno do corpo do paciente. Em seguida, o médico radioterapeuta realiza o delineamento do alvo do tratamento e prescreve a dose adequada. O físico médico, então, insere os campos de radiação e avalia os limites de dose estabelecidos para os OARs. Além disso, verifica se há presença de regiões quentes ou regiões frias no plano, podendo ajustar esses parâmetros por meio da inclusão de campos adicionais ou subcampos.

Ainda no contexto da radioterapia 3D-CRT, para o tratamento do neuroeixo, quando há a superposição de altas doses em determinadas áreas de tratamento é implementado o conceito de *moving gap*. Esta técnica, através do ajuste dos campos de radiação em diferentes sessões de tratamento, procura assegurar uma cobertura uniforme da dose ao longo de uma área extensa, neste caso o cérebro e a medula espinhal. Além disso, ajustando a posição dos campos entre as sessões, é possível diminuir a dose acumulada nos tecidos saudáveis adjacentes, reduzindo o risco de efeitos colaterais a longo prazo [9].

No decorrer dos meses de março, abril e maio foram realizados planejamentos e tratamentos de neuroeixo, abdômen e tórax, abdômen total, cabeça e pescoço em conjunto com tórax, irradiação total dos linfonodos (TLI - do inglês *Total Lymphoid Irradiation*) e sistema nervoso central (CNS - do

inglês Central Nervous System), utilizando a técnica de 3DCRT. Entretanto, dependendo das características específicas de cada caso, esses tratamentos também podem ser conduzidos utilizando outras técnicas disponíveis.

2.2 IMRT/VMAT

A IMRT é um método de radioterapia tridimensional que utiliza a movimentação dos MLCs para ajustar a intensidade do feixe de radiação. Este procedimento permite um maior gradiente entre a dose administrada ao PTV e a dose recebida pelos OARs, possibilitando a elevação da dose de tratamento no alvo sem aumentar os efeitos colaterais nos tecidos saudáveis. Adicionalmente, a IMRT permite a conformação precisa da dose em volumes de formas complexas, incluindo os côncavos, e possibilita a administração simultânea de um reforço de dose (*boost*) [8].

Atualmente, a técnica mais avançada disponível para tratamento com feixe de fótons é a VMAT. Ela consiste em administrar a dose de radiação enquanto o cabeçote do acelerador linear gira em torno do paciente em um ou mais arcos. Durante esse processo, vários parâmetros podem ser ajustados, incluindo a abertura dos MLCs, a taxa de dose e a velocidade de rotação do gantry. A principal vantagem da VMAT é a redução significativa do tempo de tratamento, o que resulta em menor desconforto para o paciente e minimiza o movimento intrafração. Contudo, à medida que a técnica se torna mais complexa, torna-se também necessário um CQ mais rigoroso [10].

Ambas as técnicas utilizam planejamento denominado planejamento inverso, que possui essa nomenclatura pelo fato da definição das doses desejadas preceder a etapa de otimização. A otimização envolve o ajuste de uma função específica para alcançar os objetivos de dose estabelecidos e é realizada por algoritmos próprios de cada técnica, que variam conforme o fabricante do sistema de planejamento.

O processo de planejamento para IMRT e para VMAT envolve várias etapas essenciais. Primeiramente, são definidos os campos que serão usados para o tratamento. Em seguida, ocorre a otimização das fluências, ajustando os valores de dose para o PTV e OARs. Finalmente, é realizado o cálculo da dose final. [11].

Ao longo dos meses de março, abril e maio foram realizados planejamentos e tratamentos de TLI, abdômen total, CNS, cabeça e pescoço, pelve, cabeça e pescoço em conjunto com tórax usando a técnica de VMAT.

3. CONTROLE DE QUALIDADE DO ACELERADOR LINEAR

Segundo o relatório do grupo de trabalho (TG-142) da Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM - do inglês *American Association of Physicists in Medicine*), é recomendado a formação de uma equipe de Garantia de Qualidade (QA - do inglês *Quality Assurance*) responsável por elaborar as políticas e procedimentos necessários para os CQs do setor de radioterapia. A política deve estabelecer os papéis e responsabilidades dos profissionais envolvidos na QA, além das instruções detalhadas sobre o uso do equipamento, frequência de medição e documentação dos resultados. No caso de suspeita de mau funcionamento do equipamento, devem ser fornecidos métodos alternativos de medição [12]. A gestão da qualidade deve assegurar o controle em todas as fases do tratamento do paciente, com o objetivo de minimizar os riscos globais de desvios. Isso envolve avaliar o ambiente multidisciplinar, implementar e executar procedimentos de física e metrologia da radiação, verificar o desempenho dos equipamentos e garantir a conformidade com os programas de manutenção. Além disso, é essencial estabelecer diretrizes para prescrever e documentar os parâmetros de radioterapia, definir procedimentos de CQ antes e durante o tratamento, e planejar a avaliação dos resultados ao longo de um período de cinco anos. A implementação desse programa deve ocorrer em dois níveis: institucional, com sistemas alinhados aos padrões ISO 9000, e revisão externa independente, que inclui auditorias e verificações. Os procedimentos de controle devem

avaliar a conformidade com o programa de garantia de qualidade e determinar as medidas necessárias para o acompanhamento contínuo [13]. No GRAACC, os CQs são realizados diariamente, mensalmente e anualmente.

3.1. CONTROLE DE QUALIDADE DIÁRIO

Durante as verificações diárias, é essencial garantir a segurança operacional do equipamento. Isso inclui testar o funcionamento do indicador de feixe, verificar os interlocks de colisão e testar os sistemas de vídeo e áudio. Além disso, é importante verificar o funcionamento adequado do sistema de parada de emergência, tanto da porta quanto do controle. Para garantir o funcionamento adequado do acelerador, é necessário monitorar os suprimentos essenciais, todos os valores referências são fornecidos pela Elekta e são específicos para o acelerador Synergy devemos verificar a pressão da água, que deve estar entre 9,0 a 12,0 lbf/in², a temperatura da água, mantida entre 12 a 24°C, e a pressão do gás, que deve estar na faixa de 0,7 a 0,9 bar. Deve-se assegurar que os componentes mecânicos do equipamento estejam operando suavemente, verificando o funcionamento contínuo do gantry, colimador, mesa, portal vision e da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT do inglês, Cone Beam Computed Tomography). Além disso, é necessário calibrar os lasers para garantir precisão (1,0 mm) e verificar a posição do telêmetro, que mede a distância foco-superfície (DFS), deve estar entre 91,2 a 92,1 cm. Os tamanhos dos campos devem ser verificados para campos de 4x4 cm² e 10x10 cm², com variação mínima (3,9 a 4,1 cm² e 9,9 a 10,1 cm², respectivamente). Também é necessário garantir a precisão da régua (desvio máximo de 1,0 mm) e o centro reticulado (1,0 mm). Manter as condições adequadas na sala de tratamento é importante para o conforto do paciente e o funcionamento adequado do equipamento. Isso envolve verificar se a temperatura está entre 18°C e 24°C e se a umidade está na faixa de 40% a 60%. As verificações dosimétricas são realizadas para garantir que as doses administradas sejam iguais as planejadas. Isso inclui usar o verificador de estabilidade e simetria (*SNC-Daily QA*) para fótons e elétrons, observando os sinais de aprovação ou reprovação, verificar o CBCT e garantir a coincidência dos isocentros kV e MV. Isso é feito usando o sistema Quasar e uma planilha específica, observando os resultados indicados.

3.2. CONTROLE DE QUALIDADE MENSAL

O CQ mensal de um setor de radioterapia envolve a realização de testes mecânicos, de imagens e dosimétricos. Os testes mecânicos são fundamentais para garantir o desempenho adequado e segurança do equipamento. Inicialmente, é conferido se as lâmpadas de sinalização, a precisão dos movimentos da máquina, a televisão/ intercomunicador, os lasers da sala, interlocks de porta e os botões de emergência estão funcionando corretamente. Além disso, é checado o estado dos acessórios de tratamento e se as sinalizações de advertência de radiação e as instruções estão visíveis. Para confirmar a precisão do indicador de ângulo do gantry é realizado medições nos ângulos de 0°, 90°, 180° e 270°, dentro de uma tolerância de ±1 grau, procedimento repetido para o colimador, utilizando um nível de bolha para garantir a exatidão dos ângulos.

A exatidão do indicador de distância óptica e a altura da mesa são avaliadas utilizando um pointer calibrado e papel milimetrado, com o gantry e o colimador posicionados a 0° e um campo de 25x25 cm², com uma tolerância de ±1 mm para a distância óptica e ±2 mm para a altura da mesa, com medições feitas para os valores de 90 cm e 100 cm no indicador de DFS. É a conferência do ângulo da mesa em relação ao ângulo real e ao isocentro, com tolerância de ±1°, com as medições nos ângulos de 0°, 45°, 90°, 315° e 270°, anotando-se o desvio entre o valor digital e o mecânico. Para a inspeção do indicador de deslocamento da mesa utiliza-se papel milimetrado, com distância fonte-detector (SSD - do inglês *Source Skin Distance*) de 100 cm, gantry a 0°, colimador a 0° e campo de 25x25 cm², com tolerância de ±2 mm. Os deslocamentos do retículo para $X_1 = 5$ cm, $X_1 = 10$ cm, $X_2 = 5$ cm, $X_2 =$

10 cm, $Y_1 = 5$ cm, $Y_1 = 10$ cm, $Y_2 = 5$ cm e $Y_2 = 10$ cm são medidos, anotando-se os valores iniciais, finais e a variação do deslocamento. O último teste, verificação do eixo de rotação do colimador, é realizado com o mesmo papel milimetrado, SSD e ângulo do gantry, mas com o colimador posicionado a 90° e 270°, com uma tolerância de ± 1 mm. O diâmetro do círculo formado pelo eixo de rotação do colimador é registrado para garantir a conformidade com as especificações.

Já para os testes de imagem temos inicialmente a verificação da constância da qualidade da imagem do Portal Vision, utilizando o fantoma LAS VEGAS. Ele é realizado com uma SSD de 100 cm no fantoma, em um campo de 15x15 cm², utilizando 10 unidades monitoras (UM). Para avaliar a imagem, é necessário aplicar os filtros invert black/white e enhance via display equalisation, com um ajuste de brilho de 45% e contraste de 50,5%. Durante o procedimento, anota-se a quantidade de círculos não visualizáveis no fantoma, permitindo verificar a consistência na capacidade do sistema de capturar detalhes e garantir a qualidade das imagens produzidas para o correto posicionamento do paciente durante os tratamentos de radioterapia.

O segundo teste consiste em verificar a visibilidade em baixo contraste no CBCT. Inicialmente, o fantoma Catphan é alinhado à primeira marcação no sentido Gantry-Mesa. Em seguida, de acordo com o protocolo CQ CAT Contrast (F0 S10 Small) realiza-se a aquisição das imagens no CBCT. Neste teste é utilizada a ferramenta Pixel Value Loc do software CBCT, que permite medir os parâmetros de média (M) e desvio padrão (SD) dos valores de pixels em *inserts* específicos dentro do fantoma Catphan. Os *inserts* de poliestireno, localizados às 7 horas do fantoma, e o poliestireno de baixa densidade (LDPE - do inglês *Low Density Polystyrene*), às 9 horas do fantoma, possuem valores nominais de Unidades de Hounsfield (HU) de -35 e -100, respectivamente. A visibilidade percentual em baixo contraste ($VBC_{\%}$) é uma métrica utilizada para verificar a capacidade do sistema em distinguir materiais de baixo contraste, dentro de uma tolerância aceitável de 4,0%, como mostrado na equação 1.

$$VBC_{\%} = \left[\frac{\frac{CT_{poliestireno} - CT_{LDPE}}{10}}{2 \times \frac{M_{poliestireno} - M_{LDPE}}{SD_{poliestireno} + SD_{LDPE}}} \right] \quad (1)$$

O terceiro teste envolve a verificação da constância da resolução espacial do CBCT. O procedimento começa com o posicionamento do fantoma na segunda marcação, no mesmo sentido Gantry-Mesa. É repetido o mesmo procedimento anterior, utilizando o protocolo CQ CAT Contrast (F0 S10 Small), porém selecionando 3 slices com Slice Averaging. A avaliação consiste em determinar o número de pares de linhas por centímetro visualizados no melhor janelamento possível. A resolução espacial é responsável por identificar a capacidade do sistema CBCT em distinguir detalhes finos e estruturas pequenas. A tolerância estabelecida é de que o número de pares de linhas por centímetro deve ser maior que 8 para garantir uma resolução espacial adequada.

Para o quarto teste, que verifica a acurácia geométrica de imagem do CBCT, o procedimento envolve posicionar o fantoma na terceira marcação no sentido Gantry-Mesa no sistema CBCT. Em seguida, é realizado o CBCT-kV utilizando o protocolo CQ CAT Geometric (F0 S20 Small). Na análise da imagem transversal, utiliza-se a ferramenta régua para medir as escalas vertical e horizontal. Enquanto para imagem sagital, a escala longitudinal é medida com o auxílio da tecla ALT no software do CBCT. A tolerância estabelecida para este teste é de 1,0 mm em relação à referência.

Para o quinto teste, que verifica a uniformidade da imagem do CBCT, é posicionado o fantoma na quarta marcação. Em seguida, realiza-se o CBCT-kV utilizando o protocolo CQ CAT

Uniformity (F0 S10 Small). A avaliação é feita na imagem transversal utilizando a ferramenta *Pixel Value Loc*, acessada com o botão direito do software CBCT. Utiliza-se um *box* de 1,0 cm para medir o parâmetro Média (M) dos valores de pixels. As medições são realizadas no centro da imagem e em quatro posições situadas a 4,5 cm de raio do centro da imagem. A uniformidade da imagem CBCT é calculada pela equação 2.

$$Unif\ ormidade\ \% = \left[\frac{(M_{\text{valor alto}} - M_{\text{valor baixo}})}{M_{\text{valor alto}}} \right] \times 100\% \quad (2)$$

A tolerância para este teste é de 1,5%. Este critério assegura que a variação na uniformidade da imagem esteja dentro de limites aceitáveis.

Para o penúltimo teste, que verifica os deslocamentos da mesa, é utilizado o CBCT com o fantoma Quasar. Inicialmente, é posicionado o fantoma de forma que seu centro coincida com as marcações que indicam os desvios esperados: -1,2 cm na vertical, 0,1 cm na direção longitudinal e +1,0 cm lateralmente. O índice do Hexapod é ajustado para a letra D. Após a realização do CBCT, as imagens são automaticamente fundidas e os resultados são registrados. Em seguida, para avaliar qualquer erro restante, a mesa é corrigida automaticamente com base nos valores medidos após a fusão das imagens, os quais devem ser de 0,0 cm na vertical, 0,1 cm na direção longitudinal e 0,0 cm lateralmente. Esse processo é repetido utilizando a mesma técnica, realizando outra fusão automática e registrando os resultados novamente. Por fim, para avaliar qualquer erro mecânico restante, os valores da mesa são registrados após o segundo CBCT. O bloco branco é posicionado no isocentro através dos lasers e os valores da mesa anotados mais uma vez. Qualquer erro residual dentro de 1,0 mm é considerado aceitável.

No último teste de imagem referente a coincidência do isocentro entre os sistemas de kV e MV, realizado utilizando CBCT e *Portal Vision*. O procedimento envolve o posicionamento do fantoma Quasar no isocentro, seguido pela execução de 8 exposições (4 utilizando kV e 4 utilizando MV). Durante essas exposições, avalia-se o deslocamento do centro do reticulado em relação ao marcador interno do fantoma, utilizando uma tolerância de 1,0 mm.

Referente aos testes dosimétricos, inicialmente verifica-se a constância de calibração dos raios X utilizando uma câmara de ionização tipo Farmer calibrada. A medição é feita a 10 cm de profundidade na água em um campo de 10x10 cm² na superfície, com SSD de 100 cm, gantry e colimador a 0° e 100 unidades monitoras (UM). Para fótons de 4 MV, a percentagem de dose profunda (PDP) a 10 cm é de 63,3%. Usando a fórmula da razão fantoma-tecido (TPR - do inglês Tissue Phantom Ratio), $TPR_{20,10} = (1,2661 \times PDP_{20,10}) - 0,0595$, obtém-se $TPR_{20,10}$ igual a 0,637 (valor teórico). O conjunto utilizado no GRAACC identificado pela cor vermelha possui as seguintes especificações: coeficiente de calibração $N_{D,w} = 5,380$ cGy/nC (IPEN 212/2023) e coeficiente de qualidade $k_Q = 0,996$. As leituras da câmara de ionização são feitas a 10 cm de profundidade com voltagens de -330V, -150V, +300V, e a 20 cm de profundidade com -300V, registrando a temperatura e a pressão no momento das medições. Determina-se o $TPR_{20,10}$ e calcula-se o desvio percentual em relação ao valor teórico, assegurando que este esteja dentro da tolerância de 3%.

Repete-se o processo para fótons de 6 MV e 15 MV, ajustando os valores de PDP, k_Q e consequentemente $TPR_{20,10}$. Para 6 MV, a PDP a 10 cm é de 67,5%, resultando em $TPR_{20,10}$ igual a 0,680. Para 15 MV, a PDP a 10 cm é de 75,7%, com $TPR_{20,10}$ resultando em 0,758. O coeficiente de qualidade k_Q para 15 MV é 0,976.

No segundo teste, verifica-se a constância do fator de filtro universal utilizando a mesma câmara do teste anterior, posicionada na água a 10 cm de profundidade em um campo de 10x10 cm² na superfície, com SSD de 100 cm, gantry e colimador a 0° e 100 UM. Este teste, com uma tolerância de 2%, é realizado para fótons de 4 MV com o filtro universal de 60°. Anotam-se as leituras com campo aberto, campo com filtro universal 60° e colimador a 0°, e campo com filtro universal 60° e colimador a 180°, todos com tensão de +300V. O fator do filtro universal comissionado é de 0,241 a 10 cm. Anota-se o fator de filtro nas duas posições e os desvios. Este processo é repetido para fótons de 6 MV e 15 MV.

Para o terceiro teste, verifica-se a constância de calibração dos elétrons utilizando a câmara de ionização de placas paralelas calibrada, na água a uma profundidade de z_{ref} no cone de elétrons de 10x10 cm² com SSD de 100 cm na superfície da água e 100 UM, com o ponto efetivo da medida da câmara sendo 1,3 mm. Realizam-se leituras para -300V, -150V e +300V, anotando a temperatura da sala, a pressão e o desvio. Este procedimento é realizado para 15 MeV com z_{ref} de 3,61 g/cm² e $PDP_{z_{ref}}$ de 98,3%, para 12 MeV com z_{ref} de 2,85 g/cm² e $PDP_{z_{ref}}$ de 99,7%, para 9 MeV com z_{ref} de 2,17 g/cm² e $PDP_{z_{ref}}$ de 99,7% e para 6 MeV com z_{ref} de 1,44 g/cm² e $PDP_{z_{ref}}$ de 99,6%.

No quarto teste de constância do fator de calibração da câmara de ionização de placas paralelas, a medição é feita na água a uma profundidade de 5 cm, com um campo de 10x10 cm² e SSD de 100 cm na superfície da água. O gantry e o colimador são ajustados para 0°. A leitura é realizada com -300V, utilizando 100 UM e um feixe de 6MV com z igual a 5.0 g/cm². A tolerância para este teste é de 2%.

Por fim, são realizados testes de constância do perfil de dose tanto para fótons quanto para elétrons utilizando o MapCHECK, com o centro geométrico na distância da fonte ao eixo (SAD - do inglês *Source Axis Distance*) do aparelho. Para estes testes, 5 cm de placas de água sólida são posicionadas abaixo do detector e 3 cm de placas acima. A irradiação é feita com 100 UM e um campo de 20x20 cm².

Para fótons, os testes são realizados com energias de 4 MV, 6 MV e 15 MV. Já para elétrons, as energias utilizadas são 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV e 15 MeV. A tolerância para ambos os testes é de 95%, com base no critério de 95% dos pontos passando no teste gama [19].

4. QA PACIENTE ESPECÍFICO

Para garantir a segurança e precisão da radioterapia, é crucial conduzir uma verificação específica do paciente antes do tratamento. Através do PSQA é possível confirmar a consistência entre as doses planejadas e as doses realmente entregues pelo equipamento. O uso crescente do VMAT na radioterapia oferece benefícios em termos de eficiência no tratamento, mas também apresenta desafios adicionais no QA.

A complexidade do VMAT, pode gerar erros individuais de entrega, incluindo variações no posicionamento dos MLCs, do gantry, do colimador, bem como mudanças na taxa de dose. Para atender a esses desafios, são necessários padrões mais rigorosos para o PSQA [14]. Estudos anteriores mostraram que os erros associados à abertura/fechamento do MLC têm um impacto substancial na distribuição da dose, o que pode afetar os resultados clínicos dos pacientes. Assim, a precisão na posição das lâminas é essencial para assegurar a administração precisa do plano de tratamento VMAT [15-16].

A avaliação gama é uma abordagem comum para avaliar os resultados obtidos no PSQA, avaliando a concordância entre as doses planejadas e entregues. Esse método combina critérios de diferença de dose (DD - do inglês *Dose Difference*) e distância para concordância (DTA - do inglês *Distance To Agreement*) para calcular o índice gama de cada ponto. A taxa de aprovação gama (GPR -

do inglês *Gamma Pass Rate*) representa a proporção de pontos que atendem aos critérios de avaliação gama (pontos de dose com valores de $\gamma < 1$). Vários dispositivos estão disponíveis para realizar o PSQA do VMAT na prática clínica, sendo o dispositivo ArcCHECK da *Sun Nuclear Corporation*, o utilizado para a realização das medidas no hospital em questão. O PSQA desempenha um papel fundamental na garantia da segurança e eficácia do tratamento de radioterapia, garantindo resultados clínicos satisfatórios para os pacientes [14].

5. DIFERENÇAS DOSIMÉTRICAS DEVIDO À ABDÔMEN DISTENDIDO PARA PACIENTES COM TUMOR DE WILMS - RESULTADOS PRÉVIOS

5.1. Introdução

O Tumor de Wilms (TW), ou nefroblastoma, é o tipo mais comum de neoplasia renal em crianças, representando aproximadamente 5% de todos os casos de câncer pediátrico. Graças aos avanços terapêuticos, que incluem uma abordagem combinada de cirurgia, quimioterapia e radioterapia, a taxa de cura pode alcançar cerca de 90% em países desenvolvidos. Apesar da elevada taxa de sobrevivência, cerca de 15% dos pacientes podem experimentar recorrência do tumor.

Neste tipo de tratamento, e em outros, observam-se, rotineiramente, alterações anatômicas substanciais decorrentes das variações na localização e na quantidade de gases presentes no trato digestivo, conforme evidenciado em imagens de CBCT. Surge, então, uma considerável incerteza sobre o limite aceitável de divergência entre a TC utilizada para o planejamento do tratamento e o CBCT, empregado para determinar a viabilidade do tratamento no momento da entrega de dose. A Sociedade Internacional de Oncologia Pediátrica (SIOP - do inglês International Society of Paediatric Oncology) destaca a importância de diretrizes padronizadas para o tratamento de radioterapia, visando assegurar a uniformidade e a eficácia do tratamento em diversos centros. Identificar fatores prognósticos de recorrência é fundamental para ajustar o tratamento e prevenir a recidiva tumoral. [17-18].

Em vista disso, o objetivo deste trabalho foi estabelecer critérios que orientem tal decisão, realizando cálculos de dose para avaliar o impacto real dessas diferenças anatômicas na entrega de dose ao paciente, frequentemente observadas na prática clínica.

5.2. Metodologia

5.2.1 Levantamento de pacientes

Para realização do estudo, inicialmente foi realizado um levantamento dos nomes e registros hospitalares (RH) dos pacientes diagnosticados com TW, utilizando o sistema de gerenciamento MOSAIC do GRAACC. Os RHs que não estavam mais disponíveis no sistema foram descartados, resultando apenas nos pacientes registrados a partir do ano de 2023. Os pacientes que não possuíam CBCT que abrangessem a região do rim foram descartados do estudo. Devido ao curto período da pesquisa foram selecionados apenas 3 pacientes que utilizaram a técnica VMAT e 3 pacientes que utilizaram a técnica 3D, no total 6 pacientes.

5.2.2. Simulação da distribuição de dose

Os exames de CBCT desses pacientes foram exportados para o sistema de planejamento Monaco e associados aos planos de tratamento correspondentes de cada paciente. A fusão entre os CBCT e as tomografias utilizadas no planejamento foi realizada através da própria ferramenta de fusão do software, empregando a coluna vertebral como referência para o alinhamento volumétrico.

As estruturas delineadas nas TCs foram então importadas para os CBCT, e um novo modelo de paciente foi criado utilizando a ferramenta de contorno do Monaco, através do método de threshold

com *autoskin*. Apesar da ferramenta ser muito eficiente no contorno, ainda foi preciso realizar ajustes utilizando o pincel.

Devido à ausência de uma curva de calibração CT-to-ED (que converte HU em densidade eletrônica) para os CBCTs, todas as áreas de ar presentes nos pacientes foram delineadas utilizando a ferramenta de *threshold* com *autolung* (sempre conferindo após a utilização da ferramenta se ainda havia estruturas de ar a serem delineadas e utilizando o pincel para corrigir), e foram designadas como uma estrutura de densidade mínima, próxima à densidade do ar ($0,01 \text{ g/cm}^3$). As demais estruturas foram consideradas como tendo a densidade da água ($1,0 \text{ g/cm}^3$).

Foi então criado um template utilizando o planejamento original e, com base neste, foram gerados novos planos para cada tomografia e CBCTs. Os valores de deslocamento, armazenados no sistema para cada paciente, obtidos a partir do CBCT no dia do tratamento, foram anotados. Esses valores foram, então, incorporados nos novos planos a partir do *template* criado. Além disso, foi mantido o mesmo formato de feixe utilizado no planejamento original. Os cálculos das doses foram realizados, considerando todo o paciente, exceto as áreas que continham ar, como água, utilizando a ferramenta própria do sistema Monaco, que emprega o método de Monte Carlo para a simulação das doses. Uma nova estrutura foi criada da intersecção entre as estruturas de ar e o PTV utilizando a ferramenta *margins*, com o intuito de descobrir seu volume em relação ao PTV total.

5.2.3. Análise dos dados

Os valores do volume que recebe 95% da dose (V95), dose que 95% do volume recebe (D95), dose que 2% do volume recebe (D2), dose que 98% do volume recebe (D98), dose que 50% do volume recebe (D50) foram registrados para o PTV e o volume que recebe 12% da dose (V12) e a dose média (Dmed) para o rim. Além disso, os valores do volume (cm^3) do PTV, do ar e da intersecção entre o PTV e o ar foram coletados. Utilizando o modo *plan review* foram gerados os gráficos DVH de cada CBCT em comparação com a sua tomografia de planejamento, para as estruturas PTV, ar e rim.

Através dos dados obtidos foram criadas duas tabelas divididas em pacientes que utilizaram 3D e pacientes que utilizaram VMAT que serviram como base para a criação dos gráficos. Para uma análise mais consistente foi considerado os CBCTs que foram realizados no segundo (CBCT1) e terceiro dia (CBCT2) de tratamento, já que todos os pacientes os haviam realizado, e o último (CBCT3) realizado.

Foram gerados gráficos de linha para analisar cada parâmetro coletado em relação a cada imagem, tomografia ou conebeam, para cada paciente, a fim de se avaliar se existe uma tendência de variação ao longo do tempo de tratamento. Além dos parâmetros foi elaborado um gráfico para melhor visualização da variação entre os valores para cada tipo de imagem, analisando as médias e desvios padrão através de um gráfico com barras de erro. Para análise dos parâmetros em relação às estruturas de ar foram utilizados gráficos de dispersão com linha de regressão e intervalo de confiança (95%) para cada técnica, 3D ou VMAT. As comparações estatísticas foram realizadas em ambiente *GraphPad Prism 6*, onde foram comparados os valores de cada grupo de CBCT (CBCT1, CBCT2 e CBCT3) com o grupo controle de TC de planejamento por meio de análise de variância de uma via seguido de pós-teste de Dunnett's.

5.3 Resultados e Discussão

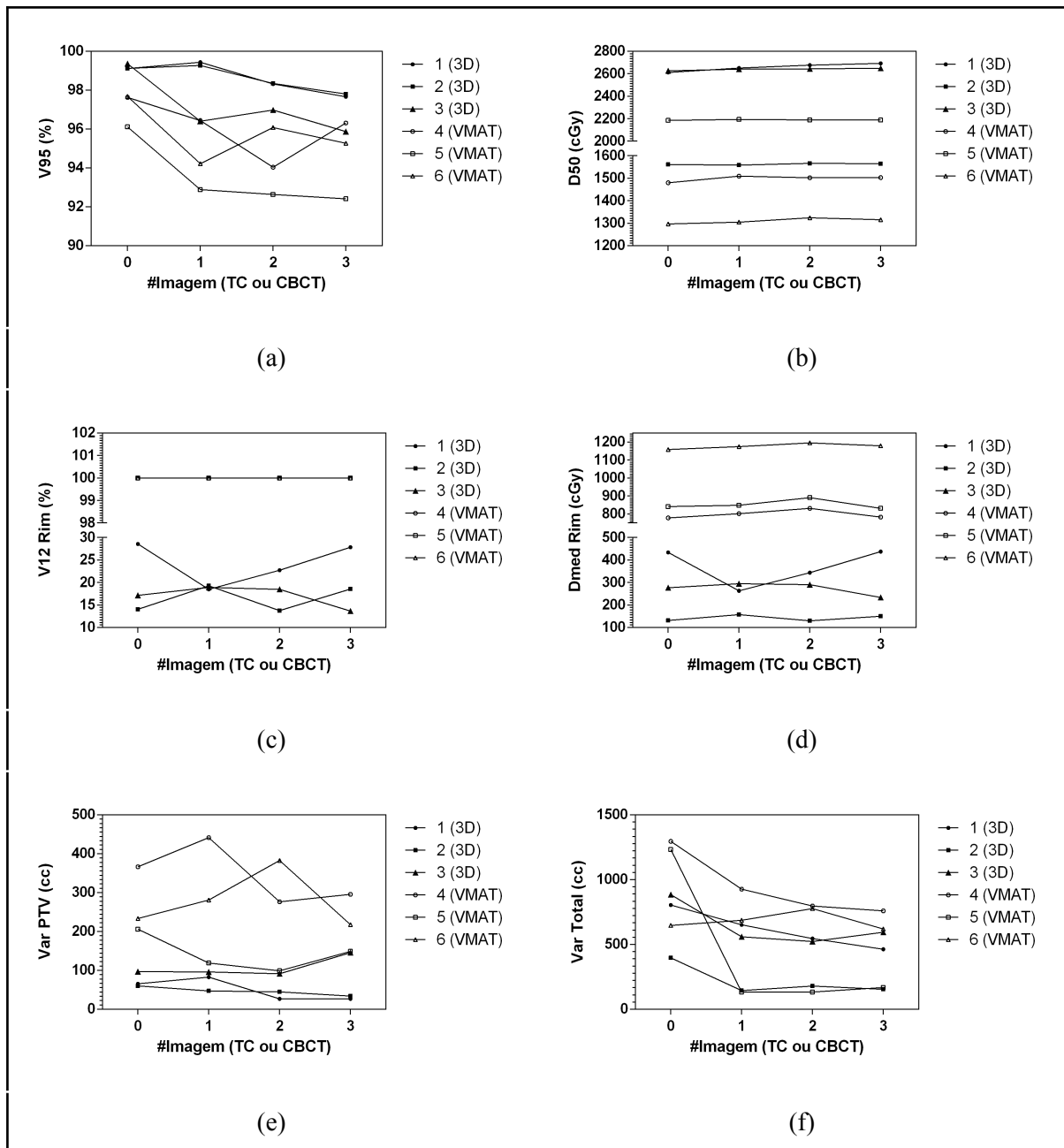


Figura 4: Gráficos de linha para os parâmetros anotados em relação às imagens de cada paciente. (a) V95 no PTV; (b) D50 no PTV; (c) V12 no rim; (d) Dmed no rim; (e) Volume de ar no PTV; (f) Volume de ar total.

Os valores de V95 coletados ao longo das CBCTs para cada paciente indicaram uma tendência de queda, assim como mostrado na Figura 4 (a), evidenciando uma perda de cobertura em volume do PTV. Isso significa que um menor volume está sendo coberto com a curva de 95% da dose de prescrição. Já para os parâmetros D95, D2 e D98 os dados mostraram que não existe um padrão global, assim como mostrado na Figura 4 (b-d), para alguns pacientes houve aumento, para outros se manteve igual ou houve diminuição em relação a tomografia. Em relação à D50, como apresentado na Figura 4 (e), os dados mostraram que as doses se mantiveram constantes entre as diferentes imagens para cada paciente, sugerindo que a dose necessária para cobrir 50% do tumor não variou. Sobre os parâmetros referentes ao rim (Figura 4 f e g) foi observada uma constância nos valores de V12 para

pacientes que utilizaram a técnica VMAT, uma característica já conhecida deste tipo de técnica, em que há uma deposição de doses baixas em toda a região de tratamento. Porém, para pacientes que utilizaram 3D não foi possível observar um padrão global nos dados, repetindo o mesmo comportamento para Dmed. Para os parâmetros relacionados com o ar não foi visualizado nenhum padrão significativo.

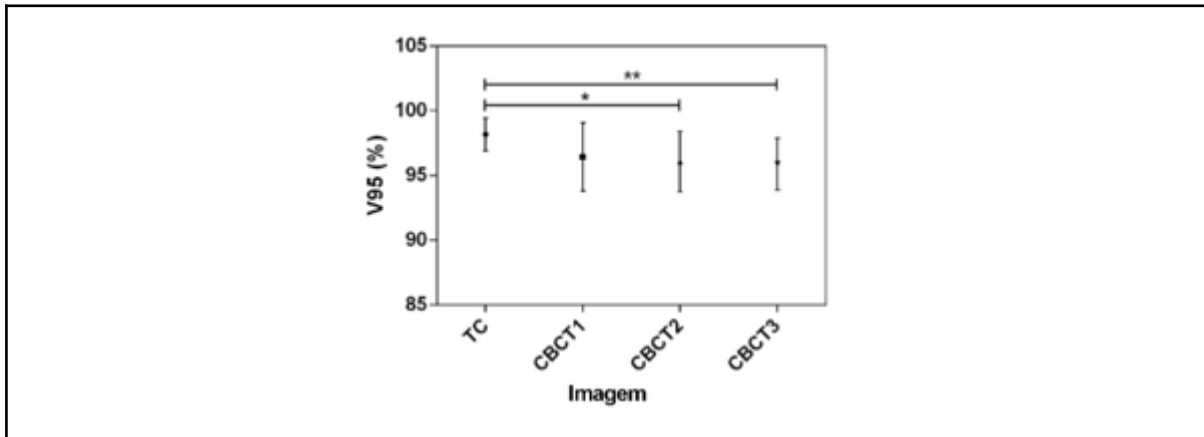


Figura 5: Gráfico de barras de erro para V95 em relação às imagens de cada paciente.

Em relação aos resultados sobre a variação obtida para cada tipo de imagem, foi observado um declínio nos valores de V95 ao longo das CBCTs, onde os grupos do CBCT1 e CBCT2 apresentaram diferenças estatísticas ($*p < 0.05$ e $**p < 0.01$) em relação à TC de planejamento, como é mostrado na Figura 5. Os demais parâmetros não obtiveram resultados significativos.

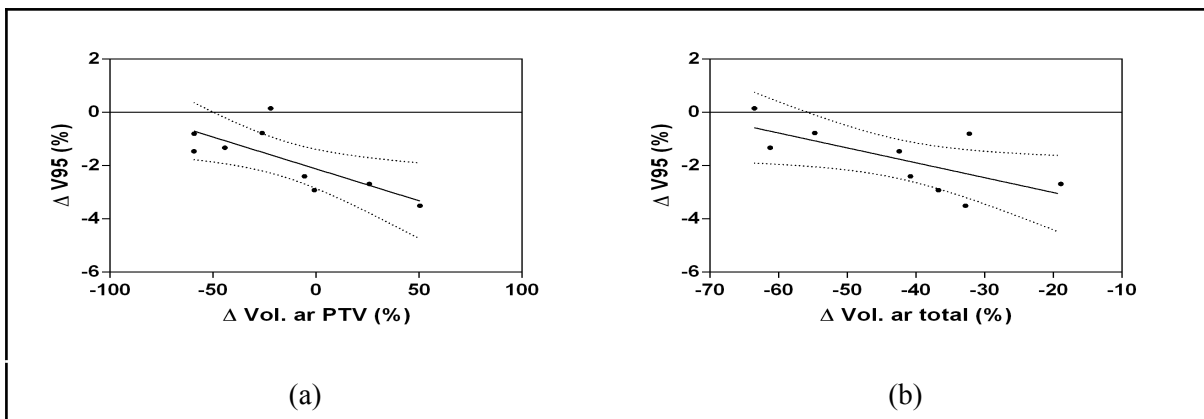


Figura 6: Gráficos de dispersão com linha de regressão e intervalo de confiança (95%) do $\Delta V95$ (3D) em relação às estruturas de ar. (a) $\Delta V95$ em relação ao volume de ar no PTV; (b) $\Delta V95$ em relação ao volume total de ar.

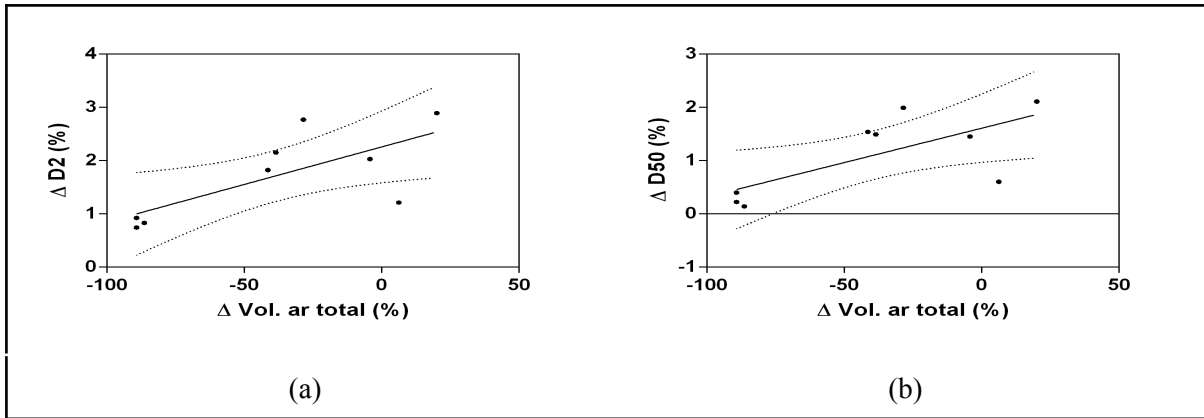


Figura 7: Gráficos de dispersão com linha de regressão e intervalo de confiança (95%) dos parâmetros (VMAT) em relação ao volume total de ar.(a) $\Delta D2$; (b) $\Delta D50$.

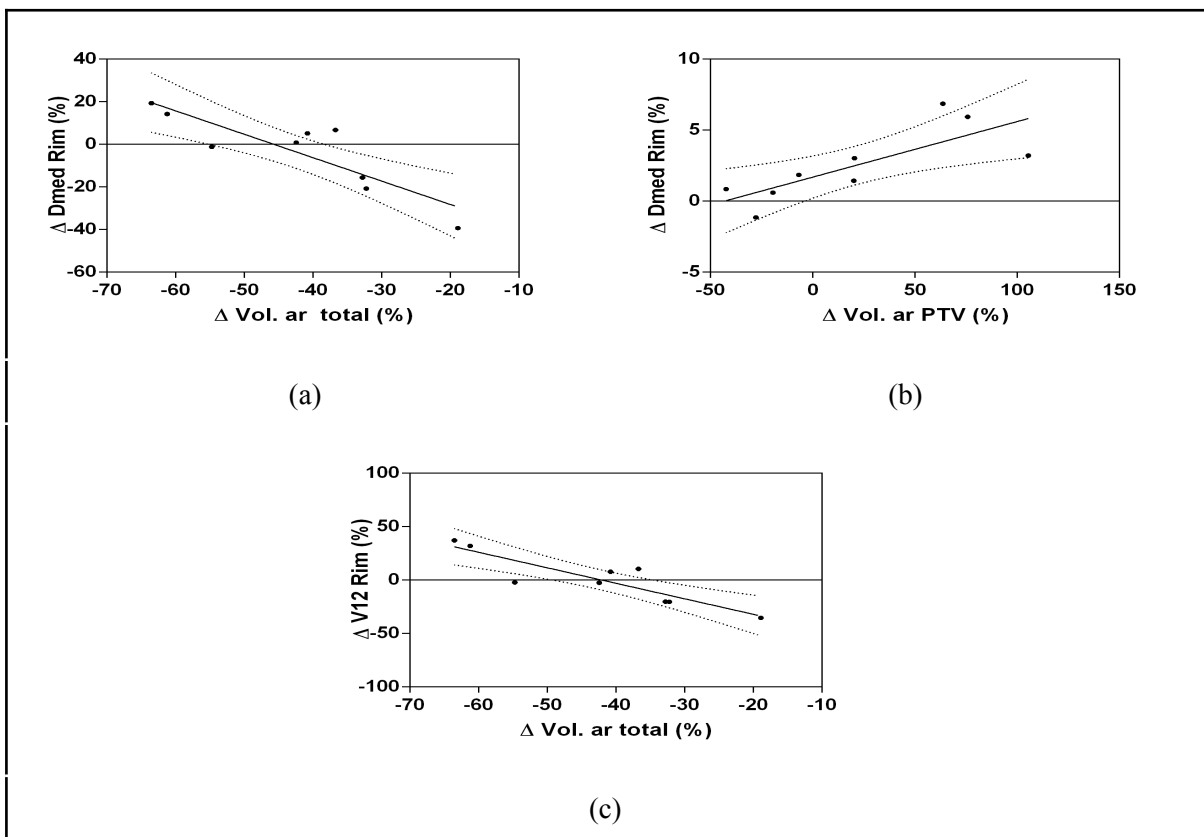


Figura 8: Gráficos de dispersão com linha de regressão e intervalo de confiança (95%) dos parâmetros para o rim em relação às estruturas de ar (a) ΔD_{med} (3D) em relação ao volume total de ar; (b) ΔD_{med} (VMAT) em relação ao volume de ar no PTV; (c) $\Delta V12$ (3D) em relação às estruturas de ar.

Para os gráficos de dispersão, Figura 6, 7 e 8, foram observados resultados significativos em relação a estrutura de volume de ar no PTV para os parâmetros V95 (3D) e Dmed rim (VMAT) com valores do coeficiente de determinação (R^2): 0,557 e 0,603, respectivamente. Em relação às estruturas de volume de ar total foi obtido valores relevantes para V95 (3D), D2 (VMAT), D50 (VMAT), V12 (3D), Dmed (3D), Dmed (VMAT) com valores de R^2 : 0,472, 0,519, 0,499, 0,786, 0,757, 0,603,

respectivamente. Os demais parâmetros não apresentaram resultados significativos. Os dados da Figura 6 (a-b) mostram que a variação do V95, para a técnica 3D, é inversamente proporcional à variação do volume de ar no PTV ou ar total, sugerindo uma maior queda no V95 com maiores volumes de ar no CBCT. Uma possível explicação para os resultados se apresentarem como sendo significativos para V95, mas não para D95, é que a variação no volume de cobertura é maior do que a variação na cobertura de dose, em termos percentuais. Assim, uma grande variação no volume que recebe 95% pode ocorrer com uma variação não tão grande na dose que chega em 95% do volume, isto é melhor exemplificado no DVH da Figura 9, onde são evidenciados os valores de ΔV e ΔD (linhas pretas contínuas). Já para os valores de D2 e D50, para a técnica de VMAT, foi observada uma relação diretamente proporcional em relação às estruturas de ar, como mostrado na Figura 7. Referentes aos parâmetros no rim, foi observado que Dmed e V12, para técnica 3D, mostraram uma relação inversamente proporcional em relação ao volume total de ar, Figura 8 (a;c). Para Dmed (VMAT) foi observada uma relação diretamente proporcional com as estruturas de ar no PTV, Figura 8 (b).

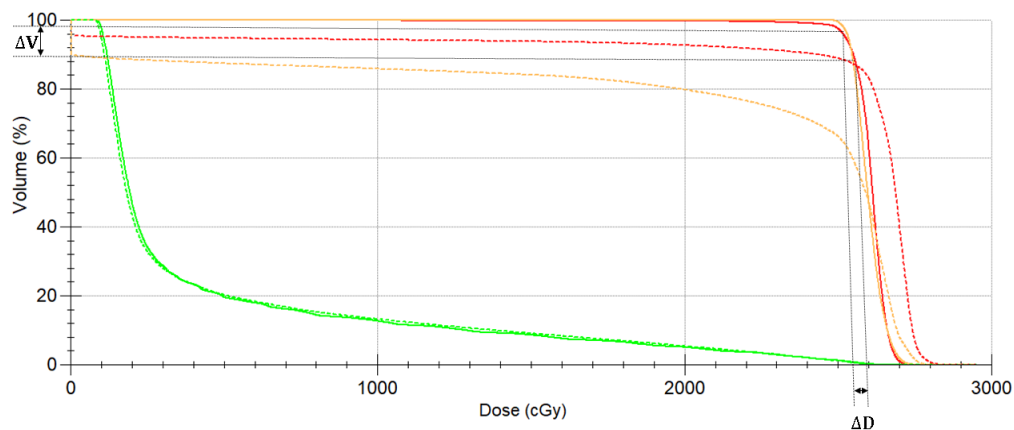


Figura 9: DVH exemplificando a relação entre os parâmetros V95 e D95. Linhas coloridas tracejadas representam CBCT e linhas coloridas contínuas representam TC.

Algumas incertezas devem ser consideradas, como o fato do CBCT e a tomografia computadorizada convencional possuírem sistemas diferentes de imagem e a ausência de uma curva CT-toED obtida para o CBCT. Sendo assim, foi necessário considerar todas as estruturas que não representavam ar com a mesma densidade da água, o que pode apresentar um pequeno impacto nos resultados obtidos.

5.4 Conclusão

O presente estudo teve como objetivo analisar as diferenças dosimétricas devido à presença de estruturas de ar na área de tratamento do paciente. Os resultados obtidos mostraram uma relação inversamente proporcional entre os parâmetros V95 e as estruturas de ar para técnica 3D, sugerindo que, na presença de estruturas de ar com um volume maior, o V95 tende a ser menor. Para futuras pesquisas, recomenda-se a ampliação da amostra, com o intuito de fornecer maior segurança estatística e potencialmente revelar mais parâmetros com resultados significativos.

6. REFERÊNCIAS

- [1] INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Atualização para técnicos em radioterapia - Rio de Janeiro: INCA, 2010. 100 p. ISBN 978-85-7318-164-7
- [2] Hu, H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Medical Physics*, v. 26, n. 1, p. 5–18, jan. 1999.
- [3] GRAACC. Relatório de Atividades 2020. Disponível em: <<https://graacc.org.br/relatorio-de-atividades-2020/>>. Acesso em: 19 maio. 2024.
- [4] Tanyi, J. A. et al. Phantom investigation of 3D motion-dependent volume aliasing during CT simulation for radiation therapy planning. *Radiation Oncology*, v. 2, n. 1, 24 fev. 2007.
- [5] PHILIPS. O-MAR. Disponível em: <https://www.philips.com.br/healthcare/product/HCNOCTN192/o-mar#:~:text=O%2DMAR%20pode%20ser%20usado>. Acesso em: 20 maio. 2024.
- [6] Clements, M. et al. Monaco treatment planning system tools and optimization processes. *Medical Dosimetry*, v. 43, n. 2, p. 106–117, 2018.
- [7] NATIONAL CANCER INSTITUTE (NCI). NCI Dictionary of Cancer Terms. Disponível em: <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/3d-crt>. Acesso em: 14 maio. 2024.
- [8] Barrett, A. et al. *Practical Radiotherapy Planning*, 4 th edition. Hodder Arnold, 2009, London.
- [9] Cheng, C. W.; DAS, I. J.; CHEN, D. J. Technical note: dosimetry in the moving gap region in craniospinal irradiation. *The British Journal of Radiology*, v. 67, n. 802, p. 1017–1022, 1 out. 1994.
- [10] Yu CX, Tang G. Intensity-modulated arc therapy: principles, technologies and clinical implementation. *Phys. Med. Biol.* 2011; 56: p.R31-R54
- [11] Brahme, A. Optimization of stationary and moving beam radiation therapy techniques. *Radiotherapy and Oncology*. 1988; 12: p. 129-140.
- [12] Klein, E. E. et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, v. 36, n. 9Part1, p. 4197–4212, 17 ago. 2009.
- [13] AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. Quality Assurance in Radiotherapy. Viena: IAEA, 1995. Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_989_prn.pdf. Acesso em: 22 de maio 2024
- [14] Hu, J. et al. Sensitivity of Three Patient-Specific Quality Assurance Systems to MLC Aperture Errors With Volumetric Modulated Arc Therapy. *Technology in cancer research & treatment*, v. 21, p. 153303382211144-153303382211144, 1 jan. 2022.
- [15] Oliver, M. et al. Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. *Radiotherapy and Oncology*, v. 97, n. 3, p. 554–560, dez. 2010.
- [16] Blake, S. J. et al. Investigating the impact of treatment delivery uncertainties on treatment effectiveness for lung SABR. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, v. 40, n. 4, p. 823–829, 30 out. 2017.

[17] Groenendijk, A. et al. Prognostic Factors for Wilms Tumor Recurrence: A Review of the Literature. *Cancers*, v. 13, n. 13, p. 3142, 23 jun. 2021.

[18] Mul, J. et al., Estimated clinical benefit of combining highly conformal target volumes with Volumetric-Modulated Arc Therapy (VMAT) versus conventional flank irradiation in pediatric renal tumors. *Clinical and Translational Radiation Oncology*, v. 29, p. 20–26, 1 jul. 2021.

[19] AGÊNCIA INTERNACIONAL DE ENERGIA ATÔMICA. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Viena: IAEA, 2024. Disponível em: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/p15048-DOC-010-398-Rev1_web.pdf Acesso em: 13 de junho 2024