

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

DIEGO DA CUNHA SILVEIRA ALVES DA SILVA_CORRIGIDA

**Métodos de cálculo de blindagem considerando IMRT
e VMAT para radioterapia moderna**

Ribeirão Preto-SP

2023

DIEGO DA CUNHA SILVEIRA ALVES DA SILVA_CORRIGIDA

**Métodos de cálculo de blindagem considerando IMRT e VMAT
para radioterapia moderna**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP) da Universidade de São Paulo (USP), como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada em Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Juliana Fernandes Pavoni

Ribeirão Preto–SP

2023

Diego da Cunha Silveira Alves da Silva_CORRIGIDA

Métodos de cálculo de blindagem considerando IMRT e VMAT para radioterapia moderna. Ribeirão Preto–SP, 2023.

79p. : il.; 30 cm.

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências,
Área: Física Aplicada à Medicina e Biologia Aplicada.

Orientador: Prof. Dr. Juliana Fernandes Pavoni

1. Radiação de Fuga1. 2. Barreira secundária2. 3. Proteção radiológica3.

Diego da Cunha Silveira Alves da Silva_CORRIGIDA

Métodos de cálculo de blindagem considerando IMRT e VMAT para radioterapia moderna

Modelo canônico de trabalho monográfico
acadêmico em conformidade com as normas
ABNT.

Trabalho aprovado. Ribeirão Preto-SP, 27 de abril de 2023:

Orientador:

Prof. Dra. Juliana Fernandes Pavoni

Membro da banca avaliadora

Prof. Dr. Gustavo Viani Arruda

Membro da banca avaliadora

Dra. Camila Salata

Ribeirão Preto-SP

2023

Este trabalho é dedicado a todos que acreditam que a educação é o caminho para um mundo melhor. A educação sempre teve papel importante na minha vida. Desde pequeno ouvia que só através dela eu seria capaz de alcançar meus maiores sonhos e objetivos.

Hoje, realizo um deles.

Agradecimentos

Enorme desafio quanto escrever esta Dissertação, foi utilizar apenas uma página para agradecer as pessoas que fizeram parte desta minha trajetória.

Início os agradecimentos aos meus pais e avós que sempre se dedicaram pela minha Educação. Obrigado Sra. Patrícia e Sr. João, Avó Otília e Avô Isaias (*in memoriam*) por, além de me oferecerem a oportunidade de estudar, sempre estarem presentes. A minha irmã Helielze pela parceria de irmandade de uma vida e minha referência de disciplina e dedicação.

Agradeço a Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto e ao Programa de Pós-Graduação de Física Aplicada à Medicina e Biologia pela oportunidade, em especial a minha orientadora Dra. Juliana Pavoni pelo tempo, atenção e confiança depositadas em mim. Aproveito e estendo o meu agradecimento a todos os colaboradores da Universidade de São Paulo pelo trabalho que fazem na educação e mudança na vida dos alunos que sonham e se realizam através da Ciência.

O presente trabalho foi realizado com o apoio do Hospital de Amor de Barretos no qual agradeço em especial ao Departamento de Radioterapia e os Físicos Médicos da Radioterapia pelas instruções e discussões e as empresas Varian, Elekta, Hospital Rede D'or e URRMEV que apoiaram o projeto.

Meus agradecimentos mais profundo gostaria de dedicar à minha esposa Mariana Fabro que foi o grande alicerce para sustentar esse sonho, que durante essa jornada esteve sempre presente e resiliente doando todo carinho e amor possível, agradeço a Deus pela saúde em meio a tantas dificuldades que o mundo vem passando nos últimos anos e principalmente por ter permitido durante essa trajetória nos presentear com a nossa filha Bella Fabro da Cunha, papai te ama.

*“Não vos amoldeis às estruturas deste mundo,
mas transformai-vos pela renovação da mente,
a fim de distinguir qual é a vontade de Deus:
o que é bom, o que Lhe é agradável, o que é perfeito.
(Bíblia Sagrada, Romanos 12, 2)*

Resumo

Título: Métodos de cálculo de blindagem considerando IMRT e VMAT para radioterapia moderna

A radioterapia tem evoluído significativamente nos últimos 10 anos, as novas tecnologias dos Aceleradores Lineares (AL) e os modernos sistemas de planejamento do tratamento, dentre estes, a Radioterapia de Intensidade Modulada (IMRT) e a Radioterapia de Intensidade Modulada em Arco (VMAT) tem sido predominante. No entanto, a utilização das técnicas de IMRT e VMAT requer um aumento do número de Unidades Monitoras (UM) para entregar a dose de radiação prescrita quando comparada à radioterapia tridimensional conformacional (3DCRT). O cálculo de blindagem para salas de radioterapia é mandatório para garantir a segurança e proteção radiológica dos pacientes, colaboradores e indivíduos do público. Contudo, as principais referências utilizadas apesar de abordarem a dependência da técnica de IMRT nos cálculos de blindagens, são de quase 2 décadas atrás. O objetivo do trabalho é encontrar os fatores C de IMRT e VMAT para o cálculo de blindagem na radioterapia moderna e comparar as espessuras das blindagens secundárias com o fator C de IMRT e VMAT encontradas no trabalho e os utilizados atualmente, bem como os custos envolvidos. Por fim, realizar medidas da radiação espalhada e de fuga do cabeçote dos 4 AL incluídos no trabalho. O estudo incluiu 187 pacientes dos seguintes sítios anatômicos: 77 mamas, 41 cabeça e pescoço, 41 próstatas e 28 pulmões que foram planejados para 4 diferentes AL e 3 técnicas de entregas de dose: 3DCRT, IMRT e VMAT totalizando 2244 planejamentos. Cálculos de blindagens para comparação das espessuras das barreiras secundárias foram realizadas para cada parede definidos para uma sala padrão usando o método descrito em protocolos internacionais e com as recomendações deste estudo. Medidas da radiação de fuga e radiação espalhada nos 4 AL foram feitas utilizando 3 diferentes dosímetros comparando os valores encontrados com os protocolos. O fator C encontrado para VMAT foi 19% menor quando comparado com IMRT ($p < 0,001$) evidenciando a necessidade que seja diferenciado para o cálculo de blindagens as técnicas IMRT e VMAT. Quando individualizado a análise do fator C por AL e por técnica, o TrueBeam apresentou maior valor, que foi, 3,00 para a técnica IMRT e o Halcyon o menor valor para a técnica VMAT que foi 0,94. Para VMAT encontrou-se redução nas espessuras de concreto necessários para barreira secundária quando comparado com o utilizado atualmente de até 20% e para técnica de IMRT de 11%. O trabalho identificou uma redução de pelo menos $8 m^3$ de concreto quando utilizados os fatores C encontrados e uma economia de até 66 mil dólares nas barreiras secundárias. As medidas de radiação de fuga dos 4 AL não tiveram valores maiores que $0,9 mSv$, evidenciando um excesso de conservadorismo quando comparado ao recomendado que é $2,5 mSv$.

Palavras-chave: Radiação de fuga, Radioterapia de Intensidade Modulada, barreira secundária, custo-efetividade, proteção radiológica.

Abstract

Title: Shielding calculation methods considering IMRT and VMAT for modern radiotherapy

Radiotherapy has advanced significantly in the last 10 years, the new technologies of Linear Accelerators (AL) and modern treatment planning systems, among them, Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT) and Intensity Modulated Arc Radiotherapy (VMAT) have been predominant. Use of IMRT and VMAT techniques requires an increase in the number of Monitor Units (MU) to deliver the prescribed radiation dose when compared to three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT). The shielding calculation for radiotherapy rooms is mandatory to safety and radiological protection of patients, employees and individuals from the public. However, the main references used, despite addressing the dependence of the IMRT technique in shielding calculations, are from almost 2 decades ago. The objective of the work is to find the C factors of IMRT and VMAT for the calculation of shielding in modern radiotherapy, to compare the thickness of the secondary barriers with the C factor of IMRT and VMAT found in the work and those currently used, as well as the costs involved. Finally, carry out measurements of scattered radiation and head leakage of the 4 AL included in the work. The study included 187 patients following anatomical sites: 77 breasts, 41 head and neck, 41 prostates and 28 lungs that were planned for 4 different AL and 3 dose delivery techniques: 3DCRT, IMRT and VMAT totaling 2244 planning. Shielding calculations to compare the thickness of secondary barriers were performed for each wall defined for a standard room using the method according to international protocols and with the recommendations of this study. Leakage and scattered radiation measurements in the 4 AL were made using 3 different dosimeters comparing the values found with the protocols. The C factor found for VMAT was 19% lower when compared to IMRT ($p < 0.001$) evidencing the need to differentiate between the IMRT and VMAT techniques. When individualized the analysis of C factor by AL and by technique, the TrueBeam presented the highest value, which was 3.00 for the IMRT technique and the Halcyon the lowest value for the VMAT technique, which was 0.94. For VMAT, a reduction of up to 20% in the thickness of concrete required for the secondary barrier was found when compared to the one currently used and for the IMRT technique of 11%. The work identified a reduction of at least 7 m³ of concrete when using the C factors found and savings of up to 66 thousand dollars in secondary barriers. The leakage radiation measurements of the 4 AL did not have values greater than 0.9 mSv, an excess of conservatism is evident when compared to the recommended one, which is 2.5 mSv.

Keywords: Leakage radiation, Intensity Modulated Radiotherapy, secondary barrier, cost-effectiveness, radiation protection.

Lista de figuras

Figura 1 – Planta identificando a localização da barreira primária em uma sala de radioterapia.	24
Figura 2 – Planta identificando a localização da barreira secundária em uma sala de radioterapia.	25
Figura 3 – Planta baixa da sala de radioterapia padrão com as medidas em amarelo das distâncias em metros até o ponto de interesse.	34
Figura 4 – Planta de corte da sala de radioterapia padrão com as medidas em amarelo das distâncias em metros até o ponto de interesse.	34
Figura 5 – Pontos de medidas ao longo do raio de 2 metros de distância do isocentro durante a entrega da dose de 10 Gy.	39
Figura 6 – Boxplot ilustrando a quantidade de UM por AL, técnica de entrega de dose e sítio anatômico (A: Mama, B: Cabeça e Pescoço, C: Pulmão e D: Próstata).	42
Figura 7 – Fator Modulação para fracionamento convencional e hipofracionamento para as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT, nos aceleradores lineares (A: TrueBeam, B: Versa, C: Halcyon e D: Synergy).	48
Figura 8 – Correlação do fator C com volume de concreto adicional (m^3) e os custos (em dólares) necessários nas barreiras secundárias para radiação de fuga da sala de radioterapia padrão.	51
Figura 9 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Synergy em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.	52
Figura 10 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL TrueBeam em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.	53
Figura 11 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Versa em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.	53
Figura 12 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Halcyon em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.	54
Figura 13 – <i>QR code</i> para acesso ao aplicativo e calculadora automatizada do fator C.	54

Figura 14 – Imagem ilustrativa do aplicativo da calculadora automatizada do fator C.	55
Figura 15 – Pergunta 1 do questionário Survey.	71
Figura 16 – Resultado para pergunta 1, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Accuray (1, 2%), Elekta (17, 34%), Siemens (10, 20%), Varian (39, 78%), Outros (1, 2%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	71
Figura 17 – Pergunta 2 do questionário Survey.	71
Figura 18 – Resultado para pergunta 2, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. CAT3D (11, 22%), Eclipse (37, 74%), iPlan/Elements (3, 6%), Monaco (17, 34%), Prowess (1, 2%), XiO (4, 8%), Outros (2, 4%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	72
Figura 19 – Pergunta 3 do questionário Survey.	72
Figura 20 – Resultado para pergunta 3, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). (39, 78%), IMRT Sliding Window. (30, 60%), IMRT Step and Shoot. (10, 20%), Não se Aplica / Não quero Responder (2, 4%)	73
Figura 21 – Pergunta 4 do questionário Survey.	73
Figura 22 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de cabeça e pescoço, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (49, 98%), 10 MV (1, 2%), 15 MV (0, 0%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	74
Figura 23 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de mama, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (47, 94%), 10 MV (3, 6%), 15 MV (0, 0%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	74
Figura 24 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de pulmão, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (43, 86%), 10 MV (6, 12%), 15 MV (1, 2%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	75
Figura 25 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de próstata, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (25, 50%), 10 MV (19, 38%), 15 MV (6, 12%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)	75
Figura 26 – Pergunta 5 do questionário Survey.	76

Figura 27 – Resultado para pergunta 5, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Não, as tabelas de remunerações 3D, IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares. (10, 20%), Não, as tabelas de remunerações IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares. (23, 46%), Sim, as tabelas de remunerações de IMRT são diferentes para VMAT. (7, 14%), Não se Aplica / Não quero Responder (10, 20%)	76
Figura 28 – Pergunta 6 do questionário Survey.	76
Figura 29 – Resultado para pergunta 6, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. IMRT (3, 6%), VMAT (43, 86%), Não se Aplica / Não quero Responder (4, 8%)	77
Figura 30 – Pergunta 7 do questionário Survey.	77
Figura 31 – Resultado para pergunta 7, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 2 (3, 6%), 3 (9, 18%), 4 (0, 0%), 5 (31, 62%), Acima de 5 (2, 4%), Não se Aplica / Não quero Responder (5, 10%)	77
Figura 32 – Pergunta 8 do questionário Survey.	78
Figura 33 – Resultado para pergunta 8, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Sim, foi utilizado fatores diferentes para IMRT e VMAT. (7, 14%), Não, foi utilizado o mesmo fator para IMRT e VMAT. (37, 74%), Não se Aplica / Não quero Responder (6, 12%)	78
Figura 34 – Pergunta 9 do questionário Survey.	78
Figura 35 – Resultado para pergunta 9, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. NCRT 151 - Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. (38, 76%), IAEA n47 - Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. (5, 10%), IPEM n75 - Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities. (3, 6%), Recomendação da CNEN/CGMI. (14, 28%), Artigos científicos. (8, 16%), Não se Aplica / Não quero Responder (6, 12%)	79

Lista de tabelas

Tabela 1 – Número (N) e proporção (%) de planejamentos realizados para cada AL.	30
Tabela 2 – Número (N) e proporção (%) de planejamentos realizados para cada algoritmo de cálculo de dose.	30
Tabela 3 – Número (N) e proporção (%) de pacientes que receberam cada dose de prescrição por fração e por sítio anatômico.	31
Tabela 4 – Numero (N) de planejamentos realizados com as diferentes energias do feixe de radiação e sua proporção (%).	31
Tabela 5 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica 3DCRT por sítio anatômico.	31
Tabela 6 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica IMRT por sítio anatômico.	32
Tabela 7 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica VMAT por sítio anatômico.	32
Tabela 8 – Proporção de pacientes tratados por dia com os respectivos fracionamentos da dose de prescrição por sítio anatômico para definição de W_p	35
Tabela 9 – Fator de ocupação utilizados nos cálculos.	36
Tabela 10 – Fator de uso que serão utilizados nos cálculos.	36
Tabela 11 – Limitação de dose a ser considerados na circunvizinhança das salas de radioterapia.	36
Tabela 12 – Parâmetros usados nos cálculos das barreiras secundárias.	37
Tabela 13 – Análise de tendência central para Unidades Monitoras por AL e técnica de tratamento.	41
Tabela 14 – Valor médio e desvio padrão do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os aceleradores lineares: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy. . .	41
Tabela 15 – Valor médio, desvio padrão e mediana do número de unidades monitoras dos planejamentos realizados por sítio anatômico e técnica de tratamento.	42
Tabela 16 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para 3DCRT realizados por sítio anatômico e AL.	43
Tabela 17 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para IMRT realizados por sítio anatômico e AL.	43
Tabela 18 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para VMAT realizados por sítio anatômico e AL.	44
Tabela 19 – Valor médio, desvio padrão e mediana do FM calculados para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros nos AL TrueBeam e Halcyon para as técnicas de tratamentos: 3DCRT, IMRT e VMAT.	44

Tabela 20 – Valor médio, desvio padrão, mediana e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT.	45
Tabela 21 – Valor médio, desvio padrão, e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os aceleradores lineares: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy.	45
Tabela 22 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os AL: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy e os sítios: Mama, CP, Pulmão e Próstata.	47
Tabela 23 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros.	49
Tabela 24 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros e os sítios anatômicos: Mama, CP, Pulmão e Próstata.	49
Tabela 25 – Teste estatístico, média e desvio padrão do FM e UM para os os feixes de fótons com energias de 10MV e 15 MV.	49
Tabela 26 – Espessuras de concreto da parede F (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) da radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e a diferença percentual relativa com base nas espessuras encontradas no trabalho.	50
Tabela 27 – Estimativa do impacto financeiro e o volume de concreto necessário das barreiras secundárias (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga, comparando os dados do trabalho e os sugeridos pelo NCRP e CNEN para cada AL.	51
Tabela 28 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL TrueBEam.	66
Tabela 29 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Versa.	67
Tabela 30 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Halcyon.	68
Tabela 31 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Synergy.	69

Lista de abreviaturas e siglas

$\%_L$	Limite percentual para radiação de fuga do cabeçote
$\%_{IMRT/VMAT}$	Proporção de pacientes que terão indicação de radioterapia de intensidade modulada do feixe de radiação
3DCRT	Radioterapia Tridimensional Conformacional
AAA	<i>Anisotropic Analytical Algorithm</i>
AL	Acelerador(es) Linear(es)
B_i	Fator de transmissão da barreira
B_{leak}	Fator de transmissão da barreira secundária por radiação de fuga
B_{prim}	Fator de transmissão da barreira primária
B_{scatt}	Fator de transmissão da barreira secundária por radiação espalhada no paciente
C	Fator C
cGy	Unidade de dose de radiação absorvida centigray
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CP	Cabeça e Pescoço
DFB	<i>Dynamically Flattened Beam</i>
d_L	Distância do isocentro do acelerador até o ponto da barreira a ser protegido
d_{prim}	Distância do alvo de geração do feixe de radiação ao ponto a ser protegido
d_{sca}	Distância do alvo de Raio-X para o isocentro de tratamento do paciente
d_{sec}	Distância do isocentro para o ponto a ser protegido
$Fator_{IMRT/VMAT}$	Fator dependente da proporção de pacientes tratados com IMRT e VMAT
FFF	<i>Flattening Filter Free</i>
FM	Fator Modulação
Gy	Unidade de dose de radiação absorvida Gray

IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission Radiation Protection</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
IMRT	Radioterapia de Intensidade Modulada
IOE	Indivíduos Ocupacionalmente Expostos
IP	Indivíduos do Público
IPEM	<i>Institute of Physics Engineering in Medicine</i>
\log_{10}	Função logarítmica base 10
MLC	Colimador Multilâminas
MV	Energia do feixe de radiação em Megavolt
n	Número total de camada deci-redutoras
NCRP	<i>National Council on Radiation Protection and Measurements</i>
P	Limite de dose equivalente permitida na ocupação adjacente as barreiras
SPT	Sistema de Planejamento do Tratamento
SS	<i>Steep and Shoot</i>
Sv	Unidade de dose de radiação equivalente
T	Fator de ocupação para áreas adjacentes as barreiras
$t_{barreira}$	Espessura das barreiras das salas de radioterapia
TLD	Dosímetro Termoluminescente
TVL_1	Primeira camada deci-redutora
TVL_e	Camada deci-redutora de equilíbrio
U	Fator de uso ou fração da carga de trabalho que o feixe de radiação é direcionado para barreira
UM	Unidades Monitoras
UM_{CONV}	Unidades Monitoras para entregar a dose de prescrição com 3DCRT
$UM_{IMRT/VMAT}$	Unidades Monitoras necessárias para entregar a dose de prescrição para as técnicas de IMRT ou VMAT

VMAT	Radioterapia de Intensidade Modulada em Arco
W_L	Carga de trabalho da radiação de fuga do cabeçote
W_p	Carga de trabalho primário ou dose entregue absorvida à 1 metro do alvo de Raio-X

Lista de símbolos

α	Coefficiente de espalhamento do feixe primário
ρ	Densidade do material utilizado nas blindagens

Sumário

1	INTRODUÇÃO	22
	Introdução	22
1.1	Fundamentação teórica para os Cálculos de Blindagens	23
1.1.1	Barreira Primária	23
1.1.2	Barreira Secundária	25
1.2	Motivação	27
1.3	Objetivo	28
1.3.1	Objetivo principal	28
1.3.2	Objetivos específicos	28
2	METODOLOGIA	29
2.1	Aceleradores Lineares e Sistemas de Planejamentos	29
2.2	Prescrição da dose e protocolos de planejamento	30
2.3	Coleta de dados e análises estatísticas	33
2.4	Definição dos fatores para o cálculo das barreiras secundárias	33
2.4.1	Carga de Trabalho Primária e Carga de Trabalho para Radiação de fuga	35
2.4.2	Fator de ocupação (T)	35
2.4.3	Fator de uso (U)	36
2.4.4	Limitação da dose (P)	36
2.5	Comparação do cálculo das barreiras secundárias	37
2.6	Medidas de radiação espalhada e de fuga do cabeçote	37
3	RESULTADOS	40
3.1	Resultados gerais	40
3.2	Resultados estatísticos	45
3.3	Resultados custos-efetivos	50
3.4	Medidas de Radiação de fuga dentro das salas de tratamento	52
3.5	Calculadora para determinação do Fator C	54
4	DISCUSSÃO	56
5	CONCLUSÃO	60
	Referências	61

SUMÁRIO

21

APÊNDICES

65

APÊNDICE A	–	ESPESSURA BARREIRA SECUNDÁRIA SALA PADRÃO - TRUEBEAM	66
APÊNDICE B	–	ESPESSURA BARREIRA SECUNDÁRIA SALA PADRÃO - VERSA	67
APÊNDICE C	–	ESPESSURA BARREIRA SECUNDÁRIA SALA PADRÃO - HALCYON	68
APÊNDICE D	–	ESPESSURA BARREIRA SECUNDÁRIA SALA PADRÃO - SYNERGY	69
APÊNDICE E	–	PESQUISA SURVEY COM FÍSICOS MÉDICOS DA RADIOTERAPIA NO BRASIL	70

Introdução

A radioterapia tem evoluído significativamente nas últimas décadas, as novas tecnologias dos Aceleradores Lineares (AL) e os modernos Sistemas de Planejamento do Tratamento (SPT) vem tornando a entrega de dose de radiação ao paciente mais eficiente [1], dentre estes, a Radioterapia de Intensidade Modulada do inglês *Intensity Modulated Radiation Therapy* (IMRT) e a Radioterapia de Intensidade Modulada em Arco do inglês *Volumetric Modulated Arc Therapy* (VMAT) tem sido predominantes, garantindo a conformação da dose nos volumes de tratamento e permitindo diminuir a dose de radiação nos tecidos sadios adjacentes [2].

No entanto, a utilização das técnicas de IMRT e VMAT requer um aumento do número de Unidades Monitoras (UM) para entregar a dose de radiação prescrita quando comparada à Radioterapia Tridimensional Conformacional do inglês *3D Conformal Radiation Therapy* (3DCRT) [3, 4].

A realização e aprovação dos cálculos de blindagens para salas de radioterapia é mandatório no Brasil para garantir a segurança e proteção radiológica dos pacientes, colaboradores e indivíduos do público [5, 6]. As paredes de uma sala de radioterapia são divididas em: barreiras primárias e secundárias conforme descritas nos documentos e definidas nas equações a seguir [7, 8]. Contudo, as principais referências utilizadas nos cálculos de blindagens NCRP 151 e IAEA 47 apesar de abordarem a dependência da técnica de IMRT nos cálculos de blindagens, são de quase 2 décadas atrás bem como os trabalhos desenvolvidos para definir a influência da técnica de IMRT na proteção radiológica das salas de radioterapia [9–11].

1.1 Fundamentação teórica para os Cálculos de Blindagens

Para as componentes de radiação primárias e secundárias, as definições das espessuras das barreiras ($t_{barreira}$) necessárias, devemos seguir 2 equações básicas:

$$t_{barreira} = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e \quad (1.1)$$

$$n = -\log_{10} \cdot (B_i) \quad (1.2)$$

Em que TVL_1 e TVL_e representam a primeira camada deci-redutora e camada deci-redutora de equilíbrio respectivamente do material que será utilizado na construção ou adequação da sala de radioterapia e dependem da energia máxima do feixe de fótons que o AL possui. B_i representa o fator de transmissão da barreira e n o número total de $TVLs$ requerida para promover a blindagem necessária. Para determinarmos o número de camadas deci-redutoras da equação 1.2, as características de transmissão para cada fator B_i dos componentes de radiação dos AL para fins de teleterapia serão descritas a seguir.

1.1.1 Barreira Primária

A radiação que incide diretamente com a máxima abertura de tamanho do campo e com colimador à 45° (identificado com as linhas pontilhadas em vermelho) sobre uma barreira é denominada de barreira primária, identificada com a cor azul na figura 1. Na abordagem usual, as barreiras primárias são projetadas para atenuar o feixe de fótons que emana da unidade de tratamento de maneira direta e sem nenhuma atenuação.

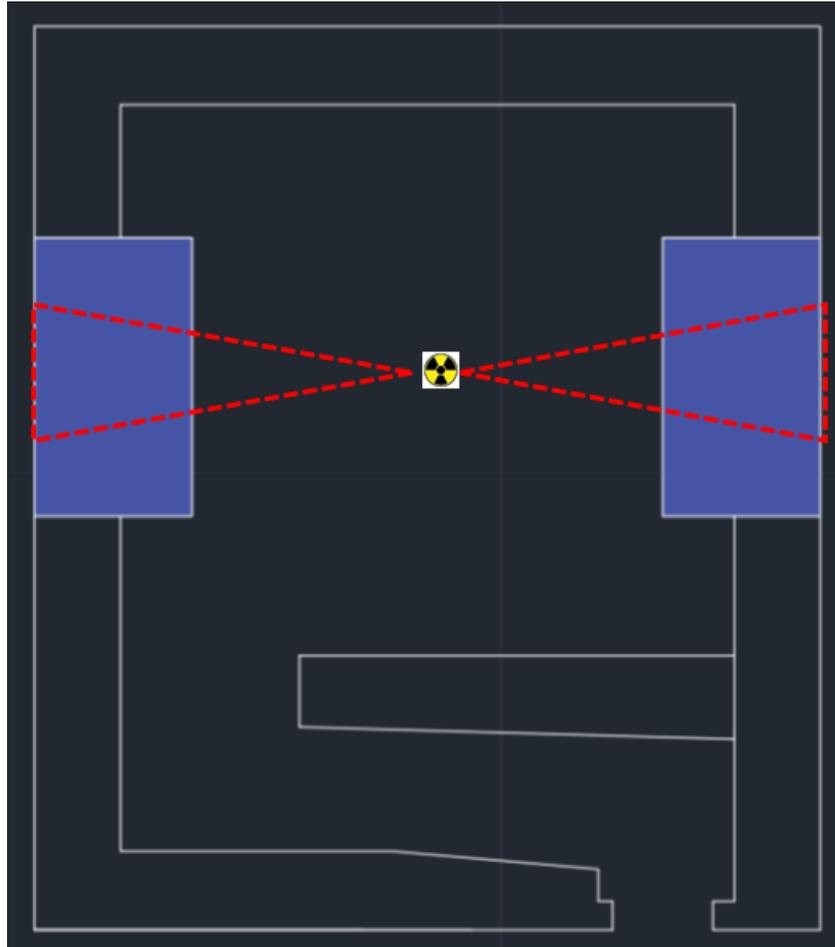


Figura 1 – Planta identificando a localização da barreira primária em uma sala de radioterapia.

Para uma barreira adequada, a proporção do equivalente de dose (P) transmitido através da barreira para o objetivo de projeto de blindagem precisa ser menor ou igual a um. Assim, o fator de transmissão da barreira primária (B_{pri}) que reduzirá o campo de radiação a um nível aceitável é dado pela equação 1.3.

$$B_{prim} = \frac{P \cdot (d_{prim})^2}{W_p \cdot U \cdot T} \quad (1.3)$$

Na equação 1.3 temos:

P = Limite de dose equivalente permitida na ocupação adjacente as barreiras primárias expressado em Sievert por Semana (Sv/semana). Seguindo as recomendações da Norma CNEN 3.01 [12].

d_{prim} = Distância em metros do alvo do gerador de raio-X ao ponto a ser protegido.

W_p = Carga de trabalho primária, definida de acordo com o número de pacientes a serem tratados no equipamento e dose média por paciente, geralmente calculados em (Gy/semana).

U = Fator de uso ou fração da carga de trabalho (W_p) que o feixe de radiação é direcionado nos ângulos ortogonais (0° , 90° , 180° e 270°) para barreira a ser protegida.

T = Fator de ocupação para áreas adjacentes as barreiras, é a fração de tempo que tem indivíduos presentes enquanto o feixe de radiação estiver ligado.

1.1.2 Barreira Secundária

Estas são as barreiras que não estão na linha direta do feixe de radiação e estão identificadas com a cor amarela na figura 2. As barreiras secundárias possuem 2 componentes de radiação que devem ser consideradas nos cálculos de blindagens que são: Radiação de fuga do cabeçote do AL e radiação espalhada no paciente, em que irão contribuir com dose nos pontos a serem avaliados para promover a blindagem necessária e que estão definidos nas equações 1.4 e 1.5.

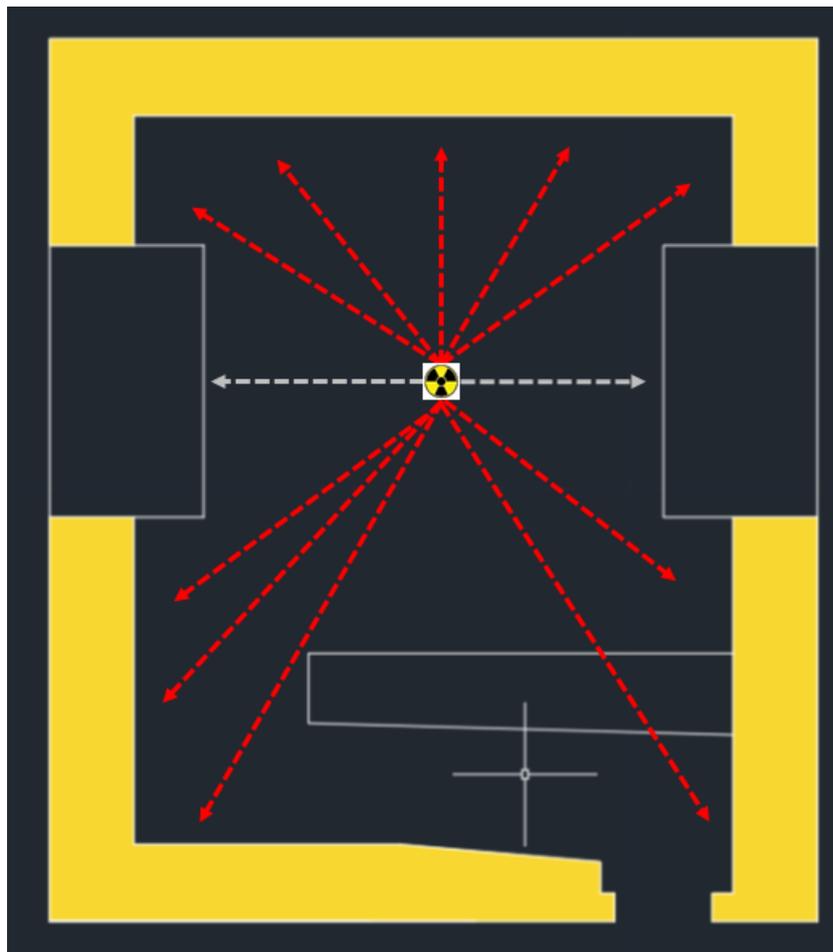


Figura 2 – Planta identificando a localização da barreira secundária em uma sala de radioterapia.

O fator de transmissão da radiação espalhada no paciente é calculado por:

$$B_{scatt} = \frac{P}{\alpha \cdot W \cdot T} \cdot (d_{sca})^2 \cdot (d_{sec})^2 \cdot \frac{400}{F} \quad (1.4)$$

Na equação 1.4 temos os termos P, W e T definidos anteriormente e:

d_{sca} = distância do alvo de Raio-X para o isocentro de tratamento do paciente em metros.

d_{sec} = distância do isocentro para o ponto a ser protegido.

α = coeficiente de espalhamento ou fração de dose absorvida pelo feixe primário que espalhou no paciente para um determinado ângulo.

F = Área em cm^2 da máxima abertura do campo de radiação no isocentro.

A radiação de fuga é a componente de maior contribuição na espessura da barreira secundária. Na equação 1.5 temos P, T definidos nas equações 1.3 e 1.4. Seu fator de transmissão é dado por:

$$B_{leak} = \frac{P}{\%L \cdot W_L \cdot T} \cdot (d_L)^2 \quad (1.5)$$

W_L = carga de trabalho da radiação de fuga do cabeçote.

$\%L$ = constante definida pelo IEC 60601 e NCRP 151 com o valor de 10^{-3} , ou seja, os aceleradores devem apresentar até 0,1% de radiação de fuga proveniente do cabeçote do AL.

d_L = distância do isocentro do AL até o ponto da barreira a ser protegida.

Para a espessura adequada das barreiras secundárias, as componentes de radiação espalhada no paciente e de fuga do cabeçote são as que devem ser calculadas. Dentre vários fatores apresentados, um deles que devemos ter atenção é a carga de trabalho dos pacientes que serão tratados com as técnicas de IMRT e VMAT impactando diretamente na W_L .

Sabendo que para o tratamento de IMRT ou VMAT há necessidade de um maior número de UM, o NCRP 151 define o Fator C (equação 1.6) e sugere que sejam usados valores entre 2 e 10, recomendando 5 como o valor conservador.

$$C = \frac{UM_{IMRT/VMAT}}{UM_{CONV}} \quad (1.6)$$

Em que $UM_{IMRT/VMAT}$ são as unidades monitoras necessárias para entregar a dose de prescrição para as técnicas de IMRT ou VMAT e UM_{CONV} as unidades monitoras para entregar a mesma dose de radiação com 3DCRT em um objeto simulador para um campo de radiação 10 x 10 cm, profundidade de 10 cm e distância fonte-superfície de 100 cm.

O fator C deve ser levado em consideração para definir o $Fator_{IMRT/VMAT}$:

$$Fator_{IMRT/VMAT} = C * (\%_{IMRT/VMAT}) + (1 - (\%_{IMRT/VMAT})) \quad (1.7)$$

Em que o termo $\%_{IMRT/VMAT}$ é a proporção de pacientes que terão indicação de radioterapia de intensidade modulada do feixe de radiação. A carga de trabalho da radiação de fuga (W_L) é dada pelo produto da carga de trabalho primária (W_p) e o FatorIMRT/VMAT:

Logo temos:

$$W_L = Fator_{IMRT/VMAT} \cdot W_p \quad (1.8)$$

Com essas definições, fica evidente a proporção direta que o fator C tem para os tratamentos de IMRT e VMAT e conseqüentemente na definição de W_L .

1.2 Motivação

A entrega de dose da radiação ao paciente em radioterapia até a década de 90 se dava por técnicas conformacionais, em que, meados dos anos 2000 surgiram as primeiras instituições a adotarem o IMRT como opção clinicamente possível aos pacientes. Desde então diversos estudos e questionamentos foram sendo levantados e conhecidos como por exemplo a necessidade de aumentar o número de UM do equipamento para que pudesse entregar a mesma dose de prescrição do fracionamento convencional [3].

A influência do IMRT nas blindagens das salas existentes também foram questionadas e em 2001 Sasa Mutic e demais colaboradores através de medidas realizadas identificaram que, para as barreiras primárias, não é necessário acréscimo de blindagem por conta do IMRT, o contrário ocorreu com a barreira secundária devido o maior tempo de feixe ligado (do inglês *beam on*) do AL por conta da modulação do feixe de radiação, em que, estimou-se para AL modelo Tomotherapy (*Accuray Radiotherapy Systems, Sunnyvale, CA, US*) há uma necessidade de 10 vezes mais MU nos tratamentos de IMRT comparado ao convencional. Devido ao excesso de radiação de fuga proveniente do cabeçote concluíram a necessidade de aumentar a barreira secundária por conta da técnica de IMRT [9].

Ainda em 2001, James Rodgers e colaboradores estimaram o número adicional de TVL necessários assumindo dois diferentes fatores C, 4 e 10 e proporções de 50% e 100% dos pacientes que faziam IMRT e encontraram a necessidade de aumentar em 0.4 à 1 TVL as barreiras secundárias [11]. A recomendação do fator C dado por Purdy e demais autores foi de 5 para que seja levado em consideração nos cálculos das barreiras secundárias [10].

A sugestão do fator C ser entre 2 e 10 utilizadas até os dias atuais tem base nas publicações dos anos 2000 e que trazem inclusive valores encontrados para AL robóticos que possuem diferentes características quando comparado com os aceleradores convencionais

e são a minoria dos equipamentos disponíveis para tratamentos de pacientes à nível global [13–15].

Neste trabalho realizamos planejamentos com as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT para os 4 tipos de câncer de maior incidência no Brasil e no mundo [16, 17]. Os planejamentos foram feitos em 2 SPT para 4 modernos diferentes AL das fabricantes Varian e Elekta que juntas somam mais de 85% do mercado mundial dos aceleradores que realizam tratamentos de pacientes em radioterapia (IAEA DIRAC 2022). Foram incluídos pacientes com prescrições clínicas de fracionamento convencional bem como Hipofracionamento moderado para os 4 sítios.

1.3 Objetivo

1.3.1 Objetivo principal

O objetivo do trabalho é encontrar os fatores C de IMRT e VMAT para o cálculo de blindagem na radioterapia moderna para salas de tratamentos novas, modificadas ou existentes.

1.3.2 Objetivos específicos

Comparar as espessuras das blindagens secundárias com os fatores de IMRT e VMAT encontradas no trabalho e os utilizados atualmente, bem como comparar os custos envolvidos das barreiras secundárias na construção de uma sala de radioterapia. Por fim, realizar medidas da radiação espalhada e de fuga do cabeçote dos 4 AL incluídos no trabalho.

Metodologia

Este estudo incluiu 187 pacientes dos seguintes sítios anatômicos: 77 mamas, 41 cabeça e pescoço (CP), 41 próstatas e 28 pulmões. O tamanho amostral foi calculado com base no levantamento de pacientes tratados no departamento de radioterapia do Hospital de Amor de Barretos entre junho de 2016 a dezembro de 2020 e pela proporção de casos de câncer em âmbito nacional [17], utilizando o método de amostragem estratificada e alocação ótima de Neyman, consideramos significância de 5% e precisão absoluta de 5%. Todos os 187 pacientes foram planejados para 4 diferentes aceleradores lineares e 3 técnicas de entregas de dose: 3DCRT, IMRT e VMAT totalizando 2244 planejamentos.

O projeto passou por avaliação e aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto e do Hospital de Amor de Barretos sob número CAAE nº 4378721.3.0000.5407.

2.1 Aceleradores Lineares e Sistemas de Planejamento

Os aceleradores lineares definidos para realização dos planejamentos foram: True-Beam e Halcyon (*Varian Medical Systems, Palo Alto, US*) com colimadores multilâminas do inglês *Multileaf Collimator* (MLC) Millennium120HD e MillenniumTM120 respectivamente, Synergy e VersaHD (*Elekta Medical Systems, Estocolmo, SE*) com MLCi2 e MLC Agility respectivamente. As técnicas de entrega de dose do feixe de radiação que foram realizados para os 187 pacientes e os 4 aceleradores lineares foram: 3DCRT, IMRT e VMAT.

Para os planejamentos 3DCRT não foi utilizado em nenhum paciente filtros físicos em cunha para modificação do perfil do feixe de radiação, por estarem em desuso no departamento de radioterapia do Hospital de Amor bem como não influenciar na determinação do fator C (Equação 1.6), pois sabe-se da necessidade de aumentar o número de Unidades

Monitoras quando utilizado filtro físico. Os planejamentos de IMRT feitos nesse estudo empregaram a técnica Sliding Window e algoritmos de planejamento inverso.

Os seguintes Sistemas de Planejamentos do Tratamento (SPT) foram utilizados: *Eclipse* versão 15.6 (*Varian Medical Systems*) com os algoritmos de cálculo *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA) e *Acuros* para os aceleradores Varian e o Monaco versão 5.51 (*Elekta Medical Systems*) com o algoritmo de cálculo Monte Carlo para os aceleradores Elekta.

Tabela 1 – Número (N) e proporção (%) de planejamentos realizados para cada AL.

AL	N	Percentual
TrueBeam	561	25%
Versa	561	25%
Halcyon	561	25%
Synergy	561	25%

Tabela 2 – Número (N) e proporção (%) de planejamentos realizados para cada algoritmo de cálculo de dose.

Algoritmo	N	Percentual
AAA	546	24%
Acuros	576	26%
Monte Carlo	1122	50%

2.2 Prescrição da dose e protocolos de planejamento

Sabe-se que o hipofracionamento na radioterapia, ou seja, menos dias de tratamento e maior a dose por fração, vem se tornando uma realidade em todo o mundo, seja pelo benefício do paciente terminar o tratamento brevemente, bem como os benefícios clínicos [18]. Portanto, para avaliar a influência de tratamentos hipofracionados neste estudo, os planejamentos realizados foram divididos nas seguintes proporções: fracionamento convencional (200 cGy por fração) e hipofracionamento moderado para cada sítio anatômico de acordo com a tabela 3 e seguindo as principais referências clínicas à nível internacional [19–25]:

Tabela 3 – Número (N) e proporção (%) de pacientes que receberam cada dose de prescrição por fração e por sítio anatômico.

Sítio Anatômico	Dose por fração (cGy)	Número de frações	N	Percentual
Mama	200	25	38	49,4%
	267	15	39	50,6%
CP	200	35	22	53,7%
	275	20	19	46,3%
Pulmão	200	30	14	50,0%
	275	20	39	50,0%
Próstata	200	39	38	48,8%
	300	20	39	51,2%

A escolha da energia do feixe de radiação para realização dos planejamentos foi definida de acordo com os protocolos clínicos e técnicos e estão apresentados na tabela 4. Exceto o acelerador Halcyon, que possui feixe único de fótons de 6 MV e sem o filtro aplainador do inglês *Flatening Filter Free FFF*, nos demais aceleradores os pacientes de CP, mama e pulmão foram planejados com feixe de fótons com energia de 6 MV. Já para os pacientes de próstata, 10 MV para o TrueBeam e 15 MV para Versa e Synergy.

Tabela 4 – Numero (N) de planejamentos realizados com as diferentes energias do feixe de radiação e sua proporção (%).

Energia	N	Percentual
6 MV	1314	59%
10 MV	133	6%
15 MV	237	11%
6 FFF	560	25%

Para todos os AL foram definidos o mesmo protocolo do número de campos e os ângulos de incidência do feixe de radiação de acordo com o padrão de coordenadas IEC 61217 a depender dos sítios anatômicos e a técnica de entrega de dose conforme detalhados nas tabelas 5, 6 e 7.

Tabela 5 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica 3DCRT por sítio anatômico.

Sítio	Número de Campos	Ângulos de Incidência ($^{\circ}$)
Mama	4	2 Tangentes + FSC (*)15 $^{\circ}$ e (*) 200 $^{\circ}$
Próstata	5	(†) 270, 330, 0, 30, e 90
CP	5	220, 280, 80, 220 e 180
Pulmão	5	(§) 180, 135, 90, 45 e 0

* Quando mama esquerda 345 $^{\circ}$ e 160 $^{\circ}$

† Variação de $\pm 10^\circ$ para otimizar a colimação do reto e fêmures

§ Quando pulmão direito 180° , 225° , 270° , 315° e 0°

Tabela 6 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica IMRT por sítio anatômico.

Sítio	Número de Campos	Ângulos de Incidência ($^\circ$)
Mama	6	(*) 50, 20, 350, 260, 240 e 225°
Próstata	7	210, 260, 310, 0, 50, 100 e 150
CP	5	220, 280, 80, 220 e 180
Pulmão	5	(§) 180, 135, 90, 45 e 0

* Quando mama esquerda 310° , 340° , 10° , 100° , 120° e 135°

§ Quando pulmão direito 180° , 225° , 270° , 315° e 0°

Tabela 7 – Protocolos de incidências dos feixes de radiação para técnica VMAT por sítio anatômico.

Sítio	Número de Campos	Ângulos de Incidência ($^\circ$)
Mama	4	*c50 - 315 e 315 - 225
Próstata	2	c179 - 181
CP	2	c179 - 181
Pulmão	2	c179 - 181

* Quando mama esquerda $310^\circ - 45^\circ$ e $45^\circ - 135^\circ$

c Sentido horário e anti-horário

A descrição do número de campos para cada sítio com a técnica 3DCRT foi feita com base nos campos principais, sabe-se da necessidade da utilização de subcampos do inglês (*Field-in-field*) para buscar homogeneidade de dose no planejamento e estes foram empregados quando necessários e contabilizados para determinar o número de UM totais do planejamento, mas não foram descritos pois dependeram dos desafios de cada planejamento.

Para os planejamentos de mama 3DCRT, a técnica de campos tangentes foi utilizada de forma que, a definição de incidência do campo interno e externo da mama a ser tratada evitasse a mama contralateral. Todas as pacientes de mama incluídas no estudo tiveram prescrição clínica para tratamento da fossa supra clavicular, e para este volume usamos campos anteriores com ângulo de 15° ou $345^\circ (\pm 5^\circ)$ e opostos 200° ou $160^\circ (\pm 5^\circ)$ quando irradiado mama direita ou esquerda respectivamente.

Para as 3 técnicas de entrega de dose, foi padronizado a normalização do plano de tratamento de forma que 100% da dose de prescrição atingisse 95% do volume alvo. As técnicas de entrega de dose IMRT e VMAT fazem uso de algoritmos de otimização com

planejamento inverso, onde buscamos em todos os planos independente do sítio anatômico minimizar a função custo e as doses nos órgãos de risco.

Após finalizados os planejamentos com as 3 técnicas, foram avaliadas as doses nos volumes alvos e órgãos em risco, de acordo com os protocolos clínicos para cada sítio anatômico [19–25].

2.3 Coleta de dados e análises estatísticas

Para investigar a influência do fator C nos cálculos de blindagens de salas de radioterapia moderna, fizemos o cálculo do fator C considerando: técnica de tratamento, AL, sítio de tratamento, fracionamento, algoritmo de cálculo, energia do feixe de radiação. Os resultados com significância estatística são para $p < 0,05$.

As informações e dados coletados para cada planejamento foram: número de UM, dose por fração, algoritmo de cálculo utilizado, energia do feixe de radiação e o Fator Modulação (FM) definido como a razão entre a quantidade de UM e a dose por fração ($Dose_{Fração}$) definido na equação 2.1.

$$FM = \frac{UM}{Dose_{Fração}} \quad (2.1)$$

As análises estatísticas foram realizadas com o softwares SPSS versão 21 adotando o nível de significância de 5% por meio de medidas de tendência central e realizamos comparações entre os AL, sítios anatômicos, algoritmo de cálculo, energia do feixe de radiação e fracionamento da dose em relação aos valores do Fator C encontrados para IMRT e VMAT. Empregamos testes estatísticos *Mann – Whitney* para comparação de 2 grupos não pareados para verificar se pertencem à mesma população em que os requisitos para aplicação do teste *T de Student* não foi cumprido [26].

Os dados foram coletados e armazenados na Plataforma REDCap da Fundação Pio XII obedecendo os descritos da Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais [27].

2.4 Definição dos fatores para o cálculo das barreiras secundárias

Para determinar a influência do fator C de cada acelerador na espessura das barreiras secundárias, foi definido uma sala de radioterapia padrão de aproximadamente 12x12 m² e altura da sala do piso ao teto de 3,2 metros, dimensões possíveis de instalar

cl clinicamente os 4 modelos dos AL incluídos no trabalho de acordo com as plantas baixa e de corte da sala padrão figuras 3 e 4 criados usando o Software AutoCAD 2019 Versão P.46.0.0.

Para as definições e comparações das espessuras das barreiras secundárias encontradas no trabalho, a energia do feixe de fótons de 6 MV foi padronizado para todos os AL.

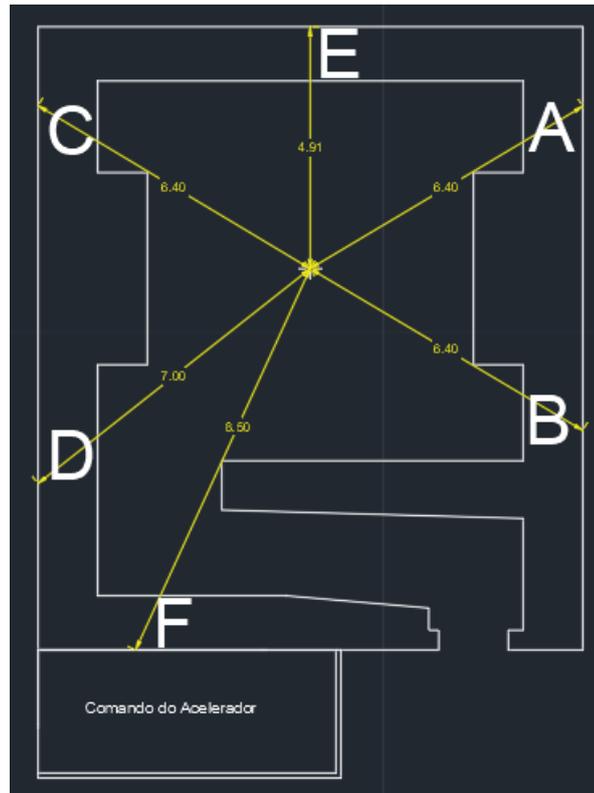


Figura 3 – Planta baixa da sala de radioterapia padrão com as medidas em amarelo das distâncias em metros até o ponto de interesse.

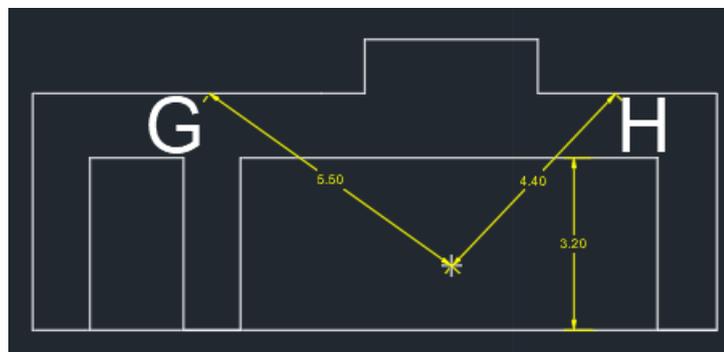


Figura 4 – Planta de corte da sala de radioterapia padrão com as medidas em amarelo das distâncias em metros até o ponto de interesse.

2.4.1 Carga de Trabalho Primária e Carga de Trabalho para Radiação de fuga

A determinação da carga de trabalho primária (W_p) é necessária, uma vez que ela é uma das componentes da equação 1.3, que permite estimar a barreira primária necessária. Em uma hipótese realista, estimamos W_p considerando 80 pacientes tratados por dia, sendo 50% de fracionamento convencional e 50% hipofracionamento, conforme descrito na tabela 8:

Tabela 8 – Proporção de pacientes tratados por dia com os respectivos fracionamentos da dose de prescrição por sítio anatômico para definição de W_p .

Sítio Anatômico	N Pacientes tratados/dia	Dose/Fração (Gy)
Mama	10	2,00
	10	2,67
CP	10	2,00
	10	2,75
Pulmão	10	2,00
	10	2,75
Próstata	10	2,00
	10	3,00

Calculando o produto da dose média por fração de 2,4 Gy por paciente, 80 pacientes tratados por dia em 5 dias da semana, temos que, W_p é 960 *Gy/Semana*. Se somado 40 *Gy/Semana* para realização de controle de qualidade específico por paciente para os planejamentos de IMRT/VMAT e testes dosimétricos no acelerador linear, temos uma carga de trabalho primária total de 1000 *Gy/semana*.

Considerando que 80% da carga de trabalho primária é IMRT/VMAT, a carga de trabalho para radiação de fuga W_L dependerá do fator C conforme já definidos nas equações 1.6, 1.7 e 1.8. Em que, de acordo com os resultados encontrados no trabalho depende do: AL, técnica de entrega de dose IMRT ou VMAT, sítio anatômico, algoritmo de cálculo, energia do feixe de radiação e diferentes fracionamentos da dose.

2.4.2 Fator de ocupação (T)

Nas adjacências da sala em questão, foi considerado fator de ocupação de $\frac{1}{2}$ ou seja, outro acelerador linear vizinho à sala padrão, exceto o ponto F que está à 8,5 metros, onde se localiza o comando do acelerador que foi considerado com fator de ocupação igual a 1 por ser área que os operadores do AL permanecem, seguindo as recomendações da tabela B.1 do NCRP 151.

Tabela 9 – Fator de ocupação utilizados nos cálculos.

Ponto a ser protegido	Fator de Ocupação (T)
Comando do AL	1
Demais pontos	1/2

2.4.3 Fator de uso (U)

A fração de tempo que o feixe de radiação primário fica direcionado em cada ângulo durante os tratamentos, determinamos de fator uso, adotamos os valores conforme tabela 10 seguindo os Relatórios Finais de Análise de Segurança (RFAS) aprovados pela CNEN no Hospital de Amor de Barretos, estando também de acordo com o documento do Programa de Qualidade em Radioterapia [28]. Para o (U) podemos atribuir o mesmo valor para as barreiras secundárias imediatamente adjacentes as barreiras primárias, as demais barreiras secundárias devemos assumir com valor igual a 1 [7].

Tabela 10 – Fator de uso que serão utilizados nos cálculos.

Ângulo de incidência	Fator de Uso (U)
90°, 270°, 180°	1/5
0°	2/5
Barreira Secundária	1

2.4.4 Limitação da dose (P)

O limite anual de dose de radiação no corpo inteiro de acordo com a Norma 3.01 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) são divididos em: Indivíduos do Público (IP) e Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE). Apenas o ponto F foi utilizado o limite de dose para IOE por ser área supervisionada.

Tabela 11 – Limitação de dose a ser considerados na circunvizinhança das salas de radioterapia.

Indivíduos	Limite de Dose
IP	1 mSv/ano
IOE	20 mSv/ano

2.5 Comparação do cálculo das barreiras secundárias

Como exemplo, cálculos comparando as barreiras secundárias foram realizadas para cada parede definidos nas figuras 3 e 4 conforme sugerido no NCRP 151, IAEA 47 e IPEN 75 e com as recomendações deste estudo para cada AL, o material considerado nos cálculos foi o concreto com densidade de $2,35 \text{ g/cm}^3$. O ângulo de espalhamento do paciente foi usado 30 graus para barreiras secundárias adjacentes as barreiras primárias nos pontos A, B, C, D, G e H e 90 graus para barreiras secundárias na direção da mesa de tratamento ponto F e na parede G localizado no fundo da sala de acordo com as figuras 3 e 4.

Tabela 12 – Parâmetros usados nos cálculos das barreiras secundárias.

Parâmetros	Recomendações
W	1000 Gy/Semana
%IMRT/VMAT	80% Carga de Trabalho primária (W)
T	1 para o Comando, ½ Sala adjacente
U	1/5 para secundárias adjacentes primárias e 1 para demais
Fator C	Tabela 20 dos resultados (A depender da Técnica e AL)
%L	0.1%
Ângulo de Espalhamento	30° paredes adjacentes a primária, 90° para as demais
Limite de Dose	1 mSv/ano para IP e 20 mSv/ano para IOE

2.6 Medidas de radiação espalhada e de fuga do cabeçote

Medidas de radiação espalhada e da radiação de fuga que contribuem com doses nas barreiras secundárias nas salas de radioterapia foram investigadas com 3 diferentes dosímetros. Suspeita-se que, os protocolos e documentos atuais superestimam os valores de dose provenientes da radiação de fuga do cabeçote, por usar o limite sugerido no documento IEC60601 [29].

Os 3 diferentes tipos de dosímetros utilizados para realização das medidas na sala do AL foram: Câmara de ionização com volume de 230 cm^3 da fabricante Ludlum - Modelo 9DP, com certificado de calibração número: 21-3723 emitida por laboratório credenciado, Dosímetro Termoluminescente (TLD) fornecido pelo laboratório credenciado METROBRAS através da instituição USP e Nanodots® fornecido pelo laboratório credenciado SAPRA LANDAUER através do Hospital de Amor.

A radiação de fuga e espalhada no paciente foram medidas nas 4 salas de radioterapia cujo os AL foram incluídos no trabalho, comparando com os valores teóricos sugeridos nas referências internacionais. Um planejamento padrão com tamanho do campo de radiação de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ e dose de 10 Gy (prescrito na profundidade de 10 cm), foi criado e entregue em um objeto simulador de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ para os aceleradores [30, 31]: Elekta VersaHD e Synergy e Varian TrueBeam e Halcyon. De forma que, para radiação de fuga, os colimadores (*Jaw*) e o MLC foram fechados entregando a mesma dose de 10 Gy do planejamento padrão.

Foi definida uma distância de 2 metros para realização das medidas experimentais da radiação de fuga e de espalhamento, em que, o aparato utilizado para posicionar os detectores foram feitos de isopor e espuma evitando assim qualquer tipo de espalhamento da radiação, mesmo motivo de termos deixado o aparato sobre a mesa de tratamento (em que para todos os ALs são basicamente construídos com material de fibra de carbono). A distância de 2 metros também foi utilizada para encontrar os valores teóricos para radiação de fuga e espalhada seguindo os protocolos internacionais de acordo com as duas equações a seguir, respectivamente:

$$D(2m)_{leak} = \frac{10Gy \cdot 0.001}{2^2} \quad (2.2)$$

$$D(2m, \theta)_{scatt} = \frac{10Gy \cdot 0.14 \cdot \alpha(\theta)}{2^2} \quad (2.3)$$

Em que 0,001 (0,1%) corresponde a taxa de radiação de fuga proveniente do cabeçote definido pelo NCRP 151 e IAEA SRS 47, 0.14 leva em conta as condições de espalhamento devido o tamanho de campo, sendo a razão 15 cm^2 e 40 cm^2 e $\alpha(\theta)$ é o coeficiente de espalhamento que depende do ângulo a ser considerado e fornecido pela tabela 5 no IAEA SRS 47 e tabela B.4 do NCRP 151.

Sabendo da sensibilidade para medir os níveis de radiação de fuga, tomou-se a devida atenção quanto a metodologia para evitar influências de radiação espalhada conforme já descrito anteriormente. Além disso, para cada ponto medido, foi colocado três TLD, três Nanodots® e três leituras com a câmara de ionização foram adquiridas, obtendo assim uma média dos valores medidos para cada detector de radiação. Os dosímetros foram posicionados à uma distância de 2 metros na região sensível de cada detector e na altura do isocentro para os ângulos de: 10° , 30° , 60° , 90° e -30° como mostra a figura 5.

Como não é possível medir a radiação espalhada isoladamente (devido a contribuição da radiação de fuga), a medida com o campo aberto 15 cm^2 foi subtraído da medida para radiação de fuga, encontrando assim a dose proveniente apenas do espalhamento da radiação no objeto simulador conforme equação 2.4 [30].

$$Radiação_{\text{espalhada}} = (Medida_{\text{campoaberto}}) - (Medida_{\text{campofechado}}) \quad (2.4)$$

Em que o termo, $Medida_{\text{campoaberto}}$ foram as medidas com o campo 15 cm^2 (em que se tem além da radiação espalhada a contribuição da radiação de fuga) o termo $Medida_{\text{campofechado}}$ tem-se apenas a contribuição da radiação de fuga, tendo visto que os colimadores e MLC estão totalmente fechados. Assim sendo, ao fazer subtração das respectivas medidas é possível encontrarmos a dose de radiação proveniente apenas do espalhamento do objeto simulador que neste caso substituiu o paciente.

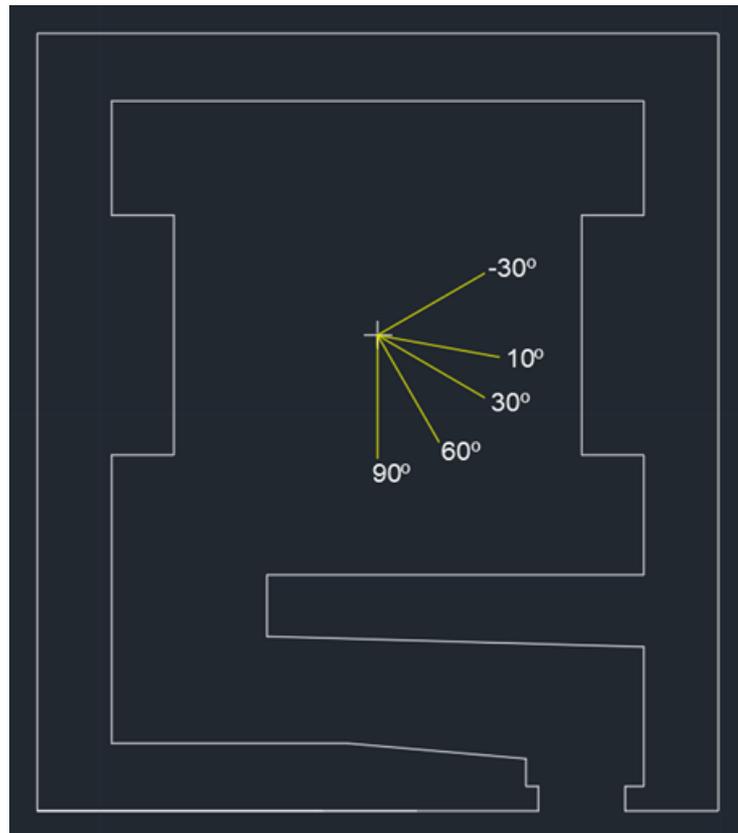


Figura 5 – Pontos de medidas ao longo do raio de 2 metros de distância do isocentro durante a entrega da dose de 10 Gy.

Resultados

Para melhor descrição, os resultados do trabalho estão organizados em: Gerais, estatísticos, custos-efetivos e medidas de radiação de fuga dentro da sala de tratamento.

Nos resultados gerais estão as análises de tendência central e dispersão dos dados que foram descritos na metodologia para os 2244 planejamentos. Nos resultados estatísticos estão os testes comparando as técnicas de entrega de dose IMRT e VMAT bem como os AL, sítios anatômicos, algoritmos de cálculos e energia do feixe de radiação. Nos resultados custos-efetivos, onde comparou-se os resultados dos fatores C encontrados no trabalho e com a literatura e que impactam na execução dos projetos de construção bem como nos custos de blindagens das barreiras secundárias das salas de radioterapia. Por fim os resultados das medidas dosimétricas da radiação de radiação fuga realizadas nas salas dos 4 AL.

3.1 Resultados gerais

Após a realização de todos os planejamentos propostos, foi analisado o número de UM para cada AL e técnica de tratamento utilizada (tabela 13). É importante destacar que, pela literatura, a utilização das técnicas de IMRT e VMAT requer um aumento do número de UM para entregar a dose de radiação prescrita quando comparada à técnica 3DCRT [7–9, 11].

Para o acelerador Synergy observou-se que, as UM para a técnica 3DCRT tiveram valor médio e desvio padrão de (430 ± 119) , com valores de UM 2,45 vezes maiores para IMRT e 2,58 para VMAT. Os aceleradores TrueBeam e Versa apresentaram para as técnicas 3DCRT os valores médios e desvios padrões de 432 ± 136 e 426 ± 122 , respectivamente. Para a técnica IMRT no TrueBeam os valores de UM foram em média 3 vezes maiores e para VMAT foram 1,85, enquanto que no Versa esses mesmos valores foram 2,32 e 2,49 respectivamente. Para o acelerador Halcyon a técnica IMRT seguiu conforme descrito

anteriormente ficando 1,89 vezes maior a UM quando comparada com 3DCRT (800 ± 205), já para VMAT a quantidade de UM foi menor (730 ± 192) que 3DCRT (tabela 13).

Tabela 13 – Análise de tendência central para Unidades Monitoras por AL e técnica de tratamento.

AL	Técnica	Média (UM)	Desvio padrão(UM)	Mediana(UM)
TrueBeam	3DCRT	431,60	135,88	427,00
	IMRT	1250,45	414,42	1274,00
	VMAT	767,84	191,29	764,00
Versa	3DCRT	426,37	121,90	434,00
	IMRT	970,45	290,66	916,00
	VMAT	1036,75	318,61	764,00
Halcyon	3DCRT	800,14	204,86	839,00
	IMRT	1497,06	488,92	1434,00
	VMAT	730,23	192,24	697,00
Synergy	3DCRT	430,19	118,67	434,00
	IMRT	1031,06	289,11	987,00
	VMAT	1086,78	366,38	1020,00

Tendo visto a dependência da UM com o fator C conforme já descrito na equação 1.6, segue na tabela 14 a média do fator C para AL incluído no trabalho bem como para as técnicas de entrega de dose IMRT e VMAT.

Tabela 14 – Valor médio e desvio padrão do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os aceleradores lineares: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy.

AL	Técnica	Média (C)	Desvio padrão (C)
TrueBeam	IMRT	3,00	0,92
	VMAT	1,85	0,38
Versa	IMRT	2,32	0,54
	VMAT	2,49	0,59
Halcyon	IMRT	1,89	0,52
	VMAT	0,94	0,24
Synergy	IMRT	2,45	0,58
	VMAT	2,58	0,75

Quando avaliado número de UM para cada sítio anatômico e técnica de tratamento (Tabela 15) notou-se que, para CP e Mama, o número médio de UM e seus respectivos desvios padrões para as técnicas de IMRT e VMAT foram maiores que os de Pulmão e Próstata.

Tabela 15 – Valor médio, desvio padrão e mediana do número de unidades monitoras dos planejamentos realizados por sítio anatômico e técnica de tratamento.

Técnica	Sítio	Média (UM)	Desvio padrão(UM)	Mediana(UM)
3DCRT	Mama	615,14	202,63	526,50
	CP	440,29	207,56	362,00
	Pulmão	433,79	156,74	404,50
	Próstata	489,38	231,53	449,50
IMRT	Mama	1349,72	382,49	1385,50
	CP	1359,08	488,53	1246,00
	Pulmão	896,14	296,64	830,00
	Próstata	907,13	255,46	898,00
VMAT	Mama	991,87	357,79	936,00
	CP	936,00	321,02	863,00
	Pulmão	820,03	222,66	804,00
	Próstata	769,79	224,71	743,00

Com o objetivo de aprofundar os resultados apresentados na tabela 15, e verificar o comportamento para os diferentes AL quando analisado os diferentes sítios anatômicos, um gráfico boxplot (figura 6) e nas tabelas 16, 17 e 18 estão os valores de UM para as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT para os diferentes sítios anatômicos.

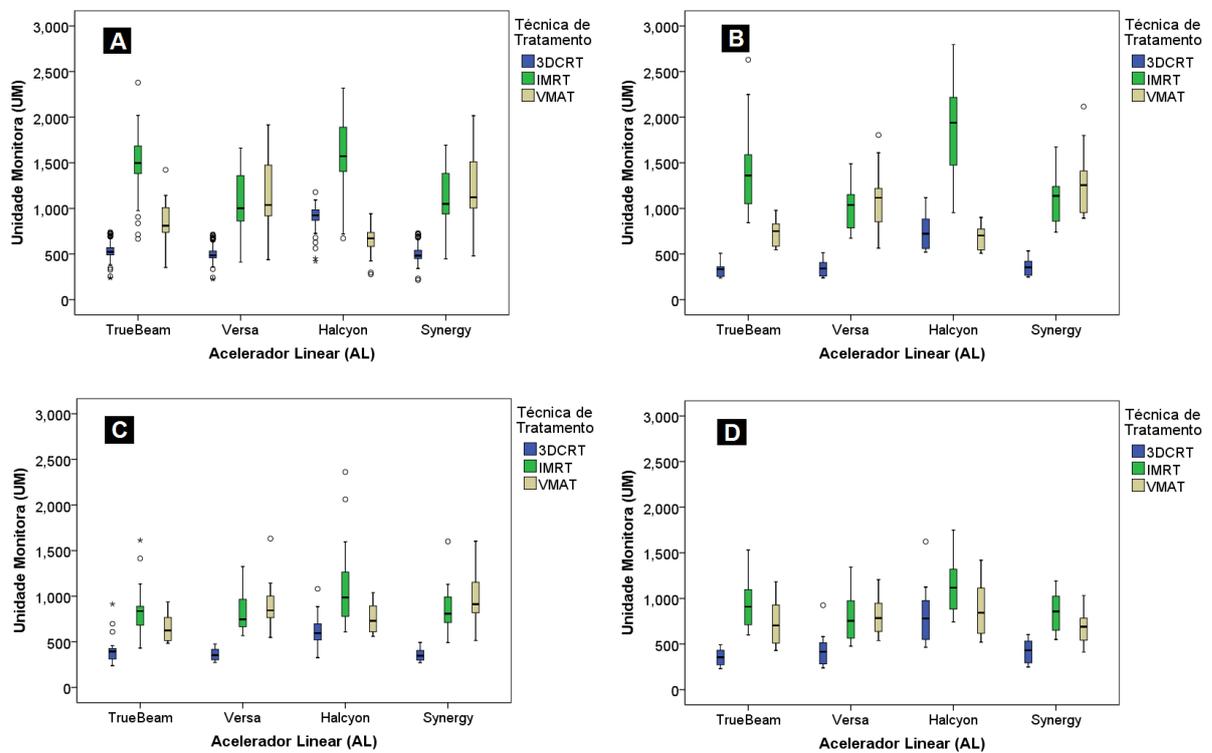


Figura 6 – Boxplot ilustrando a quantidade de UM por AL, técnica de entrega de dose e sítio anatômico (A: Mama, B: Cabeça e Pescoço, C: Pulmão e D: Próstata).

Tabela 16 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para 3DCRT realizados por sítio anatômico e AL.

Técnica	Sítio	AL	Média (UM)	Desvio padrão(UM)	Mediana(UM)
3DCRT	Mama	TrueBeam	538,35	105,26	523,00
		Versa	505,09	97,48	485,00
		Halcyon	909,23	130,68	924,00
		Synergy	507,87	103,7	482,00
	CP	TrueBeam	328,68	70,35	334
		Versa	338,88	74,51	342,00
		Halcyon	743,02	183,41	723,00
		Synergy	350,59	76,96	354,00
	Pulmão	TrueBeam	404,14	140,25	394,50
		Versa	359,68	61,97	354,00
		Halcyon	617,14	159,58	596,00
		Synergy	354,18	63,07	347,50
	Próstata	TrueBeam	352,80	83,00	555,00
		Versa	441,56	140,66	416,00
		Halcyon	777,34	248,29	781,00
		Synergy	415,80	119,37	432,00

Tabela 17 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para IMRT realizados por sítio anatômico e AL.

Técnica	Sítio	AL	Média (UM)	Desvio padrão(UM)	Mediana(UM)
IMRT	Mama	TrueBeam	1509,66	291,99	1497,00
		Versa	1104,26	308,66	1002,00
		Halcyon	1631,60	347,38	1572,00
		Synergy	1153,38	288,55	1050,00
	CP	TrueBeam	1395,15	387,75	1361,00
		Versa	1015,00	219,16	1038,00
		Halcyon	1917,07	459,06	1939,00
		Synergy	1115,05	251,90	1138,00
	Pulmão	TrueBeam	833,43	250,32	837,50
		Versa	814,46	183,29	746,50
		Halcyon	1083,43	412,11	986,50
		Synergy	853,25	215,38	808,00
	Próstata	TrueBeam	903,73	219,62	909,00
		Versa	781,15	225,53	755,00
		Halcyon	1106,88	255,75	1118,00
		Synergy	836,76	197,95	857,00

Tabela 18 – Valores médios, desvio padrão e mediana do número de UM para VMAT realizados por sítio anatômico e AL.

Técnica	Sítio	AL	Média (UM)	Desvio padrão(UM)	Mediana(UM)
VMAT	Mama	TrueBeam	855,18	179,41	810,00
		Versa	1187,94	344,69	1038,00
		Halcyon	667,77	131,52	672,00
		Synergy	1256,61	336,87	1123,00
	CP	TrueBeam	727,22	137,22	751,00
		Versa	1092,54	257,09	1117,00
		Halcyon	683,63	129,13	703,00
		Synergy	1248,23	292,14	1255,50
	Pulmão	TrueBeam	648,07	139,23	625,00
		Versa	889,79	197,41	845,00
		Halcyon	750,46	146,10	731,00
		Synergy	991,79	229,77	913,50
	Próstata	TrueBeam	726,24	221,09	704,00
		Versa	797,39	181,23	785,00
		Halcyon	880,32	273,48	843,00
		Synergy	675,20	157,56	690,00

O algoritmo utilizado no cálculo da dose pode influenciar no FM (equação 2.1) provocando diferenças no número de UM para entregar a mesma dose de prescrição. O principal motivo é a heterogeneidade dos tecidos a forma com a qual os algoritmos conseguem atingir a precisão no cálculo da dose quando ocorre a interação da radiação com o meio [32]. Para os AL Halcyon e TrueBeam foram realizados planejamentos com os dois algoritmos (AAA e Acuros) disponíveis pela fabricante Varian para compararmos a influência do algoritmo de cálculo no FM (tabela 19).

Tabela 19 – Valor médio, desvio padrão e mediana do FM calculados para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros nos AL TrueBeam e Halcyon para as técnicas de tratamentos: 3DCRT, IMRT e VMAT.

AL	Técnica	Algoritmo	Média (FM)	Desvio padrão(FM)	Mediana(FM)	
TrueBeam	3DCRT	AAA	1,79	0,51	1,64	
		Acuros	1,83	0,58	1,64	
	IMRT	AAA	5,18	1,86	5,05	
		Acuros	5,44	1,63	5,40	
	VMAT	AAA	3,28	0,56	3,31	
		Acuros	3,17	0,65	3,12	
	Halcyon	3DCRT	AAA	3,31	0,80	3,43
			Acuros	3,38	0,80	3,24
IMRT		AAA	6,23	2,16	6,52	
		Acuros	6,43	1,81	6,97	
VMAT		AAA	3,20	0,55	3,09	
		Acuros	2,91	0,49	2,92	

3.2 Resultados estatísticos

Conforme apresentado anteriormente, para tratamentos de IMRT e VMAT a quantidade de UM são maiores quando comparada com a técnica 3DCRT (tabelas 13, 16, 17 e 18), exceto para o Halcyon com a técnica VMAT. Sabendo que o fator C depende da quantidade de UM para diferentes técnicas de irradiação, conforme equação 1.6, seguem as análises estatísticas dos resultados comparando: As técnicas IMRT e VMAT, os AL, sítios anatômicos, fracionamento da dose de prescrição, algoritmo de cálculo e energia do feixe de radiação.

Comparando o fator C entre as técnicas IMRT e VMAT, independente do AL empregado (tabela 20), encontrou-se diferença estatisticamente significante entre os resultados ($p < 0,001$), indicando que não se deve generalizar o valor do fator C, quando utilizado as técnicas IMRT ou VMAT.

Tabela 20 – Valor médio, desvio padrão, mediana e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT.

Técnica	Média (C)	Desvio padrão (C)	Mediana (C)	Sig.
IMRT	2,42	0,77	2,30	$p < 0,001$
VMAT	1,96	0,84	1,94	

Na sequência, o fator C para cada AL incluído no trabalho e as diferentes técnicas de entrega de dose de intensidade modulada foi verificado (tabela 21). Observou-se o mesmo comportamento apresentado na tabela 20, de forma que os fatores C são estatisticamente diferentes para VMAT e IMRT para todos os AL estudados ($p < 0,001$). Para os aceleradores Elekta (Versa e Synergy), o fator C foi maior para VMAT quando comparado ao IMRT, já para os aceleradores Varian (TrueBeam e Halcyon) o inverso ocorreu. Esta diferença se dá por conta dos desenvolvimentos dos softwares e hardwares distintos de cada fabricante.

Tabela 21 – Valor médio, desvio padrão, e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os aceleradores lineares: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy.

AL	Técnica	Média (C)	Desvio padrão (C)	Sig.
TrueBeam	IMRT	3,00	0,92	$p < 0,001$
	VMAT	1,85	0,38	
Versa	IMRT	2,32	0,54	$p < 0,001$
	VMAT	2,49	0,59	
Halcyon	IMRT	1,89	0,52	$p < 0,001$
	VMAT	0,94	0,24	
Synergy	IMRT	2,45	0,58	$p < 0,001$
	VMAT	2,58	0,75	

O valor do Fator C se altera à depender do sítio anatômico tratado e também com AL definido para planejamento, ambos com ($p < 0,001$) (tabela 22). Para CP ambas as técnicas de tratamento apresentaram maiores médias e desvios padrões do fator C, evidenciando o que ocorre na prática clínica devido a alta complexidade dos planejamentos para esse sítio anatômico. Avaliando o fator C para cada AL e sítio anatômico, observou-se que, para a técnica de IMRT o TrueBeam tem o maior valor do Fator C para todos os sítios, exceto Pulmão. Já para VMAT, o menor valor em todos os sítios anatômicos foi encontrado para o acelerador Halcyon, com destaque para o fator C encontrado para mama e CP, em que possui valor menor que 1.

Tabela 22 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para as técnicas IMRT e VMAT para os AL: TrueBeam, Versa, Halcyon e Synergy e os sítios: Mama, CP, Pulmão e Próstata.

Técnica	Sítio Anatômico	AL	Média (C)	Desvio padrão (C)	Sig.
IMRT	Mama	TrueBeam	2,82	0,35	$p < 0,001$
		Versa	2,17	0,36	
		Halcyon	1,79	0,22	
		Synergy	2,26	0,27	
		Todos AL	2,26	0,48	
	CP	TrueBeam	4,28	0,96	
		Versa	3,03	0,53	
		Halcyon	2,61	0,43	
		Synergy	3,22	0,60	
		Todos AL	3,29	0,90	
	Pulmão	TrueBeam	2,21	0,75	
		Versa	2,27	0,33	
		Halcyon	1,78	0,54	
		Synergy	2,42	0,48	
		Todos AL	2,17	0,59	
	Próstata	TrueBeam	2,57	0,22	
		Versa	1,94	0,22	
		Halcyon	1,46	0,16	
		Synergy	2,05	0,19	
		Todos AL	2,01	0,44	
VMAT	Mama	TrueBeam	1,60	0,26	
		Versa	2,33	0,44	
		Halcyon	0,73	0,09	
		Synergy	2,46	0,39	
		Todos AL	1,78	0,76	
	CP	TrueBeam	2,25	0,30	
		Versa	3,24	0,46	
		Halcyon	0,94	0,11	
		Synergy	3,58	0,44	
		Todos AL	2,50	1,09	
	Pulmão	TrueBeam	1,68	0,34	
		Versa	2,49	0,42	
		Halcyon	1,25	0,24	
		Synergy	2,81	0,49	
		Todos AL	2,06	0,73	
	Próstata	TrueBeam	2,03	0,19	
		Versa	2,02	0,28	
		Halcyon	1,13	0,08	
		Synergy	1,67	0,28	
		Todos AL	1,71	0,43	

O FM foi calculado para compararmos a modulação do feixe de radiação quando utilizamos fracionamento convencional ou hipofracionamento nos 4 diferentes AL e nas

3 técnicas de tratamento (figura 7). Foi identificado diferença estatística significativa apenas para o acelerador TrueBeam com a técnica IMRT ($p = 0,031$) quando comparados os planejamentos entre fracionamento convencional e o hipofracionamento. Nas demais 11 comparações com os diferentes fracionamentos não obtivemos diferenças estatísticas significantes, o que indica que a dose por fração não altera a modulação do feixe de radiação.

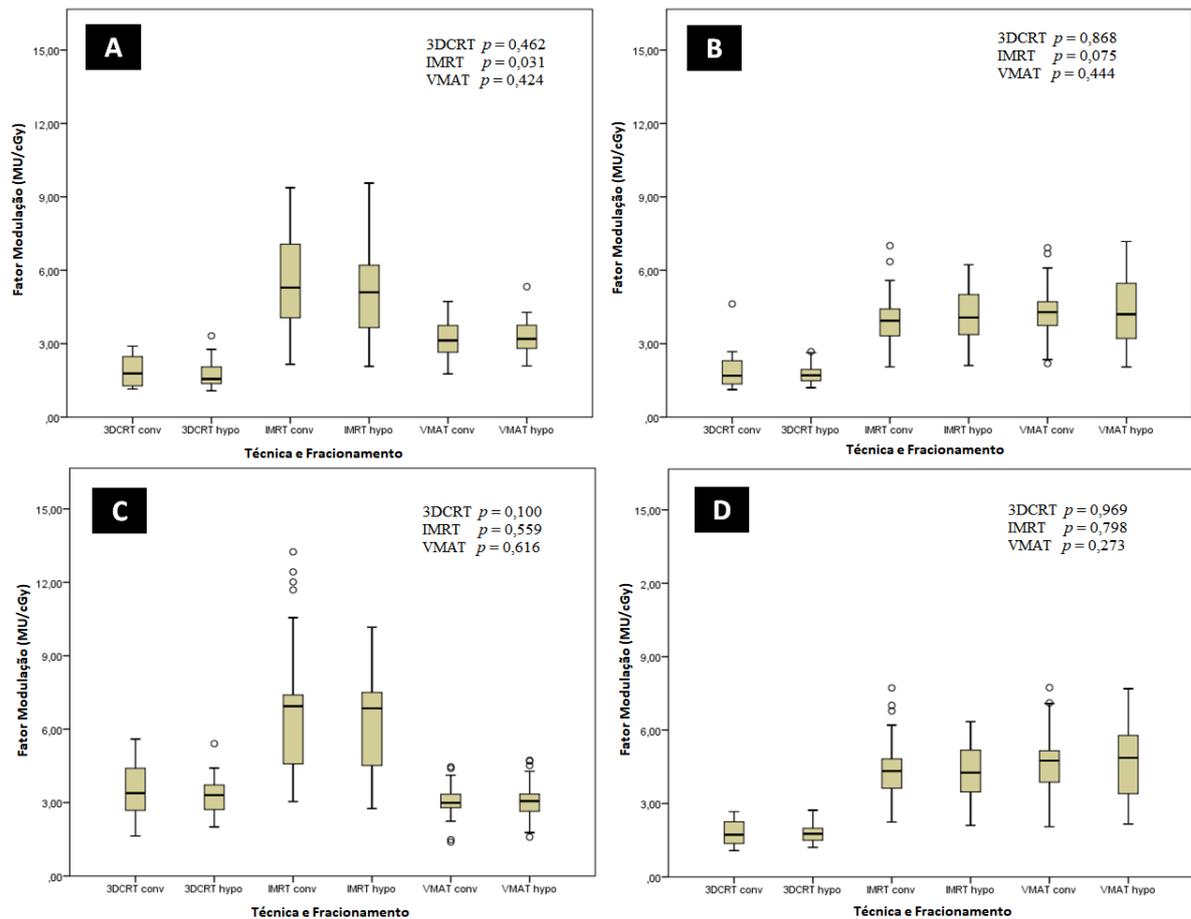


Figura 7 – Fator Modulação para fracionamento convencional e hipofracionamento para as técnicas 3DCRT, IMRT e VMAT, nos aceleradores lineares (A: TrueBeam, B: Versa, C: Halcyon e D: Synergy).

Mesmo sabendo das particularidades e diferenças dos algoritmos AAA e Acuros para o cálculo de dose no TPS da fabricante Varian, quando comparado o fator C obtido para os planejamentos realizados com os dois algoritmos e técnica de entrega de dose IMRT e VMAT (tabela 23), não foi verificada diferença estatística significativa ($p = 0,839$ e $0,852$).

Tabela 23 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros.

Técnica	Algoritmo	Média (C)	Desvio padrão(C)	Sig.
IMRT	AAA	2,40	1,02	$p = 0,839$
	Acuros	2,49	0,82	
VMAT	AAA	1,43	0,55	$p = 0,852$
	Acuros	1,36	0,56	

Como não houve diferença estatística significativa quando comparado técnica de entrega de dose para intensidade modulada e algoritmo, os sítios anatômicos também foram avaliados comparando os algoritmos AAA e Acuros (tabela 24), uma concordância inclusive nos desvios padrões mostrou que não há dependência na escolha do algoritmo para o sítio anatômico.

Tabela 24 – Valor médio, desvio padrão e teste estatístico do fator C para os algoritmos de cálculo AAA e Acuros e os sítios anatômicos: Mama, CP, Pulmão e Próstata.

Algoritmo	Sítio	Média (C)	Desvio padrão(C)	Sig.
AAA	Mama	1,77	0,80	$p > 0,501$
	CP	2,56	1,44	
	Pulmão	1,66	0,56	
	Próstata	1,77	0,59	
Acuros	Mama	1,71	0,78	
	CP	2,48	1,20	
	Pulmão	1,90	0,69	
	Próstata	1,81	0,56	

Para os planejamentos de próstata, conforme descrito na metodologia, no AL TrueBeam utilizou-se o feixe de fótons de 10 MV e nos AL Versa e Synergy utilizou-se 15 MV. Foi avaliado o número de UM e fator modulação comparando as diferentes energias (tabela 25). Mesmo sendo 3 diferentes AL (Versa, Synergy e TrueBeam) e 2 SPT distintos de cada fabricante, não foi identificado diferença estatística para UM e fator modulação ($p > 0,591$) quando avaliado os planejamentos feitos com feixe de fótons de 10 MV e 15 MV.

Tabela 25 – Teste estatístico, média e desvio padrão do FM e UM para os os feixes de fótons com energias de 10MV e 15 MV.

Energia	Parâmetro	Média	Desvio padrão	Sig.
10MV	UM	660,65	290,49	$p > 0,591$
	FM	2,64	1,00	
15MV	UM	652,36	247,15	
	FM	2,59	0,84	

3.3 Resultados custos-efetivos

Avaliou-se as espessuras das barreiras secundárias utilizadas nos cálculos de blindagens para radiação de fuga para o ponto F (figura 3), a partir dos fatores C encontrados no trabalho para cada AL e técnica de tratamento de intensidade modulada (tabela 21) e comparando com as recomendações do NCRP e CNEN (tabela 26). Os cálculos para pontos identificados nas figuras 3 e 4 estão nos (Apêndices: A, B, C e D). Foi considerado a energia do feixe de radiação de 6MV para os cálculos de todos os AL.

Sabendo que a barreira secundária tem também a componente de radiação espalhada no paciente, foram realizados os cálculos da sala padrão para todos os AL (Apêndice A, B, C e D) e a espessura de concreto encontrada no ponto F para radiação espalhada foi pelo menos 33 cm menor que a espessura referente à componente de radiação de fuga nos AL tanto para IMRT quanto para VMAT. Essa diferença entre as componentes seguem para os demais pontos (Apendice), motivo pelo qual foi considerado a radiação de fuga nos cálculos das espessuras de concreto apresentados na tabela 26.

Tabela 26 – Espessuras de concreto da parede F (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) da radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e a diferença percentual relativa com base nas espessuras encontradas no trabalho.

AL	Técnica	Espessura concreto Trabalho (cm)	Espessura concreto NCRP/CNEN (cm)	Diferença (%).
TrueBeam	IMRT	63	70	-11,1
	VMAT	57		-22,8
Versa	IMRT	60		-16,7
	VMAT	61		-14,8
Halcyon	IMRT	58		-20,7
	VMAT	49		-42,9
Synergy	IMRT	61		-14,8
	VMAT	62		-12,9

Ainda se tratando da quantidade de concreto utilizados para barreira secundária considerando a radiação de fuga, foi estimado o volume de concreto em metros cúbicos (m^3) necessários nas barreiras para cada acelerador linear e técnica de entrega de dose comparando com o sugerido pela CNEN e NCRP e seu impacto financeiro (tabela 27). O custo monetário do concreto com densidade de $2,35 \text{ g/cm}^3$ foi assumido como sendo três mil dólares por metro cúbico ($\$3000/\text{m}^3$), no qual inclui o custo de trabalho de forma, material e mão de obra [30].

Tabela 27 – Estimativa do impacto financeiro e o volume de concreto necessário das barreiras secundárias (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga, comparando os dados do trabalho e os sugeridos pelo NCRP e CNEN para cada AL.

AL	Técnica	Volume concreto Trabalho (m^3)	Volume concreto NCRP/CNEN (m^3)	Impacto Financeiro (US\$)
TrueBeam	IMRT	127	135	-21.600
	VMAT	120		-38.400
Versa	IMRT	122		-32.100
	VMAT	123		-28.800
Halcyon	IMRT	119		-39.300
	VMAT	109		-66.600
Synergy	IMRT	123		-28.500
	VMAT	124		-28.500

Encontrou-se a correlação do fator C para valores entre 1 e 10 com o volume de concreto e o custo adicional em dólares necessários para as blindagens das barreiras secundárias (figuras 8). As Equações 3.2 e 3.1 podem ser usadas para estimativa dos custos financeiros (em dólares) e a quantidade de concreto (m^3) à depender do fator C atribuído nos cálculos.

$$Volume(m^3)_{concreto} = 14,89 \cdot \ln(fatorC) - 0,0486 \tag{3.1}$$

$$Custo(\$)_{adicional} = 44677 \cdot \ln(fatorC) - 145,71 \tag{3.2}$$

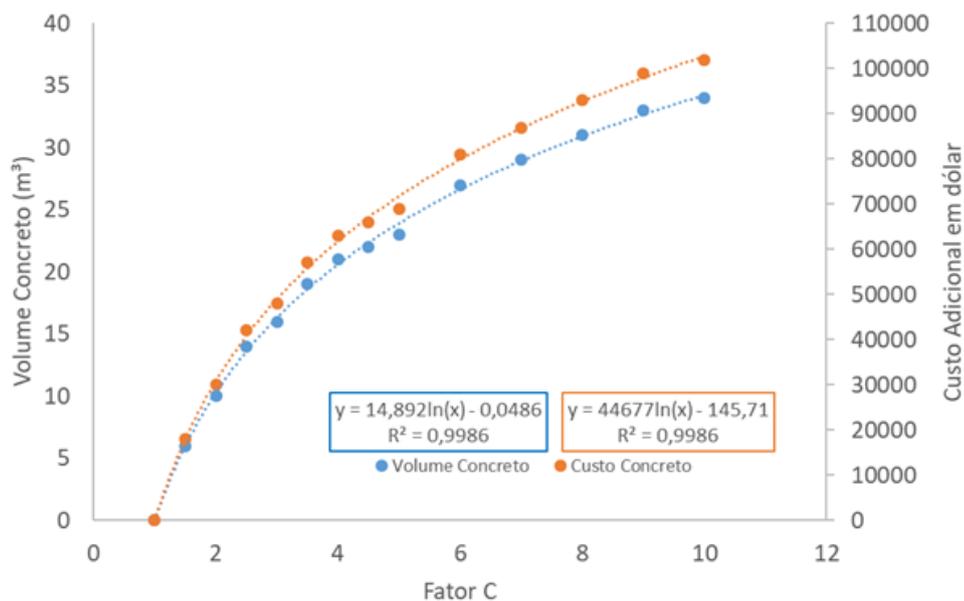


Figura 8 – Correlação do fator C com volume de concreto adicional (m^3) e os custos (em dólares) necessários nas barreiras secundárias para radiação de fuga da sala de radioterapia padrão.

3.4 Medidas de Radiação de fuga dentro das salas de tratamento

Valores máximos de radiação de fuga foram medidos com 3 dosímetros diferentes (Figuras 9, 10 e 11) em 5 pontos à 2 metros do isocentro dentro das salas de tratamentos para diferentes ângulos conforme apresentado metodologia na figura 5, dos 4 AL incluídos no trabalho.

A radiação de fuga em diferentes ângulos foi notavelmente menor do que a valores sugeridos por IEC, NCRP, IAEA e IPEM [7, 8, 29, 33] para os 3 dosímetros, em que, o valores máximo e mínimo medidos foram: 0,9 *mSv* com o Nanodot e AL Versa e 0,1 *mSv* com TLD para o AL Halcyon respectivamente.

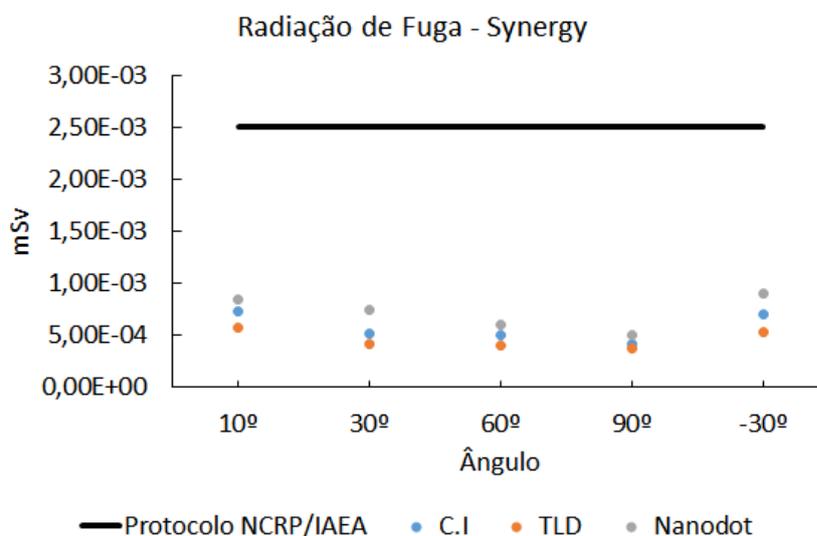


Figura 9 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Synergy em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.

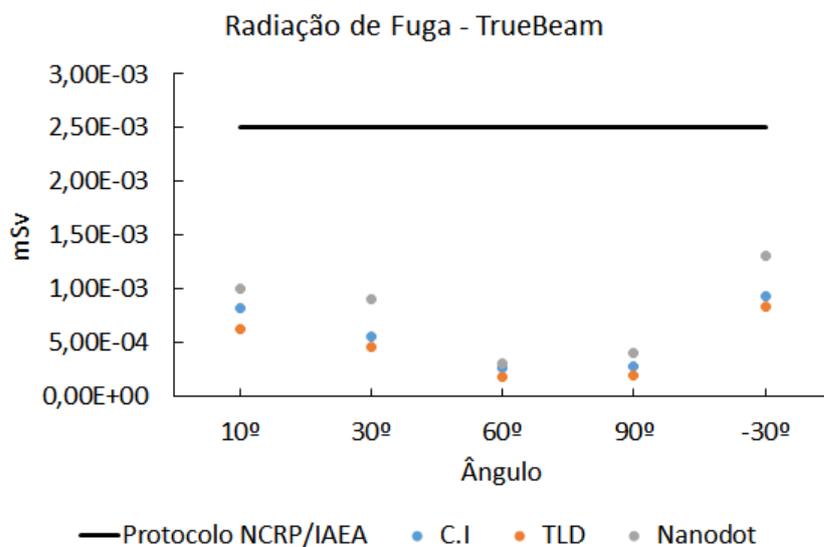


Figura 10 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL TrueBeam em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.

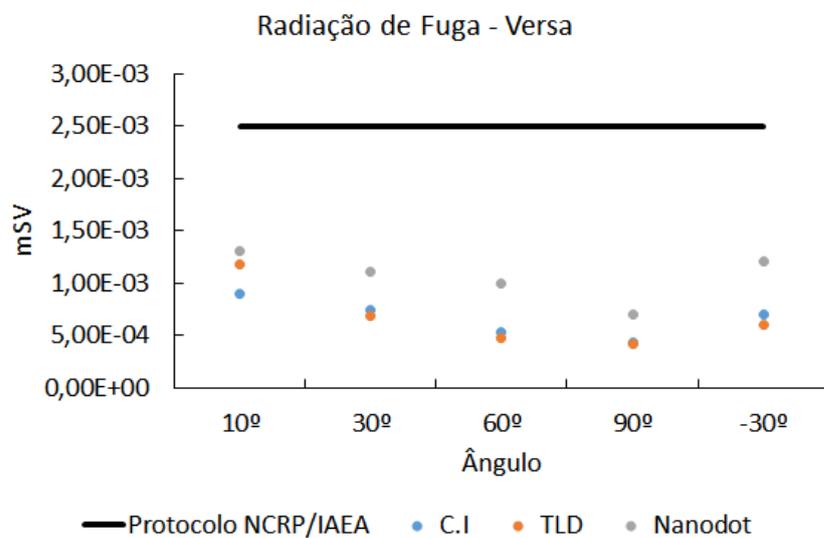


Figura 11 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Versa em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.

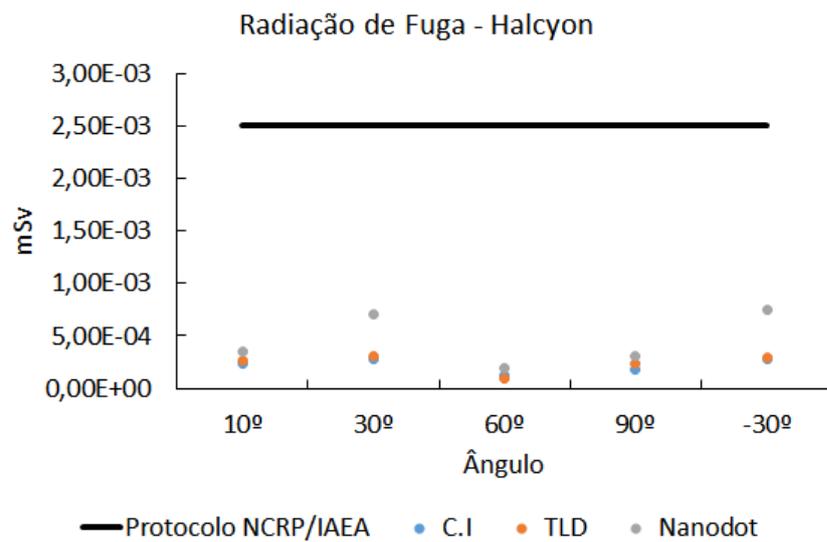


Figura 12 – Medidas de dose efetiva (mSV) da radiação de fuga no AL Halcyon em relação ao ângulo de espalhamento. Em preto e linha contínua o valor recomendado pelos documentos, os círculos azuis, laranja e cinza para os dosímetros: Câmara de ionização, TLD e Nanodot respectivamente.

3.5 Calculadora para determinação do Fator C

Com base nos resultados gerais e estatísticos apresentados, foi possível construir uma calculadora automatizada para determinação do fator C através de um aplicativo que esta disponível de forma gratuita e digital no link e *QR code* abaixo.

https://redcap.link/fator_c



Figura 13 – *QR code* para acesso ao aplicativo e calculadora automatizada do fator C.

O aplicativo tem por finalidade, auxiliar os profissionais na definição correta do fator C em que, o usuário do aplicativo poderá definir: O modelo do Acelerador Linear, a técnica de entrega de dose (IMRT e/ou VMAT) e as proporções dos sítios de tratamento, afim de estimar o fator C com base nas informações do departamento de radioterapia e o perfil de atendimento dos pacientes. Segue abaixo a figura (14) ilustrando o aplicativo.

A calculadora foi validada por diferentes profissionais de 5 distintas instituições com base nos resultados do trabalho de forma que atingiu-se um intervalo de confiança de 95%.

Calculadora de Fator C

Desenvolvido por:
Físico Médico em Radioterapia Diego Cunha; Marcos Lima. v1_2022

Escolha o Acelerador

Escolha a tecnica

Escolha o sitio

Fator C

FATOR C

Indique as proporções esperadas de

** utilize ponto (.) como separador decimal*

Mama	<input style="width: 80%;" type="text"/>	%	<div style="border: 2px solid black; border-radius: 10px; padding: 10px; display: inline-block;"> Calcular </div>
Cabeça e Pescoço	<input style="width: 80%;" type="text"/>	%	
Pulmão	<input style="width: 80%;" type="text"/>	%	
Prostata	<input style="width: 80%;" type="text"/>	%	
Total	<input style="width: 80%;" type="text"/>	%	

	TrueBeam (IC 95%)	Versa (IC 95%)	Halcyon (IC 95%)	Synergy (IC 95%)
IMRT	<input style="width: 80%;" type="text" value="0"/>			
	(:)	(:)	(:)	(:)
VMAT	<input style="width: 80%;" type="text" value="0"/>			
	(:)	(:)	(:)	(:)

Figura 14 – Imagem ilustrativa do aplicativo da calculadora automatizada do fator C.

Discussão

Os principais documentos utilizados como referência para os cálculos de blindagens trazem valores entre 2 e 10 para definição do fator C, e que como mostrado na figura 8, impactam diretamente no custo da construção da sala de tratamento, intervalo de valores amplos e que não diferenciam entre as técnicas IMRT e VMAT [7, 8]. Com a evolução do IMRT dinâmico para o VMAT, temos o gantry rotacionando continuamente em torno do paciente a uma velocidade variável, as posições do MLC são continuamente ajustadas e a taxa de dose é variada, aumentando os graus de liberdade para a entrega do feixe de radiação quando comparado com o IMRT [33]. Conforme tabela 20, a média do fator C encontrado para VMAT foi 19% menor quando comparado com IMRT ($p < 0,001$) evidenciando a necessidade que seja diferenciado as técnicas IMRT e VMAT nos projetos de cálculo de blindagem.

Quando individualizada a análise do fator C por AL e por técnica de entrega de dose (tabela 21) o TrueBeam apresentou maior valor, que foi, 3,00 para a técnica IMRT e o Halcyon o menor valor para a técnica VMAT que foi 0,94. Mesmo se considerarmos um desvio padrão (0,92) para o maior valor de C encontrado que foi o TrueBeam com a técnica IMRT, chegamos no máximo 3,92, distante do limite sugerido pela literatura [7, 8].

Para os AL Varian, a técnica VMAT diminui em pelo menos 65% a necessidade de modulação do feixe para atingir os objetivos do planejamento quando comparado com IMRT (figuras 7.A e 7.C). Enquanto que, nos AL Elekta o FM do feixe para as técnicas VMAT e IMRT ficaram similares, não mais que 7% de diferença entre si (figura 7.B e 7.D). As diferenças apresentadas para o FM dos fabricantes estão relacionadas principalmente com as características dos softwares: Sistemas de Planejamento e Algoritmos de otimização, bem como dos hardwares: AL e MLC. [34–36].

Os sítios de tratamento possuem dependência para definição do fator C (tabela 22), quando analisado a média de todos AL, em CP o fator C para IMRT e VMAT foram 3,29 e 2,50 respectivamente, sendo superiores aos demais sítios. Em contrapartida próstata apresentaram os menores valores de C para ambas as técnicas 2,01 para IMRT e 1,71

para VMAT. Quando individualizado o fator C por AL e sítio de tratamento (tabela 22), segue-se o mesmo comportamento onde CP apresenta fator C superior aos demais sítios para as técnicas IMRT e VMAT. Esse resultado evidencia ser importante conhecer o perfil de atendimentos dos pacientes no departamento de radioterapia para correta proporção e definição do fator C nos cálculos de barreiras secundárias.

Com o avanço e consolidação das indicações clínicas do Hipofracionamento em radioterapia [37–39], o trabalho investigou o FM do feixe quando comparado ao fracionamento convencional e de modo geral não encontrou diferença estatística significativa, ou seja, a dose por fração não altera a modulação do feixe de radiação nos AL incluídos no estudo (figura 7), exceto para o TrueBeam com a técnica IMRT ($p = 0,031$). A diferença estatística encontrada apenas para o IMRT no acelerador TrueBeam estão relacionada com a limitação do tamanho máximo do campo de radiação com o MLC de 22 cm na direção dos colimadores Y, sendo necessário em diversos planejamentos otimizar o ângulo do colimador para englobar todo o volume alvo e não favorecendo em algumas oportunidades a modulação do feixe de radiação. Foi observado este comportamento em 2 sítios de tratamento: Mama em que o FM do feixe para o fracionamento convencional e hipofracionamento foi de $6,87 \text{ UM/cGy}$ e $6,15 \text{ UM/cGy}$ respectivamente e CP com FM de $6,21 \text{ UM/cGy}$ para fracionamento convencional e $5,71 \text{ UM/cGy}$ para hipofracionamento. O fator modulação maior para o fracionamento convencional para ambos os sítios mencionados acima, se dá pelo fato de que as indicações clínicas para o fracionamento convencional foram preferencialmente para volumes alvos maiores em CP ou casos de irradiação da mama esquerda onde a área cardíaca deve ser preservada e que conseqüentemente tiveram maiores desafios para atingir os objetivos do planejamento [40].

A fabricante Varian dispõe de 2 algoritmos de cálculos da distribuição de dose no paciente que são: AAA e Acuros. Realizou-se a comparação do fator C entre eles (tabela 23) e não foi encontrado diferença estatística significativa ($p > 0,839$). Quando comparado os 2 algoritmos, e os sítios de tratamentos também não tiveram p significativo (tabela 24).

A escolha da energia do feixe de radiação para os planejamentos dos tratamentos é com base nos protocolos clínicos e institucionais de cada departamento de radioterapia, no entanto, definir energias do feixe de fótons de 6 MV para os tratamentos de pacientes tem sido uma preferência em 50 departamentos de radioterapia do Brasil (pesquisa Survey - Apêndice E). No estudo, para os planejamentos do sítio próstata foi definido a maior energia do feixe de radiação disponível [41] nos aceleradores TrueBeam, Versa e Synergy, que foram 10 MV e 15 MV respectivamente. Quando comparado o FM e UM (tabela 25) não foram encontradas diferenças estatísticas significantes ($p = 0,591$), mesmo se tratando de AL e energia do feixe de radiação diferentes.

Como premissa a sala de radioterapia padrão (Figuras 3 e 4) e AL com energia máxima de fótons de 6 MV conforme apresentado na metodologia, foram encontradas as

espessuras de concreto ($\rho = 2,35 \text{ g/cm}^3$) necessários para promover a proteção radiológica dos indivíduos que ocupam adjacências das salas de radioterapia (tabela 26). Foi considerado o fator C encontrado no trabalho para as técnicas IMRT e VMAT e para cada AL (tabela 21), comparando com o espessura seguindo a recomendação da CNEN e a média do NCRP151 utilizando o fator C igual 5.

Para a técnica VMAT encontrou-se uma redução nas espessuras de concreto necessários para barreira secundária quando comparado com o utilizado atualmente de até 20% e para técnica de IMRT de 11%. Sabendo que uma das premissas da proteção radiológica é a otimização, o trabalho identificou uma redução de pelo menos 7 m^3 de concreto e uma economia de até 66 mil dólares nas barreiras secundárias quando utilizados os fatores C encontrados no trabalho (tabela 27). Se analisado no Brasil o projeto do Plano de Expansão da Radioterapia no SUS, em que foi previsto pelo Ministério da Saúde a implantação de 100 soluções de radioterapia que contemplam infraestrutura e equipamentos [42], e atribuído o valor médio do fator C para VMAT encontrado no trabalho (tabela 20), uma economia de aproximadamente 5 milhões de dólares era possível devido ao menor volume de concreto necessários nas barreiras secundárias, tendo visto que as salas foram projetadas e construídas para suportar carga de trabalho com tratamentos de intensidade modulada. Conseqüentemente, conforme prestações de contas dos projetos já concluídos, o custo médio das soluções de radioterapia foi de 1 milhão de dólares [43], essa economia permitiria que o governo adquirisse 5 novas soluções de radioterapia considerando a sala de tratamento, AL e os equipamentos, totalizando 105.

A média do número de UM para a técnica convencional 3DCRT ficaram similares para os AL TrueBeam, Versa e Synergy conforme apresentado na tabela 13 e figura 6, já para o Halcyon houve um aumento de pelo menos 85% do número de UM para a técnica 3DCRT quando comparado com os demais AL, resultado similar ao que encontrado na literatura [44]. Esse aumento ocorre pois o Halcyon possui apenas o feixe sem o filtro aplanador (6 MV FFF) e para os tratamentos 3DCRT o sistema de planejamento insere o Feixe Plano Dinâmico do inglês *Dynamically Flattened Beam* (DFB) predefinindo uma sequência de movimentos do MLC para entregar ao usuário um feixe plano, otimizando o trabalho do planejador reduzindo o número de segmentos que deveriam ser definidos manualmente para alcançar uma distribuição de dose desejada [45–47].

Trabalhos já demonstraram que a radiação de fuga medida à 1 metro são $< 0,05\%$ nos AL modernos [30, 48], e as medidas dosimétricas realizadas dentro dos AL incluídos no trabalho contribuíram para esta afirmação (Figuras 8, 9, 10 e 11).

Não foi incluído IMRT Steep and Shoot (SS), pois a técnica tem entrado em desuso quando o departamento de radioterapia possui a Técnica IMRT Sliding Window ou VMAT (Conforme pesquisa Survey – Apêndice E) e também por conta do tempo de tratamento do SS, contudo, o fator C para a técnica SS é similar ao VMAT de acordo com IPEM [33].

O grupo de trabalho PG-Dart3D pretende como trabalhos futuros encontrar os parâmetros de blindagens para aceleradores dedicados ao hipofracionamento moderado e extremo na radioterapia contemporânea e a influência dos feixes de fótons sem o filtro aplanador (FFF).

Conclusão

Os fatores C utilizados para os cálculos de blindagens na radioterapia moderna precisam ser utilizados de maneira distintas entre as técnicas IMRT e VMAT em que foi encontrado valores médios de 2,42 e 1,96 respectivamente, adicionalmente devemos individualizar o fator C para os diferentes AL conforme apresentado no trabalho em que o maior valor encontrado foi 3,00 para a técnica IMRT no TrueBeam o menor valor foi 0,94 para VMAT no Halcyon.

Um estudo sobre o nível de conservadorismo comparando com os protocolos internacionais de blindagem foi realizado através de uma análise de dados sugeridos por comissões nacionais e internacionais. Os resultados do nosso estudo sugerem uma redução de até 21 cm de concreto na barreira secundária e que o nível de conservadorismo do NCRP 151, IAEA SRS 47 e CNEN, em geral é superestimada ou excessiva. Por sua vez, isso leva a um desnecessário aumento de custo, matéria prima e mão-de-obra para novas construções ou reformas de salas de radioterapia, podendo chegar a 66 mil dólares e utilizar até $22m^3$ adicionais de concreto além do necessário, estando em desacordo com os princípios da ICRP do inglês *International Commission Radiation Protection* de justificação e otimização da proteção radiológica.

Os valores do fator C encontrados no trabalho se mostram seguros do ponto de vista de proteção radiológica, podendo ser utilizados nos cálculos de blindagens para definição da espessura das paredes para radiação de fuga e sendo confirmados com as medidas de doses realizadas para esta componente da barreira secundária nos 4 AL, em que não tiveram valores maiores que 0,9 mSv quando comparado ao recomendado que é 2,5 mSv à 2 metros do isocentro.

Referências

- 1 MARTIN, M. C. Radiation oncology-external-beam radiation therapy. *Health physics*, v. 116, n. 2, p. 184–188, 2019.
- 2 POON, I. et al. A treatment planning analysis of inverse-planned and forward-planned intensity-modulated radiation therapy in nasopharyngeal carcinoma. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 69, p. 1625–1633, 12 2007. ISSN 03603016.
- 3 FOLLOWILL, D.; GEIS, P.; BOYER, A. Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 38, p. 667–72, 07 1997.
- 4 KAIRN, T.; CROWE, S.; TRAPP, J. Correcting radiation survey data to account for increased leakage during intensity modulated radiotherapy treatments. *Medical Physics*, v. 40, p. 111708, 11 2013.
- 5 BRASIL, C. N. de E. N. *Norma CNEN NN 6.02 Licenciamento de instalações radiativas*. 2022. Disponível em: <<https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-6/NormaCNENNN6.02.pdf>>.
- 6 BRASIL, C. N. de E. N. *Norma CNEN NN 6.10 Requisitos de segurança e proteção radiológica para serviços de radioterapia*. 2021. Disponível em: <<https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-6/grupo6-nrm610.pdf>>.
- 7 ROHRIG, N. Structural shielding design and evaluation for megavoltage x- and gamma-ray radiotherapy facilities, ncrp report no. 151. *Health Physics*, v. 91, p. 270, 09 2006.
- 8 RADIATION Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2006. (Safety Reports Series, 47). ISBN 92-0-100505-9. Disponível em: <<https://www.iaea.org/publications/7197/radiation-protection-in-the-design-of-radiotherapy-facilities>>.
- 9 MUTIC, S. et al. Room shielding for intensity-modulated radiation therapy treatment facilities. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 50, p. 239–46, 06 2001.
- 10 BOYER, A. et al. Intensity-modulated radiotherapy: Current status and issues of interest. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*, v. 51, p. 880–914, 11 2001.
- 11 RODGERS, J. E. Radiation therapy vault shielding calculational methods when imrt and tbi procedures contribute. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Wiley, v. 2, p. 157, 7 2001. ISSN 15269914.

- 12 BRASIL, C. N. de E. N. *Norma CNEN NN 3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. 2014. Disponível em: <[https://https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-3/grupo3-nrm301.pdf](https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-3/grupo3-nrm301.pdf)>.
- 13 GRANT A. BLEIER, C. C. M. C. W.; TARGOVNIK, H. Leakage considerations with a multi-leaf collimator designed intensity-modulated conformal radiotherapy. *Medical Physics*, v. 21, p. 921, 11 1994.
- 14 GRANT, W. Conformal intensity-modulated radiotherapy imrt! delivered by robotic linac—conformality versus efficiency of dose delivery. *Phys. Med. Biol*, v. 45, p. 1715–1730, 2000.
- 15 GRANT, W. Conformal intensity-modulated radiotherapy imrt! delivered by robotic linac—testing imrt to the limit. *Phys. Med. Biol*, v. 44, p. 1639–1654, 1999.
- 16 SUNG, H. et al. Global cancer statistics 2020: Globocan estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, Wiley, v. 71, p. 209–249, 5 2021. ISSN 0007-9235.
- 17 ESTIMATIVA-2021-INCIDENCIA-DE-CANCER-NO-BRASIL. Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 2020. ISBN 978-85-7318-388-7. Disponível em: <[https://https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/estimativa-2021-incidencia-de-cancer-no-brasil](https://www.inca.gov.br/publicacoes/livros/estimativa-2021-incidencia-de-cancer-no-brasil)>.
- 18 GRIMM, J. et al. High dose per fraction, hypofractionated treatment effects in the clinic (hytec): An overview. *International Journal of Radiation Oncology*Biological*Physics*, v. 110, p. 1–10, 05 2021.
- 19 FREEDMAN, G. M. et al. *RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP RTOG 1005 A PHASE III TRIAL OF ACCELERATED WHOLE BREAST IRRADIATION WITH HYPOFRACTIONATION PLUS CONCURRENT BOOST VERSUS STANDARD WHOLE BREAST IRRADIATION PLUS SEQUENTIAL BOOST FOR EARLY-STAGE BREAST CANCER Study Chairs Document History*. 2011. Disponível em: <<https://www.ctsu.org>>.
- 20 BRADLEY, J. D. et al. Long-term results of nrg oncology rtog 0617: Standard-versus high-dose chemoradiotherapy with or without cetuximab for unresectable stage iii non-small-cell lung cancer. *J Clin Oncol*, v. 38, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10>>.
- 21 MAGUIRE, J. et al. Soccar: A randomised phase ii trial comparing sequential versus concurrent chemotherapy and radical hypofractionated radiotherapy in patients with inoperable stage iii non-small cell lung cancer and good performance status. *European Journal of Cancer*, Elsevier Ltd, v. 50, p. 2939–2949, 2014. ISSN 18790852.
- 22 MARTINEZ, A. A. et al. *RADIATION THERAPY ONCOLOGY GROUP RTOG 0815 A PHASE III PROSPECTIVE RANDOMIZED TRIAL* url = <https://members.ctsu.org>.,
- 23 DEARNALEY, D. et al. Conventional versus hypofractionated high-dose intensity-modulated radiotherapy for prostate cancer: 5-year outcomes of the randomised, non-inferiority, phase 3 chhip trial. *The Lancet Oncology*, Lancet Publishing Group, v. 17, p. 1047–1060, 8 2016. ISSN 14745488.

- 24 LEE, N. Y. et al. Addition of bevacizumab to standard chemoradiation for locoregionally advanced nasopharyngeal carcinoma (rtog 0615): a phase 2 multi-institutional trial. *The Lancet Oncology*, v. 13, n. 2, p. 172–180, 2012.
- 25 JACINTO, A. A. et al. Feasibility of concomitant cisplatin with hypofractionated radiotherapy for locally advanced head and neck squamous cell carcinoma 11 medical and health sciences 1112 oncology and carcinogenesis. *BMC Cancer*, BioMed Central Ltd., v. 18, 10 2018. ISSN 14712407.
- 26 FAY, M. P.; PROSCHAN, M. A. Wilcoxon-mann-whitney or t-test? on assumptions for hypothesis tests and multiple interpretations of decision rules. *Statistics Surveys*, Institute of Mathematical Statistics, v. 4, p. 1–39, 2010. ISSN 19357516.
- 27 BRASIL. Lei nº 13.709, de 14 de agosto de 2018, institui a Lei Geral de Proteção de Dados Pessoais (LGPD). Presidência da República Secretaria-Geral Subchefia para Assuntos Jurídicos. Disponível em: <www.planalto.gov.br/ccivil_03/_ato2015-2018/2018/lei/L13709compilado.htm>.
- 28 BRASIL, M. da Saúde. Instituto Nacional de C.-I. *Blindagem em radioterapia: técnica e normas*. 2000. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/ppqrt_blind_rdtrp_tec_nrms.pdf>.
- 29 INTERNATIONAL STANDARD NORME INTERNATIONALE Medical electrical equipment-Part 2-1: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV Appareils électromédicaux-Partie 2-1: Exigences particulières de sécurité de base et de performances essentielles pour les accélérateurs d'électrons dans la gamme de 1 MeV à 50 MeV. 2009. Disponível em: <www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm>.
- 30 RIJKEN, J. et al. Linear accelerator bunker shielding for stereotactic radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, Institute of Physics Publishing, v. 64, 11 2019. ISSN 13616560.
- 31 JANK, J.; KRAGL, G.; GEORG, D. Impact of a flattening filter free linear accelerator on structural shielding design. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, v. 24, p. 38–48, 3 2014. ISSN 09393889.
- 32 REIS, C. et al. Effects of heterogeneities in dose distributions under nonreference conditions: Monte carlo simulation vs dose calculation algorithms. *Medical Dosimetry*, v. 44, 03 2018.
- 33 HORTON, P.; EATON, D. *Design and shielding of radiotherapy treatment facilities: IPEM report 75: Second edition*. [S.l.: s.n.], 2017. 1-305 p. ISBN 978-0-7503-1440-4.
- 34 LIU, H. et al. Evaluation of 3d-crt, imrt and vmat radiotherapy plans for left breast cancer based on clinical dosimetric study. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, Elsevier Ltd, v. 54, p. 1–5, 12 2016. ISSN 18790771.
- 35 PETERS, S.; SCHIEFER, H.; PLASSWILM, L. A treatment planning study comparing elekta vmat and fixed field imrt using the varian treatment planning system eclipse. *Radiation Oncology*, BioMed Central Ltd., v. 9, p. 153, 12 2014. ISSN 1748-717X. Disponível em: <<https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-717X-9-153>>.

- 36 COZZI, L. et al. A treatment planning study comparing volumetric arc modulation with rapidarc and fixed field imrt for cervix uteri radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, v. 89, p. 180–191, 11 2008. ISSN 01678140.
- 37 CATTON, C. N. et al. Journal of clinical oncology randomized trial of a hypofractionated radiation regimen for the treatment of localized prostate cancer. *J Clin Oncol*, v. 35, p. 1884–1890, 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1200/JCO.2016.>>
- 38 KASTER, T. et al. Radical-intent hypofractionated radiotherapy for locally advanced non–small-cell lung cancer: A systematic review of the literature. *Clinical Lung Cancer*, v. 16, 09 2014.
- 39 WHELAN, T. et al. Long-term results of hypofractionated radiation therapy for breast cancer. *The New England Journal of Medicine*, v. 362, p. 513–20, 02 2010.
- 40 PRADES, J. et al. Understanding variations in the use of hypofractionated radiotherapy and its specific indications for breast cancer: A mixed-methods study. *Radiotherapy and Oncology : Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, v. 123, 02 2017.
- 41 LAUGHLIN, J.; MOHAN, R.; KUTCHER, G. Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, v. 12, p. 1551–7, 10 1986.
- 42 BRASIL, M. da S. *PORTARIA Nº 931 - Institui o Plano de Expansão da Radioterapia no Sistema Único de Saúde (SUS)*. 2012. Disponível em: <https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/gm/2012/prt0931_10_05_2012.html>.
- 43 BRASIL, M. da S. *PLANO DE EXPANSÃO DA RADIOTERAPIA - Ministério da Saúde - Secretaria de Ciência, Tecnologia, Inovação e Insumos Estratégicos Gerência de Projetos – SCTIE*. 2022. Disponível em: <https://www.gov.br/saude/pt-br/aceso-a-informacao/acoes-e-programas/per-sus/arquivos/2022/situacao-dos-projetos-pb-e-pe-dezembro_2022.pdf/view>.
- 44 BOLLINGER, D. et al. Technical note: Dosimetric characterization of the dynamic beam flattening mlc sequence on a ring shaped, jawless linear accelerator with double stacked mlc. *Medical Physics*, v. 47, 12 2019.
- 45 RICHTER, A. et al. Comparison of sliding window and field-in-field techniques for tangential whole breast irradiation using the halcyon and synergy agility systems. *Radiation Oncology*, v. 16, 11 2021.
- 46 MORRIS, R. et al. Field-in-field breast planning for a jawless, double-stack mlc linac using flattening-filter-free beams. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 20, 10 2019.
- 47 FLORES-MARTINEZ, E. et al. Dosimetric study of the plan quality and dose to organs at risk on tangential breast treatments using the halcyon linac. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, v. 20, 06 2019.
- 48 CAI, B. et al. Technical note: Self-shielding evaluation and radiation leakage measurement of a jawless ring gantry linac with a beam stopper. *Medical Physics*, v. 48, 03 2021.

Apêndices



Espessura barreira secundária sala Padrão - TrueBeam

Espessuras das barreiras secundárias para o AL TrueBeam, utilizando os cálculos de blindagens para radiação de fuga com os dados do trabalho e o recomendado pelo NCRP e CNEN e da radiação espalhada para os 8 pontos da sala padrão e identificadas nas figuras 3 e 4.

Tabela 28 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação espalhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL TrueBeam.

AL	Técnica	Ponto identificado na sala padrão	Radiação de Fuga		Radiação Esp.
			Espessura Trabalho (cm)	Espessura NCRP/CNEN (cm)	Espessura (cm)
AL	IMRT	A	100	106	81
		B	100	106	81
		C	100	106	81
		D	97	104	79
		E	106	113	55
		F	63	70	30
		G	103	110	85
		H	109	115	90
TrueBeam	VMAT	A	94	106	81
		B	94	106	81
		C	94	106	81
		D	91	104	79
		E	100	113	55
		F	57	70	30
		G	97	110	85
		H	103	115	90

B

Espessura barreira secundária sala Padrão - Versa

Espessuras das barreiras secundárias para o AL Versa, utilizando os cálculos de blindagens para radiação de fuga com os dados do trabalho e o recomendado pelo NCRP e CNEN e da radiação espalhada para os 8 pontos da sala padrão e identificadas nas figuras 3 e 4.

Tabela 29 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Versa.

AL	Técnica	Ponto identificado na sala padrão	Radiação de Fuga		Radiação Esp. Espessura (cm)
			Espessura Trabalho (cm)	Espessura NCRP/CNEN (cm)	
Versa	IMRT	A	96	106	81
		B	96	106	81
		C	96	106	81
		D	94	104	79
		E	103	113	55
		F	60	70	30
		G	100	110	85
		H	106	115	90
Versa	VMAT	A	97	106	81
		B	97	106	81
		C	97	106	81
		D	95	104	79
		E	104	113	55
		F	61	70	30
		G	101	110	85
		H	107	115	90

Espessura barreira secundária sala Padrão - Halcyon

Espessuras das barreiras secundárias para o AL Halcyon, utilizando os cálculos de blindagens para radiação de fuga com os dados do trabalho e o recomendado pelo NCRP e CNEN e da radiação espalhada para os 8 pontos da sala padrão e identificadas nas figuras 3 e 4.

Tabela 30 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Halcyon.

AL	Técnica	Ponto identificado na sala padrão	Radiação de Fuga		Radiação Esp. Espessura (cm)
			Espessura Trabalho (cm)	Espessura NCRP/CNEN (cm)	
Halcyon	IMRT	A	94	106	81
		B	94	106	81
		C	94	106	81
		D	92	104	79
		E	100	113	55
		F	58	70	30
		G	98	110	85
		H	103	115	90
Halcyon	VMAT	A	85	106	81
		B	85	106	81
		C	85	106	81
		D	83	104	79
		E	92	113	55
		F	49	70	30
		G	89	110	85
		H	94	115	90

D

Espessura barreira secundária sala Padrão - Synergy

Espessuras das barreiras secundárias para o AL Synergy, utilizando os cálculos de blindagens para radiação de fuga com os dados do trabalho e o recomendado pelo NCRP e CNEN e da radiação espalhada para os 8 pontos da sala padrão e identificadas nas figuras 3 e 4.

Tabela 31 – Espessuras de concreto da barreira secundária (densidade $2,35 \text{ g/cm}^3$) para radiação de fuga comparando os dados do trabalho e sugeridos pelo NCRP/CNEN e da radiação esaplhada no paciente para as técnicas IMRT e VMAT no AL Synergy.

AL	Técnica	Ponto identificado na sala padrão	Radiação de Fuga		Radiação Esp. Espessura (cm)
			Espessura Trabalho (cm)	Espessura NCRP/CNEN (cm)	
AL	IMRT	A	97	106	81
		B	97	106	81
		C	97	106	81
		D	95	104	79
		E	104	113	55
		F	61	70	30
		G	101	110	85
		H	107	115	90
Synergy	VMAT	A	98	106	81
		B	98	106	81
		C	98	106	81
		D	95	104	79
		E	104	113	55
		F	62	70	30
		G	102	110	85
		H	107	115	90



Pesquisa Survey com Físicos Médicos da Radioterapia no Brasil

A pesquisa Survey foi disponibilizada para os físicos médicos de radioterapia de todo Brasil. A pesquisa possuía 9 perguntas, em que uma delas tinha 4 perguntas adicionais. Era permitido em 4 perguntas selecionar mais que uma resposta, no qual se tratava dos fabricantes dos aceleradores lineares, sistemas de planejamento, sistema de entrega de dose que o departamento de radioterapia possui, além das referências utilizadas para definir o fator C no serviço de radioterapia que atuam.

Foram obtidas 54 respostas de diferentes profissionais e serviços de radioterapia, de forma que, 50 respostas foram válidas por terem sido completadas e TCLE aceito.

Com o resultado da pesquisa, foi possível notar uma predominância (82%) dos aceleradores lineares somando os fabricantes Varian e Elekta nos serviços de radioterapia do Brasil, identificou-se também a preferência do VMAT (86%) em relação ao IMRT para os tratamentos dos pacientes quando utilizado a técnica de intensidade modulada.

Outro relevante resultado foi que pelo menos 86% dos físicos médicos optam pela energia do feixe de radiação de 6 MV para os planejamentos de mama, cabeça e pescoço e pulmão. Para próstata, 50% escolhem a energia do feixe de radiação de 6 MV, 38% utilizam 10 MV e 12% optam por 15 MV.

Quanto ao fator C definido e utilizado nos cálculos de blindagens dos serviços de radioterapia que participaram da pesquisa, 62% atribuem o valor igual a 5 para o fator C. Em que, 74% não diferenciam as técnicas IMRT e VMAT. De acordo com os profissionais, estes valores são seguidos conforme NCRP 151 ou recomendação da CNEN.

Segue abaixo o formulário da pesquisa e os respectivos resultados para cada pergunta do questionário Survey.

1. No serviço de radioterapia que você atua, qual(s) o(s) fabricante(s) de acelerador linear você possui?

**Caso necessário, assinale mais de uma opção.*

* must provide value

- Accuray
- Elekta
- Siemens
- Varian
- Outros
- Não se Aplica / Não quero Responder

Figura 15 – Pergunta 1 do questionário Survey.

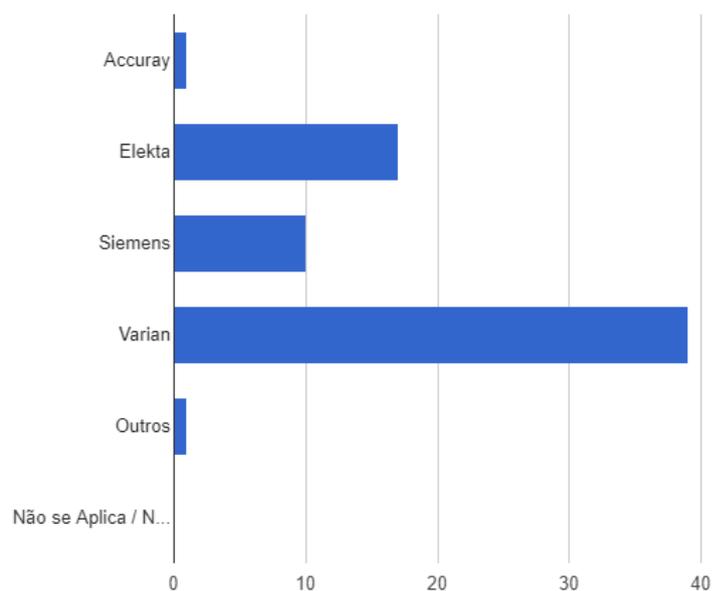


Figura 16 – Resultado para pergunta 1, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Accuray (1, 2%), Elekta (17, 34%), Siemens (10, 20%), Varian (39, 78%), Outros (1, 2%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

2. Qual(s) o(s) sistema(s) de planejamento (TPS) você utiliza em seu serviço?

**Caso necessário, assinale mais de uma opção.*

* must provide value

- CAT3D
- Eclipse
- iPlan/Elements
- Monaco
- Prowess
- XiO
- Outros
- Não se Aplica / Não quero Responder

Figura 17 – Pergunta 2 do questionário Survey.

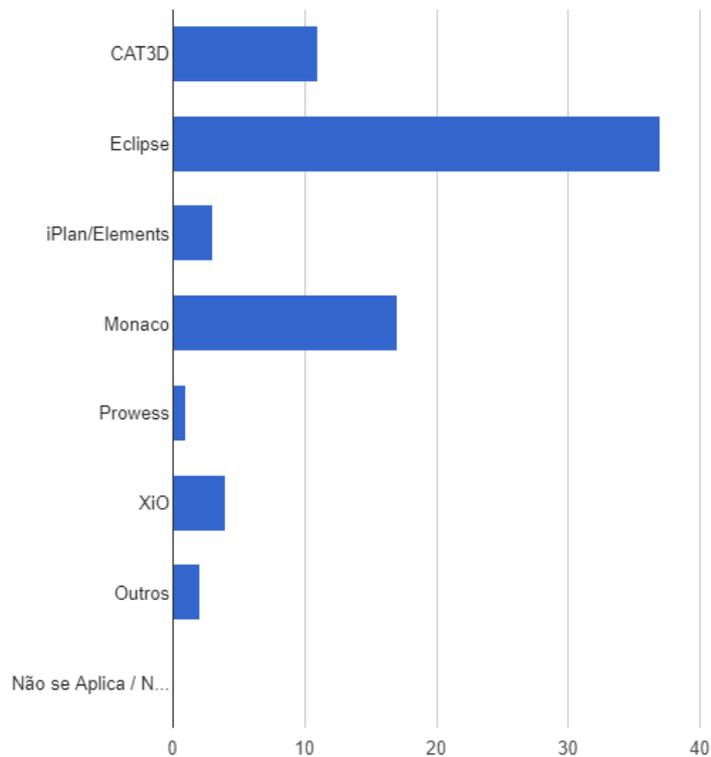


Figura 18 – Resultado para pergunta 2, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. CAT3D (11, 22%), Eclipse (37, 74%), iPlan/Elements (3, 6%), Monaco (17, 34%), Prowess (1, 2%), XiO (4, 8%), Outros (2, 4%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

3. No seu serviço, quais técnicas de Intensidade Modulada você utiliza nos tratamentos dos pacientes?

ATENÇÃO: Não são as técnicas que o serviço possui, mas sim o que o serviço utiliza nos tratamentos dos pacientes atualmente.

**Caso necessário, assinale mais de uma opção.*

- Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT).
- IMRT Sliding Window.
- IMRT Step and Shoot.
- Não se Aplica / Não quero Responder

Figura 19 – Pergunta 3 do questionário Survey.

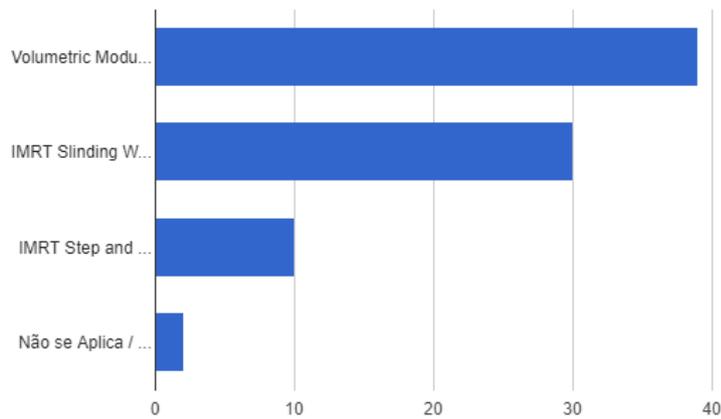


Figura 20 – Resultado para pergunta 3, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). (39, 78%), IMRT Sliding Window. (30, 60%), IMRT Step and Shoot. (10, 20%), Não se Aplica / Não quero Responder (2, 4%)

4. Considerando que se estivesse no seu departamento um acelerador linear com energias de fótons de 6 MV, 10 MV e 15 MV, qual você escolheria para planejamentos de IMRT/VMAT para determinados sítios anatômicos:

	6 MV	10 MV	15 MV	Não se Aplica / Não quero Responder
a) Cabeça e Pescoço: <small>* must provide value</small>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
				reset
b) Mama: <small>* must provide value</small>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
				reset
c) Pulmão: <small>* must provide value</small>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
				reset
d) Próstata: <small>* must provide value</small>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
				reset

Figura 21 – Pergunta 4 do questionário Survey.

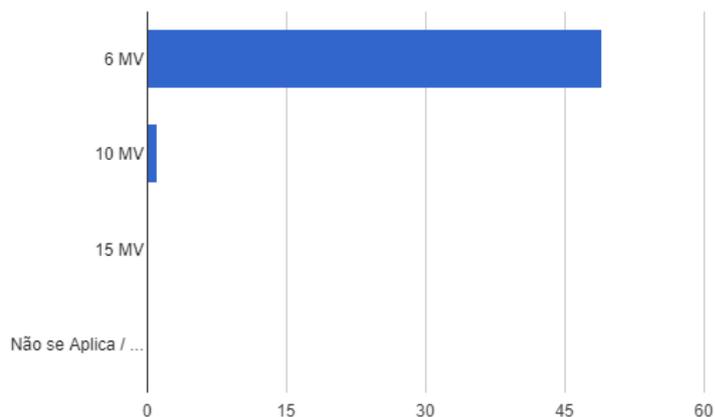


Figura 22 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de cabeça e pescoço, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (49, 98%), 10 MV (1, 2%), 15 MV (0, 0%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

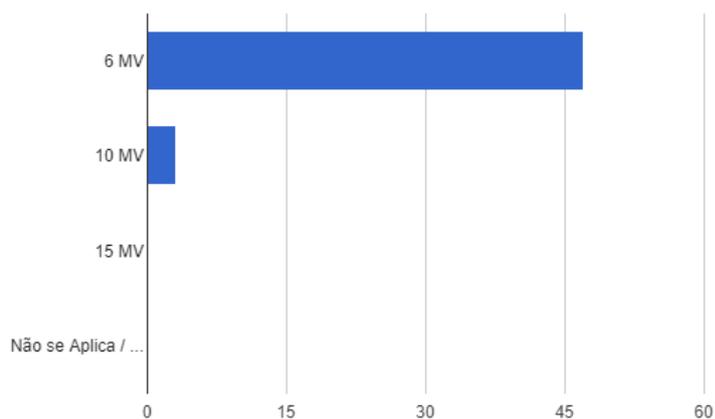


Figura 23 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de mama, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (47, 94%), 10 MV (3, 6%), 15 MV (0, 0%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

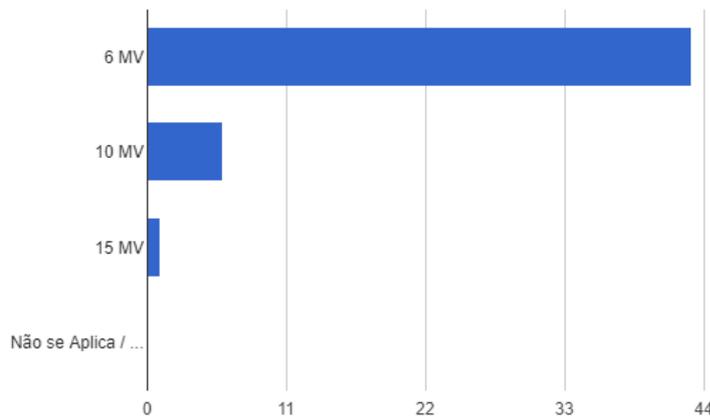


Figura 24 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de pulmão, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (43, 86%), 10 MV (6, 12%), 15 MV (1, 2%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

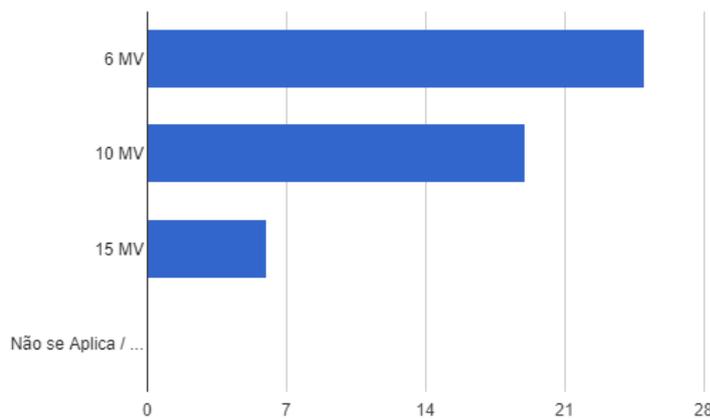


Figura 25 – Resultado para pergunta 4 com relação a escolha da energia do feixe de fótons para tratamentos de próstata, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 6 MV (25, 50%), 10 MV (19, 38%), 15 MV (6, 12%), Não se Aplica / Não quero Responder (0, 0%)

5. Sabemos que atualmente a tabela SUS de remuneração para radioterapia, independe da técnica de tratamento (3D, IMRT ou VMAT), mas sim o CID a ser tratado.

Se seu serviço atende pacientes particulares ou convênio, há diferenças na tabela de remuneração a depender da técnica de entrega de dose?

**Assinale apenas uma alternativa.*

* must provide value

- Não, as tabelas de remunerações 3D, IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares.
- Não, as tabelas de remunerações IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares.
- Sim, as tabelas de remunerações de IMRT são diferentes para VMAT.
- Não se Aplica / Não quero Responder

reset

Figura 26 – Pergunta 5 do questionário Survey.

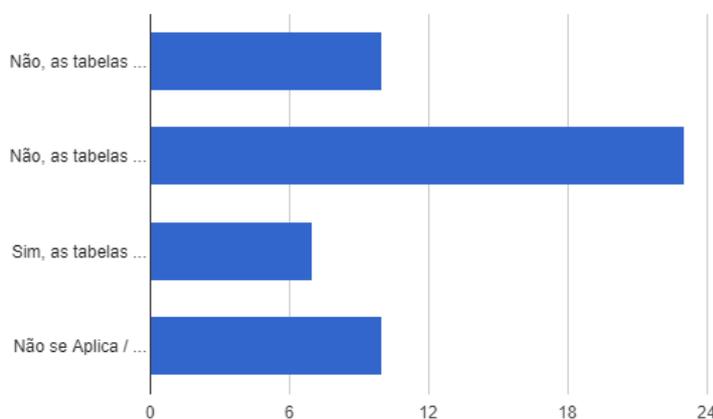


Figura 27 – Resultado para pergunta 5, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Não, as tabelas de remunerações 3D, IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares. (10, 20%), Não, as tabelas de remunerações IMRT e VMAT são as mesmas para pacientes de convênio/particulares. (23, 46%), Sim, as tabelas de remunerações de IMRT são diferentes para VMAT. (7, 14%), Não se Aplica / Não quero Responder (10, 20%)

6. Considerando que possui em seu serviço um acelerador linear com ambas técnicas de intensidade modulada disponíveis: IMRT e VMAT, qual protocolo/opção você escolhe/escolheria para tratamento dos pacientes?

**Assinale apenas uma alternativa.*

* must provide value

- IMRT
- VMAT
- Não se Aplica / Não quero Responder

reset

Figura 28 – Pergunta 6 do questionário Survey.

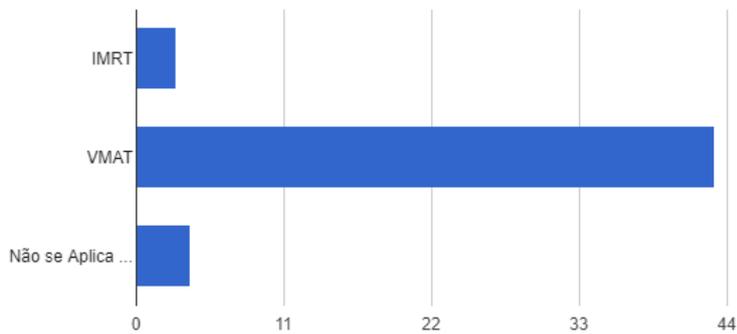


Figura 29 – Resultado para pergunta 6, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. IMRT (3, 6%), VMAT (43, 86%), Não se Aplica / Não quero Responder (4, 8%)

7. Para o cálculo de blindagens de salas de radioterapia, a carga de trabalho para radiação de fuga deve ser levado em consideração quando utilizado as técnicas de Intensidade Modulada.

O fator IMRT (CI) que foi utilizado nos cálculos de blindagens (RPAS) das salas de tratamentos foram?

Assinale apenas uma alternativa.

** must provide value*

2
 3
 4
 5
 Acima de 5
 Não se Aplica / Não quero Responder

[reset](#)

Figura 30 – Pergunta 7 do questionário Survey.

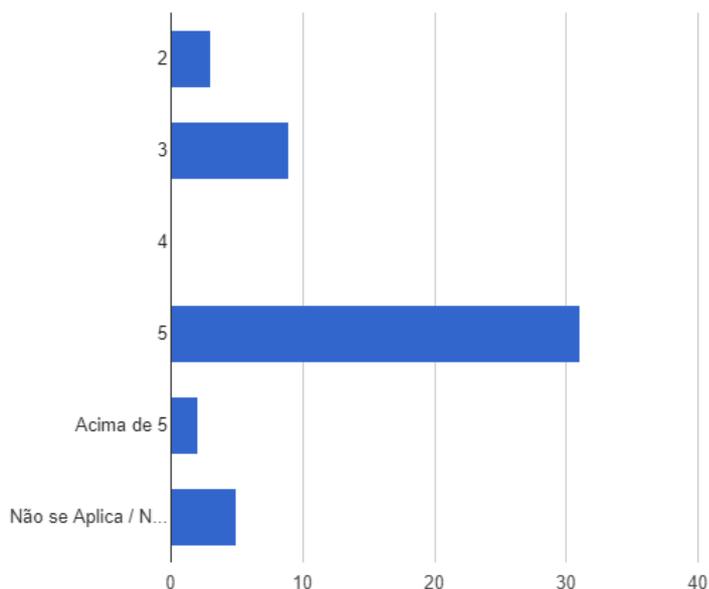


Figura 31 – Resultado para pergunta 7, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. 2 (3, 6%), 3 (9, 18%), 4 (0, 0%), 5 (31, 62%), Acima de 5 (2, 4%), Não se Aplica / Não quero Responder (5, 10%)

8. Para a pergunta acima, foi diferenciado o fator IMRT (CI) definido nos cálculos de blindagens à depender da técnica de intensidade modulada: IMRT ou VMAT?

- Sim, foi utilizado fatores diferentes para IMRT e VMAT.
- Não, foi utilizado o mesmo fator para IMRT e VMAT.
- Não se Aplica / Não quero Responder

**Assinale apenas uma alternativa.*

* must provide value

reset

Figura 32 – Pergunta 8 do questionário Survey.

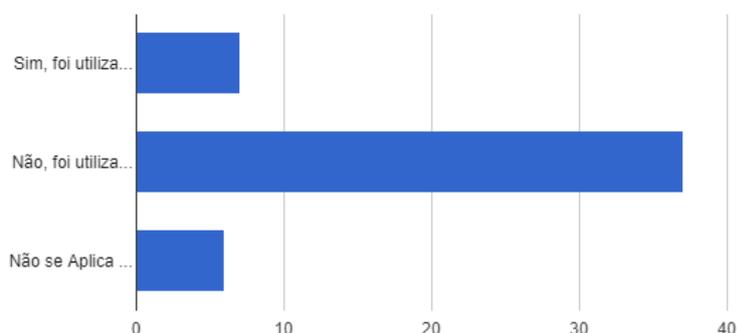


Figura 33 – Resultado para pergunta 8, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. Sim, foi utilizado fatores diferentes para IMRT e VMAT. (7, 14%), Não, foi utilizado o mesmo fator para IMRT e VMAT. (37, 74%), Não se Aplica / Não quero Responder (6, 12%)

9. Ainda sobre a pergunta anterior, a definição deste fator que foi utilizado em seu serviço nos cálculos de blindagens são com base em qual(s) referências?

- NCRT 151 - Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities.
- IAEA n47 - Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities.
- IPEN n75 - Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities.
- Recomendação da CNEN/CGMI.
- Artigos científicos.
- Não se Aplica / Não quero Responder

**Caso necessário, assinale mais de uma opção.*

* must provide value

Figura 34 – Pergunta 9 do questionário Survey.

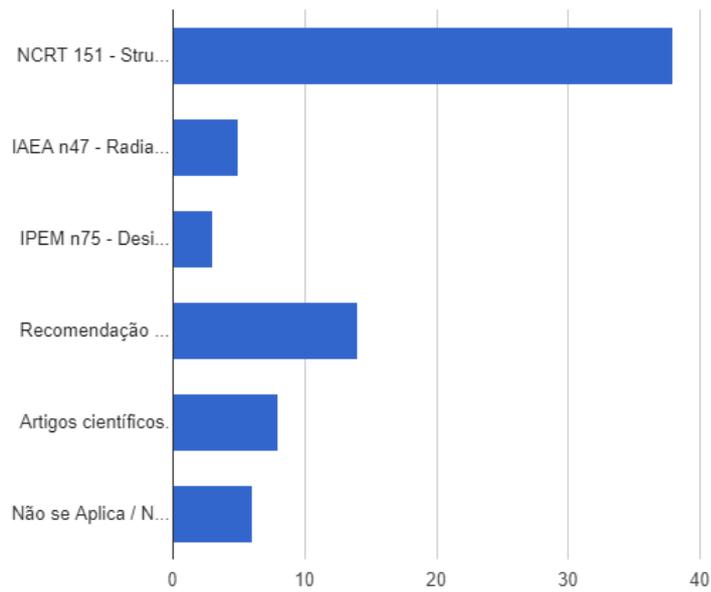


Figura 35 – Resultado para pergunta 9, com as frequências das respostas e a proporcionalidade entre parênteses. NCRT 151 - Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. (38, 76%), IAEA n47 - Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities. (5, 10%), IPEM n75 - Design and Shielding of Radiotherapy Treatment Facilities. (3, 6%), Recomendação da CNEN/CGMI. (14, 28%), Artigos científicos. (8, 16%), Não se Aplica / Não quero Responder (6, 12%)