

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
Universidade “Júlio de Mesquita Filho” - Campus de Botucatu

Marcelo Dante Tacconi Alvarez

**Desenvolvimento De Um Software De Automação Para
Cálculo Independente De Unidades Monitoras E Impressão
De Ficha Técnica De Tratamento**

Botucatu - SP
2025



Marcelo Dante Tacconi Alvarez

**Desenvolvimento De Um Software De Automação Para
Cálculo Independente De Unidades Monitoras E Impressão
De Ficha Técnica De Tratamento**

Trabalho de Conclusão de Residência
apresentada à Universidade Estadual
Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina,
Botucatu, para obtenção do título de
especialista em física médica da
radioterapia.

Área de Concentração: Residência
Uniprofissional em Radioterapia

Orientador(a): Prof^a Titular Diana
Rodrigues de Pina

Botucatu - SP

2025

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

Alvarez, Marcelo Dante Tacconi.

Desenvolvimento de um software de automação para
cálculo independente de unidades monitoras e impressão
de ficha técnica de tratamento / Marcelo Dante Tacconi
Alvarez. - Botucatu, 2025.

54 p.

Trabalho acadêmico (Residência em Física Médica -
Radioterapia)- Universidade Estadual Paulista (UNESP),
Faculdade de Medicina, Botucatu

Orientador(a): Gustavo Viani Arruda

1. Radioterapia. 2. Controle de qualidade. 3. Automação.
4. Software - Desenvolvimento. I. Título.

MARCELO DANTE TACCONI ALVAREZ

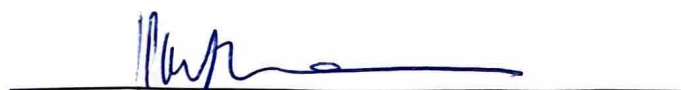
**Desenvolvimento De Um Software De Automação Para Cálculo Independente
De Unidades Monitoras E Impressão De Ficha Técnica De Tratamento**

Trabalho de Conclusão de Residência apresentada à Faculdade de Medicina de Botucatu, Universidade Estadual Paulista (UNESP), "Júlio de Mesquita Filho", Botucatu - SP, para obtenção do título de especialista em Física Médica da Radioterapia.

Área de Concentração: Residência Uniprofissional em Radioterapia

Data da defesa: 17/12/2025

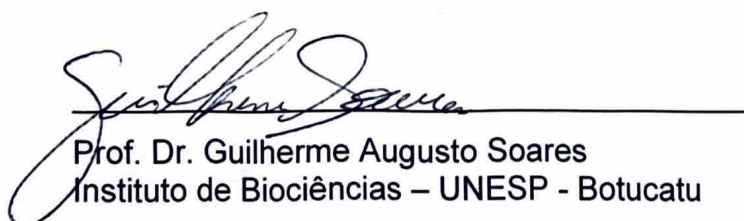
Banca Examinadora:



Prof.ª Titular Dra. Diana Rodrigues de Pina
Faculdade de Medicina – UNESP - Botucatu



Lucas Francisco Carmello Guimarães
UNESP – "Júlio de Mesquita Filho" - Campus de Botucatu



Prof. Dr. Guilherme Augusto Soares
Instituto de Biociências – UNESP - Botucatu

Dedico este trabalho à minha parceira de vida, Vitória, que não me deixou desistir.

AGRADECIMENTOS

É necessário agradecer primeiramente a Deus, à vida e a todas as oportunidades que tive. O simples fato de termos uma cama para descansar e não nos preocuparmos com a próxima refeição é motivo de gratidão.

Agradeço profundamente aos meus pais, Rita e Marcelo, que nunca mediram esforços para me apoiar em qualquer sonho ou necessidade. Sempre me aparando e se preocupando, sempre ajudando em qualquer necessidade e estando do meu lado em qualquer situação. Exemplos de pai e mãe. Dedico esse agradecimento em especial ao meu pai, que não se encontra mais em corpo entre nós, mas que sempre foi um exemplo de bom pai. Batalhador, honesto e amoroso. Suas lembranças o manterão sempre vivo.

Agradeço à minha companheira de vida, Vitória, que em 11 anos de caminhada me mostrou que não importa a distância que nos separa, sempre vai estar comigo a cada passo. Que compartilhou sua vida comigo e me mostrou que a vida pode ser mais bonita quando se tem alguém tão especial para compartilhar também.

Agradeço a toda a minha família: tias, tios e avós, que sempre me apoiaram nessa jornada, me ajudando com o que precisasse sempre. Agradeço em especial minhas tias Maria e Marly que sempre cuidaram de mim como filho. Agradeço e dedico em especial à minha tia Ana, que sempre trouxe alegria e leveza à vida e hoje não pode prestigiar esse momento em vida.

Agradeço à toda equipe de radioterapia da UNESP de Botucatu, que me ensinou com paciência e cuidado desde o início, passando por todos os tipos de situações e perrengues unidos. Técnicos, enfermeiros, físicos, médicos, secretárias, pessoal da limpeza, cada peça é fundamental no cuidado com o paciente e vocês me mostraram isso.

Agradeço em especial ao setor de física médica: César, Wander, Lucas, Vinícius e Gustavo, que compartilharam ensinamentos, conversas e risadas que tornaram as 60 horas semanais leves e valiosas. Agradeço também à coordenação de residência, em especial professora Diana e professor José Ricardo, que não medem esforços para cuidar e batalhar pelo bem de seus residentes.

Agradeço de forma geral à Faculdade de Medicina - UNESP e ao Ministério da Saúde e Educação, que abriram as portas e permitiram que todo esse conhecimento pudesse ser partilhado.

“A imaginação é mais importante que o conhecimento, porque o conhecimento é limitado, ao passo que a imaginação abrange o mundo inteiro.”

(Albert Einstein, 1929).

RESUMO

A verificação independente das Unidades Monitoras (UM) é um pilar fundamental da garantia da qualidade em radioterapia, atuando como uma barreira de segurança contra erros sistemáticos no planejamento. Com o avanço das técnicas de tratamento e o aumento da complexidade dos cálculos dosimétricos, os métodos manuais de verificação tornaram-se mais propensos a falhas humanas. O objetivo deste trabalho foi desenvolver e validar um *software* de automação, denominado *MUV-Calc*, capaz de realizar o cálculo independente de UM e a impressão automatizada da ficha técnica de tratamento para o setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu. O sistema foi desenvolvido utilizando a linguagem *Python* para extração e processamento de dados do Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS) e Excel para o banco de dados de comissionamento. A metodologia de cálculo baseou-se em formalismos físicos para técnicas isocêntricas e foco-pele, utilizando fatores dosimétricos obtidos empiricamente. Para a validação, foram utilizados 5 planejamentos retrospectivos abrangendo cinco sítios anatômicos (crânio, cabeça e pescoço, pulmão, mama e próstata) e um teste *end-to-end* com medida em fantoma de água sólida. Os resultados demonstraram que o *MUV-Calc* obteve plena concordância com o TPS, respeitando os níveis de ação estabelecidos pelo protocolo AAPM TG-114 (diferenças menores que 5% ou 3 UM). O sistema superou o método manual antigo em eficiência, calculando 100% dos campos, inclusive em geometrias complexas e heterogêneas, e reduziu o tempo operacional de impressão e cálculo em cerca de 90%. O teste *end-to-end* apresentou variação de apenas 1,45% na dose absoluta, validando a integridade da cadeia de tratamento. Conclui-se que a ferramenta desenvolvida é robusta, segura e eficaz, otimizando o fluxo de trabalho clínico e elevando o padrão de segurança do paciente ao garantir uma verificação dosimétrica precisa e rastreável.

Palavras-chave: radioterapia; controle de qualidade; cálculo independente; automação.

ABSTRACT

Independent verification of Monitor Units (MU) is a fundamental pillar of quality assurance in radiotherapy, acting as a safety barrier against systematic errors in treatment planning. With the advancement of treatment techniques and the increasing complexity of dosimetric calculations, manual verification methods have become labor-intensive and prone to human error. The objective of this work was to develop and validate automation software, named MUV-Calc, capable of performing independent MU calculations and automated printing of technical treatment charts for the Radiotherapy Department of the Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu. The system was developed using the Python language for data extraction and processing from the Treatment Planning System (TPS) and Excel for the commissioning database. The calculation methodology was based on physical formalisms for isocentric and source-to-surface distance (SSD) techniques, utilizing dosimetric factors obtained empirically. For validation, 5 retrospective plans covering five anatomical sites (cranium, head and neck, lung, breast, and prostate) and an end-to-end test with measurement in a solid water phantom were employed. The results demonstrated that MUV-Calc achieved full agreement with the TPS, adhering to the action levels established by the AAPM TG-114 protocol (differences less than 5% or 3 MU). The system outperformed the previous manual method in efficiency, calculating 100% of the fields, including in complex and heterogeneous geometries, and reduced the operational time for printing charts by approximately 90%. The end-to-end test showed a variation of only 1.45% in absolute dose, validating the integrity of the treatment chain. It is concluded that the developed tool is robust, safe, and effective, optimizing the clinical workflow and elevating patient safety standards by ensuring accurate and traceable dosimetric verification.

Keywords: radiotherapy; quality control; independent calculation; automation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Dois pontos usados para o cálculo de UM (circulados em vermelho), apresentando a lateralidade de um planejamento de cabeça e pescoço.	22
Figura 2 – Interface de comunicação do <i>software MUV – Calc</i> com o usuário ilustrando duas possíveis mensagens de erro ao calcular as unidade monitoras de um plano de radioterapia.	27
Figura 3A - Função pct_info.	43
Figura 4A - Função FFiltro.	45
Figura 5A - Função Find_PDP.	46
Figura 6A - Função Find_TMR.	47
Figura 7A - Função Ceq.	48
Figura 8A - Função Fcp.	49
Figura 9A - Função Fsca.	50
Figura 10A - Função vlookup_find.	51
Figura 11A - Função FOAF.	52
Figura 12A - Função Calc_UM.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação entre os dados do TPS em relação mensurados e calculado pelo software <i>MUV - Calc</i>	27
Tabela 2 - Comparação entre os métodos de cálculo antigo e realizados pelo software <i>MUV – Calc</i> em relação ao TPS para um sítio de cabeça e pescoço.	29
Tabela 3 - Comparação entre os métodos de cálculo antigo e realizados pelo software <i>MUV – Calc</i> em relação ao TPS para um sítio de pulmão.	30
Tabela 4 - Comparação entre os métodos de cálculo antigo e realizados pelo software <i>MUV – Calc</i> em relação ao TPS para um sítio de crânio.	31
Tabela 5 - Comparação entre os métodos de cálculo antigo e realizados pelo software <i>MUV – Calc</i> em relação ao TPS para um sítio de mama.	32
Tabela 6 - Comparação entre os métodos de cálculo antigo e realizados pelo software <i>MUV – Calc</i> em relação ao TPS para um sítio de próstata.	32

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
ANVISA	Agência de Vigilância Sanitária
AAPM	do inglês – <i>American Association of Physicists in Medicine</i>
IAEA	do inglês – <i>International Atomic Energy Agency</i>
MUV - Calc	do inglês – <i>Monitor Unit Verification – Calculator</i>
TG	do inglês – <i>Task Group</i>
TRS	do inglês – <i>Technical Report Series</i>
TPS	do inglês – <i>Treatment Planning System</i>
UM	Unidade Monitora
SAD	do inglês - <i>Source-Axis Distance</i>
SSD	do inglês – <i>Source-Surface Distance</i>
PDP	Porcentagem de Dose em Profundidade
TMR	do inglês - <i>Tissue-Maximum Ratio</i>
IMRT	do inglês - <i>Intensity-Modulated Radiation Therapy</i>
VMAT	do inglês - <i>Volumetric Modulated Arc Therapy</i>
PTV	do inglês - <i>Planning Target Volume</i>
MLC	do inglês - <i>Multi-Leaf Collimator</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

S_c	Fator de Espalhamento do Colimador
S_p	Fator de Espalhamento do Fantoma
cGy	Centigray – 10^{-2} Gray

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
2	DESENVOLVIMENTO.....	18
2.1	OBJETIVOS.....	18
2.2	METODOLOGIA.....	18
2.2.1	Padronização das informações de tratamento.....	18
2.2.2	Desenvolvimento do algoritmo de cálculo independente.....	19
2.2.3	Validação do algoritmo	23
2.2.4	Níveis de investigação.....	24
2.3	RESULTADOS E DISCUSSÃO	27
3	CONCLUSÃO.....	33
	REFERÊNCIAS.....	36
	APÊNDICE A – FICHA TÉCNICA DE TRATAMENTO.....	37
	APÊNDICE B – FUNÇÕES UTILIZADAS NO CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS	43

1 INTRODUÇÃO

Com a contínua evolução da radioterapia moderna e a implementação de técnicas que proporcionam uma conformação de dose cada vez mais sofisticada, suportada por algoritmos de alta precisão, a garantia da qualidade na entrega da dose tornou-se um requisito mandatório e de complexidade crescente. Assim como a integridade de todo o sistema de entrega, que abrange desde o acelerador linear a acessórios de imobilização, exige verificações periódicas rigorosas, a integridade da transferência de dados e a exatidão dos cálculos realizados pelo Sistema de Planejamento de Tratamento (TPS, do inglês - *Treatment Planning System*) demandam validação constante.

Historicamente, a verificação independente do cálculo de dose constitui um pilar fundamental da segurança em radioterapia. Segundo a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), através do *Task Group 114* (TG-114), "*Verification of Monitor Unit Calculations for Non-IMRT Clinical Radiotherapy*", o segundo cálculo independente atua como uma barreira crítica de defesa em profundidade contra erros sistemáticos e grosseiros. No cenário regulatório nacional, órgãos como a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), através da norma NN 6.10, e a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), por meio da RDC 20/2006, enfatizam explicitamente a obrigatoriedade de um sistema redundante de verificação das Unidades Monitoras (UM) ou do tempo de tratamento antes da exposição do paciente.

No contexto atual, com a predominância de algoritmos complexos de planejamento que utilizam imagens de alta resolução (Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética) para modelar heterogeneidades teciduais, a validação independente tornou-se ainda mais desafiadora. Para técnicas avançadas como IMRT (do inglês - *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) e VMAT (do inglês - *Volumetric Modulated Arc Therapy*), os algoritmos baseiam-se em métodos de superposição/convolução ou Monte Carlo para entregar doses altamente conformadas. Nesse cenário, um cálculo independente eficaz precisaria de uma sofisticação algorítmica comparável à do TPS primário para modelar corretamente as irregularidades e heterogeneidades. Devido à alta complexidade da modulação das lâminas do colimador multilâminas (MLC, do inglês - *Multi-Leaf Collimator*) e à dificuldade de modelar manualmente tais feixes, o padrão ouro para o controle de qualidade dessas técnicas recai sobre medições da dose *in vivo* ou, mais frequentemente, através de dosimetria pré-tratamento com fantasmas antropomórficos

e matrizes de diodos ou câmaras de ionização. Tal verificação física é altamente recomendada antes do início do tratamento ou, conforme tolerância normativa, até a terceira fração, desde que a dose acumulada não ultrapasse o limiar de 10% da dose total prescrita.

Entretanto, para tratamentos que utilizam a técnica Conformacional 3D (3D-CRT) com campos estáticos e menor grau de modulação, a verificação das unidades monitoras pode ser realizada de forma manual sem que ocorram discrepâncias em relação ao TPS, mantendo-se como uma barreira de proteção. Para que esse cálculo manual seja válido, ele deve incorporar todos os parâmetros dosimétricos fundamentais utilizados pelo planejamento, tais como: dose prescrita, fatores de *output* do campo, rendimento do feixe, etc. Todos esses valores são derivados do comissionamento da máquina e são intrínsecos ao feixe de radiação.

Contudo, mesmo aplicando rigorosamente todos os fatores de correção disponíveis para convergir o cálculo manual com o resultado do TPS, é intrínseco ao processo observar variações nas UMs encontradas. Tal divergência não só é possível, como é esperada, visto que os modelos matemáticos utilizados são distintos. O sistema de planejamento utilizado na instituição, Eclipse (*Varian Medical Systems*), emprega o algoritmo AAA (do inglês - *Anisotropic Analytical Algorithm*). Em contrapartida, o cálculo manual baseia-se em um formalismo de "Ponto de Referência" utilizando fatores semi-empíricos medidos em condições de campo aberto (*Broad Beam*).

A robustez do algoritmo AAA reside no uso do método de superposição/convolução 3D. O AAA discretiza o feixe em "beamlets" (pequenos feixes elementares) e calcula a dose através da convolução da fluência de energia com kernels de deposição de dose anisotrópicos. Ele modela o transporte de radiação e o espalhamento lateral dos elétrons levando em consideração a densidade atômica tridimensional do paciente obtida via imagem tomográfica. Já o cálculo manual tradicional assume, na maioria das vezes, condições de espalhamento equivalentes à água ou utiliza correções de heterogeneidade simplificadas, baseando-se em tabelas obtidas em fantasmas de água que não representam fidedignamente a anatomia complexa do paciente. Além disso, os fatores manuais são derivados de campos quadrados padrão, não capturando regiões da penumbra e de espalhamento causados pelo bloqueio do MLC.

Contudo, em relação às diretrizes do TG-114 da AAPM, essa diferença entre o algoritmo sofisticado do TPS e o cálculo de verificação é aceitável, desde que "Níveis de Ação" estejam bem estabelecidos. O objetivo não é a concordância perfeita, mas a consistência dentro de uma margem de segurança. O TG-114 estipula que variações não devem ultrapassar 5% para campos complexos (com uso de acessórios ou fora do eixo) e entre 2,5% e 3,5% para campos simples em geometrias bem definidas em regiões homogêneas. Quando as discrepâncias superam esses limites, o TG-114 recomenda um fluxo de investigação que vai desde o recálculo por outro físico até a suspensão de tratamentos para uma auditoria emergencial.

No Serviço de Radioterapia da UNESP de Botucatu, o segundo cálculo independente para técnicas 3D é realizado de forma manual, com auxílio de planilhas eletrônicas (Excel), utilizando fatores empíricos e correções de profundidade. Embora eficaz, este método apresenta as divergências esperadas citadas anteriormente e, crucialmente, consome tempo significativo e atenção dos físicos médicos. A transcrição manual de dados do TPS para a planilha introduz, ainda, o risco de erro humano. A verificação manual impõe gargalos no fluxo de trabalho clínico, limitando a disponibilidade da equipe para a análise de planejamentos mais complexos que exigem validação experimental.

Nesse contexto, o presente trabalho propõe a automatização integral do sistema de cálculo independente de Unidades Monitoras, alinhada aos níveis de ação da AAPM. Para tal, foi realizada primeiramente uma padronização do registro em prontuário, garantindo a integridade das informações necessárias. A solução técnica desenvolvida utiliza o próprio sistema interno do Eclipse para gerar um relatório contendo todos os parâmetros do plano, formulado em linguagem C# (*C-Sharp*). Este relatório é subsequentemente processado por um *script* desenvolvido em *Python*, que extrai, filtra e interpreta as informações geométricas (tamanhos de campo, gantry, colimador), profundidades equivalentes em água e uso de acessórios para executar o cálculo independente.

Além da verificação matemática, a ferramenta automatiza a geração da ficha técnica de tratamento completa, totalizando 6 páginas. Os resultados demonstram que essa automatização reduziu o tempo dedicado ao segundo cálculo e à impressão de documentação em cerca de 90%, além de mitigar erros de transcrição. Tal otimização permite ao físico médico redirecionar seu foco para atividades de maior impacto clínico, como a análise crítica de dosimetria, controle de qualidade de equipamentos

e validações experimentais, elevando a segurança e a agilidade a um patamar condizente com as exigências da radioterapia moderna.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 Objetivos

O objetivo principal deste trabalho consiste em desenvolver um sistema de cálculo independente de Unidades Monitoras e automatizar a impressão do prontuário de tratamento dos pacientes no setor de Radioterapia do Hospital das Clínicas da UNESP de Botucatu.

Para alcançar essa meta, foram definidos os seguintes objetivos específicos:

- i) Padronizar as informações essenciais para a verificação do planejamento e execução do cálculo secundário, unindo a um relatório de tratamento estruturado;
- ii) Desenvolver um algoritmo computacional capaz de realizar o cálculo independente e a impressão automatizada da ficha técnica, utilizando como base os dados extraídos do sistema de planejamento;
- iii) Validar a precisão do cálculo automatizado por meio de medidas dosimétricas em fantoma de água sólida e através da análise de dados retrospectivos de pacientes;
- iv) Estabelecer níveis de ação e critérios de aceitação para as discrepâncias encontradas entre as Unidades Monitoras calculadas pelos diferentes sistemas.

2.2 Metodologia

2.2.1 Padronização das informações de tratamento

Para a padronização da ficha de tratamento e sobre quais dados eram essenciais conter nessa ficha, foi utilizado como base o documento RCD 20/2026 da ANVISA que dispõe sobre os requisitos necessários para a segurança e a proteção radiológica em Serviços de Radioterapia. Segundo o documento, é imprescindível que haja:

- i) Identificação do paciente (Nome completo e número de registro geral);
- ii) Prescrição do tratamento assinada pelo médico radioterapeuta, contendo todas as informações do alvo e dose prescrita;
- iii) Plano terapêutico que descreva detalhes do planejamento (fracionamento, geometria dos feixes, energia, etc.);

- iv) Parâmetros de simulação, descrevendo todos os acessórios de imobilização e imagens de verificação;
- v) Registro de intercorrências clínicas e revisões médicas durante todo o acompanhamento do paciente;
- vi) Registro das Unidades Monitoras acumuladas no alvo ao longo do tratamento;
- vii) Assinatura de todos os profissionais envolvidos em cada subetapa do processo (médicos, físicos, técnicos e tecnólogos).

Todos esses elementos garantem etapas contínuas de verificação que asseguram a rastreabilidade completa do tratamento. Dessa forma, todas as informações necessárias puderam ser organizadas e condensadas em um conjunto de 6 páginas, apresentadas no Apêndice A, estruturadas de modo a evitar redundâncias e, ao mesmo tempo, manter a clareza e a objetividade quanto à finalidade de cada item registrado. Além das páginas que integraram a ficha de tratamento do paciente, o relatório também é responsável por extrair do TPS as informações que serão utilizadas para o cálculo das UM, inserindo essas informações nas últimas páginas.

2.2.2 Desenvolvimento do algoritmo de cálculo independente

O cálculo das unidades monitoras fundamenta-se em dois formalismos matemáticos distintos, aplicáveis conforme a geometria de tratamento: a Técnica Isocêntrica (SAD, do inglês - *Source-Axis Distance*) e a Técnica de Foco-Pele (SSD, do inglês - *Source-Surface Distance*). No Serviço de Radioterapia de Botucatu, a totalidade dos planejamentos (100% da rotina clínica) é executada utilizando a técnica isocêntrica. Esta escolha justifica-se pela otimização do fluxo de trabalho, uma vez que a manutenção do isocentro no interior do volume alvo elimina a necessidade de reposicionamento do paciente a cada angulação do *gantry*, reduzindo o tempo de sala e mitigando incertezas de *setup*.

Ainda que a rotina priorize a técnica isocêntrica, o software desenvolvido contempla ambos os formalismos, permitindo a seleção do método adequado antes da execução do código. As equações para o cálculo independente da UM são apresentadas a seguir:

$$UM_{foco-pele} = \frac{D}{OC \cdot S_c \cdot S_p \cdot PDP \cdot OAF \cdot WF \cdot TF} \cdot \left(\frac{SPD}{SSD + d_0} \right)^2 \quad (1)$$

$$UM_{isocentro} = \frac{D}{OC \cdot S_c \cdot S_p \cdot TMR \cdot OAF \cdot WF \cdot TF} \cdot \left(\frac{SPD}{SAD} \right)^2 \quad (2)$$

Embora ambas as equações compartilhem fatores de correção dosimétricos análogos, a Equação 2 (Técnica Isocêntrica) remove a dependência explícita da correção quadrática da distância (lei do inverso do quadrado da distância) para o posicionamento do paciente, visto que a calibração e os fatores de profundidade (TPR/TMR) já consideram a distância fixa da fonte ao eixo.

Para a aplicação correta dessas equações, os fatores envolvidos foram:

- Dose: Dose prescrita por campo (cGy);
- OC (Output Calibration): Rendimento do feixe em condições de referência (1cGy/UM);
- S_c (Fator de Espalhamento do Colimador): Contribuição da radiação espalhada no cabeçote do acelerador, dependente da abertura dos colimadores secundários;
- S_p (Fator de Espalhamento do Fantoma): Contribuição do espalhamento no meio, dependente do volume irradiado;
- PDP/TMR (Percentual de Dose em Profundidade / Razão Tecido-Máximo): Fatores que corrigem a atenuação e o espalhamento do feixe em função da profundidade;
- WF/TF (Fatores de Transmissão): Atenuação do feixe devido à interposição de acessórios como filtros em cunha (WF) e bandejas (TF);
- OAF (Fator “Fora do Eixo”): Correção para a variação da fluência e energia do feixe em pontos distantes do eixo central (*off-axis*), devido ao perfil do feixe.

Todos os fatores acima citados foram obtidos empiricamente durante o comissionamento do Acelerador Linear (*Varian Clinac 2100C*) e encontram-se tabulados em planilhas extensas, totalizando mais de mil linhas de dados experimentais. Vale ressaltar que a aquisição desses dados abrangeu campos quadrados variando de 3 x 3 cm² a 40 x 40 cm², e profundidades de até 30 cm em água, com resolução de incremento de 0,5 cm. Para situações clínicas que não coincidem exatamente com os pontos medidos, o algoritmo aplica uma interpolação linear entre os valores adjacentes, assegurando uma representação mais fiel do

comportamento do feixe. Os dados foram comissionados e validados para energias de fótons de 6 MV e 10 MV. A base de dados completa foi consolidada em um arquivo de extensão *.xism* (Excel com Macros), atuando como o banco de dados relacional para o programa desenvolvido em *Python*.

Antes da geração do relatório, uma etapa crítica é a definição das coordenadas do ponto de referência para o cálculo das UM, do qual serão extraídas as informações de dose pontual e profundidade. A escolha estratégica deste ponto é determinante para a convergência do cálculo. Segundos as diretrizes da AAPM, este ponto deve ser posicionado em uma região de baixo gradiente de dose, preferencialmente no centro do volume alvo (PTV, do inglês – *Planning Target Volume*), em tecido de densidade homogênea (próxima à da água) e distante de interfaces ar-tecido ou osso-tecido. Ademais, deve-se evitar o posicionamento próximo às bordas do campo ou sob a proteção de lâminas, fugindo de regiões de penumbra e de desequilíbrio eletrônico lateral.

Apesar do TG-114 não exigir explicitamente que todos os campos e subcampos sejam calculados individualmente, adota-se neste trabalho como boa prática e reforço de segurança a verificação integral do plano. Contudo, sítios anatômicos complexos, como tumores de Cabeça e Pescoço, frequentemente exigem geometrias de campo assimétricas ou com bloqueios centrais para proteção de órgãos de risco, o que pode ocultar o ponto de cálculo principal de alguns feixes. Para contornar essa limitação geométrica, implementou-se a estratégia de posicionar dois pontos de cálculo distintos no plano de tratamento, como apresentado na Figura 1. Desta forma, caso o ponto primário receba uma dose muito baixa em determinado campo ou apresente divergências devido à modulação, o algoritmo recorre automaticamente ao ponto secundário. Nas situações onde nenhum dos pontos converge com o TPS dentro dos limites de tolerância pré-estabelecidos (5% ou ± 3 UM para campos complexos), aciona-se o protocolo de investigação de erros descrito na seção subsequente.

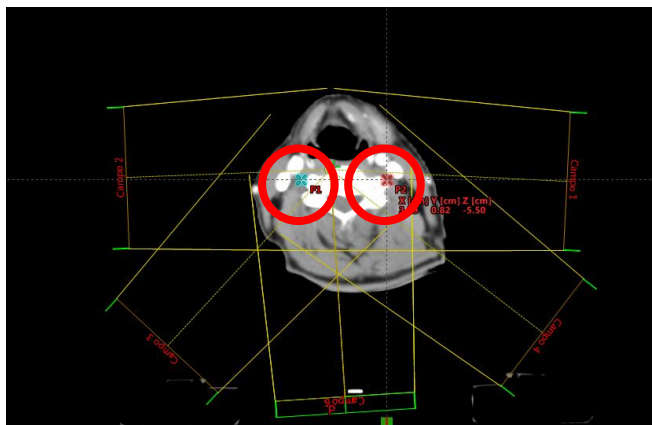


Figura 1 - Dois pontos usados para o cálculo de UM (circulados em vermelho), apresentando a lateralidade de um planejamento de cabeça e pescoço.

Uma vez aprovado o planejamento, o TPS gera um relatório em formato PDF, salvo em diretório pré-determinado. O *software* desenvolvido, denominado *MUV – Calc* (do inglês – *Monitor Unit Verification – Calculator*), executa a varredura e leitura deste arquivo, extraindo os *inputs* necessários para o *script*. Esta extração de dados é realizada através de dois módulos *Python* especializados: *Camelot* e *Tabula*. Enquanto o *Tabula* atua na leitura de *strings* e metadados gerais do documento, o *Camelot* é essencial para o reconhecimento e estruturação das tabelas de dados. O algoritmo identifica padrões específicos no relatório e armazena em variáveis as seguintes informações críticas: dimensões do campo (X e Y), fluência total (referente ao campo colimado equivalente), profundidade efetiva do ponto de cálculo, SSD, fatores de acessórios (filtros e bandejas), distância radial do ponto ao isocentro (para cálculo de OAF), esquema de fracionamento, dose diária e total, e as UMs calculadas pelo algoritmo AAA.

Com isso, o *script* aciona um conjunto de 10 funções dedicadas ao cálculo físico: *pct_info*, *vlookup*, *Fsca*, *Fcp*, *FOAF*, *FFiltro*, *Ceq*, *find_TMR*, *find_PDP* e *Calc_UM*. O detalhamento lógico de cada função encontra-se no Apêndice B. Com exceção das funções de gerenciamento de informação (*pct_info*) e da equação final (*Calc_UM*), todas as demais operam como rotinas de consulta ao banco de dados comissionado. Destaca-se a função *vlookup*, pilar da integração entre o *Python* e a base de dados em Excel. Essa função emula a lógica de busca vertical (similar ao PROCV), correlacionando as variáveis de entrada, como tamanho de campo e profundidade, para retornar o fator dosimétrico correspondente. Vale ressaltar que a profundidade utilizada nos cálculos e extraída do relatório do TPS corresponde ao

WED (do inglês – *Water Equivalent Distance*). Este parâmetro corrige a distância física baseando-se na densidade do trajeto em relação à água, o que incorpora uma correção de heterogeneidade aos cálculos. Finalmente, a função Calc_UM integra todos os fatores na Equação 2, gerando o valor independente para confronto com o TPS.

Embora o *backend* do programa opere de forma autônoma, desenvolveu-se uma Interface Gráfica de Usuário (GUI, do inglês - *Graphical User Interface*) para mediar a comunicação com o operador. Esta interface exibe alertas, desde a confirmação da impressão da ficha até avisos de divergência que sugerem a necessidade de medidas físicas em fantoma. Importante ressaltar que o código-fonte permanece encapsulado e protegido contra edições acidentais, garantindo a integridade do algoritmo.

Ao término do processamento, todas as informações extraídas e calculadas são compiladas automaticamente na Ficha de Tratamento Padronizada (apresentada no Apêndice A). Um arquivo de lote (*batch file* - *.bat*), inicializado juntamente com o sistema operacional *Windows*, monitora o diretório de saída e executa o arquivamento digital e a impressão física da ficha, finalizando o ciclo de automação.

2.2.3 Validação do algoritmo

Apesar dos testes constantes realizados durante a concepção e a execução do código, foi necessário validar o algoritmo em um cenário real. Para isso, foram utilizados 5 planos de tratamento retrospectivos abrangendo 5 sítios anatômicos diferentes (1 caso por sítio). Respeitando a Lei Geral de Proteção de Dados (LGPD), foram selecionados planejamentos de pelo menos 5 anos atrás e garantindo que todas as informações fossem extraídas de forma anonimizada e irreversível.

Os sítios clínicos escolhidos foram: crânio total, cabeça e pescoço, pulmão, mama e próstata. A escolha desses grupos está relacionada à necessidade de testar diferentes geometrias de campo, variações de densidade e heterogeneidades do meio, além de representarem os principais sítios tratados na rotina da UNESP de Botucatu.

A comparação entre o método manual e o automatizado foi pautada em três vertentes: número de campos usados no cálculo, diferença total de unidades monitoras em relação ao TPS e o tempo médio de cálculo.

Além disso, a fim de garantir a validade física dos dados utilizados nos cálculos, um planejamento de maior complexidade e modulação das lâminas foi escolhido para a realização de um teste *end-to-end*. Assim, todos os campos do planejamento foram recalculados pelo TPS utilizando a tomografia de um fantoma de água sólida e uma câmara de ionização, seguindo as orientações do TG 53 (*Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*). Esse fantoma foi irradiado nas mesmas condições simuladas e os valores de dose absoluta, foram obtidos e comparados com os gerados pelo TPS no volume da câmara de ionização, assegurando a confiabilidade da entrega. Os valores de UM também foram calculadas e comparadas com as obtidas pelo *MUV – Calc*.

Vale ressaltar que, para a análise de tempo, foi considerado apenas o cálculo das UMs. Isso porque o cálculo físico para a técnica 3D conformacional foi mantido inalterado ao longo dos anos de uso em Botucatu, o que torna possível e justa a comparação dos resultados atuais com os históricos. Diferentemente, a ficha de tratamento do paciente sofreu alterações constantes ao longo desse período, com etapas de impressão sendo acrescentadas ou excluídas. Além disso, no novo método automatizado, a etapa de geração e impressão da ficha independe desses fatores externos ou da complexidade do plano, levando sempre o mesmo tempo fixo de processamento e abrangendo todas as informações necessário para a verificação do tratamento de radioterapia.

2.2.4 Níveis de investigação

Como mencionado anteriormente, uma divergência entre o cálculo do TPS e os cálculos manuais é totalmente esperado e natural, dada a diferença de sofisticação entre os algoritmos. No entanto, essa diferença é aceitável apenas desde que existam níveis de ação bem estabelecidos e respeitados. Para tal, o relatório TG-114 propõe que as variações do cálculo independente em relação ao TPS não ultrapassem 3,5% para situações padrão, podendo chegar a até 5% para campos complexos, que envolvam baixo equilíbrio eletrônico, uso de bandejas ou pontos de cálculo situados em regiões de interface de tecidos. O relatório reforça, ainda, a necessidade de um limiar absoluto para campos com baixo número de unidades monitoras, onde uma pequena diferença percentual representaria uma variação dosimétrica insignificante. Nestes casos, a divergência máxima aceita é de 3 UM.

Nas situações em que a diferença entre os cálculos ultrapasse esses valores de referência, o TG-114 preconiza que a seguinte cascata de investigação deve ser rigorosamente seguida:

1. Suspender ou adiar o início do tratamento até a completa elucidação da causa da divergência;
2. Verificar a integridade da entrada de dados no sistema de verificação manual (conferir SSD, profundidade, fatores de filtro/bandeja e normalização);
3. Solicitar a reexecução do cálculo por um segundo físico, preferencialmente extraindo manualmente parâmetros críticos do TPS, como o tamanho de campo equivalente e a profundidade efetiva, para descartar erros de automação;
4. Reavaliar a adequação do ponto de cálculo, evitando regiões de alto gradiente de dose, penumbras ou interfaces de heterogeneidade severa;
5. Refazer o cálculo alternando o uso de correções de heterogeneidade no TPS (recalcular com densidade da água) para isolar se a divergência provém do algoritmo de transporte de elétrons ou da modelagem de dados;
6. Realizar medições físicas em fantoma ou dosimetria *in vivo* caso a divergência computacional persista após as etapas anteriores;
7. Caso não haja convergência entre TPS, cálculo manual e medições físicas, e a incerteza clínica seja considerada inaceitável, deve-se documentar o evento e iniciar um processo de auditoria do comissionamento da máquina.

Como dito anteriormente, o posicionamento do ponto de cálculo é parte crucial nesse processo, uma vez que um ponto mal posicionado pode reprovar indevidamente todo o plano. Assim, é recomendada atenção especial para o item 4 da cascata quando o cálculo não convergir.

Outra razão frequente para a não convergência são os cálculos para planejamentos de pulmão. Isso ocorre porque o algoritmo manual geralmente falha em modelar a perda de espalhamento lateral dos elétrons no tecido pulmonar de baixa densidade, algo que o algoritmo AAA do Eclipse realiza com precisão (embora algoritmos mais recentes tenham refinado esse cálculo). Nesse caso, é recomendado que, para fins de investigação, o cálculo no TPS seja realizado momentaneamente desconsiderando as correções de heterogeneidade (atribuindo densidade 1 g/cm³ a todo o volume). Se após essa manobra os cálculos convergirem, confirma-se que a

divergência é puramente algorítmica devido à heterogeneidade, e o plano pode ser considerado seguro dentro das limitações do método manual.

Entretanto, em casos onde o cálculo ainda não convirja com o TPS mesmo após as verificações lógicas, o TG-114 recomenda fortemente a validação experimental do planejamento. No setor de radioterapia da UNESP, foi adotado um protocolo institucional de medidas em fantasmas, alinhado às práticas de garantia da qualidade dadas pelo TG-53, devido à maior facilidade de execução e reprodutibilidade dentro da rotina do setor. Para esses casos, o planejamento é recalculado e executado em um fantoma de água sólida, com uma câmara de ionização (tipo Farmer) posicionada no isocentro da máquina de tratamento e SSD de 95cm na superfície das placas.

Os valores de carga obtidos na leitura do eletrômetro devem ser convertidos em dose absorvida e comparados com a dose predita no volume sensível da câmara pelo TPS. Nesses casos, o desvio deve ser mantido dentro de padrões clinicamente aceitáveis definidos em referências derivadas do comissionamento e estabelecidos pelo serviço. Caso isso não aconteça, cálculos mais sofisticados de dose absoluta seguindo o protocolo internacional IAEA TRS-398 devem ser executados para descartar problemas de calibração da máquina, bem como testes de todo o sistema de transferência de dados e entrega de dose. Vale ressaltar que todos os tratamentos devem ser imediatamente interrompidos caso essa discrepância física seja confirmada. Além disso, é importante lembrar que o controle de qualidade envolve incertezas intrínsecas aos instrumentos de medição (câmara, eletrômetro, termômetro/barômetro) e ao *setup*, e todos esses fatores devem ser levados em consideração na análise crítica do resultado.

Por fim, visando auxiliar o físico na tomada de decisão, a janela de comunicação do *software MUV - Calc* foi programada para exibir duas mensagens relacionadas à convergência das UMs:

- i) “Alguns campos não foram calculados, checar pontos de cálculo”: Esta mensagem está ligada à relação dose/fluência nos dois pontos de cálculo monitorados. Ela é exibida apenas quando a dose no ponto é muito baixa ($\leq 3\text{cGy}$) mas as UMs do campo são altas ($\geq 10\text{UM}$), o que indica tecnicamente que os pontos de cálculo estão fisicamente encobertos e devem ser revisados ou reposicionados antes de qualquer análise.

- ii) “O cálculo não convergiu, investigar planejamento”: Esta mensagem é crítica e é mostrada quando os campos principais (de maior peso no tratamento) não atingem a convergência, mesmo apresentando condições geométricas ótimas para tal, ou seja, campo aberto e ponto posicionado em região homogênea.

A Figura 1 ilustra a apresentação dessas mensagens na interface.

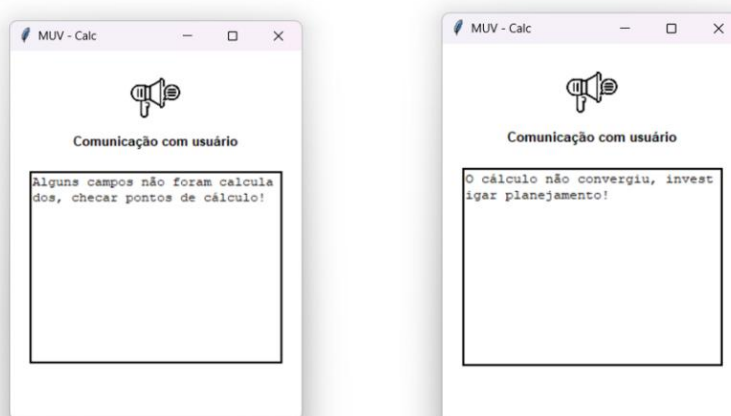


Figura 2 – Interface de comunicação do *software MUV – Calc* com o usuário ilustrando duas possíveis mensagens de erro ao calcular as unidade monitoras de um plano de radioterapia.

2.3 Resultados e Discussão

A Tabela 1, apresentada abaixo, detalha os parâmetros de entrega de dose (UM e dose de referência no volume da câmara de ionização) obtidos pelo TPS e suas respectivas diferenças quando calculadas pelo *MUV–Calc* e mensuradas fisicamente com a câmara, representando o teste *end-to-end*.

Tabela 1 - Comparação entre os dados do TPS em relação mensurados e calculado pelo software *MUV - Calc*.

Campos	Energia (MV)	UM Planejada	UM Calculada	Diferença MUV - Calc	Dose Planejada (cGy)	Dose Medida (cGy)	Diferença Mensurada (%)
1	6	258	253	2,0%	229,4	236,7	3,1
2	6	14	12	$\leq 3UM$	11,2	11,2	0,0
3	6	77	74	4,0%	62,1	63,0	1,4
4	6	102	102	0,0%	90,3	91,2	1,0
5	6	96	98	2,0%	85,4	85,6	0,2

6	6	89	88	1,1%	76,8	77,5	0,9
7	6	38	39	2,5%	32,2	32,6	1,2
8	6	64	61	4,9%	62,5	64,0	2,3
9	6	70	68	2,9%	74,6	77,2	3,3
10	6	83	81	2,5%	99,2	101,7	2,5
11	6	111	115	3,5%	65,2	66,4	1,8
12	10	73	76	4,0%	96,2	96,4	0,2
13	6	104	105	1,0%	43,3	45,0	3,8
14	6	59	55	3,5%	33,4	33,6	0,6

A tabela divide a análise em duas comparações principais: a verificação das Unidades Monitoras (Diferença *MUV-Calc*) e a validação da Dose Absoluta (Diferença Mensurada). Ao analisar as Unidades Monitoras, é possível observar que as divergências encontradas estão dentro dos limites de segurança do TG-114, ou seja, apresentam diferença percentual menor que 5% ou absoluta menor que 3 UM.

Vale ressaltar que, embora a diferença geral tenha sido menor que 5%, três campos específicos (3, 8 e 12) apresentaram desvios superiores a 3,5%, que é o limite recomendado para campos bem definidos. Ao investigar esses casos, constatou-se que o ponto de cálculo escolhido estava posicionado em regiões muito próximas às lâminas do MLC (região de penumbra), o que justifica essa variação no cálculo manual. Mesmo assim, esses campos apresentaram uma diferença absoluta de exatamente 3 UM, mantendo-se dentro do critério de aceitação. O mesmo comportamento foi observado para o campo 2; devido ao seu baixo valor de UM, o critério que melhor se aplica é o limite absoluto de ≤ 3 UM. Dessa forma, todos os campos respeitaram os critérios impostos pelo TG-114.

Outro critério avaliado foi a comparação entre a dose no volume da câmara de ionização calculada pelo TPS e a mensurada empiricamente no fantoma. Para essa avaliação, os resultados foram ainda melhores, apresentando uma diferença máxima de 3,8% em relação ao TPS, o que representou apenas 1,7 cGy de diferença absoluta para o campo em questão. A maior diferença absoluta encontrada neste planejamento foi de 7,3 cGy (campo 1). Embora pareça um valor alto isoladamente, ele representa apenas 0,68% da dose total entregue ao alvo. Além disso, a média de todas as diferenças pontuais foi de apenas 1,45%.

Ao comparar a soma da contribuição de dose de todos os campos (dose integral), a diferença final foi de aproximadamente 1,9%. Esse resultado demonstra que os desvios encontrados estão dentro de limites clínicos aceitáveis e de acordo com os critérios estabelecidos para medida de dose absoluta pelo protocolo TRS-398.

Dessa forma, é possível concluir que a etapa de validação confirma a integridade do sistema. Os resultados mostram que o software *MUV - Calc* está calibrado corretamente com o TPS e, principalmente, que o acelerador linear está entregando fisicamente a dose planejada com alta fidelidade, garantindo a segurança do tratamento conforme o planejado.

Além disso, 5 planejamentos de diferentes sítios anatômicos foram selecionados para submeter o novo algoritmo a um teste de validação mais robusto. Esse teste teve como objetivo medir o desempenho do software *MUV - Calc* em comparação direta com o método de cálculo utilizado anteriormente. A avaliação foi pautada no tempo de execução e na diferença das unidades monitoras encontradas entre os métodos. Outro parâmetro fundamental avaliado foi o número de campos efetivamente calculados, uma vez que a metodologia antiga apresenta limitações geométricas, restringindo-se ao uso de apenas um ponto de cálculo por planejamento.

A Tabela 2, apresentada abaixo, mostra a comparação entre os métodos de cálculo e os valores de UM gerados pelo TPS para um planejamento de cabeça e pescoço, envolvendo toda a região cervical do paciente.

Tabela 2 - Comparação entre os métodos de cálculo antigos e realizados pelo software *MUV - Calc* em relação ao TPS para um sítio de cabeça e pescoço.

Cálculos	UM dos Campos												Resultados		
													Tempo Cálculo (segundos)	Diferença absoluta (UM)	Nº campos calculados
TPS	32	18	74	11	5	25	82	8	27	18	10	9			
Método Antigo	30	-	-	8	-	24	84	-	25	-	-	-	756	171/319	5/12
<i>MUV Calc</i>	30	17	76	9	7	24	84	8	25	17	7	10	51	314/319	12/12

Os dados apresentados na Tabela 2 evidenciam que o método antigo de cálculo se mostrou pouco eficiente para este sítio de tratamento, permitindo a verificação de apenas 5 dos 12 campos planejados. Essa limitação ocorre devido à

geometria complexa da disposição dos campos, que se distribuem com grande lateralidade em torno do paciente. Devido ao uso de apenas um ponto de cálculo no método manual, boa parte dos campos acabou por colimar esse ponto, inviabilizando a obtenção dos fatores físicos necessários.

Essa restrição refletiu diretamente na representatividade do resultado, onde os campos não calculados comprometeram a análise, visto que a verificação cobriu apenas 171 das 319 UM totais, ou seja, quase metade da dose não pôde ser conferida. O tempo de cálculo manual também se mostrou elevado. Como os planejamentos de cabeça e pescoço utilizam múltiplos campos para a conformação da dose, a definição de um ponto de cálculo único que seja válido para a maioria deles torna-se crítica e trabalhosa, exigindo mais tempo do físico para seu posicionamento. Apesar dessas dificuldades operacionais, nota-se que, quando o cálculo foi possível, todos os campos obedeceram aos critérios estabelecidos pelo TG-114. Mesmo se tratando de campos pequenos e em regiões com muitas interfaces entre tecidos, a diferença máxima não ultrapassou 5% ou 3 UM em relação ao TPS.

Em contrapartida, o software *MUV-Calc* obteve sucesso ao calcular todos os campos, superando as dificuldades geométricas inerentes aos planejamentos de cabeça e pescoço. Esse desempenho deve-se à estratégia de utilizar dois pontos de cálculo que se complementam, garantindo a leitura das propriedades de todos os feixes.

Para o *software*, a diferença máxima encontrada foi de 3 UM em campos pequenos, sendo que este limite de segurança também foi respeitado para os campos de maior peso. Analisando as UMs totais, a divergência acumulada foi de apenas 4 UM, o que representa uma variação menor que 1,5%. Em relação ao tempo de processamento, o algoritmo demandou mais tempo para este sítio quando comparado aos demais (como mama ou próstata), o que é esperado devido ao maior número de campos envolvidos. Ainda assim, a redução de tempo em comparação ao método manual foi de cerca de 93%, confirmando o excelente desempenho da ferramenta mesmo em casos de alta complexidade.

A tabela 3 apresenta a mesma análise de resultados para um planejamento de pulmão.

Tabela 3 - Comparação entre os métodos de cálculo antigos e realizados pelo *software MUV – Calc* em relação ao TPS para um sítio de pulmão.

Planos	UM dos Campos	Resultados
--------	---------------	------------

TPS	157	54	20	55	10	82	Tempo Cálculo (segundos)	Diferença absoluta (UM)	Nº campos calculados
Método Manual	152	-	-	59	-	83	615	299/378	3/6
MUV Calc	152	56	21	54	-	80	47	363/378	5/6

Para o sítio de pulmão, o melhor desempenho do *software MUV–Calc* se manteve, principalmente em relação ao tempo, responsável por uma economia de cerca de 10 minutos frente ao cálculo manual. Apesar disso, quando comparado ao planejamento de cabeça e pescoço, seu desempenho foi inferior, tanto para o número de campos calculados quanto para a concordância das UMs totais.

Isso se deve, como mencionado, à maior complexidade dos planos de pulmão causada pela elevada heterogeneidade de tecido. Esse fator prejudicou o *software*, que não conseguiu calcular 1 dos 5 campos de tratamento. Ainda assim, o método antigo teve um resultado pior, falhando nesse mesmo campo e em outros dois. Ao levantar a investigação, constatou-se que o campo em questão atravessa uma grande interface tecido-ar, promovendo a perda de equilíbrio eletrônico. Porém, levando em consideração uma análise mais clínica, esse campo não calculado representa apenas 2,5% da dose, o que o mantém de acordo com os padrões estabelecidos juntamente com a equipe médica.

O problema com a heterogeneidade também impactou o desempenho dos cálculos de maneira geral. Nesse caso, apesar dos resultados ainda respeitarem os níveis de ação estabelecidos, a soma das UMs apresentou uma diferença de 4%, o que representa quase o dobro do desvio observado para o planejamento de cabeça e pescoço.

As tabelas 4, 5 e 6, apresentadas adiante, mostram o mesmo resultado, porém para os planejamentos de sítios de crânio total, mama e próstata, respectivamente.

Tabela 4 - Comparação entre os métodos de cálculo antigos e realizados pelo *software MUV – Calc* em relação ao TPS para um sítio de crânio.

Planos	UM dos Campos				Resultados		
TPS	156	13	125	18	Tempo Cálculo (segundos)	Diferença absoluta (UM)	Nº campos calculados

Método Manual	155	12	126	19	512	312/312	4/4
MUV Calc	155	12	127	16	35	310/312	4/4

Tabela 5 - Comparação entre os métodos de cálculo antigos e realizados pelo *software MUV – Calc* em relação ao TPS para um sítio de mama.

Planos	UM dos Campos					Resultados		
TPS	212	54	168	32	10	Tempo Cálculo (segundos)	Diferença absoluta (UM)	Nº campos calculados
Método Manual	210	51	168	30	-	497	459/476	4/5
MUV Calc	212	51	167	30	9	43	469/476	5/5

Tabela 6 - Comparação entre os métodos de cálculo antigos e realizados pelo *software MUV – Calc* em relação ao TPS para um sítio de próstata.

Planos	UM dos Campos						Resultados		
TPS	37	42	15	26	37	20	Tempo Cálculo (segundos)	Diferença absoluta (UM)	Nº campos calculados
Método Manual	39	40	15	26	39	20	578	179/177	6/6
MUV Calc	39	40	17	25	35	21	35	177/177	6/6

Para os últimos três sítios, os resultados foram agrupados devido à grande concordância entre os dois métodos de cálculo em relação ao TPS, o que tornaria a discussão individual repetitiva. Para esses grupos, tanto o método manual quanto o automatizado demonstraram ótimos desempenhos no cálculo das unidades monitoras, apresentando a convergência de quase todos os campos em relação ao TPS.

A única exceção ocorreu em um subcampo do planejamento de mama utilizando o método de cálculo antigo. Ao investigar, verificou-se que o ponto de cálculo escolhido foi colimado para esse subcampo específico. Isso ocorreu porque a escolha do ponto priorizou o subcampo principal (de 50 UM), uma vez que este

representa a maior parcela da dose e sua verificação é prioritária, já que um erro nele teria um impacto clínico muito mais significativo. Esse problema não foi observado para o método automatizado, que utiliza dois pontos de cálculo.

Para os demais resultados, ambos os métodos apresentaram boa concordância com o TPS. A divergência máxima encontrada na soma das UMs foi de 3,8% para o planejamento de mama, valor influenciado justamente pelo campo não calculado pelo método manual. Além disso, os resultados individuais dos campos apresentaram divergência máxima de apenas 3 UM.

Isso acontece pois, apesar de anatomicamente distintos (cabeça, tórax e pelve), os três sítios apresentam menor variação na densidade dos tecidos quando comparados ao pulmão, tornando o caminho do feixe mais uniforme. Nesse sentido, a ausência de grandes interfaces com ar eleva a precisão dos resultados, facilitando a concordância entre o cálculo manual e o algoritmo AAA, já que não há perda crítica de equilíbrio eletrônico. Isso também se reflete na escolha dos campos, onde devido a um PTV mais bem definido e sem geometrias complexas, os campos não envolvem modulações extremas de MLC, permitindo um bom posicionamento dos pontos de cálculo.

Vale ressaltar que o planejamento de mama é muito variável na prática clínica, podendo ir desde mamas volumosas até pacientes mastectomizadas (parede torácica). Nesse caso, a escolha do planejamento para o estudo buscou um caso de mama de volume médio, por ser o de maior recorrência na rotina do setor.

Em relação ao tempo de cálculo, os resultados apresentados pelo *software MUV-Calc* continuam indiscutíveis, representando uma economia média de 8 minutos para esses sítios. A variação desse tempo está intimamente ligada ao número de campos e à necessidade de busca de fatores de correção. Mesmo assim, em todos os casos apresentados, o tempo de processamento pelo *MUV-Calc* não ultrapassou 1 minuto, o que reforça a rapidez do método. Vale lembrar que esse tempo de cálculo não inclui a impressão da ficha de tratamento, a qual se manteve constante em cerca de 20 segundos, independentemente da complexidade do plano.

3 Conclusão

Com base nos resultados apresentados, é possível concluir que o *software MUV-Calc*, apresentou consistência matemática e fidelidade nos resultados em relação ao cálculo de unidades monitoras. A validação do algoritmo demonstrou

solidez, atingindo e até superando os padrões de qualidade que eram obtidos nos cálculos manuais por meio de planilhas eletrônicas.

Os dados mostraram que as diferenças nas Unidades Monitoras encontradas foram, de maneira geral, menores para o *software MUV-Calc* (cerca de 2%) do que para o método antigo. Para alcançar esse resultado, as orientações do TG-114 foram fundamentais, pois padronizaram a escolha de um ponto de cálculo mais adequado. Além desse melhor posicionamento, a estratégia de utilizar dois pontos de cálculo foi decisiva para aumentar o número de campos calculados com sucesso, o que favorece a automatização do processo e eleva a precisão da verificação do tratamento. Somado aos resultados mais precisos, a redução da intervenção manual e a automatização do fluxo trouxeram maior agilidade, reduzindo em cerca de 90% o tempo gasto com a impressão de fichas. Isso permite que a equipe foque em etapas fundamentais, como as medidas de *output* da máquina de tratamento.

A precisão da entrega de dose também pôde ser confirmada através da validação *end-to-end*, onde todo o ciclo de tratamento (sistema de imagem, planejamento, entrega e medida) foi verificado. A variação de dose do plano atingiu apenas 1,45% de diferença em relação ao TPS, ficando dentro dos padrões exigidos até para protocolos rigorosos de dose absoluta, como o TRS-398. Nesse sentido, todos os cálculos executados mantiveram-se dentro dos padrões e respeitaram os critérios do TG-114. Vale ressaltar que, durante a rotina, o nível máximo de investigação atingido foi apenas o recálculo utilizando novas posições para os pontos, visto que estes se encontravam em regiões de baixo equilíbrio eletrônico ou bloqueados pelo colimador.

Além disso, a padronização da ficha de tratamento foi outro fator importante para elevar a qualidade do serviço. Ao trazer maior rastreabilidade a cada etapa por meio de assinaturas e identificação dos responsáveis (conforme previsto em lei), a ficha técnica tornou-se mais sucinta e menos redundante. Isso facilitou o acesso às informações e garantiu o cumprimento de todas as etapas de segurança sem a necessidade de preencher campos repetitivos e de baixa relevância.

Com o cumprimento de todas essas etapas, conclui-se que o *software MUV-Calc* se mostrou uma ferramenta segura, ágil e eficaz para o cálculo de unidades monitoras e impressão de fichas. O trabalho demonstra que a automação e a otimização de processos são fundamentais na área clínica, pois reforçam a presença

do físico médico na garantia da qualidade e valorizam sua atuação em tarefas de otimização.

REFERÊNCIAS

Fraass B.; Doppke K.; Hunt M.; Kutcher G.; Starkschall G.; Stern R.; Van Dyk J. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: Report of AAPM Task Group 53. La Grange Park, IL: AAPM.

Stern R.L.; Heaton R.; Fraser M.W.; Goddu S.M.; Kirby T.H.; Lam K.L.; Molineu A.; Zhu T.C. Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of AAPM Task Group 114. La Grange Park, IL: AAPM, 2011.

Gibbons J.P.; Antolak J.A.; Followill D.S.; Huq M.S.; Klein E.E.; Lam K.L.; Palta J.R.; Roback D.M.; Reid M.; Khan F.M. Monitor unit calculations for external photon and electron beams: Report of AAPM Task Group 71. La Grange Park, IL: AAPM, 2014.

International Atomic Energy Agency. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water (IAEA Technical Reports Series No. 398). Viena: IAEA, 2000.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy: an international code of practice for reference and relative dose determination. Technical Reports Series No. 483. Vienna: IAEA, 2017.

Chen L.; Chen L.-X.; Huang S.-M.; Sun W.-Z.; Sun H.-Q.; Deng X.-W. Independent verification of monitor unit calculation for radiation treatment planning system. Beijing: Chinese Journal of Cancer, 2010.

Sellakumar P.; Arun C.; Sanjay S.S.; Ramesh S.B. Comparison of monitor units calculated by radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification software. Milano: Physica Medica (Associazione Italiana di Fisica Medica), 2011.

Slassi N.; Ouabi H.; El Khayati N. Comparison of an in-house developed monitor unit double-check program for 3D conformal radiation therapy and treatment planning system verification. Cambridge: Cambridge University Press, 2019.

APÊNDICE A – FICHA TÉCNICA DE TRATAMENTO

No Apêndice A é apresentada a ficha de técnica de tratamento de radioterapia dos paciente do setor de Radioterapia da UNESP de Botucatu que é impressa a partir do software *MUV - Calc.*

Planejamento de Teleterapia

UNESP, Botucatu, SP

Campo 1 Campo 2 Campo 3 Campo 4 Campo 5 Campo 6 Campo 7

Desvio da mesa da posição de configuração de referência:

Desvio [cm]: 0.4 Direção: Direita

0.8 Abaixo

2.0 Fora

Avaliado por: (físicos)	Data do Portal: - / - /	Correção dada pelo médico:		Desloc. corrigido (partindo da origem):		Data da Correção: - / - /	Correção Apl. por: (técnicos/físico)
		Lateral	Vertical	Lateral	Vertical		
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	
	/ / 20	/	/	/	/	/ / 20	

Deslocamento Diário:
SIM [] / NÃO []

SSD da Tomo:

LAT D: ____ cm

ANT: ____ cm

LAT E: ____ cm

Parâm. de Mesa	Tomo	Deslocamento	1ª Aquis.	2ª Aquis.
Lateral		-0.44 cm =		
Vertical		-0.81 cm =		
Longitudinal		1.95 cm =		

Paciente: MOUSE, MICKEY (02102024)

Curso: C.- TCR Marcelo

Plano: TCR - Marcelo - Não aprovado

Impresso terça-feira, 9 de dezembro de 2025 13:04:30 por marcelo

Página: 1/14

Planejamento de Teletterapia

Planejamento da Teletterapia 13.6.30

UNESP, Botucatu, SP

/	/20	SSD plan.	SSD tto.	Corr.: [S] [N]
0°				
90°				
270°				

Téc.:		Med.:	
-------	--	-------	--

/	/20	SSD plan.	SSD tto.	Corr.: [S] [N]
0°				
90°				
270°				

Téc.:		Med.:	
-------	--	-------	--

/	/20	SSD plan.	SSD tto.	Corr.: [S] [N]
0°				
90°				
270°				

Téc.:		Med.:	
-------	--	-------	--

/	/20	SSD plan.	SSD tto.	Corr.: [S] [N]
0°				
90°				
270°				

Téc.:		Med.:	
-------	--	-------	--

/	/20	SSD plan.	SSD tto.	Corr.: [S] [N]
0°				
90°				
270°				

Téc.:		Med.:	
-------	--	-------	--

Planejamento de Teleterapia

Planejamento de Teleterapia 13.6.30

UNESP, Botucatu, SP

Prescrição da dose

Volume-alvo: PTV_High
Porcentagem da dose prescrita: 100.0 %
F1
Fracionamento: 3000.0 cGy (300.0 cGy / fração)
Dose prescrita: - (- / fração)
Dose no ponto de referência primário: 10
Número de frações: 10

Ponto de referência primário: - (-)
Valor de normalização do plano: 316.4 %

Campos

F1	ID	SSD	Energia	Peso	Tamanho do Campo			Gantry	Colimador	Mesa	X	Y	Z	UM	Cunha
	Campo 1	86.9 cm	6X	0.266	X1: +8.5 cm , X2: +8.6 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	328.8 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	35 UM		
	Campo 2	85.4 cm	6X	0.266	X1: +7.8 cm , X2: +8.6 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	42.7 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	36 UM		
	Campo 3	74.6 cm	6X	0.100	X1: +6.5 cm , X2: +6.3 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	90.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	26 UM		
	Campo 4	85.2 cm	6X	1.000	X1: +8.7 cm , X2: +8.5 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	150.5 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	146 UM		
	Campo 5	85.4 cm	6X	0.868	X1: +8.8 cm , X2: +8.5 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	209.5 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	126 UM		
	Campo 6	75.5 cm	6X	0.100	X1: +6.2 cm , X2: +6.5 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	270.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	25 UM		
	Campo 7	88.3 cm	6X	1.000	X1: +8.7 cm , X2: +8.7 cm , Y1: +4.2 cm , Y2: +4.2 cm	2.3 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	0.0 °	-0.44 cm -0.81 cm	1.95 cm	130 UM		

Paciente: MOUSE MICKEY (02102024)
Curso: C - TCR Marcelo
Plano: TCR - Marcelo - Não aprovado

Impresso terça-feira, 9 de dezembro de 2025 13:04:31 por marcelo
Página: 3/14



FICHA DE CONTROLE DE DOSE SETOR TÉCNICO DE RADIOTERAPIA



Paciente: MOUSE, MICKEY (02102024)

nº de Aplicações

10

Plano: C - TCR Marcelo TCR - Marcelo - Não aprovado

Dose Diária

300.0

Nº	Dose Acumulada	Data da Sessão	Técnicos Responsáveis	Revisões Semanais	
				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
1	300	__/__/20__	____/____		
2	600	__/__/20__	____/____		
3	900	__/__/20__	____/____		
4	1200	__/__/20__	____/____		
5	1500	__/__/20__	____/____	RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
6	1800	__/__/20__	____/____		
7	2100	__/__/20__	____/____		
8	2400	__/__/20__	____/____		
9	2700	__/__/20__	____/____		
10	3000	__/__/20__	____/____		
11				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
12					
13					
14					
15					
16				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
17					
18					
19					
20					
21				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
22					
23					
24					
25					
26				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
27					
28					
29					
30					
31				RADIO/ONCO	ENFERMAGEM
32					
33					
34					
35					

CheckList para Início do Tratamento

Nome do Paciente: _____

RG: _____ Data de Nascimento: ____/____/____

Checklist para ANTES do início:

- ☐ Confirmação da prescrição feita pelo médico;
- ☐ Confirmação das duas assinaturas dos físicos no calculo do tratamento;
- ☐ Verificação dos acessórios de tratamento (vacfix, máscara, bólus);
- ☐ Checar ficha (SSD zero em mama, impressões (DRRs corretos, folhas de tratamento, etc))

Obs: _____

Técnico: _____ Data: ____/____/____

Checklist para Deslocamento (portal inicial):

- ☐ Confirmar nome completo do paciente (pedir para ele falar)
- ☐ Verificação do portal comparado com a DRR;
- ☐ Parâmetros de tratamento do Aria idênticos à ficha técnica (pelo menos gantry e UM);
- ☐ Ausência de colisão entre o Gantry e a mesa/acessórios/paciente;
- ☐ Verificação dos SSDs na pele do paciente em relação aos campos de Setup.
- ☐ Anotar parâmetros de mesa iniciais (Tomo) e com deslocamento (Tto);
- ☐ Ordem dos campos otimizada.

Obs: _____

Técnicos: _____ Físico/Residente: _____ Data: ____/____/____

Checklist para Primeiro dia de dose:

- ☐ Aquisição de mesa pelo físico titular;
- ☐ Checagem portais iniciais, aplicar correções;
- ☐ Verificação de abertura dos campos com MLC;
- ☐ Avaliar tempo de tratamento se está suficiente ou superestimado.

Obs: _____

Técnicos: _____ Médico: _____

Físico Titular: _____ Data: ____/____/____

Paciente: **MOUSE, MICKEY** (02102024)

Dose Prescrita: 3000.0 cGy (300.0 cGy / fração)

Nº de aplicações: 10

Campos	Energia	Campo X	Campo Y	Campo Eq.	SSD	Profund.	Filtro	UM TPS	UM Calc.	Dif.
Campo 1	6	17.10	8.40	4.97	86.90	13.60	N	35	34	2.8 %
Campo 2	6	16.40	8.40	4.70	85.40	17.00	N	36	34	2 UM
Campo 3	6	12.80	8.40	4.15	74.60	28.70	N	26	25	1 UM
Campo 4	6	17.20	8.40	6.10	85.20	13.90	N	146	143	2.2 %
Campo 5	6	17.30	8.40	7.70	85.40	12.50	N	126	124	1.6 %
Campo 6	6	12.70	8.40	4.15	75.50	21.40	N	25	24	4.3 %
Campo 7	6	17.40	8.40	7.70	88.30	12.90	N	130	124	4.3 %

Ass. Físico 1: _____
Página 1

Ass. Físico 2: _____
Data: 09/12/2025

APÊNDICE B – FUNÇÕES UTILIZADAS NO CÁLCULO DE UNIDADES MONITORAS

O Apêndice B apresenta as funções utilizadas para o cálculo de Unidade Monitoras e impressão da ficha técnica de tratamento e explica de maneira sucinta a lógica utilizada.

Função: pct_info

```
def pct_info(pct):
    lista_tabela_1 = tabula.read_pdf("R:/Calculo Pacientes/"+str(pct)+".pdf", pages='4', multiple_tables=True, stream=True)
    lista_tabela_2 = tabula.read_pdf("R:/Calculo Pacientes/"+str(pct)+".pdf", pages='3', multiple_tables=True, stream=True)
    if lista_tabela_1 == []:
        lista_tabela_1 = camelot.read_pdf(
            "R:/Calculo Pacientes/"+str(pct)+".pdf",
            pages='4',
            flavor='stream',
            table_areas=['5,518,780,80']) #(x1,y1,x2,y2)
        for tabela1 in lista_tabela_1:
            tabela1 = tabela1.df
            tabela1.columns = tabela1.iloc[0]
            tabela1 = tabela1[1:].reset_index(drop=True)
            lista_tabela_1 = [tabela1]

    if lista_tabela_2 == []:
        lista_tabela_2 = camelot.read_pdf(
            "R:/Calculo Pacientes/"+str(pct)+".pdf",
            pages='3',
            flavor='stream',
            table_areas=['5,449,900,80']) #(x1,y1,x2,y2)
        for tabela2 in lista_tabela_2:
            tabela2 = tabela2.df
            tabela2.columns = tabela2.iloc[0]
            tabela2 = tabela2[1:].reset_index(drop=True)
            tabela2['Cunha'] = "N"
            tabela2 = tabela2.rename(columns={'IDIDIDID': 'ID'})
            lista_tabela_2 = [tabela2]

    for tabela1 in lista_tabela_1:
        tabela1['Dose por campo'] = tabela1['Dose por campo'].str.replace(' cGy', '')
        tabela1['Campo X'] = tabela1['Campo X'].str.replace(' cm', '')
        tabela1['Campo Y'] = tabela1['Campo Y'].str.replace(' cm', '')
        tabela1['Eq. Path Length'] = tabela1['Eq. Path Length'].str.replace(' cm', '')
        tabela1['SSD'] = tabela1['SSD'].str.replace(' cm', '')
        tabela1['Dose por Fracao'] = tabela1['Dose por Fracao'].str.replace(' cGy', '')
        tabela1['Dose Total'] = tabela1['Dose Total'].str.replace(' cGy', '')
        tabela1['UM'] = tabela1['UM'].str.replace(' UM', '')

        df1 = pd.DataFrame(tabela1)
        df1["Dose por campo"] = pd.to_numeric(df1["Dose por campo"])
        df1["Campo X"] = pd.to_numeric(df1["Campo X"])
        df1["Campo Y"] = pd.to_numeric(df1["Campo Y"])
        df1["Eq. Path Length"] = pd.to_numeric(df1["Eq. Path Length"])
        df1["SSD"] = pd.to_numeric(df1["SSD"])
        df1["Dose por Fracao"] = pd.to_numeric(df1["Dose por Fracao"])
        df1["Dose Total"] = pd.to_numeric(df1["Dose Total"])
        df1["UM"] = pd.to_numeric(df1["UM"])

    p1 = df1
    p2 = df1
    for i in range(len(tabela1)):
        if i % 2 == 0:
            p1 = p1.drop(i)
        else:
            p2 = p2.drop(i)
    p1 = p1.reset_index(drop=True)
    p2 = p2.reset_index(drop=True)
    for tabela2 in lista_tabela_2:
        tabela2['Energia'] = tabela2['Energia'].str.replace('X', '')
        tabela2['Cunha'] = tabela2['Cunha'].fillna("N")
        df2 = pd.DataFrame(tabela2)
        condicao_setup = df2['ID'].astype(str).str.contains('setup', case=False, na=False)
        df2 = df2[~condicao_setup].reset_index(drop=True)
        df2['Energia'] = pd.to_numeric(df2['Energia'])

    p1[["Energia", "Cunha"]] = df2.iloc[:, [2, -1]]
    p2[["Energia", "Cunha"]] = df2.iloc[:, [2, -1]]

    return(p2,p1)
```

Figura 3A - Função pct_info.

Descrição Lógica: Esta função atua como o módulo de extração e pré-processamento de dados do sistema. Ela recebe como parâmetro o identificador do paciente (pct) e localiza o respectivo relatório de planejamento em formato PDF no diretório de rede. A lógica de extração implementa uma redundância para garantir a leitura dos dados: primeiramente, tenta-se utilizar a biblioteca *Tabula* para ler as tabelas das páginas 3 e 4. Caso a extração retorne vazia (falha na identificação automática), o código aciona condicionalmente a biblioteca Camelot, utilizando coordenadas de área pré-definidas (table_areas) para forçar a leitura da região de interesse.

Após a extração bruta, o código executa uma rotina de limpeza de dados (data cleaning), removendo strings de unidades de medida (como 'cm', 'cGy', 'UM') e convertendo os dados textuais para tipos numéricos (float ou int) através da biblioteca Pandas. Por fim, devido à formatação específica do relatório do TPS, a função utiliza um laço de repetição (for) com condicional de paridade (if i % 2 == 0) para segregar as linhas da tabela em dois DataFrames distintos (p1 e p2), organizando os dados de geometria de campo e dosimetria que se encontram intercalados no documento original.

Função: FFiltro

```
def FFiltro(filtro):
    if filtro == 'N':
        FFiltro = 1
        return(FFiltro)
    elif filtro == 15:
        if energia == 10:
            FFiltro = 0.798
            return(FFiltro)
        else:
            FFiltro = 0.765
            return(FFiltro)

    elif filtro == 30:
        if energia == 10:
            FFiltro = 0.662
            return(FFiltro)
        else:
            FFiltro = 0.608
            return(FFiltro)

    elif filtro == 45:
        if energia == 10:
            FFiltro = 0.513
            return(FFiltro)
        else:
            FFiltro = 0.471
            return(FFiltro)

    elif filtro == 60:
        if energia == 10:
            FFiltro = 0.427
            return(FFiltro)
        else:
            FFiltro = 0.388
            return(FFiltro)

    else:
        return(1)
```

Figura 4A - Função FFiltro.

Descrição Lógica: Esta função é responsável por determinar o Fator de Transmissão da Cunha a ser aplicado na equação de cálculo de dose. Ela recebe como parâmetro de entrada o identificador do ângulo da cunha (filtro) extraído do relatório. A lógica interna opera através de uma estrutura condicional encadeada (if-elif-else) que verifica, primeiramente, se o campo é aberto (identificado como 'N'). Caso haja a presença de uma cunha física, o algoritmo seleciona o bloco de código correspondente ao ângulo utilizado (15°, 30°, 45° ou 60°) e, dentro deste escopo, verifica a energia do feixe (variável energia definida no escopo global do *script*). O retorno da função é o valor numérico exato do fator de transmissão para aquela combinação específica de ângulo e energia, conforme os dados tabelados no comissionamento do acelerador linear.

Função: Find_PDP

```
def find_PDP(profundidade, Ceq, filtro, tabela):

    if profundidade <= 30:
        if filtro == "N":
            tabela_n = pd.read_excel(tabela, sheet_name="Dosimetria 2100C", usecols="A:BZ", skiprows=160, nrows=62, header=None)
            return vlookup_find(profundidade, tabela_n, Ceq * 2 - 2)

        if Ceq >= 6:
            if filtro == 15:
                tabela_15 = pd.read_excel(tabela, sheet_name="Dosimetria 2100C", usecols="A:BF", skiprows=226, nrows=62, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_15, Ceq * 2 - 10) if Ceq <= 34 else "Ceq>34"

            elif filtro == 30:
                tabela_30 = pd.read_excel(tabela, sheet_name="Dosimetria 2100C", usecols="A:BF", skiprows=292, nrows=62, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_30, Ceq * 2 - 10) if Ceq <= 34 else "Ceq>34"

            elif filtro == 45:
                tabela_45 = pd.read_excel(tabela, sheet_name="Dosimetria 2100C", usecols="A:AR", skiprows=358, nrows=62, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_45, Ceq * 2 - 10) if Ceq <= 27 else "Ceq>27"

            elif filtro == 60:
                tabela_60 = pd.read_excel(tabela, sheet_name="Dosimetria 2100C", usecols="A:AH", skiprows=424, nrows=62, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_60, Ceq * 2 - 10) if Ceq <= 22 else "Ceq>22"

        else:
            return "Ceq<6"
    else:
        return "prof>30"
```

Figura 5A - Função Find_PDP.

Descrição Lógica: Esta função tem o objetivo de extrair o valor do Percentual de Dose em Profundidade (PDP) diretamente do banco de dados de comissionamento. Ela recebe como argumentos a profundidade de cálculo, o lado do campo quadrado equivalente (Ceq), o tipo de filtro (Cunha ou 'N') e o caminho do arquivo Excel (tabela).

A estrutura lógica baseia-se em condicionais aninhadas que primeiro validam a profundidade (limite de 30 cm) e, em seguida, segregam o fluxo de leitura conforme o acessório utilizado. Se o campo for aberto ('N'), a função carrega via *Pandas* o intervalo de células específico da planilha onde residem os dados sem filtro. Caso haja uso de cunhas (15°, 30°, 45° ou 60°), ela direciona a leitura para os blocos de linhas correspondentes a cada ângulo.

Um ponto crucial desta função é a determinação dinâmica da coluna de leitura: o índice da coluna na tabela do Excel é calculado matematicamente em função do tamanho do campo (ex: $Ceq * 2 - 2$ para campo aberto), reproduzindo a estrutura de formatação da planilha original. Por fim, ela invoca a função auxiliar `vlookup_find` para cruzar a profundidade com a coluna selecionada e retornar o fator interpolado.

Função: Find_TMR

```
def find_TMR(profundidade, Ceq, filtro, tabela):

    if profundidade <= 30:
        if filtro == "N":
            tabela_n = pd.read_excel(tabela, sheet_name='Dosimetria 2100C', usecols="A:BX", skiprows=490, nrows=59, header=None)
            return vlookup_find(profundidade, tabela_n, Ceq * 2 - 4)

        if Ceq >= 5:
            if filtro == 15:
                tabela_15 = pd.read_excel(tabela, sheet_name='Dosimetria 2100C', usecols="A:BH", skiprows=553, nrows=60, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_15, Ceq * 2 - 8) if Ceq <= 34 else "Ceq>34"

            elif filtro == 30:
                tabela_30 = pd.read_excel(tabela, sheet_name='Dosimetria 2100C', usecols="A:BH", skiprows=617, nrows=60, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_30, Ceq * 2 - 8) if Ceq <= 34 else "Ceq>34"

            elif filtro == 45:
                tabela_45 = pd.read_excel(tabela, sheet_name='Dosimetria 2100C', usecols="A:AP", skiprows=681, nrows=60, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_45, Ceq * 2 - 8) if Ceq <= 25 else "Ceq>25"

            elif filtro == 60:
                tabela_60 = pd.read_excel(tabela, sheet_name='Dosimetria 2100C', usecols="A:AJ", skiprows=745, nrows=60, header=None)
                return vlookup_find(profundidade, tabela_60, Ceq * 2 - 8) if Ceq <= 22 else "Ceq>22"

        else:
            return "Ceq<5"
    else:
        return "prof>30"
```

Figura 6A - Função Find_TMR.

Descrição Lógica: Esta função opera de maneira análoga à find_PDP, porém com o objetivo específico de extrair o fator TMR, essencial para os cálculos baseados na técnica isocêntrica. O algoritmo recebe como parâmetros a profundidade radiológica, o campo quadrado equivalente (Ceq) e o identificador do filtro. A estrutura condicional valida primeiramente o limite de profundidade dos dados medidos (até 30 cm). Em seguida, o fluxo é segregado: para campos abertos ('N'), a função acessa o intervalo de células da planilha correspondente ao TMR sem filtro e calcula o índice da coluna através da relação $Ceq * 2 - 4$. Para campos com uso de cunha física, o código implementa verificações adicionais de geometria (tamanho de campo entre 5 cm e 34 cm) antes de selecionar o bloco de dados específico para cada angulação (15°, 30°, 45° ou 60°), ajustando a fórmula de indexação da coluna para $Ceq * 2 - 8$ conforme a tabulação do comissionamento.

Função: Ceq

```
def Ceq (campo_x,campo_y):

    caminho_BJR25 = r"R:\Calculo Pacientes\calculo independente marcelo\Bibliotecas\Tabela BJR25.xlsm"
    BJR25 = pd.read_excel(caminho_BJR25, sheet_name='Tabela BJR25', usecols="A:CC", skiprows=2, nrows=81, header=None)
    if campo_y > 40:
        print("X>40")
    elif campo_x > 40:
        print("Y>40")
    else:
        if campo_x > campo_y:
            col_index = int(campo_y * 2 + 1)
            Cpo = vlookup_find(campo_x, BJR25, col_index)
            return(Cpo)
        else:
            col_index = int(campo_x * 2 + 1)
            Cpo = vlookup_find(campo_y, BJR25, col_index)
            return(Cpo)
```

Figura 7A - Função Ceq.

Descrição Lógica: Esta função tem como objetivo determinar o tamanho do Campo Quadrado Equivalente para um dado campo retangular de dimensões X e Y. Diferentemente das aproximações matemáticas simples (como a regra de área/perímetro), este algoritmo consulta diretamente os fatores de conversão tabelados no *British Journal of Radiology Supplement 25* (BJR25), garantindo maior precisão dosimétrica.

A lógica inicia-se com a leitura da tabela "BJR25" armazenada no banco de dados Excel. Em seguida, implementa-se uma verificação de limites para assegurar que nenhuma das dimensões exceda o tamanho máximo físico de colimação (40 cm). A lógica central utiliza uma estrutura condicional para ordenar as dimensões, garantindo que a busca na tabela seja sempre consistente independentemente da orientação do campo. O algoritmo define dinamicamente o índice da coluna de busca com base na menor dimensão e utiliza a função auxiliar `vlookup_find` para encontrar a linha correspondente à maior dimensão, retornando o valor exato do lado do quadrado equivalente interpolado.

Função: Fcp

```
def Fcp(Ceq, tamanho_Cpo, tecnica, tabela):
    if Ceq <= tamanho_Cpo:
        if Ceq <= 40:
            if tecnica == 1: # Isocentro
                if Ceq >= 3:
                    return vlookup_find(tamanho_Cpo, tabela, 2)
                else:
                    return "Ceq<3"
            else: # Foco-pele
                if Ceq >= 2:
                    return vlookup_find(tamanho_Cpo, tabela, 2)
                else:
                    return "Ceq<2"
        else:
            return "Ceq>40"
    else:
        return "Ceq>Cpo"
```

Figura 8A - Função Fcp.

Descrição Lógica: Esta função é responsável por obter o Fator de Campo Total. Ela recebe como parâmetros o campo quadrado equivalente (Ceq), o tamanho do campo de referência para a busca (tamanho_Cpo), o identificador da técnica de tratamento (técnica, onde 1 representa Isocêntrica e 2 representa Foco-Pele) e o caminho da tabela de dados.

A lógica implementa uma série de validações de segurança antes de realizar a busca no banco de dados. Primeiramente, verifica-se se o campo equivalente está dentro do limite físico máximo do colimador do equipamento (40 cm). Em seguida, o algoritmo ramifica-se conforme a técnica utilizada para aplicar as restrições de *campo mínimo* baseadas nos dados medidos durante o comissionamento: para a técnica isocêntrica, o limite inferior aceitável é de 3 cm, enquanto para a técnica foco-pele, aceitam-se campos a partir de 2 cm. Caso todas as validações geométricas sejam satisfeitas, a função invoca o `vlookup_find` para extrair o fator de rendimento na coluna 2 da tabela especificada; caso contrário, retorna *strings* de erro indicando qual limite foi violado ("Ceq<3", "Ceq>40", etc.), alertando o físico sobre a extrapolação indevida de dados.

Função: Fsca

```
def Fsca(Ceq, tamanho_Cpo, tecnica, tabela):
    if Ceq <= tamanho_Cpo:
        if Ceq <= 40:
            if tecnica == 1: # Isocentro
                if Ceq >= 3:
                    return vlookup_find(Ceq, tabela, 3)
                else:
                    return "Ceq<3"
            else: # Foco-pele
                if Ceq >= 2:
                    return vlookup_find(Ceq, tabela, 3)
                else:
                    return "Ceq<2"
        else:
            return "Ceq>40"
    else:
        return "Ceq>Cpo"
```

Figura 9A - Função Fsca.

Descrição Lógica: Esta função tem como objetivo extrair o Fator de Espalhamento do Colimador, que quantifica a variação da fluência de saída devido à radiação espalhada dentro da cabeça do acelerador. A estrutura lógica é análoga à função Fcp, porém com um direcionamento específico na consulta ao banco de dados.

O código aplica rigorosamente as mesmas validações de segurança para garantir a integridade física do cálculo: verifica-se o limite superior de colimação (40 cm) e os limites inferiores de validação dos dados medidos, distinguindo entre a técnica isocêntrica (limite mínimo de 3 cm) e a técnica foco-pele (limite mínimo de 2 cm). Caso o campo equivalente (Ceq) esteja dentro do intervalo validado, a função retorna o fator espalhamento interpolado; caso contrário, emite alertas de extrapolação ("Ceq<3", "Ceq>40", etc.).

Função: vlookup

```
def vlookup_find(lookup_value, tabela, col_index_num):
    col_index = col_index_num - 1

    if not isinstance(col_index, int):
        col_index = int(round(col_index))

    col_index = max(0, min(col_index, tabela.shape[1] - 1))

    valid_rows = tabela[tabela.iloc[:, 0] <= lookup_value]
    if valid_rows.empty:
        return None

    return valid_rows.iloc[-1, col_index]
```

Figura 10A - Função vlookup_find

Descrição Lógica: Esta função atua como o motor de busca do sistema, desenvolvida para emular o comportamento da função PROCV (*VLOOKUP*) do Excel dentro do ambiente Python/Pandas. Ela é essencial para a interoperabilidade do algoritmo com o banco de dados de comissionamento. A função recebe três argumentos: o valor a ser pesquisado (*lookup_value*), o *DataFrame* contendo a tabela de dados e o número da coluna de retorno (*col_index_num*).

A lógica interna realiza primeiramente a compatibilização dos índices, convertendo a referência de coluna baseada em 1 (padrão Excel/Humano) para baseada em 0 (padrão Python). Em seguida, implementa uma busca do tipo "correspondência aproximada" (similar ao parâmetro *TRUE* no Excel): o algoritmo filtra a tabela preservando apenas as linhas onde a primeira coluna (chave de busca) seja menor ou igual ao valor pesquisado. Ao selecionar o último registro desse filtro (*valid_rows.iloc[-1]*), a função garante o retorno do valor correspondente ao patamar imediatamente inferior ou igual ao desejado, permitindo a consulta correta em tabelas de dosimetria ordenadas (como PDP e TMR).

Função: Foaf

```
def FOAR(distancia, profundidade, tabela):

    dist_r = abs(distancia)
    if profundidade <= 30:

        if dist_r <= 20:

            tabela_oar = pd.read_excel(
                tabela,
                sheet_name='Dosimetria 2100C',
                usecols="A:AZ",
                skiprows=810,
                nrows=60,
                header=None
            )

            col_index = int(dist_r + 2)

            return vlookup_find(profundidade, tabela_oar, col_index)

        else:
            return "Dist>Lim" # Fora do Limite de medição Lateral

    else:
        return "Prof>30" # Fora do Limite de profundidade
```

Figura 11A - Função FOAF.

Descrição Lógica: Esta função é responsável por determinar o Fator *Off-Axis Ratio*, que corrige a variação da intensidade do feixe em pontos distantes do eixo central, levando em consideração o perfil do feixe. A função recebe como parâmetros a distância lateral do ponto de cálculo em relação ao isocentro, a profundidade radiológica e o caminho do banco de dados.

A lógica interna trata a distância em módulo (abs), assumindo a simetria radial do feixe para simplificar a busca. O algoritmo implementa uma validação de limites para garantir que o ponto não esteja fora da região de medição confiável (geralmente limitada a 20 cm ou 30 cm do eixo, dependendo do tamanho máximo do campo). A seleção da coluna de leitura na planilha Excel é dinâmica e proporcional à distância lateral: o algoritmo converte a distância em um índice de coluna (ajustando a escala conforme o passo da tabela, ex: a cada 1 cm ou 0.5 cm). Por fim, utiliza-se a função auxiliar `vlookup_find` para cruzar a profundidade (linha) com a distância (coluna), retornando o fator de correção interpolado.

Função: Calc_UM

```
def calc_UM(tecnic, dose_total, peso, n_aplic, soma_pesos, all_fac, dose_diaria, factor):
    cedula = 0
    normalizacao = 100
    if cedula > 0:
        if tecnica == 1:
            return dose_total * peso * 100 / (factor * n_aplic * normalizacao * soma_pesos * all_fac)
        else:
            return dose_total * peso * 10**4 / (n_aplic * normalizacao * soma_pesos * all_fac)
    else:
        if tecnica == 1:
            return dose_diaria * peso * 100 / (factor * normalizacao * soma_pesos * all_fac)
        else:
            return (dose_diaria * peso * 10**4 / (normalizacao * soma_pesos * all_fac))
```

Figura 12A - Função Calc_UM.

Descrição Lógica: Esta função é o motor matemático final do algoritmo, responsável por consolidar todas as variáveis extraídas e os fatores interpolados para aplicar a equação física de cálculo das unidades monitoras (conforme descrito na Metodologia). Ela recebe como *inputs* a técnica de tratamento, os parâmetros de prescrição (dose total, dose diária, número de aplicações) e, crucialmente, a variável *all_fac*, que representa o produto acumulado de todos os fatores de correção.

A lógica interna inicia-se definindo parâmetros de normalização (padrão 100%). Existe uma estrutura condicional baseada na variável *cedula*: embora neste *script* ela esteja fixada em 0 (priorizando o cálculo baseado na Dose Diária), a estrutura prevê a possibilidade de cálculo reverso baseado na Dose Total e número de frações. Dentro do bloco de cálculo, o algoritmo aplica a bifurcação fundamental entre as técnicas:

- Técnica 1 (Isocêntrica/SAD): Aplica a fórmula que considera a calibração do aparelho na profundidade de referência, ajustando as unidades de cGy para UM.
- Técnica 2 (SSD): Aplica a fórmula específica para Foco-Pele, ajustando os fatores de escala para compensar a utilização de PDP em porcentagem e a normalização.