

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**ESTUDO DA VIABILIDADE DA BRAQUITERAPIA COM
APLICADORES RADIOATIVOS PLANARES NA
MEDICINA VETERINÁRIA**

ALLINE REGONATTI ARAUJO

**Botucatu - SP
Outubro 2025**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

ESTUDO DA VIABILIDADE DA BRAQUITERAPIA COM
APLICADORES RADIOATIVOS PLANARES NA
MEDICINA VETERINÁRIA

ALLINE REGONATTI ARAUJO

Dissertação apresentada junto ao
Programa de Pós-Graduação em
Animais Selvagens para a obtenção do
título de Mestre.

Orientador: Prof. Associado Dr. Marco
Antônio Rodrigues Fernandes

Coorientadora: Dr^a. Bianca de Fátima
Pinheiro Fabri Ramos.

Botucatu – SP
Outubro de 2025

A663e

Araujo, Alline Regonatti

ESTUDO DA VIABILIDADE DA BRAQUITERAPIA COM
APLICADORES RADIOATIVOS PLANARES NA MEDICINA
VETERINÁRIA / Alline Regonatti Araujo. -- Botucatu, 2025

80 p. : tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP),
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Botucatu

Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Coorientadora: Bianca de Fátima Pinheiro Fabri Ramos

1. Braquiterapia. 2. Radioterapia Veterinária. 3. Estrôncio-90. 4.
Betaterapia. I. Título.

IMPACTO CIENTÍFICO

O presente projeto de mestrado possui um impacto científico relevante dentro da área da radioterapia veterinária, especialmente no campo da braquiterapia, ao buscar compreender e otimizar a distribuição de dose oriunda de diferentes radioisótopos e configurações geométricas de fontes radioativas. A proposta se ancora em uma lacuna significativa da literatura: a carência de estudos que aprofundem, com rigor científico e métodos quantitativos, as implicações físicas e dosimétricas do uso da braquiterapia em animais.

Em muitos países, incluindo o Brasil, a radioterapia veterinária ainda se encontra em processo de consolidação. Enquanto a oncologia veterinária avança em diagnósticos e terapias sistêmicas, o uso de técnicas radioterápicas mais complexas como a braquiterapia permanece restrito a poucos centros de excelência, muitas vezes adaptando protocolos humanos sem considerar as particularidades anatômicas, fisiológicas e radiobiológicas das espécies animais.

Do ponto de vista científico, os resultados obtidos têm potencial para serem publicados em periódicos especializados, além de se tornarem referência para futuras pesquisas voltadas à padronização de técnicas e desenvolvimento de novos dispositivos terapêuticos. A comparação entre diferentes emissores radioativos permite não apenas inferir sobre sua aplicabilidade clínica, mas também contribui para a avaliação de custo-benefício em contextos de infraestrutura limitada, como é comum em clínicas veterinárias.

ALLINE REGONATTI ARAUJO**ESTUDO DA VIABILIDADE DA BRAQUITERAPIA COM APLICADORES
RADIOATIVOS PLANARES NA MEDICINA VETERINÁRIA**

Dissertação apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Animais Selvagens, para o Exame Geral de Qualificação, requisito parcial para obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Associado Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes
Coorientadora: Dr^a. Bianca de Fátima Pinheiro Fabri Ramos.

Comissão examinadora (Titulares)

Prof. Associado Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes
Departamento de Infectologia, Dermatologia, Diagnóstico
por imagem e Radioterapia
FMB – UNESP – Botucatu (SP)

Dr^a Jéssica Leite Fogaça
Departamento de Tecnologia em Radiologia
Faculdade de Tecnologia de Botucatu - FATEC

Dr Carlos Henrique dos Santos
Departamento de Matemática
Universidade Federal do Paraná - UFPR

Botucatu, Outubro de 2025

Comissão examinadora (Suplentes)

Prof. Associado Dr Vladimir Eliodoro Costa
Departamento de Biofísica e Farmacologia
Instituto de Biociências-Unesp-Botucatu (SP)

Prof. Associado Dr. Joel Mesa Hormaza
Departamento de Biofísica e Farmacologia
Instituto de Biociências-Unesp-Botucatu (SP)

Botucatu, Outubro de 2025

MINIBIOGRAFIA

Sou graduada em Física Médica pela Universidade Estadual Paulista (UNESP) câmpus de Botucatu, onde iniciei minha trajetória acadêmica na interface entre as ciências exatas e a saúde. Desde cedo, tive uma conexão genuína com o universo veterinário, e foi durante a graduação que percebi o potencial transformador da física aplicada à saúde animal, especialmente por meio da radioterapia e da radioproteção.

Após a conclusão da graduação, atuei por quase três anos na área administrativa de uma empresa especializada em radiometria, onde além de desenvolver habilidades de gestão e organização, mantive contato direto com a rotina operacional e normativa dos serviços de proteção radiológica. Essa experiência contribuiu para ampliar minha visão sobre os desafios práticos da aplicação da física em ambientes regulados

No mestrado, aprofundei meu envolvimento com a medicina veterinária ao focar minha pesquisa na utilização de fontes radioativas em tratamentos radioterápicos em animais. A proposta é contribuir com evidências técnicas que possam auxiliar na consolidação de protocolos mais seguros e eficazes, área ainda pouco explorada no Brasil.

Motivada pelo amor aos animais e pelo desejo de fazer diferença em um campo ainda em expansão, busco unir conhecimento técnico, sensibilidade e responsabilidade ética para colaborar com o desenvolvimento da radioterapia veterinária no país.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha mãe e
minha avó (*In memoriam*), por me
mostrarem o real significado de força.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Marco Antônio Rodrigues Fernandes, minha mais profunda gratidão. Obrigada por enxergar em mim potencial mesmo quando eu ainda não via. Sua orientação foi mais do que acadêmica: foi um gesto generoso de confiança e incentivo em minha trajetória. Em um período em que enfrentei desafios pessoais e profissionais que colocaram à prova minha saúde mental e minha persistência, suas palavras e direcionamentos me ajudaram a não desistir. Obrigada por respeitar meu tempo, meu processo e, acima de tudo, minha humanidade. Sua postura acolhedora e seu olhar sensível tornaram essa caminhada possível.

Agradeço ao professor Hélio Yoriyaz, pela gentileza e disponibilidade em realizar as simulações Monte Carlo utilizadas neste trabalho, contribuindo para o desenvolvimento da análise computacional.

Às professoras Elisa e Carla Daruich, pelo acolhimento e pelo compartilhamento de seus conhecimentos sobre a fabricação de fontes radioativas, ampliando minha compreensão prática e técnica.

Ao professor Joel Mesa Hormaza, pela colaboração na interpretação dos dados e na construção das representações tridimensionais, que enriqueceram a visualização dos resultados.

À minha mãe, minha base, meu porto e minha revisora. Mais do que correções gramaticais, suas contribuições foram gestos de cuidado, apoio e dedicação

Aos colegas, amigos e professores que cruzaram meu caminho nesta jornada.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

This study was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Finance Code 001.

*"Seu foco determina sua realidade."
(Qui-Gon Jinn)*

*" 'Faça ou não faça. Tentativa não há.' –
E aqui está a prova de que eu fiz."
(Yoda)*

ARAUJO, A.R. Estudo da Viabilidade da Braquiterapia com Aplicadores Radioativos Planares na Medicina Veterinária. Botucatu, 2025. Dissertação (Mestrado em Animais Selvagens –Física e Radioterapia/Proteção em Radioterapia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO:

A presente dissertação investiga a aplicação da braquiterapia com uso de aplicadores radioativos planares no contexto da medicina veterinária, com foco em sua viabilidade clínica e dosimétrica. O estudo contempla uma revisão abrangente sobre os tipos de radionuclídeos utilizados e suas características estruturais, além de relatar a aplicação prática da betaterapia intraoperatória com fonte de estrôncio-90 (Sr-90) em um felino selvagem com diagnóstico de tumor na região do quadril. Foram realizadas simulações computacionais por meio do código Monte Carlo para análise da distribuição de dose de diferentes radioisótopos utilizados em braquiterapia, visando comparar seus perfis a diferentes profundidades. Paralelamente, conduziu-se uma avaliação experimental com um aplicador plano de Sr-90 (modelo SIA 20), incluindo medições da taxa de dose com o detector Piranha da RTI Group, em diferentes materiais atenuadores (alumínio e acrílico), considerando múltiplas espessuras. Essas etapas permitiram caracterizar o comportamento da radiação beta emitida pelo ^{90}Sr e validar sua adequação para aplicações superficiais. Os resultados obtidos demonstram que a técnica é segura, eficaz e viável para ser incorporada em protocolos clínicos adaptados à realidade da oncologia veterinária.

Palavras-chave: Braquiterapia; Estrôncio-90; Radioterapia Veterinária.

ARAUJO, A.R. Estudo da Viabilidade da Braquiterapia com Aplicadores Radioativos Planares na Medicina Veterinária. Botucatu, 2025. Dissertação (Mestrado em Animais Selvagens –Física e Radioterapia/Proteção em Radioterapia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT:

This dissertation investigates the application of brachytherapy using planar radioactive applicators in the context of veterinary medicine, focusing on its clinical and dosimetric feasibility. The study includes a comprehensive review of the types of radionuclides used and their structural characteristics, as well as a practical report on the intraoperative use of strontium-90 (Sr-90) betatherapy in a wild feline diagnosed with a hip tumor. Monte Carlo simulations were carried out to analyze the dose distribution profiles of different radionuclides commonly employed in brachytherapy, aiming to compare their energy deposition and suitability for varying tissue depths. In parallel, an experimental evaluation was conducted using a planar Sr-90 applicator (model SIA 20), including dose rate measurements performed with the Piranha detector from RTI Group, in different attenuating materials (aluminum and acrylic) with multiple thicknesses. These procedures enabled the characterization of the beta radiation emitted by ^{90}Sr and validated its applicability for superficial treatments. The results obtained demonstrate that the technique is safe, effective, and feasible to be incorporated into clinical protocols adapted to the reality of veterinary oncology.

Keywords: Brachytherapy; Strontium-90; Veterinary Radiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1 - Retrato de Wilhelm Conrad Röntgen. Fonte: Sociedade Paulista de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2016.	20
FIGURA 2 - Radiografia da mão esquerda da Sr ^a Anna Bertha Ludwid. Fonte: SANTOS, 2019.	21
FIGURA 3 - Exemplo de um Acelerador Linear (instalado no Hospital das Clínicas de Botucatu). Fonte: (RAMOS, 2022).	25
FIGURA 4 - Exemplo de Braquiterapia – Aplicação de fios de Iridio-192. Fonte: (LIMA, 2016).	26
FIGURA 5 - Exemplo de teleterapia na medicina veterinária – Teleterapia com feixe de elétrons em um equino (Equidae). Fonte: (KNOTTENBELT et al., 2015).	30
FIGURA 6 - Exemplo de braquiterapia na medicina veterinária – Betaterapia (aplicador de Sr90) em um gato (Felis catus). Fonte: (TURREL et al, 2006).	30
FIGURA 7 - Representação fotográfica da evolução clínica de um tumor cutâneo em cão tratado com braquiterapia. (A) Tumor de pele antes da intervenção, evidenciando massa ulcerada. (B) Aplicação da braquiterapia com moldes de folhas de Ouro-198 posicionados sobre a lesão. (C) Quadro clínico quatro semanas após o tratamento, com regressão visível do tumor e cicatrização da área afetada. Fonte: Adaptado (FERNANDES et al., 2003)	31
FIGURA 8 - Aplicação de betaterapia em casos clínicos da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ). (A) Procedimento sendo realizado na região orbital de um equino (Equidae). (B) Procedimento sendo realizado após a retirada da massa tumoral, localizada próxima a base da orelha de um coelho (Oryctolagus cuniculus). Fonte: (VETTORATO, 2020).	32
FIGURA 9 - Área cirúrgica exposta após a ressecção tumoral em Panthera tigris, evidenciando a região-alvo para aplicação da betaterapia, antes da realização da sutura. A imagem ilustra o campo delimitado para a aplicação da fonte de estrôncio-90 (Sr-90), com o objetivo de promover a ablação profilática de possíveis células neoplásicas remanescentes.	34
FIGURA 10 - Aplicação de betaterapia com fonte de estrôncio-90 (Sr-90) durante procedimento cirúrgico em Panthera tigris. (A) Momento da aplicação da radiação beta diretamente sobre o leito cirúrgico, antes da sutura. (B) Medição da taxa de exposição espalhada da fonte radioativa, registrada em 76,16 µSv/h, utilizando um detector do tipo Geiger-Müller para verificação da taxa de emissão antes da aplicação.	35
FIGURA 11 - Primeira "hotcell" onde é feita a formação do iodeto de prata.	37
FIGURA 12 - Cápsula cilíndrica, onde os núcleos marcados serão encapsulados.	37
FIGURA 13 - Demonstração do processo de fabricação das sementes de Iodo-125. (A) Núcleo com iodeto de prata na superfície. (B) Cápsula cilíndrica. (C) Semente já finalizada após o processo de solda.	38
FIGURA 14 - Segunda célula quente "hotcell", onde ocorre o processo de encapsulamento e soldagem.	38
FIGURA 15 - inspeção visual com auxílio de microscópio para detecção de possíveis falhas no encapsulamento.	39
FIGURA 16 - Fios de Iridio-192.	40

FIGURA 17 - Sistema de Irradiação do Irídio-192, à esquerda mostra o dispositivo de irradiação do Irídio-192 e à direita mostra o reator nuclear IEA-R1.	40
FIGURA 18- <i>Hotcell</i> de manipulação dos fios de Irídio-192.	41
FIGURA 19- Esquema ilustrativo da configuração utilizada na simulação.	42
FIGURA 20-Representação esquemática do arranjo geométrico para cálculo de dose na profundidade adotado na simulação Monte Carlo.	43
FIGURA 21-Representação das distâncias radiais utilizadas na malha de detecção.	43
FIGURA 22 - Aplicador de betaterapia da marca Amersham International, modelo SIA 20.	44
FIGURA 23 - Procedimento experimental de análise da densidade óptica com filme radiológico (cassete CR) para avaliação da distribuição de dose emitida pela fonte de Sr-90.	46
FIGURA 24 – Imagem a esquerda: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 0,5 s no MicroDicom Viewer. Imagem a direita: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 1 s no MicroDicom Viewer. Valores no quadrante superior da imagem são referentes a ROI na periferia e valores que estão no quadrante inferior são referentes a ROI interna.	47
FIGURA 25 – Imagem a esquerda: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 2 s no MicroDicom Viewer. Imagem a direita: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 3 s no MicroDicom Viewer. Valores no quadrante superior da imagem são referentes a ROI na periferia e valores que estão no quadrante inferior são referentes a ROI interna.	47
Figura 26 - Filme de controle de qualidade radioterápico (Kodak X-Omat V) após exposição à fonte de Sr-90. As regiões de interesse (ROIs) definidas foram posteriormente avaliadas em densitômetro óptico para extração dos valores médios de D.O.	48
FIGURA 27 - Distribuição da dose em função da profundidade (Z), com distância radial fixa de 1,1 mm e fonte de 2 cm de diâmetro.	50
FIGURA 28 - Distribuição da dose em função da profundidade (Z), com distância radial fixa de 1,1 mm e fonte de 4 cm de diâmetro.	50
FIGURA 29 – Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade (cm) por distância radial (mm) do Sr-90 com diâmetro de 2 centímetros.	52
FIGURA 30 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade (cm) por distância radial (mm) do Sr-90 com diâmetro de 4 centímetros.	52
FIGURA 31 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do I-125 com diâmetro de 2 centímetros.	53
FIGURA 32 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do I-125 com diâmetro de 4 centímetros.	53
FIGURA 33 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Ir-192 com diâmetro de 2 centímetros.	54
FIGURA 34 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Ir-192 com diâmetro de 4 centímetros.	54
FIGURA 35 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Co-60 com diâmetro de 2 centímetros.	55
FIGURA 36 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Co-60 com diâmetro de 4 centímetros.	55

FIGURA 37 - Comparação entre imagens obtidas com tempos de exposição de 0,5 s (à esquerda) e 2 s (à direita), utilizando fonte de Sr-90 sobre filme radiológico digitalizado. (CR). Observa-se aumento da área escurecida com o tempo, indicando maior dispersão lateral da radiação beta e maior extensão da região afetada no detector. 57

FIGURA 38 - "Dependência da densidade óptica com a dose aplicada, demonstrando a resposta do filme radiográfico ao aumento da exposição." 59

LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1 - Comparação entre as principais características das radiações alfa, beta e gama. Fonte: Adaptado (SANTOS, 2020).	24
TABELA 2 - Valores médios de densidade óptica (D.O.) e dose obtidos com o filme radioterápico Kodak X-Omat V para diferentes tempos de exposição da fonte de Sr-90.	58
TABELA 3 - Taxa de dose (mGy/s) registrada pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90, utilizando diferentes números de placas de poliestireno como atenuadores. Tempo de exposição: 10 segundos.	60
TABELA 4 - Taxa de dose (mGy/s) registrada pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90, utilizando diferentes espessuras de alumínio (mm) como atenuadores. Tempo de exposição: 10 segundos.	60
TABELA 5 - Comparação entre as características e desempenho dos materiais atenuadores utilizados no experimento (poliestireno e alumínio), considerando densidade, eficiência de atenuação e aplicações recomendadas.	61

LISTA DE ABREVIações

AIEA	Agência Internacional de Energia Atômica
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
CEMPAS	Centro de Medicina e Pesquisas em Animais Selvagens
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
FMVZ	Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia de Botucatu-SP
UNESP	Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
Sr-90	Estrôncio-90
Co-60	Cobalto-60
I-125	Iodo-125
Ir-192	Írídio-192
Mev	Megaelétron-volt
Gy	Gray (Unidade de dose absorvida)
Sv	Sievert
HDR	High Dose Rate
LDR	Low Dose Rate
MDR	Medium Dose Rate
MCNP	Monte Carlo N-Particle
ROI	Region of Interest

SUMÁRIO

	Página
LISTA DE ABREVIATÓES	9
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE FIGURAS	11
1. INTRODUÇÃO	18
1.1 Objetivos	19
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 A descoberta da radiação	19
2.2 A descoberta da radioatividade	21
2.3 Tipos de radiação e características.	22
2.4 Radioterapia	24
2.4.1 Braquiterapia e suas classificações.	26
2.4.2 Fontes utilizadas na braquiterapia e suas características	27
2.5 Radioterapia na medicina veterinária	29
3 MATERIAIS E MÉTODOS	33
3.1 Pesquisa bibliográfica	33
3.2 Procedimento radioterápico veterinário - Acompanhamento de rotina	33
3.3 Visita ao laboratório de produção de fontes de braquiterapia: sementes de iodo-125 e fios de irídio-192	35
3.3.1 Produção de sementes de iodo 125	36
3.3.2 Produção de fios de irídio 192	39
3.4 Simulações computacionais da distribuição de dose de radiação	41
3.5 Análise experimental da distribuição de dose de radiação com fonte de Sr-90	44
3.5.1 Análise da densidade óptica (D.O.) em filmes radiológicos.	45
3.5.2 Análises da dose de radiação em dosímetro multifuncional	49
4. RESULTADOS E DISCUSÕES	49
4.1 Análise dos resultados obtidos nas simulações computacionais de dose	49
4.2 Resposta do filme radiológico em diferentes tempos de exposição	56
4.3 Comparação entre poliestireno e alumínio na redução da taxa de dose	59
5. CONCLUSÕES	61
6. BIBLIOGRAFIA	63
ANEXO I	69
Atestado da CEUA	69
APÊNDICE I	70
TRABALHO DE PESQUISA CIENTÍFICA	70

1. INTRODUÇÃO

A medicina veterinária tem avançado significativamente no desenvolvimento de abordagens terapêuticas voltadas ao tratamento de neoplasias em animais, refletindo uma crescente preocupação com o bem-estar animal e a conservação de espécies. Nesse cenário, a radioterapia e em especial a braquiterapia, surge como uma técnica eficaz, minimamente invasiva e de grande valor clínico. Sua capacidade de concentrar doses elevadas de radiação no tecido tumoral, com menor comprometimento das estruturas adjacentes, representa um avanço notável no tratamento oncológico (LARUE, 2014).

Desde as descobertas dos raios X por Wilhelm Röntgen e da radioatividade por Henri Becquerel e Marie Curie, as aplicações médicas da radiação ionizante evoluíram, incorporando conhecimentos da física, biologia e engenharia. No entanto, apesar de amplamente utilizada na medicina humana, a radioterapia ainda é subutilizada na medicina veterinária, principalmente quando se trata de espécies silvestres, devido a fatores como custos operacionais, infraestrutura limitada e escassez de protocolos específicos (KEVLES, 1995).

Diante disso, este trabalho propôs uma análise comparativa entre diferentes radioisótopos (Strôncio-90, Iodo-125, Irídio-192 e Cobalto-60), considerando suas distribuições de dose em água, a partir de simulações computacionais pelo método Monte Carlo (MCNP6). As fontes foram modeladas com formato plano e diâmetros distintos, 2 cm e 4 cm posicionadas sobre a superfície de um tanque de água, simulando condições clínicas. A distribuição de dose foi avaliada em função da profundidade e da distância radial, com posterior conversão dos dados para unidades de Gray. Foram utilizados heatmaps logarítmicos e gráficos comparativos para visualização dos perfis de atenuação e penetração de cada isótopo, visando subsidiar a seleção de fontes radioativas mais adequadas às necessidades terapêuticas da oncologia veterinária.

O estudo evidenciou diferenças marcantes na distribuição de dose entre os radioisótopos analisados. O Sr-90 apresentou perfil superficial, com rápida

queda de dose, enquanto o I-125 concentrou a dose no centro, com atenuação acentuada devido à sua baixa energia. Já o Ir-192 e, sobretudo, o Co-60 mostraram maior penetração e dispersão, sendo o Co-60 capaz de irradiar praticamente toda a malha avaliada. Além disso, verificou-se que o aumento no diâmetro da fonte (2 cm para 4 cm) influenciou significativamente os gradientes de dose, promovendo maior espalhamento e suavização do perfil, ressaltando a importância da geometria na distribuição da radiação.

1.1 Objetivos

Analisar a distribuição geométrica e radiométrica da dose de radiação emitida por fontes radioativas de uso clínico; verificar a viabilidade de confecção de aplicadores que contenham este tipo de fonte radioativa que possam ser usados na rotina de tratamentos de tumores diagnosticados na medicina veterinária.

Contribuir para a conscientização dos profissionais da medicina veterinária quanto aos preceitos do uso seguro e eficiente de feixes de radiações ionizantes na rotina clínica dos procedimentos terapêuticos de animais, visando ainda divulgar as técnicas, os benefícios e as aplicações de radioterapia nas práticas da oncologia veterinária.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 A descoberta da radiação

A história das radiações começou no final de 1895, quando Wilhelm Conrad Röntgen (Figura 1), professor na Alemanha, descobriu os raios X. Ele era bem dedicado à pesquisa e, enquanto estudava descargas elétricas em tubos de raios catódicos (tubos de Crookes), percebeu algo inusitado: uma luminescência fraca no fundo do tubo, mesmo estando coberto (BLEICHER; SASAKI, 2000).



FIGURA 1 - Retrato de Wilhelm Conrad Röntgen. Fonte: Sociedade Paulista de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2016.

No dia 8 de novembro, ao apagar a luz da sala, ele notou que uma placa de vidro com platinocianeto de bário também brilhava, mesmo a 2 metros de distância. A luminescência continuava mesmo colocando obstáculos entre o tubo e a placa. Assim, Röntgen percebeu que estava lidando com um tipo de radiação diferente (OKUNO, 2018).

Ele passou semanas investigando e concluiu que não eram os raios catódicos que causavam o fenômeno, pois esses têm baixa penetração no ar. O tubo emitia algo mais poderoso, que conseguia atravessar sua própria mão. Chamou essa nova radiação de raios X (o "X" por representar algo que ele ainda não conhecia) (MARTINS, 2005).

No dia 22 de dezembro, Röntgen tirou a primeira radiografia: a mão da sua esposa (Figura 2). A exposição durou 15 minutos, já que os filmes da época eram pouco sensíveis. Apesar de suspeitar que essa nova radiação pudesse ter efeitos nocivos, a descoberta foi revolucionária e, em 1901, ele ganhou o primeiro Prêmio Nobel de Física (SANTIN FILHO, 1995)

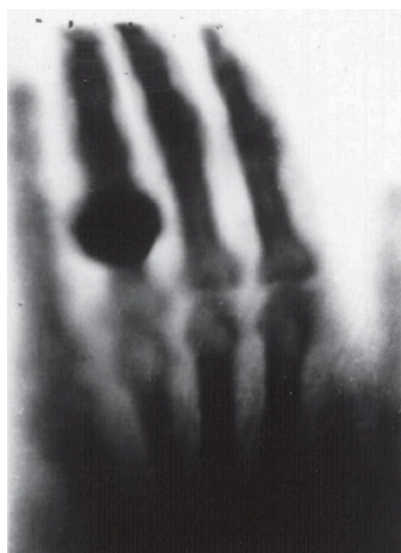


FIGURA 2 - Radiografia da mão esquerda da Sr^a Anna Bertha Ludwid. Fonte: SANTOS, 2019.

2.2 A descoberta da radioatividade

O interesse de Antoine Henri Becquerel pela fosforescência e fluorescência molecular acabou levando a uma descoberta revolucionária. Após a divulgação dos raios X por Röntgen, Becquerel decidiu investigar se substâncias fosforescentes poderiam também emitir essa nova radiação. Inicialmente, seus testes foram negativos. No entanto, ao usar sais de urânio, ele percebeu que a radiação observada não estava ligada ao fenômeno da fluorescência, mas sim ao próprio elemento químico (MARTINS, 2012)

Essa nova radiação, chamada inicialmente de raios de Becquerel, recebeu o nome de radioatividade em 1898 pela cientista polonesa Marie Curie. A descoberta logo atraiu o interesse de grandes nomes da ciência, como J. J. Thomson, além de vários pesquisadores em início de carreira (XAVIER et al., 2012).

Pouco depois, em 1900, Ernest Rutherford e Pierre Curie, trabalhando de forma independente, identificaram dois tipos de emissões radioativas: partículas alfa (α) e beta (β). No mesmo ano, Paul Villard descreveu um terceiro tipo de radiação, de natureza eletromagnética, que ficou conhecida como radiação gama (γ) (MARTINS, 1990).

Em 1903, Rutherford propôs a existência do núcleo atômico e mostrou que a radioatividade era um fenômeno relacionado à instabilidade nuclear, levando ao chamado decaimento radioativo. Nesse processo, os átomos originais se transformavam em novos elementos. Descobriu-se também que cada elemento radioativo tem uma velocidade de decaimento característica, expressa pela sua meia-vida, independentemente do estado físico ou da composição química (XAVIER et al., 2007).

Algum tempo depois, em janeiro de 1934, ampliando o entendimento sobre os fenômenos radioativos, Irène Curie e Frédéric Joliot, filha e genro de Marie Curie, realizaram a descoberta da radioatividade artificial. Ao bombardear uma folha de alumínio-27 com partículas alfa, observaram a formação de um novo isótopo radioativo, o fósforo-30. Esse experimento comprovou que era possível gerar radioisótopos artificiais a partir do bombardeamento de núcleos estáveis, ampliando significativamente as aplicações da radioatividade (CABRAL et al., 2023).

2.3 Tipos de radiação e características.

As radiações podem ser classificadas em dois tipos principais: corpusculares, formadas por partículas materiais, e eletromagnéticas, compostas apenas por energia. Entre as emissões radioativas mais comuns estão as partículas alfa (α), beta (β) e os raios gama (γ) (SANTOS, 2020).

Rutherford foi quem identificou que as partículas alfa correspondem ao núcleo do átomo de hélio (He^{2+}), embora inicialmente tenha pensado que se tratava de átomos de hélio que haviam perdido dois elétrons. A partir da descoberta do elétron (e^-) por Thomson, em 1897, Rutherford também concluiu que as partículas beta eram, na verdade, elétrons, já que ambos eram desviados por campos elétricos. Com o tempo, passou-se a chamar essas emissões de partículas devido à presença de massa. Já os raios gama, por não serem influenciados por cargas elétricas e apresentarem comportamento semelhante ao da luz, foram posteriormente classificados como ondas eletromagnéticas (REZENDE, 2022).

A radiação alfa é formada por partículas compostas de dois prótons e dois nêutrons, sendo, portanto, análoga ao núcleo do átomo de hélio (${}^2_4\text{He}$), um gás nobre que não reage quimicamente com outros elementos. Esse tipo de radiação surge como uma forma de estabilização de núcleos que apresentam excesso de energia, liberando essas partículas junto com a energia associada (CARDOSO et.al, [s.d.]).

Devido ao seu tamanho relativamente grande e à sua carga elétrica positiva, a radiação alfa interage facilmente com a matéria, o que faz com que sua capacidade de penetração seja bastante limitada. Mesmo barreiras simples, como uma folha de papel ou a própria pele humana, são suficientes para bloqueá-la completamente (SILVA; PADILHA, 2019).

A radiação beta ocorre como uma forma de estabilização de núcleos atômicos instáveis. Quando há excesso de nêutrons em relação a prótons, um nêutron se transforma em um próton, emitindo uma partícula de carga negativa, o elétron, que é conhecida como partícula beta negativa (β^-). Nesse processo, também é liberado um antineutrino. Já nos casos em que o núcleo apresenta excesso de prótons, ocorre a conversão de um próton em um nêutron, emitindo uma partícula de carga positiva, chamada pósitron (partícula beta positiva, β^+) (GROPPO, 2013).

Depois que um núcleo instável emite uma partícula alfa (α) ou beta (β), ele ainda pode ficar com excesso de energia. Para alcançar um estado mais estável, essa energia extra é liberada na forma de radiação eletromagnética, conhecida como radiação gama (γ). A radiação gama é um tipo de onda semelhante à luz visível ou às ondas de rádio, mas com características bem mais extremas: ela possui frequência muito alta, comprimento de onda muito curto e energia muito elevada. Diferente das partículas alfa e beta, os raios gama não possuem carga elétrica e não têm massa de repouso, apenas energia associada ao seu movimento. Por serem tão energéticos, os raios gama conseguem atravessar materiais com muita facilidade, sendo necessários espessos blocos de concreto ou metais especiais para atenuar sua passagem. Vale destacar que, embora o núcleo emita radiação gama, não há alteração no número atômico nem no número de massa do elemento (BUONOCORE et al., 2019).

A seguir, apresenta-se uma tabela comparativa resumindo as principais características das radiações alfa, beta e gama, incluindo informações sobre carga, massa, velocidade e capacidade de penetração.

TABELA 1 - Comparação entre as principais características das radiações alfa, beta e gama. Fonte: Adaptado (SANTOS, 2020).

Radiação	Alfa	Beta	Gama
Poder de Ionização	Alto. A partícula alfa captura 2 elétrons do meio, se transformando em átomo de hélio (He).	Médio. Por possuírem carga elétrica menor possuem menor poder de ionização.	Pequeno. Não possuem carga.
Poder de Penetração	Pequeno. Uma folha de papel pode deter. Consegue penetrar de 2cm a 8cm no ar.	Médio. É 50 a 100 vezes mais penetrante que a partícula alfa. Podem ser detidos por uma chapa de aproximadamente 1cm de alumínio ou de 1mm a 2mm de chumbo	Alto. Os raios Gama são mais penetrantes que os Raios X. Podem ser detidos por uma chapa de aproximadamente 20cm de aço ou 5cm de chumbo.
Danos ao ser humano	Pequenos. São detidos pela camada de células mortas da pele, podendo no máximo causar queimaduras.	Médio. Podem penetrar até 2cm e ionizar moléculas gerando radicais livres.	Alto. Atravessa completamente o corpo humano, causando danos irreparáveis como alteração na estrutura do DNA.
Velocidade	5% da velocidade da luz.	95% da velocidade da luz.	Igual a velocidade da luz

2.4 Radioterapia

A radioterapia é uma modalidade terapêutica que utiliza radiações ionizantes com o objetivo de destruir células tumorais ou controlar seu crescimento. As radiações ionizantes são ondas eletromagnéticas capazes de interagir com átomos, removendo elétrons de suas órbitas em um processo

conhecido como ionização. Essa interação com a matéria resulta na transferência de energia, causando excitação e ionização das células, o que pode levar à destruição ou à inibição de sua multiplicação (RAMOS, 2022).

No contexto do tratamento oncológico, a aplicação da radiação ionizante visa atingir as células malignas, promovendo sua destruição ou impedindo seu desenvolvimento, enquanto busca-se preservar, ao máximo, as células saudáveis ao redor da área irradiada. A eficácia da radioterapia depende de diversos fatores, incluindo a qualidade da radiação utilizada, o estágio da doença e a localização do tumor no organismo (OLIVEIRA et al., 2022).

A radioterapia pode ser realizada por meio de duas modalidades principais:

- 1) A teleterapia, método em que a fonte de radiação se encontra a uma certa distância do paciente, geralmente 100,0 cm, nos equipamentos do tipo acelerador linear clínico, como mostra a Figura 4, equipamentos específicos emitem feixes de radiação direcionados precisamente no local do tumor (INCA, 2020).



FIGURA 3 - Exemplo de um Acelerador Linear (instalado no Hospital das Clínicas de Botucatu). Fonte: (RAMOS, 2022).

- 2) Braquiterapia, técnica em que materiais radioativos são colocados em contato direto com o tecido tumoral, ou em suas proximidades, como mostra a Figura 5, permitindo uma ação localizada e com menor alcance em tecidos adjacentes. A escolha da modalidade

adequada de braquiterapia depende da localização do tumor, do tipo celular e da indicação médica específica, considerando sempre o objetivo de maximizar a destruição tumoral e minimizar os efeitos colaterais nos tecidos saudáveis (FERNANDES, 2000).

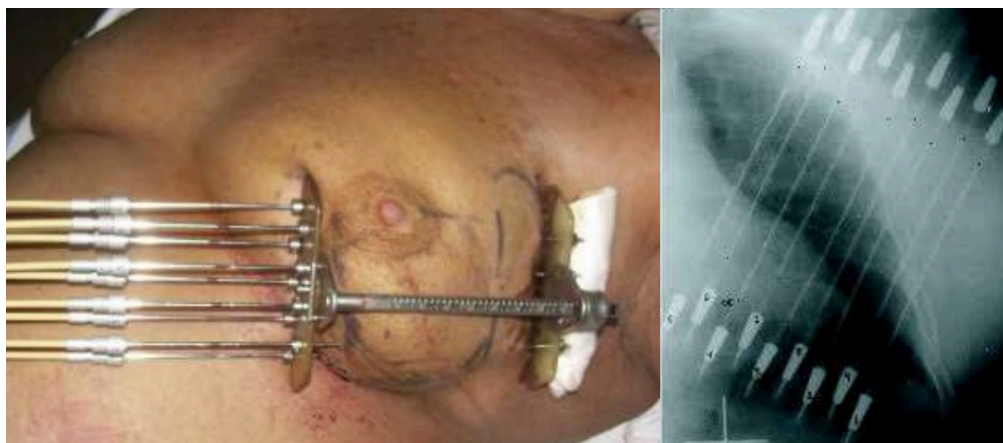


FIGURA 4 - Exemplo de Braquiterapia – Aplicação de fios de Irídio-192. Fonte: (LIMA, 2016).

2.4.1 Braquiterapia e suas classificações.

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia interna que pode ser classificada segundo diferentes critérios, como o local de aplicação, a taxa de dose e a duração do implante. Cada uma dessas categorias influencia diretamente a técnica empregada, a escolha dos equipamentos e o protocolo terapêutico adotado.

Quanto ao local de aplicação, destacam-se três principais modalidades. A braquiterapia intracavitária, que consiste na inserção de aplicadores contendo fontes radioativas em cavidades naturais do corpo, como o útero, a vagina ou o esôfago. Após o tempo terapêutico estipulado, as fontes são removidas. Essa modalidade é amplamente utilizada, especialmente no tratamento de câncer ginecológico (SALGADO, 2012).

A braquiterapia intersticial, que envolve a implantação direta de fontes radioativas no tecido tumoral, por meio de sementes ou fios que podem ser temporários ou permanentes. Essa técnica é empregada em diversos tipos de

câncer, como os de próstata, mama, pele e olhos, permitindo uma distribuição altamente localizada da dose (MENDES, 2017).

E, mesmo que menos comum, a braquiterapia superficial, indicada para lesões cutâneas, e a endoluminal (algo que está localizado ou ocorre dentro do lúmen) (INCA, 2019).

No que se refere à taxa de dose, a braquiterapia de baixa taxa de dose (BBTD) ou em inglês Low Dose Rate (LDR) apresenta taxas entre 0,4Gy/h e 2 Gy/h, com aplicações que podem durar de várias horas até alguns dias. Em contraste, a braquiterapia de alta taxa de dose (BATD) ou em inglês High Dose Rate (HDR) que envolve taxas superiores a 12 Gy/h, permitindo aplicações rápidas e geralmente em poucos minutos. As vantagens dessa modalidade incluem maior controle do procedimento, praticidade e redução da exposição tanto para o paciente quanto para a equipe (VARREGOSO, 2006).

Entre essas duas faixas, encontra-se a braquiterapia de média taxa de dose (MTD) ou Medium Dose Rate (MDR), com taxas compreendidas entre 2 Gy/h e 12 Gy/h. Embora menos comum atualmente, a MTD foi amplamente utilizada em transições tecnológicas e ainda é citada em protocolos específicos. Suas características combinam aspectos de controle da HDR com a entrega gradual de dose da LDR, sendo particularmente relevante em contextos onde há restrições técnicas ou necessidade de maior modulação da dose (ESTEVES et al., 2004; FRISTACHI et al., 2005).

A classificação quanto à duração do implante distingue os implantes temporários, nos quais as fontes são removidas após o tratamento, e os implantes permanentes, em que pequenas sementes radioativas permanecem no corpo até a completa dissipação da radioatividade. Este último método é amplamente empregado no tratamento do câncer de próstata (ONCOGUIA, 2024).

2.4.2 Fontes utilizadas na braquiterapia e suas características

As fontes utilizadas na braquiterapia devem apresentar características estruturais específicas que garantam segurança, eficácia terapêutica e precisão dosimétrica. Devido aos diferentes tipos de estresse físico e químico no

ambiente biológico, as fontes são encapsuladas com materiais resistentes, como titânio ou aço inoxidável, para evitar a liberação do material radioativo e conter partículas beta. Além disso, é comum a inclusão de marcadores rádio-opacos que auxiliam no posicionamento da fonte (UFRGS, s.d.).

Entre os principais radionuclídeos utilizados na braquiterapia, destacam-se:

Rádio-226: uma das primeiras fontes aplicadas, devido à sua atividade específica natural. No entanto, seu uso foi reduzido por gerar subprodutos como o radônio-222, um gás alfa-emissor com curta meia-vida que pode representar risco adicional (HAERTEL, 2007).

Césio-137: apresenta meia-vida de 30 anos e emite radiação gama de 662 keV. É amplamente utilizado em braquiterapia ginecológica, principalmente na forma de tubos ou sementes. Sua durabilidade e confiabilidade são vantagens clínicas significativas (IPEN, s.d.).

Írídio-192: muito empregado em técnicas de alta taxa de dose (HDR), possui meia-vida de 74 dias e emite fótons com energia média de 370 keV. Pode ser utilizado em fios ou sementes, adaptando-se a diferentes geometrias tumorais. Aplicações incluem tumores de mama, língua e ginecológicos (OLIVEIRA et al., 2022).

Cobalto-60: embora menos comum atualmente, ainda é utilizado em alguns tratamentos HDR e em aplicadores ginecológicos. Emite radiação gama com energias de 1,17 e 1,33 MeV e possui meia-vida de 5,27 anos (CHOJNIAK; ERWENNE, 2002).

Ouro-198: tem meia-vida curta (2,7 dias), sendo utilizado em implantes permanentes em regiões pequenas como a língua ou a próstata. Sua emissão gama predominante é de 412 keV (ERWENNE, 1996).

Iodo-125: com meia-vida de 59,4 dias, é utilizado em implantes permanentes de baixa energia, permitindo ao paciente manter uma rotina normal fora do hospital. Emite fótons de 35,5 keV, sendo ideal para tumores de crescimento lento (MOURÃO; CAMPOS, 2009).

Paládio-103: semelhante ao iodo-125, possui meia-vida de 17 dias e é utilizado em tumores de crescimento rápido. Suas baixas energias (20-23 keV)

proporcionam proteção radiológica natural ao tecido adjacente (POULIOT e BEAULIEU, s.d)

Estrôncio-90: usado principalmente em terapias superficiais e oftalmológicas, tem meia-vida longa (28,8 anos), decai por emissão de partículas beta com energia máxima de cerca de 0,546 MeV, originando o ítrio-90 (^{90}Y), que também é um emissor beta e contribui significativamente para a dose absorvida. (IAEA, 2000; KNOLL, 2010; L'ANNUNZIATA, 2012).

A escolha da fonte ideal deve considerar as características físicas do radionuclídeo, o tipo e localização do tumor, e os objetivos terapêuticos. Um bom planejamento envolve conhecer as propriedades dosimétricas de cada fonte, como sua constante de taxa de dose, a distribuição espacial da dose e o comportamento radiobiológico (INCA, 2019).

2.5 Radioterapia na medicina veterinária

Com os avanços nos exames diagnósticos e nos cuidados oferecidos aos animais, especialmente os domésticos, tem-se observado um aumento na expectativa de vida dessas espécies. Essa longevidade ampliada favorece o surgimento de doenças associadas à idade, como os tumores, tornando o câncer mais prevalente em fases adultas e senis. Uma situação semelhante ocorre com animais silvestres mantidos em cativeiro, que, ao viverem por mais tempo do que viveriam em ambiente natural, também se tornam mais propensos ao desenvolvimento de enfermidades crônicas (DE NARDI, A. et al. 2002; RAMOS, 2022)

Diante desse cenário, a radioterapia tem ganhado destaque como uma estratégia essencial na oncologia veterinária. Ela é utilizada tanto no tratamento direto de neoplasias quanto em pesquisas voltadas ao estudo dos efeitos da radiação em diferentes tecidos animais. Sua importância se manifesta tanto nos resultados clínicos, que demonstram eficácia no controle local de tumores, quanto na produção de conhecimento científico sobre os processos biológicos mediados por radiações ionizantes (MILHOLLI, L.A. et al. 2018).

A escolha entre teleterapia (Figura 6) e braquiterapia (Figura 7) na oncologia veterinária depende de diversos fatores clínicos, estruturais e logísticos, como a localização e o tipo do tumor, as condições clínicas do animal, o tempo disponível para a realização do tratamento, a necessidade de sedação prolongada, e principalmente a infraestrutura tecnológica disponível. Embora ambas as técnicas apresentem benefícios terapêuticos expressivos, a braquiterapia, por exemplo, exige acesso a materiais radioativos específicos, sendo aplicada com mais frequência em centros especializados ou instituições de ensino. Já a teleterapia tende a ser mais amplamente empregada em clínicas que contam com aceleradores lineares e equipe capacitada, por apresentar maior flexibilidade em diferentes tipos de tumores. A viabilidade de cada modalidade também está relacionada à tolerância do paciente ao manuseio e à disponibilidade de recursos de radioproteção e anestesia veterinária adequados (VETTORATO et al, 2017).



FIGURA 5 - Exemplo de teleterapia na medicina veterinária – Teleterapia com feixe de elétrons em um equino (Equidae). Fonte: (KNOTTENBELT et al., 2015).



FIGURA 6 - Exemplo de braquiterapia na medicina veterinária – Betaterapia (aplicador de Sr90) em um gato (*Felis catus*). Fonte: (TURREL et al, 2006).

A evolução das técnicas de radioterapia veterinária também inclui o desenvolvimento de métodos adaptados, como demonstrado por Fernandes et al. (2003), apresentando o relato de um caso clínico de carcinoma de células escamosas cutâneo em um cão da raça Weimaraner, tratado por meio de braquiterapia com folhas de ouro radioativo (Au-198), como mostra a Figura 8. Inicialmente, o animal foi submetido a quatro sessões de teleterapia com cobalto-60, seguida de aplicação local da folha de ouro-198, moldada em disco, durante 55 horas. Após recidiva tumoral periférica, um novo tratamento foi realizado com moldes em formato de anéis concêntricos, melhorando a uniformidade da distribuição da dose. A terapia foi bem tolerada, e o animal apresentou remissão clínica do tumor após a segunda aplicação. Os resultados indicam que a técnica é eficaz, segura e economicamente viável, além de oferecer vantagens como menor exposição ocupacional e possibilidade de preservar áreas anatômicas críticas, evitando intervenções cirúrgicas mutilantes. O estudo conclui que a braquiterapia com Au-198, especialmente com moldes bem planejados, representa uma alternativa promissora para o tratamento de tumores cutâneos em medicina veterinária.

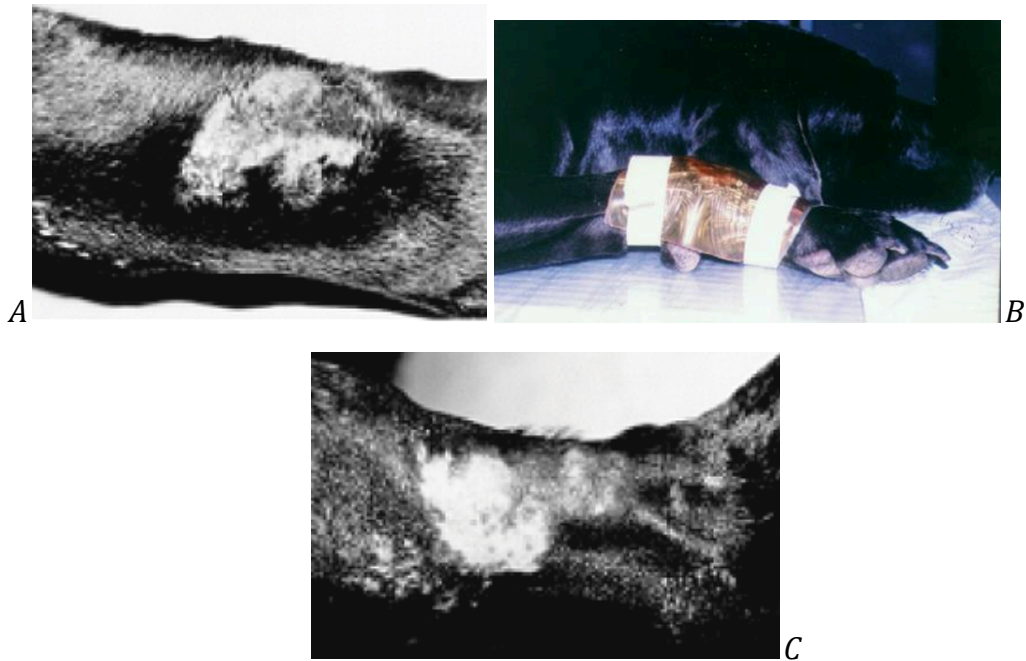


FIGURA 7 - Representação fotográfica da evolução clínica de um tumor cutâneo em cão tratado com braquiterapia. (A) Tumor de pele antes da intervenção, evidenciando massa ulcerada. (B) Aplicação da braquiterapia com moldes de folhas de Ouro-198 posicionados sobre a lesão. (C) Quadro clínico quatro semanas após o tratamento, com regressão visível do tumor e cicatrização da área afetada. Fonte: Adaptado (FERNANDES et al., 2003)

Após os resultados clínicos promissores observados com o uso de folhas de Au-198 em tumores cutâneos caninos, outras técnicas braquiterápicas têm sido desenvolvidas e adaptadas à realidade veterinária. Um exemplo disso é o estudo de Vettorato (2020), que propôs uma metodologia para a aplicação da betaterapia, braquiterapia intraoperatória com estrôncio-90 (Sr-90) (Figura 9), em animais. O autor analisou a distribuição de dose em diferentes tipos de aplicadores e demonstrou sua viabilidade prática e dosimétrica para o tratamento de lesões superficiais em diversas espécies. A pesquisa evidencia não apenas a eficácia da técnica proposta, como também ressalta a betaterapia intraoperatória como uma alternativa viável, funcional e economicamente acessível, especialmente para centros veterinários em fase de desenvolvimento tecnológico.

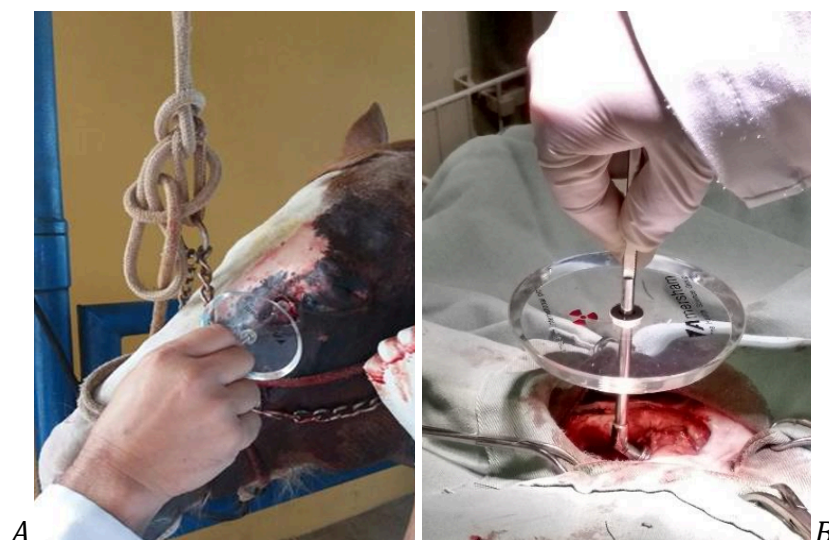


FIGURA 8 - Aplicação de betaterapia em casos clínicos da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (FMVZ). (A) Procedimento sendo realizado na região orbital de um equino (Equidae). (B) Procedimento sendo realizado após a retirada da massa tumoral, localizada próxima a base da orelha de um coelho (*Oryctolagus cuniculus*). Fonte: (VETTORATO, 2020).

Ao apresentar casos clínicos tratados com sucesso, o estudo contribui para a ampliação do escopo da braquiterapia na oncologia veterinária, reforçando seu potencial terapêutico em neoplasias localizadas em regiões de difícil acesso ou em áreas anatômicas sensíveis.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Pesquisa bibliográfica

Foi realizada uma revisão bibliográfica abrangente na literatura especializada, abordando temas relacionados à Física Radiológica, bem como sobre os tipos e características dos elementos radioativos usados nas áreas da saúde e na radioterapia, visando compreender os parâmetros físicos e radiométricos da distribuição de dose de radiação emitida por estes radioisótopos.

Também foram explorados aspectos da oncologia veterinária, como abordagens terapêuticas aplicadas ao tratamento de neoplasias. Foram

utilizadas diversas bases de dados científicas, incluindo SciELO (Scientific Electronic Library Online), Medline – BIREME, Periódicos CAPES e LILACS, entre outras. Além disso, a revisão foi complementada por obras de referência das disciplinas acadêmicas relacionadas às áreas da saúde, radioterapia e física médica. Conjuntamente, foram consultados ambientes virtuais de instituições especializadas, como o Instituto Nacional de Câncer (INCA), a Sociedade Brasileira de Cancerologia, a Sociedade Brasileira de Radioterapia, a American Association of Physicists in Medicine (AAPM) e a Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA).

3.2 Procedimento radioterápico veterinário - Acompanhamento de rotina

Foi acompanhada uma intervenção cirúrgica em um tigre (*Panthera tigris*), macho, com aproximadamente dois anos de idade, oriundo do Parque Zoológico Municipal de Bauru e sob acompanhamento clínico do Centro de Medicina e Pesquisa em Animais Selvagens (CEMPAS), em razão da presença de um tumor localizado na região do quadril.

O procedimento cirúrgico foi conduzido pela equipe médica do CEMPAS, sob anestesia geral inalatória. Durante o ato operatório, antes da realização da sutura, foi realizada uma aplicação complementar de radiação ionizante com finalidade profilática, visando à ablação de possíveis células neoplásicas remanescentes em nível microscópico, mesmo após a excisão completa da massa tumoral. A área de interesse abrangia aproximadamente 12,5 × 30 cm, como mostra a Figura 10.



FIGURA 9 - Área cirúrgica exposta após a ressecção tumoral em *Panthera tigris*, evidenciando a região-alvo para aplicação da betaterapia, antes da realização da sutura. A imagem ilustra o campo delimitado para a aplicação da fonte de estrôncio-90 (Sr-90), com o objetivo de promover a ablação profilática de possíveis células neoplásicas remanescentes.

Foi empregada a técnica de betaterapia, uma modalidade de braquiterapia que utiliza radiação beta. Utilizou-se, para este fim, uma fonte de estrôncio-90 (Sr-90), da marca Amersham (modelo SIA 20-1102 ML), com formato circular e diâmetro ativo de 9,0 mm, taxa de dose de radiação na data do experimento de 22,05 cGy/s, atividade radioativa de 27,24 mCi, e taxa de exposição espalhada de 76,16 μ Sv/h (Figura 11).

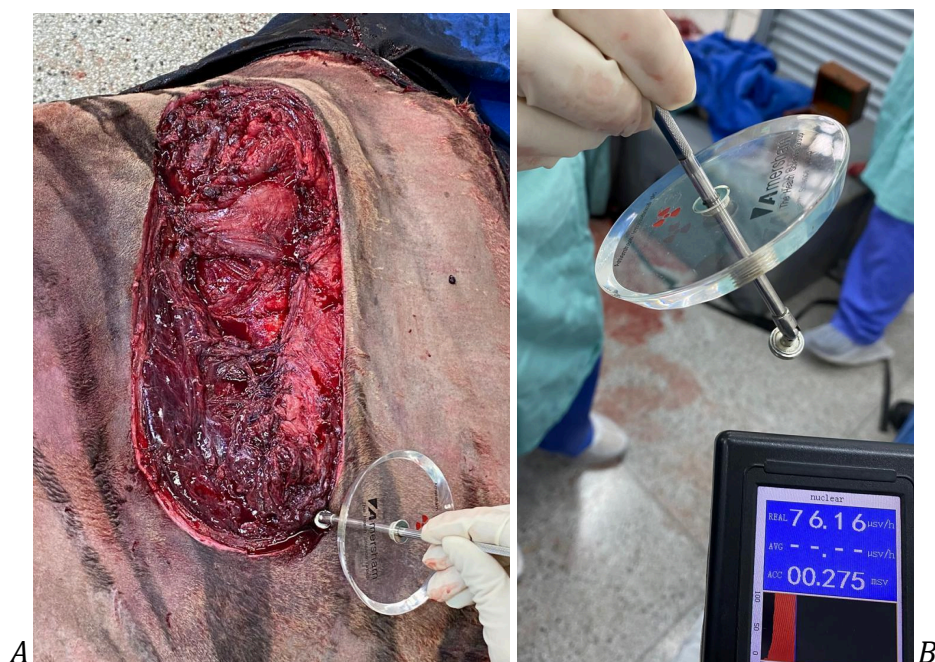


FIGURA 10 - Aplicação de betaterapia com fonte de estrôncio-90 (Sr-90) durante procedimento cirúrgico em *Panthera tigris*. (A) Momento da aplicação da radiação beta diretamente sobre o leito cirúrgico, antes da sutura. (B) Medição da taxa de exposição espalhada da fonte radioativa, registrada em 76,16 $\mu\text{Sv/h}$, utilizando um detector do tipo Geiger-Müller para verificação da taxa de emissão antes da aplicação.

A aplicação foi então realizada, com a fonte posicionada diretamente sobre os campos delimitados na área operada. Cada campo central recebeu irradiação durante 1 minuto, enquanto as bordas da área foram irradiadas por 2 minutos, com o objetivo de aumentar a eficácia na zona de transição cirúrgica e prevenir recidivas locais. O procedimento foi realizado em 24 de novembro de 2023, nas dependências do CEMPAS.

A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da FMVZ (Protocolo nº 0383/2023) (Anexo I).

3.3 Visita ao laboratório de produção de fontes de braquiterapia: sementes de iodo-125 e fios de irídio-192

Com o objetivo de melhorar os conhecimentos sobre a produção de radioisótopos utilizados em braquiterapia, foi realizada uma visita técnica ao Laboratório de Produção de Fontes de Braquiterapia do Centro de Tecnologias Nucleares do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), localizado

no campus da Universidade de São Paulo (USP). Durante a visita, foi possível compreender as etapas envolvidas na fabricação das sementes de iodo-125 e na produção das fontes de irídio-192, ambos comumente utilizados nos tratamentos.

A ida ao IPEN permitiu a observação direta dos processos laboratoriais empregados na manipulação dos materiais radioativos em questão, desde os procedimentos de irradiação em reator nuclear, encapsulamento, controle de qualidade e esterilização. O conhecimento obtido serviu como base para a descrição dos métodos apresentados nesta seção, contribuindo para a compreensão prática da aplicação clínica.

3.3.1 Produção de sementes de iodo 125

A preparação de sementes de iodo-125 ocorre sob ambiente restrito e de acordo com os protocolos definidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear e as normativas internacionais para a produção de fontes seladas utilizadas em braquiterapia. As sementes são confeccionadas a partir da moldagem de prata metálica de alta pureza da forma de pequenos cilindros com cerca de 0,5 mm de diâmetro e entre 3 e 5 mm de comprimento os quais foram submetidos a um processo superficial para otimização da adsorção do radionuclídeo (IAEA, 2005; MARTINS et al., 2020).

O isótopo iodo-125 é produzido por meio da irradiação do gás xenônio-124 em reator nuclear, através da reação o elemento sofre decaimento por captura eletrônica, originando o iodo-125. Após o período de decaimento adequado, o iodo é extraído e purificado por métodos químicos apropriados, resultando em uma solução aquosa de iodeto de sódio radioativo (IAEA, 2009; PEREIRA, 2016).

Para o processo de marcação, os núcleos de prata são imersos na solução de iodo-125, permitindo a formação de uma camada de iodeto de prata (AgI) na superfície dos cilindros metálicos. O material é então submetido à secagem controlada, garantindo estabilidade físico-química da camada radioativa. A Figura 12 mostra a célula quente “*hotcell*” onde esse processo é feito.

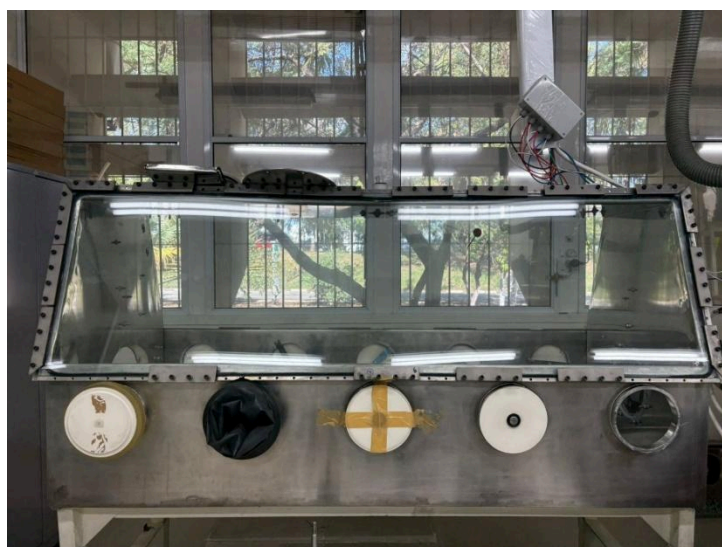


FIGURA 11 - Primeira "hotcell" onde é feita a formação do lodeto de prata.

Posteriormente, os núcleos marcados são encapsulados individualmente em cápsulas cilíndricas de titânio, com vedação por soldagem a laser, como mostra a Figura 13 e 14, assegurando a contenção do isótopo e a compatibilidade com o uso clínico (AAPM, 2002; KHAN, 2014). A figura 15 mostra a segunda célula quente, onde o processo e etapa especificada ocorre.



FIGURA 12 - Cápsula cilíndrica, onde os núcleos marcados serão encapsulados.



FIGURA 13 - Demonstração do processo de fabricação das sementes de Iodo-125. (A) Núcleo com iodeto de prata na superfície. (B) Cápsula cilíndrica. (C) Semente já finalizada após o processo de solda.



FIGURA 14 - Segunda célula quente "hotcell", onde ocorre o processo de encapsulamento e soldagem.

As sementes finalizadas passam por controle de qualidade rigoroso, incluindo espectrometria gama para quantificação da atividade, teste de estanqueidade para garantir ausência de vazamento radioativo, verificação dimensional e inspeção visual com auxílio de microscópio para detecção de

possíveis falhas no encapsulamento, como mostra a Figura 16. Após a aprovação em todos os critérios, as sementes são esterilizadas e acondicionadas de acordo com os padrões regulatórios, estando aptas para aplicação clínica ou experimental (AAPM, 1997; IPEN, 2023).



FIGURA 15 - inspeção visual com auxílio de microscópio para detecção de possíveis falhas no encapsulamento.

3.3.2 Produção de fios de irídio 192

Para a preparação da fonte de irídio-192 é utilizado inicialmente fio metálico composto por liga de platina e irídio (90% Pt / 10% Ir), com diâmetro aproximado de 0,3 mm, previamente cortado em segmentos uniformes com comprimento de 50 cm, para facilitar na irradiação, como mostra a Figura 17 (IAEA, 2005; KHAN, 2014).



FIGURA 16 - Fios de Irídio-192.

Os segmentos são inseridos em cápsulas de quartzo apropriadas para irradiação, que são então submetidas à exposição em reator nuclear de potência elevada, mostrado na Figura 18. O processo de ativação ocorre por bombardeamento com nêutrons térmicos, promovendo a transmutação do isótopo estável ^{191}Ir em irídio-192. (IAEA, 2009; PEREIRA, 2016).

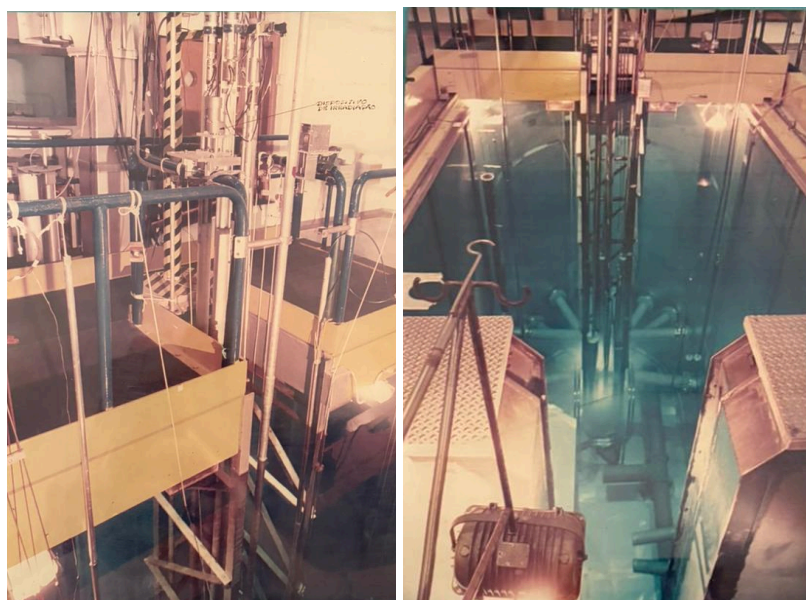


FIGURA 17 - Sistema de Irradiação do Irídio-192, à esquerda mostra o dispositivo de irradiação do Irídio-192 e à direita mostra o reator nuclear IEA-R1.

Após o período de decaimento e resfriamento, os segmentos ativados são retirados das cápsulas e encapsulados em invólucros de aço inoxidável de

grau médico, com vedação por soldagem para assegurar a integridade da blindagem. Todo esse processo ocorre em *hotcells* devidamente blindadas, como é exposto na Figura 19. O encapsulamento visa garantir a contenção do material radioativo, além de assegurar compatibilidade com os aplicadores utilizados em sistemas automatizados de HDR (AAPM, 1997; IPEN, 2023).



FIGURA 18-*Hotcell* de manipulação dos fios de Iridio-192.

Após aprovação em todos os critérios de qualidade, as fontes são esterilizadas e armazenadas em recipientes blindados, prontos para posterior aplicação clínica ou experimental (AAPM, 2002; MARTINS et al., 2020).

3.4 Simulações computacionais da distribuição de dose de radiação

Para a análise comparativa das distribuições espaciais de dose de radiação provenientes das distintas fontes radioativas estudadas nesta pesquisa, foram realizadas simulações computacionais utilizando o código MCNP (Monte Carlo N-Particle), versão 6, amplamente empregado na modelagem estocástica do transporte de partículas.

O modelo foi composto por um tanque de água retangular, representando um meio biologicamente equivalente, sobre o qual foi posicionada uma fonte radioativa plana, de geometria circular, simulando uma

aplicação superficial. Foram consideradas duas geometrias para a fonte: com diâmetro de 2 cm e 4 cm, ambas com espessura desprezível, conforme ilustrado na Figura 20.

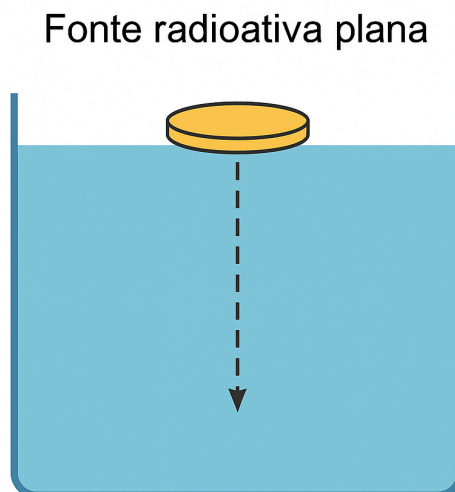


FIGURA 19- Esquema ilustrativo da configuração utilizada na simulação.

As simulações envolveram algumas fontes radioativas que já foram usadas e/ou estão atualmente em uso em braquiterapia e procedimentos radioterápicos superficiais: Estrôncio-90 (Sr-90), Iodo-125 (I-125), Irídio-192 (Ir-192) e Cobalto-60 (Co-60).

As fontes radioativas analisadas foram modeladas considerando suas características radiológicas, tais como: tipo de emissão, energia média e meia-vida, com emissões isotrópicas simuladas no plano superficial do meio biológico.

Para o cálculo da dose (estimado com o MCNP), foi empregada a ferramenta “*mesh tally*”, configurada em coordenadas cilíndricas. O volume de interesse foi definido como um cilindro de 5 cm de altura seccionado em 25 divisões iguais no eixo de profundidade (Z). No eixo radial (R) foram avaliadas divisões de até 10 mm, permitindo a avaliação da distribuição bidimensional da dose ao longo do meio simulador, conforme ilustra as Figuras 21 e 22.

Os resultados foram obtidos inicialmente em MeV/g e, em seguida, convertidos para Gray (Gy) unidade padrão do Sistema Internacional (SI) de Unidades de Medidas para dose absorvida.

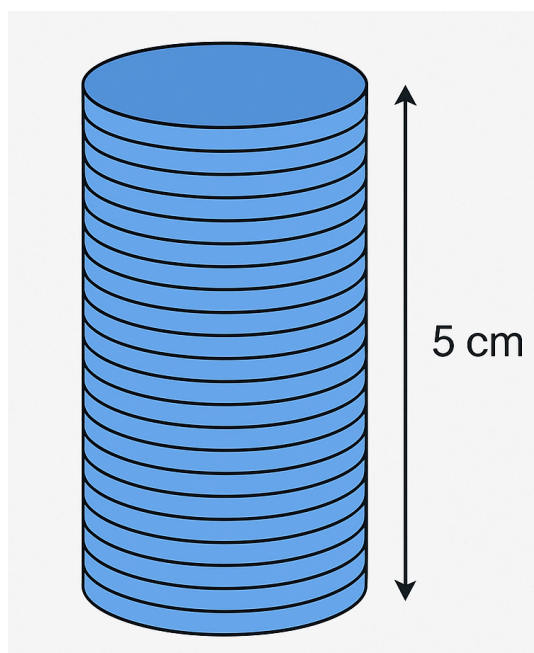


FIGURA 20-Representação esquemática do arranjo geométrico para cálculo de dose na profundidade adotado na simulação Monte Carlo.

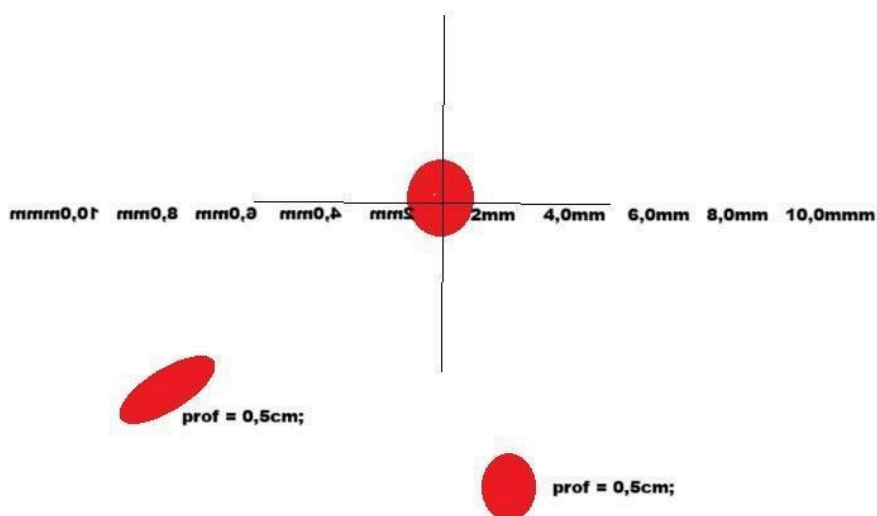


FIGURA 21-Representação das distâncias radiais utilizadas na malha de detecção.

As análises se concentraram na avaliação da dose de radiação absorvida em profundidade, mantendo o ponto radial fixado em 1,1, de forma a representar condições clínicas favoráveis para aplicações em braquiterapia, pois pontos radiais muito próximos a fonte, ou seja, menores que 1,0, podem apresentar erros numéricos (RIVARD et al., 2004).

Uma forma de representar a distribuição de dose de radiação no plano

da fonte de braquiterapia é organizá-la em mapas de calor (*heatmaps*) e gráficos comparativos da distribuição de dose por profundidade, possibilitando a visualização e comparação do comportamento dos diferentes radioisótopos e geometrias no tecido biológico, conforme apresentado nas Figuras 25 a 32.

3.5 Análise experimental da distribuição de dose de radiação com fonte de Sr-90

Além das simulações realizadas com os diferentes radionuclídeos, foi conduzida uma análise experimental específica para a fonte de estrôncio-90.

A distribuição da dose de radiação planar proveniente de uma fonte de betaterapia de estrôncio-90 (Sr-90) foi avaliada experimentalmente por meio de um aplicador de betaterapia da marca Amersham International, modelo SIA 20, conforme Figura 23. A fonte apresentava atividade radioativa inicial de 55,0 mCi, correspondente a uma taxa de dose de 43,80 cGy/s na data de referência de 31/07/1996. A taxa de dose de radiação foi recalculada para o dia 17/06/2025, resultando em 22,05 cGy/s.



FIGURA 22 - Aplicador de betaterapia da marca Amersham International, modelo SIA 20.

A avaliação experimental teve como objetivo validar, o comportamento da distribuição de dose superficial emitida pela fonte de Sr-90, previamente simulada computacionalmente.

Essa etapa experimental foi especialmente relevante, pois o acesso à fonte física de Sr-90 possibilitou a obtenção de dados concretos sobre sua distribuição planar de dose.

3.5.1 Análise da densidade óptica (D.O.) em filmes radiológicos.

Para avaliação qualitativa da distribuição de dose superficial emitida pela fonte de Sr-90, foram realizadas exposições em filme radiológico utilizando cassete de radiografia computadorizada (CR). A fonte foi posicionada diretamente sobre o filme, como ilustra a Figura 24 e mantida em exposição por tempos variados de 0,5 s, 1,0 s, 2,0 s e 3,0 s. Observou-se aumento progressivo da densidade óptica com o tempo de exposição, evidenciando a relação direta entre tempo e intensidade da dose absorvida.

No entanto, como o sistema CR realiza pós-processamento automático das imagens, exposições mais longas resultaram em distorções visuais e artefatos digitais, possivelmente associados à saturação do detector ou à tentativa do software de compensar o excesso de contraste, por esse motivo foram selecionados os tempos mencionados. Ainda assim, o método permitiu verificar de forma preliminar o perfil de emissão da fonte e sua simetria de distribuição planar.



FIGURA 23 - Procedimento experimental de análise da densidade óptica com filme radiológico (cassete CR) para avaliação da distribuição de dose emitida pela fonte de Sr-90.

As imagens DICOM foram visualizadas e analisadas utilizando o software MicroDicom Viewer versão 2025.2, por meio da seleção manual de regiões de interesse (*ROIs*) com área padronizada de aproximadamente 13.000 pixels para as *ROIs* da região periférica e aproximadamente 2.000 pixels para as *ROIs* internas. As Figuras 25 e 26 exibem o posicionamento e valores das *ROIs* para os diferentes tempos de exposição (0,5 s, 1 s, 2 s e 3 s), demonstrando a metodologia utilizada para extração dos valores médios de densidade óptica.

Os dados obtidos foram organizados no software Microsoft Excel, que também foi utilizado para a construção dos gráficos apresentados no Capítulo 4.

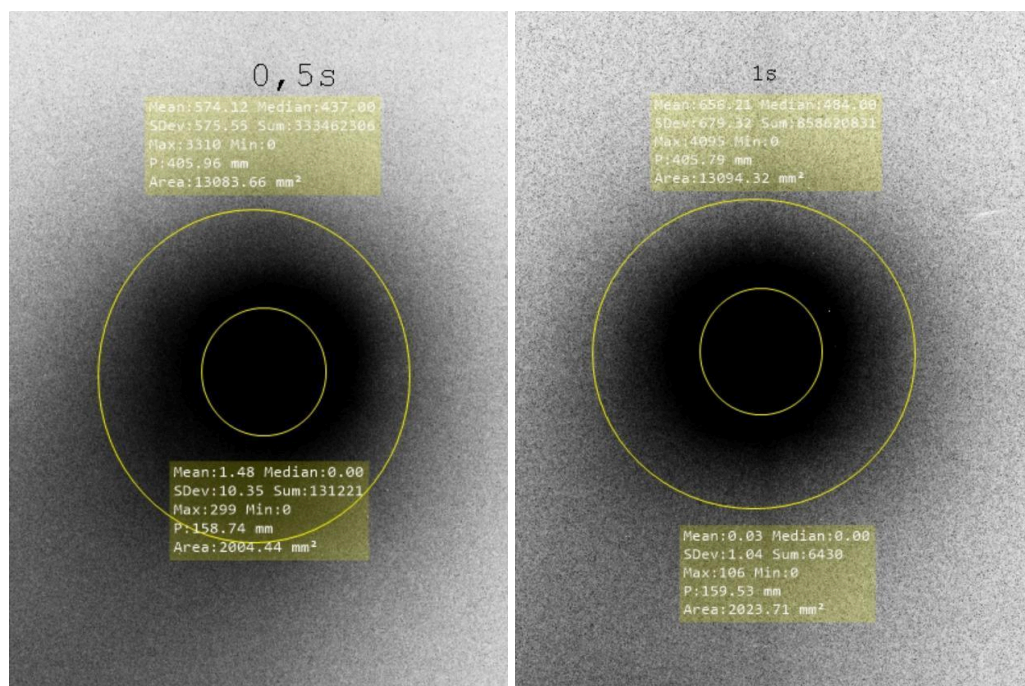


FIGURA 24 – Imagem a esquerda: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 0,5 s no MicroDicom Viewer. Imagem a direita: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 1 s no MicroDicom Viewer. Valores no quadrante superior da imagem são referentes a ROI na periferia e valores que estão no quadrante inferior são referentes a ROI interna.

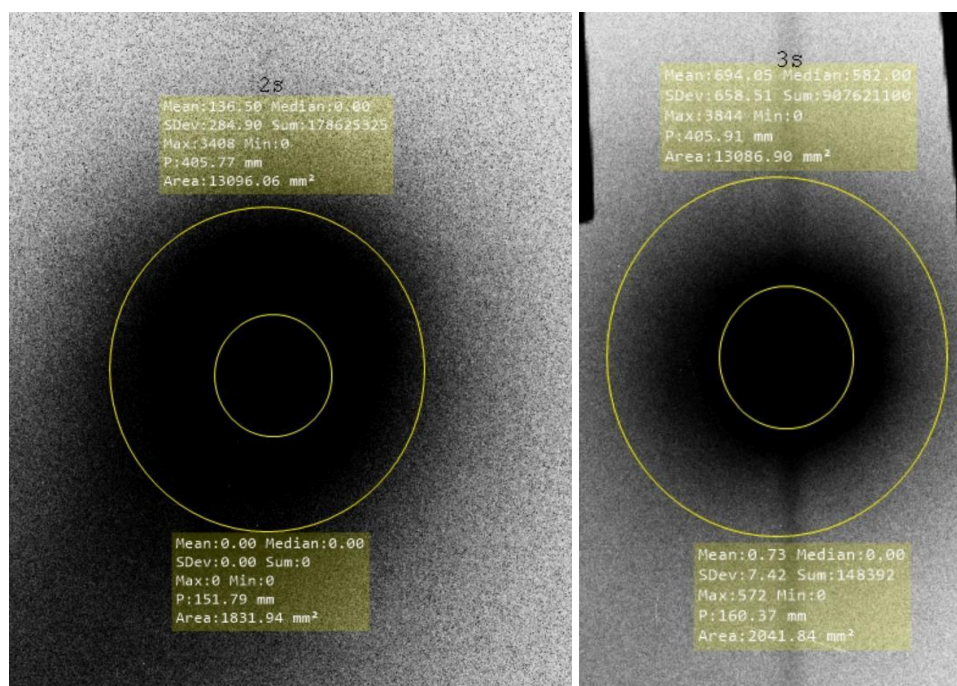


FIGURA 25 – Imagem a esquerda: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 2 s no MicroDicom Viewer. Imagem a direita: Posicionamento da ROI na imagem irradiada com tempo de exposição de 3 s no

MicroDicom Viewer. Valores no quadrante superior da imagem são referentes a ROI na periferia e valores que estão no quadrante inferior são referentes a ROI interna.

Além dos testes realizados com o sistema CR, foi conduzida uma etapa adicional utilizando filmes de controle de qualidade específicos para radioterapia, para os testes foi utilizado o filme da marca Kodak, Diagnostic Film X-Omat V. O objetivo foi buscar maior precisão na avaliação da distribuição de dose.

As exposições foram realizadas nas mesmas condições da fonte de Sr-90 e posicionamento descritas anteriormente, porém foram realizadas 14 medidas com tempos de exposição indo de 1 segundo até 14 segundos como mostra a Figura 26.



Figura 26 - Filme de controle de qualidade radioterápico (Kodak X-Omat V) após exposição à fonte de Sr-90. As regiões de interesse (ROIs) definidas foram posteriormente avaliadas em densitômetro óptico para extração dos valores médios de D.O.

Para a análise quantitativa da densidade óptica, os filmes foram avaliados com um densitômetro óptico da marca MRA, modelo CQ-01 e série 01-268. As leituras foram obtidas em regiões equivalentes às ROIs definidas para os filmes CR, assegurando padronização na coleta dos valores médios.

3.5.2 Análises da dose de radiação em dosímetro multifuncional

A segunda etapa da análise experimental consistiu na avaliação da taxa de dose emitida pela fonte de Sr-90 em função do tempo de exposição e da presença de diferentes materiais atenuadores. Para isso, foi utilizado um medidor multifuncional da marca RTI, modelo Piranha, número de série CB2-24010367, certificado de calibração N°: 249A90882 (03/09/2024). A fonte de Sr-90 foi colocada diretamente em contato com o centro do volume sensível do detector, garantindo a máxima captação da radiação incidente. As medições foram realizadas com e sem a presença de placas de poliestireno e alumínio de espessuras variadas, permitindo a análise comparativa da atenuação promovida por cada material.

Esse procedimento permitiu caracterizar a capacidade de atenuação dos materiais testados frente à radiação beta emitida pela fonte, bem como verificar a influência da espessura no nível de proteção proporcionado.

A fonte planar de betaterapia, com material radioativo isótopo Estrôncio-90 (^{90}Sr), utilizada foi a da marca Amersham International, modelo SIA 20, com diâmetro ativo de 9,0mm e taxa de dose de radiação na data do experimento de 22,05 cGy/s, atividade radioativa de 27,24 mCi (1.007,83 Gb), valores correspondentes à superfície do aplicador.

As Tabelas 3 e 4 apresentam os resultados obtidos nos procedimentos de dosimetria.

4. RESULTADOS E DISCUSÕES

4.1 Análise dos resultados obtidos nas simulações computacionais de dose

Os gráficos das Figuras 27 e 28 apresentam as análises da distribuição de dose de radiação em função da profundidade (z) de atenuação e da distância radial (R) para fontes radioativas de Sr-90, I-125, Ir-192 e Co-60 com dois diferentes diâmetros ativos: 2,0cm e 4,0cm, no meio simulador (água).

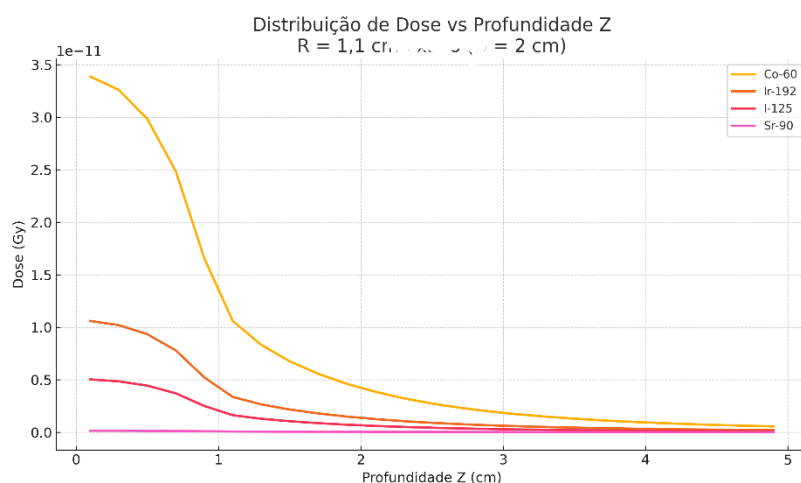


FIGURA 27 - Distribuição da dose em função da profundidade (Z), com distância radial fixa de 1,1 mm e fonte de 2 cm de diâmetro.

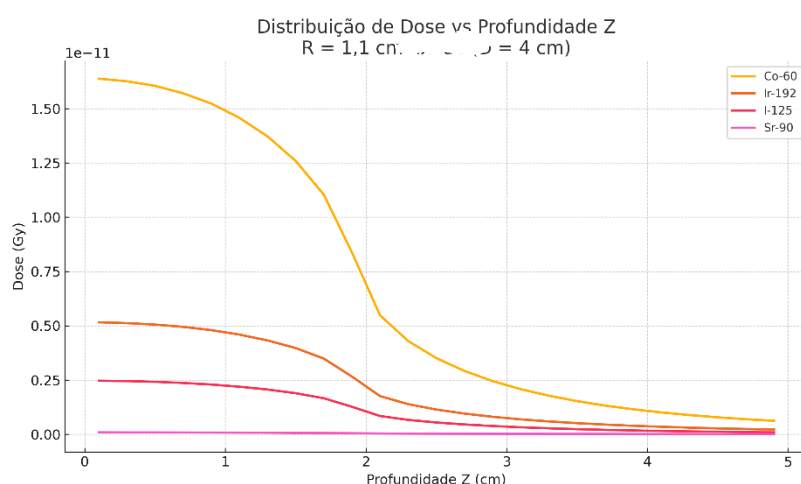


FIGURA 28 - Distribuição da dose em função da profundidade (Z), com distância radial fixa de 1,1 mm e fonte de 4 cm de diâmetro.

Observa-se que, a fonte de Sr-90 apresentou uma dose elevada nas regiões mais superficiais com rápido decaimento, confirmando seu perfil de emissão beta de baixa penetração, ideal para tratamentos localizados e superficiais, como as lesões dermatológicas do tipo cicatrizes queloidianas.

A fonte de I-125, por ser um emissor gama de baixa energia, apresentou uma distribuição de dose de radiação bem localizada, com gradiente de dose mais acentuado nas primeiras camadas, podendo ser compatível para aplicações em tumores pequenos e bem delimitados.

A fonte de Ir-192 apresentou uma penetração intermediária, com perfil de dose mais homogêneo até profundidades maiores, sendo uma fonte versátil, adequada para lesões de médio volume.

Os moldes radioativos com fontes de Co-60, devido à sua maior energia gama clínica média (1,25 MeV), expressou uma maior penetração, com dose significativa mesmo em profundidades superiores a 3 cm, embora com maior dispersão lateral. Esta característica pode indicar o uso de moldes de braquiterapia com fontes de Co-60 para lesões mais profundas e com maior dimensão.

Analisando os gráficos das fontes radioativas com diâmetros de 2,0 cm e 4,0 cm, nota-se que o aumento no diâmetro da fonte contribui para uma maior homogeneidade da dose nas regiões próximas à superfície, principalmente para I-125 e Ir-192. Já no caso do Sr-90, o aumento do diâmetro não alterou substancialmente a penetração, mas ampliou a área superficial de cobertura de exposição radiológica.

As análises por meio de “heatmaps” podem contribuir para a interpretação da distribuição de dose de radiação absorvida no tecido irradiado. Os “heatmaps” analisados estão em escala logarítmica ($\log_{10}$) aplicada aos valores de dose de radiação em Gray (Gy). A escolha por essa escala se justifica pela ampla variação dos valores de dose, que abrangem diversas ordens de grandeza. Em uma representação linear, essa diferença seria difícil de visualizar, pois regiões com baixa dose ficariam visualmente apagadas ou uniformes. Já na escala logarítmica, mesmo pequenas quantidades de radiação são evidenciadas, permitindo uma análise mais detalhada da penetração e atenuação da radiação ao longo do meio absorvedor. Por exemplo, um valor logarítmico de -15 na barra de cores corresponde a uma dose real de 10^{-15} Gy, enquanto um valor de -9 representa 10^{-9} Gy.

Essa abordagem melhora a visualização do gradiente de dose, especialmente em regiões periféricas ou mais afastadas da fonte, que ainda são clinicamente relevantes em termos de segurança radiológica.

Os “heatmaps” logarítmicos (Figuras 29 a 36) reforçam visualmente as características observadas.

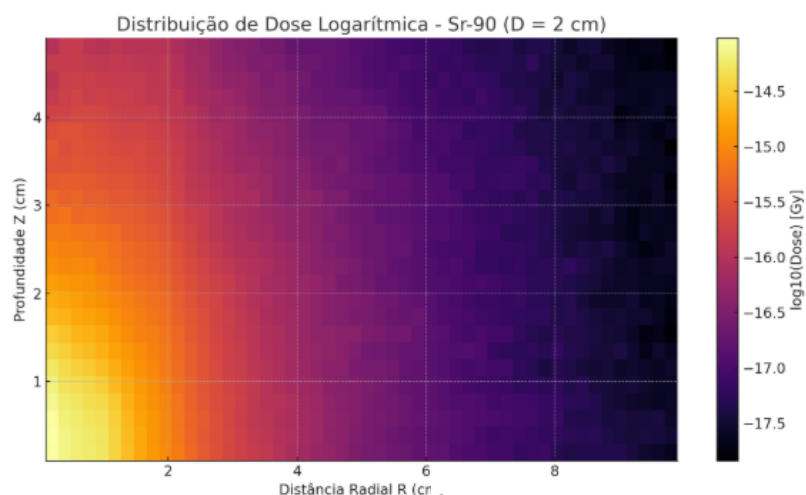


FIGURA 29 – Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade (cm) por distância radial (mm) do Sr-90 com diâmetro de 2 centímetros.

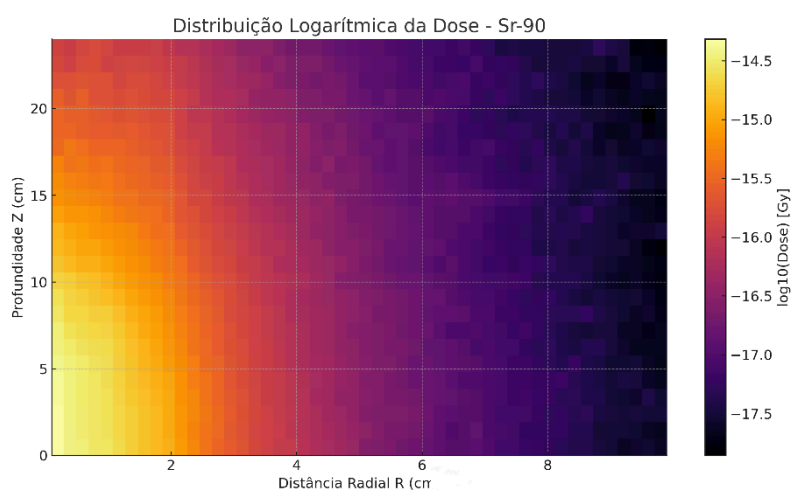


FIGURA 30 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade (cm) por distância radial (mm) do Sr-90 com diâmetro de 4 centímetros.

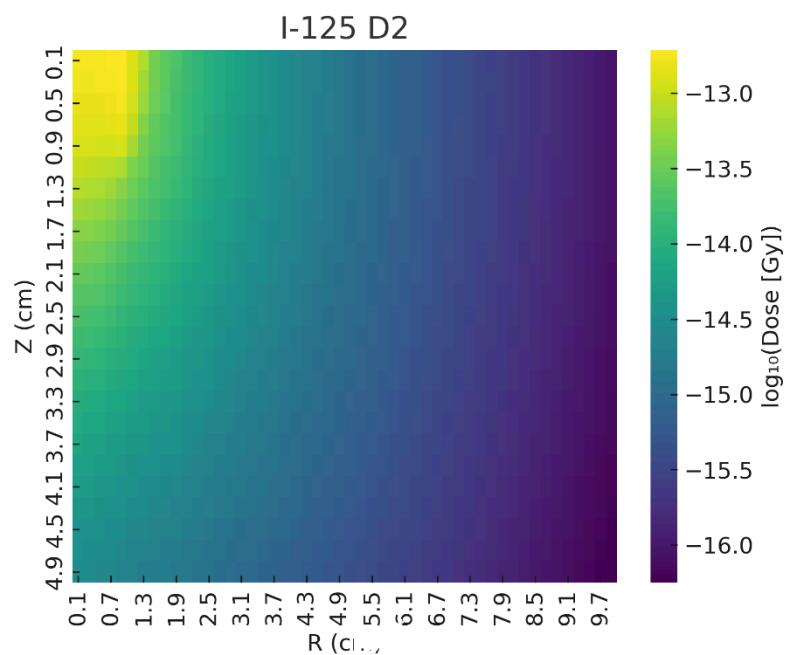


FIGURA 31 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do I-125 com diâmetro de 2 centímetros.

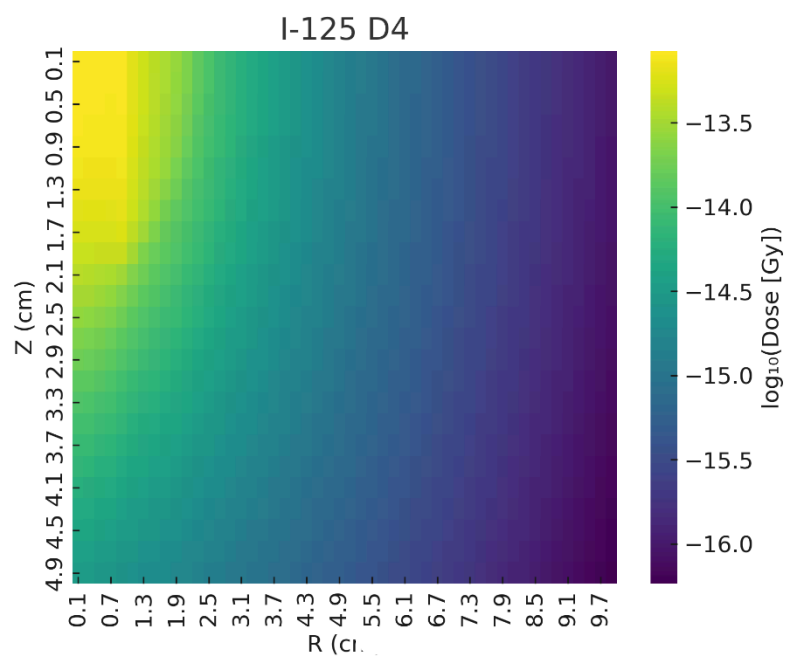


FIGURA 32 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do I-125 com diâmetro de 4 centímetros.

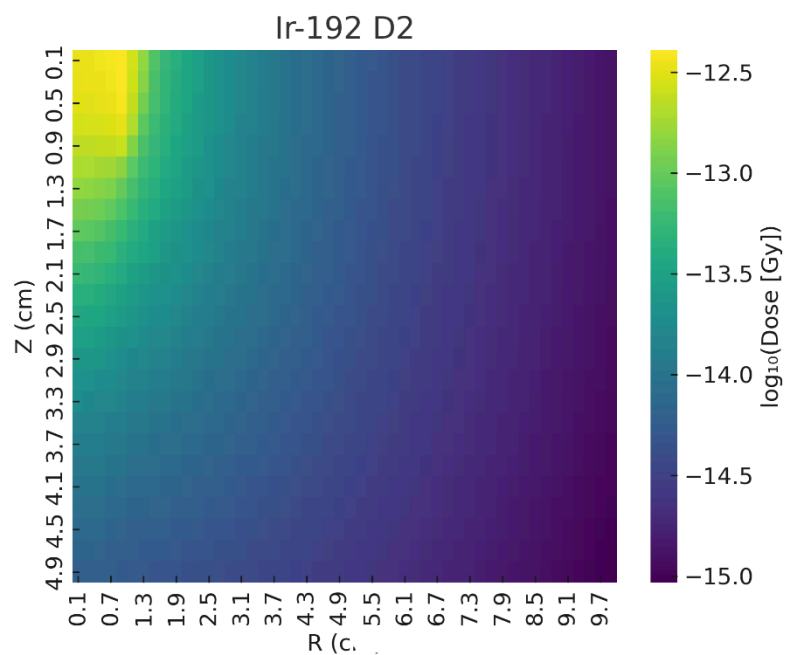


FIGURA 33 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Ir-192 com diâmetro de 2 centímetros.

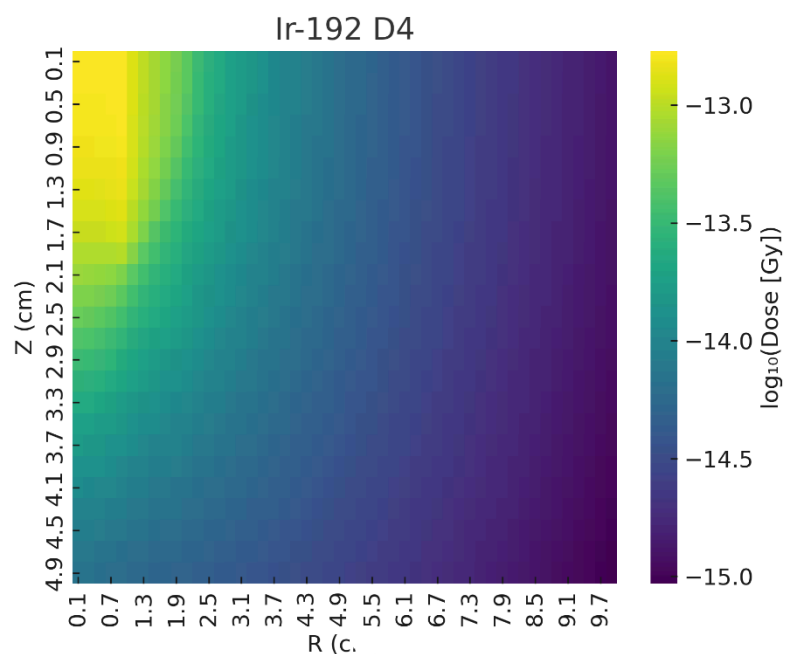


FIGURA 34 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Ir-192 com diâmetro de 4 centímetros.

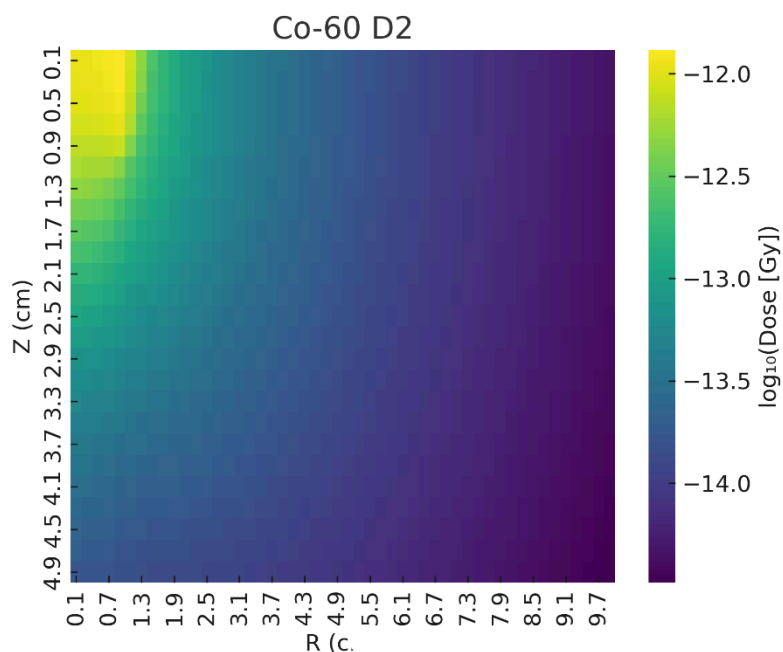


FIGURA 35 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Co-60 com diâmetro de 2 centímetros.

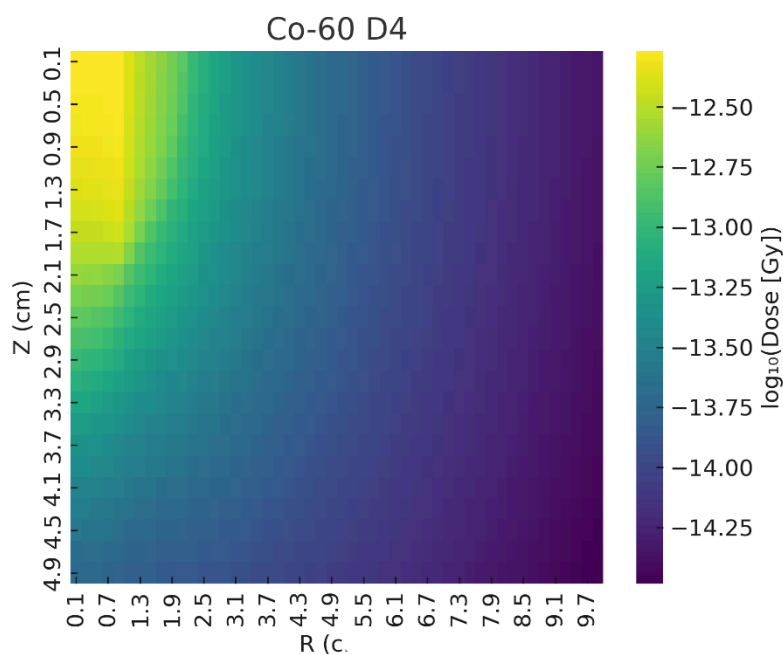


FIGURA 36 - Heatmap de distribuição de dose em função logarítmica da profundidade por distância radial (mm) do Co-60 com diâmetro de 4 centímetros.

O radioisótopo Sr-90 apresentou um perfil de distribuição de dose marcadamente superficial, com queda acentuada tanto em profundidade quanto nas direções laterais. Tal comportamento é coerente com a natureza de

emissão do Sr-90, que libera partículas beta de curto alcance, altamente atenuadas no tecido biológico.

Já o I-125 demonstrou uma concentração significativa de dose nas proximidades do centro da fonte, com rápida atenuação à medida que a distância aumenta. Essa característica está de acordo com sua emissão de fótons de baixa energia, que possuem menor penetrabilidade nos tecidos.

Por outro lado, os radioisótopos Ir-192 e Co-60 exibiram perfis de dose mais extensos, com maior penetração e espalhamento, refletindo suas energias gamas mais elevadas.

A fonte de Co-60 apresentou alcance considerável, com distribuição de dose perceptível ao longo de praticamente toda a região de avaliação, evidenciando seu potencial para irradiar lesões de maiores volumes.

Quanto aos diferentes diâmetros ativos analisados, verificou-se que quanto maior o diâmetro da fonte menos acentuado é o gradiente de dose na direção radial.

4.2 Resposta do filme radiológico em diferentes tempos de exposição

A avaliação da distribuição da dose de radiação foi realizada por meio da análise da densidade óptica (DO) em imagens obtidas com filme radiológico digitalizado por radiografia computadorizada (CR) e em filme radiológico de controle de qualidade de radioterapia. A fonte de Sr-90 foi posicionada diretamente sobre o filme, e as exposições foram realizadas com tempos diferentes. O objetivo foi investigar a relação entre o tempo de exposição e o escurecimento do filme, como indicativo qualitativo da intensidade de radiação.

Na análise da região central da imagem irradiada, correspondente à área de maior intensidade de emissão beta, esperava-se uma tendência crescente da densidade óptica com o aumento do tempo de exposição.

Contudo, os valores obtidos para o filme de radiografia computadorizada (CR) demonstraram comportamento não linear, padrão não condizente com o esperado para o acúmulo de dose ao longo do tempo e sugere saturação do detector já nas primeiras exposições. A alta intensidade de radiação beta concentrada no centro da imagem pode ter excedido a faixa dinâmica do sistema CR, impossibilitando a diferenciação de níveis de cinza e

comprometendo a resposta fotométrica do equipamento. Além disso, algoritmos de pós-processamento automático podem ter intensificado a perda de fidelidade dos valores de pixel, resultando em registros minimizados ou distorcidos. Essa limitação compromete a validade da análise quantitativa central.

Apesar da impossibilidade de se proceder a uma avaliação precisa da densidade óptica nos sistemas CR, foi possível identificar visualmente um aumento progressivo da área afetada no filme radiológico com o tempo de exposição da fonte de Sr-90.

A comparação entre as imagens obtidas com 0,5 s e 2,0 s de exposição evidencia essa diferença de forma clara: enquanto na primeira o escurecimento está concentrado em uma região central mais restrita, na segunda a área escurecida é significativamente mais ampla, sugerindo uma maior dispersão da radiação beta sobre o detector ao longo do tempo, como indica a Figura 37.

Esse comportamento reforça a natureza superficial da radiação emitida pelo Sr-90 e a capacidade do filme radiográfico CR de registrar a extensão lateral do efeito da dose, mesmo com limitações quanto à fidelidade quantitativa na região central.

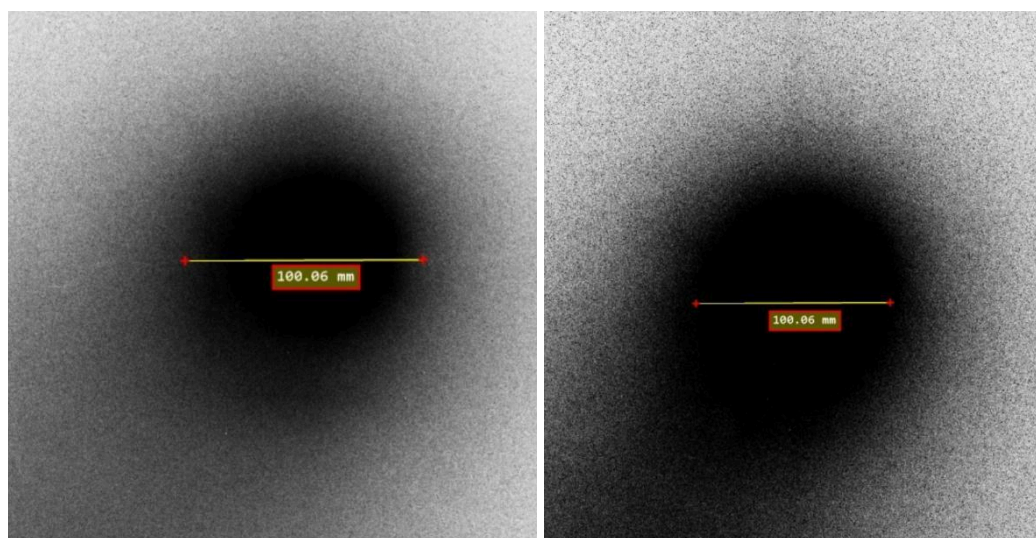


FIGURA 37 - Comparação entre imagens obtidas com tempos de exposição de 0,5 s (à esquerda) e 2 s (à direita), utilizando fonte de Sr-90 sobre filme radiológico digitalizado. (CR). Observa-se aumento da área escurecida com o tempo, indicando maior dispersão lateral da radiação beta e maior extensão da região afetada no detector.

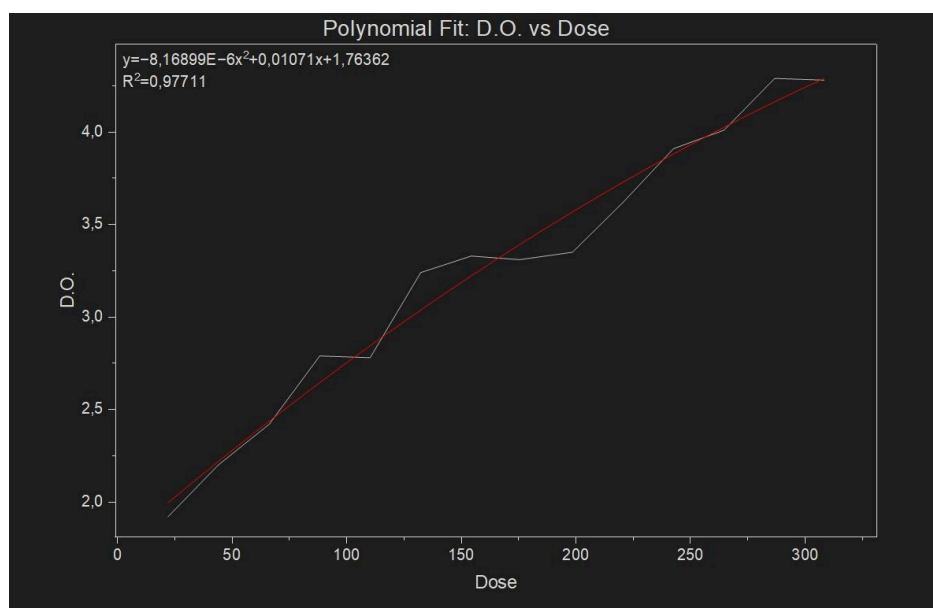
Visando contornar as limitações observadas no sistema CR e obter uma resposta fotométrica mais fidedigna, o mesmo experimento foi repetido utilizando filme radioterápico Kodak X-Omat V, próprio para controle de qualidade em radioterapia.

A leitura da densidade óptica foi realizada com um densitômetro óptico MRA (modelo CQ-01, série 01-268), eliminando os efeitos de pós-processamento automático presentes no CR. Os valores obtidos apresentaram comportamento linear crescente com o aumento do tempo de exposição, como mostra a Tabela 2 e a Figura 38. Essa resposta confirma que o sistema CR estava operando fora de sua faixa dinâmica e destaca o filme radioterápico como ferramenta mais adequada para análise quantitativa da distribuição de dose superficial do Sr-90. Além disso, a consistência entre as leituras do densitômetro e a observação visual do escurecimento progressivo reforça a confiabilidade do método para futuras avaliações de aplicadores planares.

TABELA 2 - Valores médios de densidade óptica (D.O.) e dose obtidos com o filme radioterápico Kodak X-Omat V para diferentes tempos de exposição da fonte de Sr-90.

Medida	Tempo (s)	Dose (cGy)	D.O
1	1	22,05	1,92
2	2	44,01	2,2
3	3	66,15	2,42
4	4	88,20	2,79
5	5	110,25	2,78
6	6	132,30	3,24
7	7	154,35	3,33
8	8	175,40	3,31
9	9	198,45	3,35
10	10	220,50	3,62
11	11	242,55	3,91
12	12	264,60	4,01
13	13	286,65	4,29
14	14	308,28	4,28

FIGURA 38 - "Dependência da densidade óptica com a dose aplicada, demonstrando a resposta do filme radiográfico ao aumento da exposição."



4.3 Comparação entre poliestireno e alumínio na redução da taxa de dose

A Tabela 3 apresenta a variação da taxa de dose em função do número de placas de poliestireno posicionadas entre a fonte de Sr-90 e o detector. Observa-se uma tendência de redução progressiva da taxa de dose com o acréscimo de camadas atenuadoras, indicando a efetividade do poliestireno na atenuação da radiação beta.

A queda inicial foi mais acentuada entre 0 e 2 placas, sugerindo que as primeiras camadas absorvem a maior fração das partículas beta incidentes, comportamento compatível com a natureza superficial da radiação emitida. A partir da terceira placa, a redução continua, mas de forma mais discreta, indicando um efeito de saturação do material atenuador ou redução significativa da fração de partículas remanescentes. Esses resultados corroboram o uso do poliestireno como barreira parcial contra radiação beta, especialmente para aplicações que exigem contenção em profundidades limitadas.

TABELA 3 - Taxa de dose (mGy/s) registrada pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90, utilizando diferentes números de placas de poliestireno como atenuadores. Tempo de exposição: 10 segundos.

Atenuador (mm)	Tempo (s)	Dose (mGy)	Taxa de dose (mGy/s)
0	11,240	40,130	3,330
1,00	10,310	23,540	2,278
2,00	10,480	15,400	1,883
3,00	10,520	11,150	0,984
4,00	10,180	7,433	0,737
5,00	10,900	4,861	0,455

Já a Tabela 4 apresenta os valores da taxa de dose em função da espessura de alumínio posicionada entre a fonte de Sr-90 e o detector. Observa-se uma tendência clara de atenuação progressiva da radiação beta, com queda gradual da taxa de dose até aproximadamente 0,5 mmAl, seguida por uma redução acentuada a partir de 1,0 mmAl, atingindo valores residuais mínimos com 2,0 mmAl.

Esse comportamento destaca a eficiência do alumínio como barreira de partículas beta, mesmo em espessuras relativamente finas, o que o torna uma opção viável em contextos que demandam contenção eficaz com menor volume ou peso de material. A curva obtida evidencia a capacidade do alumínio de interromper rapidamente a trajetória de elétrons emitidos, devido à sua densidade e número atômico superior ao do poliestireno.

TABELA 4 - Taxa de dose (mGy/s) registrada pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90, utilizando diferentes espessuras de alumínio (mm) como atenuadores. Tempo de exposição: 10 segundos.

Atenuador (mmAl)	Tempo (s)	Dose (mGy)	Taxa de dose (mGy/s)
0,000	11,280	34,230	3,029
0,105	10,510	22,090	2,077
0,210	9,845	28,100	2,707
0,315	10,600	28,150	2,684
0,505	10,760	22,730	2,075
1,000	10,600	7,210	0,833
2,000	11,050	0,807	0,076

Com o objetivo de sintetizar as principais características dos materiais testados, a Tabela 5 apresenta uma comparação entre o poliestireno e o alumínio, destacando aspectos como densidade, eficiência na atenuação da radiação beta e aplicações recomendadas com base nos resultados experimentais obtidos.

TABELA 5 - Comparação entre as características e desempenho dos materiais atenuadores utilizados no experimento (poliestireno e alumínio), considerando densidade, eficiência de atenuação e aplicações recomendadas.

Material	Densidade Aproximada (g/cm ³)	Eficiência na Atenuação da Radiação Beta	Espessura Necessária para Atenuação Significativa	Comportamento Observado	Aplicações Recomendadas
Poliestireno	~1,05	Moderada	> 5 camadas	Redução gradual da taxa de dose com aumento do número de placas	Blindagem leve e suplementar; situações em que o volume não é restritivo. Blindagem eficiente em espaços reduzidos; proteção eficaz contra partículas beta.
Alumínio	~2,70	Alta	~2 mm	Redução acentuada da taxa de dose mesmo em baixas espessuras	

Os resultados evidenciam o comportamento típico da radiação beta emitida pela fonte de Sr-90, caracterizado por sua natureza corpuscular e baixo poder de penetração, o que justifica sua aplicação em procedimentos de braquiterapia superficial.

5. CONCLUSÕES

A presente análise demonstrou a importância da escolha adequada da fonte radioativa em aplicações de braquiterapia na medicina veterinária. As simulações realizadas permitiram caracterizar, de forma comparativa, os perfis de distribuição de dose de diferentes radioisótopos (Sr-90, I-125, Ir-192 e Co-60) considerando geometrias planas com variação no diâmetro da fonte.

Observou-se que o Sr-90 é altamente eficaz em tratamentos superficiais devido à sua emissão beta e rápida queda de dose com a profundidade. O

elemento I-125, por sua vez, mostrou-se adequado para tumores pequenos e bem localizados, com distribuição de dose concentrada próxima à fonte. Já o Ir-192 demonstrou versatilidade, com penetração intermediária, enquanto o Co-60, embora menos convencional na braquiterapia veterinária, evidenciou potencial para uso em animais de grande porte, devido à sua ampla penetração e dispersão da dose.

Além disso, os resultados mostraram que o aumento do diâmetro da fonte contribui significativamente para a homogeneização da distribuição de dose nas camadas iniciais, o que pode ser benéfico em determinadas aplicações clínicas.

Do ponto de vista da aplicabilidade clínica, as fontes planares mostraram-se viáveis para situações em que é necessário o tratamento de áreas superficiais ou de contorno regular, como lesões cutâneas, mucosas ou tumores acessíveis em superfícies corporais. A geometria plana favorece uma distribuição de dose mais uniforme nas regiões adjacentes à superfície da fonte, especialmente quando associada a tamanhos maiores (como os discos de 4 cm), o que pode ser vantajoso na cobertura de margens cirúrgicas ou tratamentos paliativos localizados. No entanto, seu uso deve ser criteriosamente avaliado conforme a profundidade da lesão e a anatomia do paciente, considerando também limitações práticas de fixação e conformação em regiões curvas ou irregulares.

Os experimentos conduzidos com uma fonte real de Sr-90 forneceram evidências práticas da sua aplicação. A análise por meio de filmes radiológicos demonstrou o aumento da densidade óptica e da área afetada conforme o tempo de exposição, reforçando a natureza superficial da radiação beta. Já as medições com o detector Piranha, realizadas com e sem atenuadores, evidenciaram a redução da taxa de dose em função do tipo e da espessura do material interposto. O alumínio se destacou por sua alta eficiência de blindagem mesmo em pequenas espessuras, enquanto o poliestireno apresentou desempenho mais modesto.

Essas abordagens experimentais auxiliaram na validação prática das características esperadas da fonte de Sr-90 e reforçaram a importância de se considerar aspectos como o tempo de exposição e o uso de atenuadores no

planejamento terapêutico e na proteção radiológica. Assim, este estudo contribui para a ampliação do conhecimento técnico-científico sobre o uso de fontes beta em contextos veterinários e destaca o potencial de integração entre simulações e práticas experimentais na otimização da braquiterapia animal.

6. BIBLIOGRAFIA

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *AAPM Task Group 56: Code of practice for brachytherapy physics*. *Medical Physics*, v. 24, n. 10, p. 1557–1598, 1997.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *AAPM Task Group 43: Updated protocol for brachytherapy dose calculations (TG-43U1)*. *Medical Physics*, v. 29, n. 11, p. 2090–2112, 2002.

ATTIX, F. H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. John Wiley Professional, 1987.

BLEICHER, Lucas; SASAKI, José Marcos. *Introdução à difração de raios-X em cristais*. Fortaleza: Universidade Federal do Ceará, Departamento de Física, set. 2000. Disponível em: <http://www.raiosx.ufc.br/site/wp-content/uploads/downloads/2013/01/apostila.pdf>. Acesso em: 18 maio 2025.

BUONOCORE, Tathianna Cristina Cavalheiro et al. Energia das radiações: radioatividade natural e artificial, radiações ionizantes e excitantes. *UNISANTA Bioscience*, v. 8, n. 4, p. 447–457, 2019. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/336745034>. Acesso em: 18 maio 2025.

CABRAL, Larissa; LIMA, Bruno; MASSI, Luciana. História da radioatividade em livros didáticos com complementações de aspectos sociais, políticos e de gênero da vida de Irène Joliot-Curie. *Amazônia: Revista de Educação em Ciências e Matemática*, v. 19, n. 42, p. 255–269, 2023. Disponível em: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/9078073.pdf>. Acesso em: 18 maio 2025.

CARDOSO, Eliezer de Moura et al. *Apostila educativa: radioatividade*. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, [s.d.]. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br>.

CHOJNIAK, Martha Motono; ERWENNE, Clelia Maria. Braquiterapia com Cobalto 60 para o tratamento do melanoma da úvea: análise dos fatores

prognósticos para melhor resposta local. *Arquivos Brasileiros de Oftalmologia*, São Paulo, v. 65, n. 4, p. 411–418, 2002. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/abo/a/vRrmcSP97kFXmk7vQ4jdcRb/>. Acesso em: 18 maio 2025.

DE NARDI, A. et al. Prevalência de neoplasias e modalidades de tratamentos em cães, atendidos no hospital veterinário da Universidade Federal do Paraná. *Archives of Veterinary Science*, Curitiba, v. 7, n. 1, p. 13–21, 2002.

ESTEVES, S. C. B.; PAVAN, H. T.; LIMA, F. D. R. A.; SANTOS, J. E. dos. Braquiterapia de alta taxa de dose no Brasil. *Radiologia Brasileira*, São Paulo, v. 37, n. 1, p. 45–51, jan./fev. 2004. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rb/a/pjrCq7HDn6TmZspJd75Cpyn/?lang=pt>. Acesso em: 18 maio 2025.

FERNANDES, Marco Antônio Rodrigues et al. Utilização da braquiterapia com folhas de ouro (Au-198) em tumor de pele de cão. *Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science*, São Paulo, v. 40, n. 2, p. 92–97, 2003. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bjvras/a/dLBYn9rJsqqYDcGbY3rWXzd/?lang=pt>. Acesso em: 18 maio 2025.

FRISTACHI, C. E.; LOPES, L. F.; CAMPOS, F. P.; MAGALHÃES, A. V.; FERNANDES, A. T. Reforço de dose com braquiterapia em tumores de mama. *Revista Brasileira de Cancerologia*, Rio de Janeiro, v. 51, n. 3, p. 219–226, 2005. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/1971>. Acesso em: 18 maio 2025.

GROPPO, Daniela Piai. Caracterização dosimétrica de amostras de BeO em feixes de radiação alfa, beta e X por técnicas luminescentes. 2013. Dissertação (Mestrado em Ciências – Tecnologia Nuclear: Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/46/087/46087873.pdf. Acesso em: 18 maio 2025.

IMPLANT SCIENCES CORPORATION. I-Plant seeds comparisons. Disponível em: <http://www.brachyseeds.com/products/implantseeds/iplant/comparisons/3500-6711.html>. Acesso em: 14 set. 2006.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES (IPEN). *Documentos institucionais e materiais técnicos internos sobre produção de radioisótopos*. São Paulo: IPEN/CNEN-SP, 2023. (Acesso mediante visita técnica em campo).

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA). Radioterapia. Rio de Janeiro: INCA, 2020. Disponível em: <https://www.inca.gov.br/tipos-de-tratamento/radioterapia>.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. Braquiterapia de alta taxa de dose para físicos: fundamentos, calibração e controle de qualidade. Rio de Janeiro: INCA, 2019. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/braquiterapia_alta_taxa_dose_fisicos_fundamentos_calibracao_controle_qualidade.pdf. Acesso em: 13 maio 2025.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Edited by Ervin B. Podgorsak. Vienna: IAEA, 2005. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/7086>. Acesso em: 12 jun. 2025.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Radiation Safety of Beta Radiation Sources. Safety Reports Series No. 16. Vienna: IAEA, 2000. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/6105>. Acesso em: 6 jul. 2025.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Production and supply of radioisotopes for medical use*. Vienna: IAEA, 2009. (IAEA Policy Paper Series). Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/8163>. Acesso em: 12 jun. 2025.

KEVLES, B. H. The physicists: the history of a scientific community in modern America. Cambridge: Harvard University Press, 1995.

KHAN, Faiz M. *The physics of radiation therapy*. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2014.

KNOLL, Glenn F. Radiation Detection and Measurement. 4th ed. Hoboken: Wiley, 2010.

KNOTTENBELT, D. C.; KANE, J. C. P.; SNALUNE, K. L. Clinical Equine Oncology. Elsevier, 2015. 715p.

L'ANNUNZIATA, Michael F. Handbook of Radioactivity Analysis. 3rd ed. Amsterdam: Academic Press, 2012.

LARUE, S. M. Advances in veterinary radiation therapy: targeting tumors and improving patient comfort. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice, v. 44, n. 5, p. 909-923, 2014. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2014.05.010>.

LIMA, Carla Flávia de. Modelo de Braquiterapia com balão de pertecnetato de sódio-99mTc ($\text{Na}^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$) para câncer de mama: avaliação da dosimetria e resposta celular. 2016. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares) –

Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2016.

MARTINS, L. B.; SILVA, R. F.; COSTA, M. M. *Radioisótopos e suas aplicações na medicina nuclear e radioterapia*. *Revista Brasileira de Física Médica*, v. 14, n. 2, p. 142–156, 2020.

MARTINS, Roberto de Andrade. *Becquerel e a descoberta da radioatividade: uma análise crítica*. Campinas: CLE/UNICAMP, 2012. Disponível em: <https://www.academia.edu/download/31460015/Roberto-Martins-Becquerel-livro-2012.pdf>. Acesso em: 18 maio 2025.

MARTINS, Roberto de Andrade. Como Becquerel não descobriu a radioatividade. *Caderno Catarinense de Ensino de Física*, Florianópolis, v. 7, n. esp., p. 27–45, jun. 1990. Disponível em: <https://www.periodicos.ufsc.br/index.php/fisica/article/view/10061>. Acesso em: 18 maio 2025.

MARTINS, Wilson Denis. Wilhelm Conrad Roentgen e a descoberta dos raios-X. *Revista de Clínica e Pesquisa Odontológica*, Curitiba, v. 1, n. 3, p. 59–63, jan./mar. 2005. Disponível em: <https://revistas.pucpr.br/index.php/oralresearch/article/view/22893>. Acesso em: 18 maio 2025.

MENDES, W. S. Noções e rotina de braquiterapia intracavitária no tratamento do câncer de colo uterino. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização) – Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro, 2017. Disponível em: <https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/10291/1/tcc.pdf>. Acesso em: 13 maio 2025.

MILHOLLI, L. A. et al. Modalidades terapêuticas em oncologia de pequenos animais: aspectos gerais. In: *Tópicos Especiais em Ciência Animal VII*. UFES, 2018. p. 220–229.

MOURÃO, Arnaldo Prata; CAMPOS, Tarcísio Passos Ribeiro de. Considerações radiodosimétricas da braquiterapia ocular com iodo-125 e rutênio/ródio-106. *Radiologia Brasileira*, São Paulo, v. 42, n. 1, p. 9–14, jan./fev. 2009. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rb/a/WB4PqLNt7P8sx7sKdSJm8kK/>. Acesso em: 18 maio 2025.

NATH, R. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Med. Phys.*, v. 22, n. 1, p. 209–234, mar. 1995.

OLIVEIRA, Adriana Santos Vieira de; SILVA, Anderson Carlos da; LIMA, Emerson Cleyton Gonçalves Coutinho de; FRANÇA, Mykaelly Kalinne Bezerra

de. Braquiterapia no tratamento de câncer de mama. Recife: Centro Universitário Brasileiro – UNIBRA, 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Tecnólogo em Radiologia).

OKUNO, Emico. Radiação: efeitos, riscos e benefícios. São Paulo: Oficina de Textos, 2018.

ONCOGUIA. Radioterapia interna (braquiterapia). 2024. Disponível em: <https://www.oncoguia.org.br/conteudo/radioterapia-interna/4627/698/>. Acesso em: 13 maio 2025.

PEREIRA, Manoel A. *Física das radiações: aplicações na medicina e proteção radiológica*. São Paulo: Livraria da Física, 2016.

POULIOT, Jean; BEAULIEU, Luc. Modern Principles of Brachytherapy Physics: From 2-D to 3-D to Dynamic Planning and Delivery. In: ScienceDirect Topics – Medicine and Dentistry. Elsevier. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/palladium-103>. Acesso em: 18 maio 2025.

RAMOS, B. F. P. F. ESTUDO DA VIABILIDADE OPERACIONAL E ECONÔMICA DA IMPLANTAÇÃO DE TÉCNICAS AVANÇADAS DE RADIOTERAPIA EM MEDICINA VETERINÁRIA. Botucatu, 2022. 103p. Tese (Doutorado) Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

REZENDE, Gabriel Alves. Câncer e radiação eletromagnética. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura Plena em Física) – Escola de Formação de Professores e Humanidades, Pontifícia Universidade Católica de Goiás, Goiânia, 2022. Disponível em: [arquivo pessoal]. Acesso em: 18 maio 2025.

RIVARD, M. J. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med. Phys., v. 31, n. 3, p. 633–674, mar. 2004.

SALGADO, Nuno. A utilização da braquiterapia no tratamento do cancro. Interações, [S. l.], v. 8, n. 14, p. 193–205, 2012. Disponível em: <https://interacoes-ismt.com/index.php/revista/article/view/334/346>. Acesso em: 13 maio 2025.

SANTIN FILHO, Ourides. Breve histórico dos cem anos da descoberta dos raios X: 1895–1995. Química Nova, São Paulo, v. 18, n. 6, p. 574–578, 1995. Disponível em: http://static.sites.sbq.org.br/quimicanova.sbq.org.br/pdf/Vol18No6_574_v18_n6_11.pdf. Acesso em: 18 maio 2025.

SANTOS, Victor. Radioatividade – 1ª parte. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Colégio de Aplicação, Departamento de Ciências Exatas e da Natureza – Química, 2019. Apostila didática. Disponível em: [arquivo pessoal]. Acesso em: 18 maio 2025.

SANTOS, Victor. Radioatividade. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Departamento de Ciências Exatas e da Natureza Química, 2020. Disponível em: https://www.ufrgs.br/colégiodeaplicacao/wp-content/uploads/2020/06/RADIOATIVIDADE-%E2%80%93-2%C2%AA-PARTE1_removed.pdf.

SILVA, Éric Novais; PADILHA, Eliandro José (orientador). Física moderna: o caso da radiação. Curitiba: Centro Universitário Internacional UNINTER, 2019. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Física) – UNINTER. Disponível em: https://repositorio.uninter.com/bitstream/handle/1/1125/%c3%89RIC%20NOVAIS%20SILVA_2178517.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Acesso em: 27 abr. 2025.

TURREL, J. M.; POWERS, B. E.; WITHROW, S. J. Strontium-90 beta radiation therapy for treatment of feline squamous cell carcinoma. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, v. 209, n. 10, p. 1771-1774, 2006.

VARREGOSO, J. M. A. Braquiterapia no cancro da próstata. *Acta Urológica*, v. 23, n. 3, p. 21–30, 2006. Disponível em: <https://apurologia.pt/wp-content/uploads/2018/11/braquit-prost.pdf>. Acesso em: 13 maio 2025.

VETTORATO, M. P.; FERREIRA, F. P.; ROCHA, N. S. Braquiterapia: princípios e aplicações em medicina veterinária. In: DALECK, C. R.; DE NARDI, A. B. (org.). *Oncologia em cães e gatos*. 2. ed. Rio de Janeiro: Roca, 2017.

VETTORATO, Michel de Campos. Desenvolvimento de metodologia para uso de betaterapia intraoperatória em medicina veterinária. 2020. 182 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Botucatu, SP. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/200324>. Acesso em: 18 maio 2025.

XAVIER, M.; CHAGAS, A.; PEREIRA, O. Radioatividade e suas aplicações. São Paulo: Moderna, 2007.

XAVIER, M.; FERREIRA, N.; CHAGAS, A.; SIQUEIRA, M. Radioatividade: aplicações e impactos. São Paulo: Ciência Moderna, 2012.

ANEXO I

Atestado da CEUA



ATESTADO

Atesto que o Projeto "ESTUDO DA VIABILIDADE DA BRAQUITERAPIA COM APLICADORES RADIOATIVOS PLANARES NA MEDICINA VETERINÁRIA" **Protocolo CEUA 0383/2023**, a ser conduzido por Alline Regonatti Araujo, responsável/orientador Marco Antonio Rodrigues Fernandes, para fins de pesquisa científica/ensino - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal - CONCEA.

Finalidade	PESQUISA CIENTÍFICA
Vigência do projeto	10/06/2023 a 10/12/2024

Projeto de Pesquisa aprovado em reunião da CEUA em 05/06/2023

JULIANY GOMES QUITZAN
Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Seção Técnica Acadêmica
Rua Prof. Dr. Walter Maurício Corrêa, s/n
UNESP - Campus de Botucatu/SP - Cep 18618-681
(14) 3880-2176 - patrizia@fmvz.unesp.br - www.fmvz.unesp.br

APÊNDICE I

TRABALHO DE PESQUISA CIENTÍFICA

O trabalho científico foi submetido na Revista Científica Eletrônica **Tekhne e Logos**, editada pela Faculdade de Tecnologia de Botucatu. ISSN: 2176-4808.
Link: <https://www.fatecbt.edu.br/fatec/index.php/revista-tekhne-e-logos/>

ISSN 2176-4808

REVISTA



Tekhne e Logos

TAMANHO DE FONTE

NOTIFICAÇÕES

- [Visualizar](#)
- [Gerenciar](#)

INFORMAÇÕES

- [Para leitores](#)
- [Para Autores](#)
- [Para Bibliotecários](#)

[CAPA](#)
[SOBRE](#)
[PÁGINA DO USUÁRIO](#)
[PESQUISA](#)
[ATUAL](#)
[ANTERIORES](#)

Capa > Usuário > Autor > Submissões > #1003 > **Resumo**

#1003 Sinopse

RESUMO AVALIAÇÃO EDIÇÃO

Submissão

Autores	Alline Regonatti Araujo, Marco Antônio Rodrigues Fernandes		
Título	AVALIAÇÃO RADIOMÉTRICA DE FONTE RADIOATIVA DE ESTRÔNCIO-90 (Sr-90) – APLICAÇÃO EM BRAQUITERAPIA VETERINÁRIA		
Documento original	1003-5514-1-SM.DOCX	2025-08-29	
Docs. sup.	Nenhum(a) INCLUIR DOCUMENTO SUPLEMENTAR		
Submetido por	Ela Alline Regonatti Araujo		
Data de submissão	agosto 29, 2025 - 01:31		
Seção	CIÊNCIAS AGRÁRIAS		
Editor	Editor Agrárias (Avaliação)		
	Editor Gerente		

Situação

Situação	Em avaliação		
Iniciado	2025-08-29		
Última alteração	2025-08-29		

**AVALIAÇÃO RADIOMÉTRICA DE FONTE RADIOATIVA DE ESTRÔNCIO-90
(Sr-90) – APLICAÇÃO EM BRAQUITERAPIA VETERINÁRIA**

**RADIOMETRIC EVALUATION OF RADIOACTIVE SOURCE OF STRONTIUM-90
(Sr-90) – APPLICATION IN VETERINARY BRACHYTHERAPY.**

Alline Regonatti Araújo – Física Médica - Pós-Graduanda em Animais Selvagens –
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia – FMVZ – UNESP - Botucatu – SP.
allineregonatti@gmail.com

Marco Antônio Rodrigues Fernandes – Bacharel em Física – Livre Docente em Física Médica
– Faculdade de Medicina de Botucatu – UNESP – CEP: 18.618-687 - Botucatu – SP.

Palavras chaves: braquiterapia; física médica, radioterapia, tumores superficiais; veterinária,
Keywords: brachytherapy; medical physics, radiotherapy, superficial tumors; veterinary,

RESUMO

As fontes radioativas de Estrôncio-90 (Sr-90) são emissores de raios betas, que são radiações ionizantes do tipo corpuscular, e, portanto, possuem baixo poder de penetração, sendo então, indicadas para radioterapia em lesões superficiais. Os aplicadores planares de fontes de betaterapia são comumente usados para a irradiação de cicatrizes queloidianas, com a finalidade profilática de prevenir a recorrência de queloides. Este trabalho tem como objetivo analisar a viabilidade do uso de fontes de Sr-90 para braquiterapia em lesões cutâneas. Foram realizadas medidas da distribuição de dose de radiação proveniente de um aplicador de betaterapia da marca Amersham International, modelo SIA 20 (Atividade radioativa inicial = 55,0 mCi = 43,80 cGy/s - em 31/07/1996), taxa de dose de radiação calculada em 17/06/2025 = 22,05 cGy/s. As medidas foram realizadas com um detector de radiação ionizante multifuncional da marca RTI Group, modelo Piranha, serie: CB2-24010367, certificado de calibração N°: 249A90882 (03/09/2024). Foram analisados dois diferentes materiais atenuadores: acrílico e alumínio, as leituras da taxa de dose de radiações foram obtidas para diferentes espessuras do material absorvedor. Os resultados evidenciam o comportamento típico da radiação beta emitida pela fonte de Sr-90,

caracterizado por sua natureza corpuscular e baixo poder de penetração, o que justifica sua aplicação em procedimentos de braquiterapia superficial.

ABSTRACT

The radioactive sources of Strontium-90 (Sr-90) are beta-ray emitters, which are ionizing radiations of the corpuscular type, and therefore have low penetration power, making them suitable for radiotherapy in superficial lesions. Planar applicators of beta therapy sources are commonly used for the irradiation of keloid scars, with the prophylactic purpose of preventing the recurrence of keloids. This work aims to analyze the feasibility of using Sr-90 sources for brachytherapy in skin lesions. Measurements of the dose of radiation distribution from a beta therapy applicator Amersham International, model SIA 20 (Initial radioactivity = 55.0 mCi = 43.80 cGy/s - on 07/31/1996) - radiation dose rate calculated on 06/17/2025 = 22.05 cGy/s). The measurements were taken with a multifunctional ionizing radiation detector RTI Group, model Piranha, series: CB2-24010367, calibration certificate n°: 249A90882 (03/09/2024). Two different attenuating materials were analyzed: acrylic and aluminum, and the readings of the radiation dose rate were obtained for different thicknesses of the absorbing material. The results demonstrate the typical behavior of beta radiation emitted by the Sr-90 source, characterized by its corpuscular nature and low penetration power, which justifies its application in superficial brachytherapy procedures.

Introdução:

A radioterapia é uma modalidade médica que utiliza fontes de radiações ionizantes para o tratamento de doenças, tais como o câncer e outras não malignas, tais como cicatrizes queloidianas, visando a cura ou o controle da lesão.

As radiações ionizantes são radiações que possuem energia suficiente para desestabilizar energeticamente os átomos, tal como, extraíndo elétrons das camadas eletrônicas dos diferentes átomos, quando da sua interação com a matéria. Essa interação com a matéria resulta na transferência de energia, causando excitação e ionização dos átomos que compõem as células, o que pode levar à destruição ou à inibição das suas funções, ou mesmo da sua multiplicação.

A radioterapia pode ser realizada através da teleterapia ou da braquiterapia.

Na teleterapia, a fonte de radiação está localizada a uma certa distância da lesão a ser tratada, tal como: 100,0 cm nos equipamentos irradiadores do tipo aceleradores lineares clínicos (CLINAC's), ou a 80,0 cm nas Unidades de Telecobaltoterapia. Pelo fato da fonte de radiação estar a uma certa distância da área a ser tratada, pode-se irradiar uma área maior e, devido às altas energias das fontes (faixa de megavoltagem – MV), pode-se atingir lesões mais profundas no tecido irradiado, indicando seu uso para as terapias de tumores em regiões anatómicas mais internas e tumores de maiores dimensões. Todavia, para que as células tumorais internas sejam efetivamente atingidas, os órgãos sadios, sobrepostos ao feixe de radiação, também podem sofrer os efeitos radiobiológicos deletérios.

Na braquiterapia, a fonte de radiação está localizada próxima ou mesmo dentro da área a ser tratada. Normalmente as fontes radioativas usadas em braquiterapia possuem baixas energias (na faixa de kilovoltagem – kV), e são de dimensões pequenas: sementes ou micro fontes radioativas com cerca de 5,0mm de comprimento (fontes de Iridio-192 ou Iodo-125). Com estas características, estas fontes radioativas atingem uma pequena distância do tecido irradiado, o que pode preservar os tecidos sadios circunvizinhos à lesão, minimizando os contra efeitos do tratamento.

As fontes radiativas indicadas para a radioterapia podem, ainda, ser do tipo eletromagnética ou corpuscular.

As radiações eletromagnéticas são compostas por campos elétricos e magnéticos, energia radiante, portanto, não possuem massa e nem carga elétrica, o que proporciona a elas maior poder de penetração na matéria atingida, sendo, portanto, indicadas para o tratamento de lesões mais profundas. Exemplos de radiações eletromagnéticas usadas em radioterapia são os raios-X e os raios gama (γ).

As radiações corpusculares não possuem massa e nem carga elétrica, portanto, não conseguem penetrar a grandes profundidades no tecido, sendo mais indicadas para o tratamento de lesões superficiais, como tumores de pele ou cicatrizes queloidianas. Exemplos de radiações corpusculares são os feixes de elétrons produzidos em CLINAC's e os feixes de raios beta (β).

A betaterapia é um tipo de braquiterapia, consiste em um procedimento no qual uma fonte emissora de raios betas é colocada em contato direto com a lesão a ser tratada.

Os aplicadores de betaterapia normalmente usam fontes radioativas de Estrôncio-90 (^{90}Sr), a qual emite feixes de raios beta (β^-) de energia média de 0,546 Mev (100% de

decaimento beta), com meia-vida de 28,91 anos, transformando em Itrio-90 ($_{39}\text{Y}^{90}$), o qual decai, com energia β^- de 2,27 MeV e meia vida de 64,05 horas em Zircônio-90 ($_{40}\text{Zr}^{90}$) estável.

A área da medicina veterinária tem se desenvolvido significativamente no campo das terapêuticas oncológica, em parte devido à busca cada vez maior dos proprietários das espécies por melhor qualidade de vida dos seus animais, qualificando-os como membros familiares. E, em parte, face à oferta de novos medicamentos e dispositivos terapêuticos, tecnologicamente modernos.

A braquiterapia, por ser um procedimento no qual se exige um único procedimento anestésico do animal, diferente da técnica de teleterapia que requer imobilização total do animal durante todas as sessões preconizadas, e minimiza o acometimento dos órgãos sadios circunvizinhos ao volume alvo de tratamento, desponta como uma importante modalidade terapêutica para a clínica veterinária oncológica.

A betaterapia como modalidade de braquiterapia com fonte de radiação corpuscular, e portanto, de baixo alcance e facilidade de manuseio, mas de efetividade radiobiológica significativa, pode representar uma opção terapêutica razoável para radioterapia veterinária.

Este trabalho apresenta o estudo da variação da distribuição de dose radiação proveniente de um aplicador de betaterapia com fonte de Sr-90 para diferentes tipos e espessuras de material absorvedor, visando a análise da viabilidade do seu uso em tratamento de tumores superficiais diagnosticados na medicina veterinária.

Material e Métodos:

A pesquisa envolveu o uso de uma fonte planar de betaterapia, com material radioativo isótopo Estrôncio-90 ($_{38}\text{Sr}^{90}$), da marca Amersham International, modelo SIA 20, com diâmetro ativo de 9,0mm e taxa de dose de radiação na data do experimento de 22,05 cGy/s, atividade radioativa de 27,24 mCi (1.007,83 Gb), valores correspondentes à superfície do aplicador.

As leituras das taxas de dose de radiação foram realizadas com um detector de radiação ionizante multifuncional da marca RTI Group, modelo Piranha, serie: CB2-24010367, certificado de calibração N°: 249A90882 (03/09/2024).

Foram analisados dois diferentes materiais atenuadores: acrílico e alumínio, as leituras da taxa de dose de radiações foram obtidas para diferentes espessuras do material absorvedor.

O aplicador de Sr-90 foi posicionado sobre o centro do volume sensível do detector, primeiramente sem nenhum material atenuador, e em seguida, e sucessivamente, para diferentes espessuras dos dois diferentes absorvedores, sempre em contato direto sobre o detector ou sobre o material atenuador.

O tempo de exposição nominal foi estabelecido em 10,0 segundos, os valores dos tempos medidos diferem do nominal devido a incertezas no movimento e posicionamento da fonte radioativa.

Resultados e Discussão:

As Tabelas 1 e 2 apresentam os resultados das medições experimentais da dose (mGy) e taxas de dose (mGy/s) de radiação realizadas com o detector multifuncional RTI, modelo Piranha submetido ao feixe do aplicador de Sr-90. Os valores de dose (mGy) correspondem à média de quatro leituras consecutivas realizadas sob as mesmas condições experimentais.

TABELA 1 – Dose e Taxa de dose registradas pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90 – Atenuador de acrílico. Tempo nominal de exposição: 10 segundos.

Atenuador (cm)	Tempo (s)	Dose (mGy)	Taxa de dose (mGy/s)
0	11,240	40,130	3,330
1 placa	10,310	23,540	2,278
2 placas	10,480	15,400	1,883
3 placas	10,520	11,150	0,984
4 placas	10,180	7,433	0,737
5 placas	10,900	4,861	0,455

TABELA 2 - Dose e Taxa de dose registradas pelo detector Piranha com a fonte de Sr-90, utilizando diferentes espessuras de alumínio (mm) como atenuadores. Tempo de exposição: 10 segundos.

Atenuador (mmAl)	Tempo (s)	Dose (mGy)	Taxa de dose (mGy/s)
0,000	11,280	34,230	3,029
0,105	10,510	22,090	2,077
0,210	9,845	28,100	2,707
0,315	10,600	28,150	2,684
0,505	10,760	22,730	2,075
1,000	10,600	7,210	0,833
2,000	11,050	0,807	0,076

A Figura 1 ilustra o comportamento da dose de radiação absorvida em função da profundidade no tecido biológico, para diferentes tipos de fontes radioativas com potencial uso em braquiterapia. As curvas foram obtidas mediante simulações computacionais com o Método de Monte Carlo (MCNP – Monte Carlo N-Particle) versão 6, amplamente empregado na modelagem estocástica do transporte de partículas e em pesquisas aplicadas à área da física médica e radioterapia.

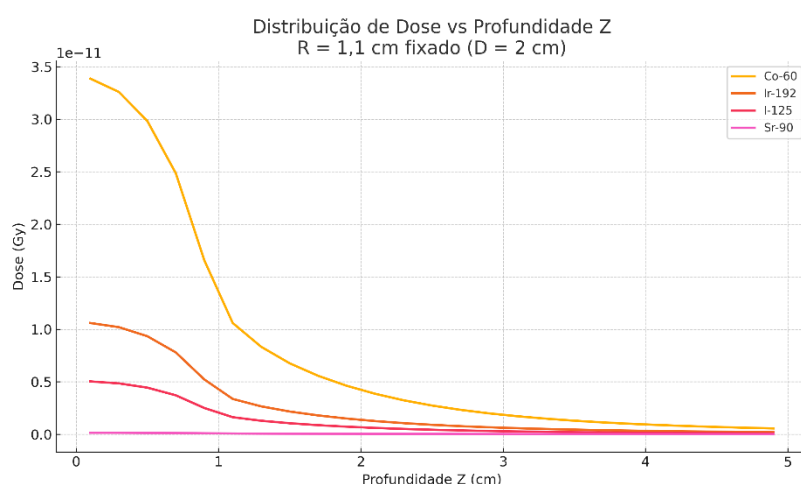


Figura 1 – Comportamento da atenuação da dose de radiação em profundidade no tecido biológico para diferentes tipos de fontes radioativas de uso em braquiterapia – Simulações com MCNP.

Os valores da atenuação da dose de radiação em profundidade, ilustrados na Tabelas 1 e 2, para o acrílico e o alumínio, concordam com o comportamento mostrado na Figura 1, atenuação no tecido biológico, com a simulação produzida com o MCNP. O elemento Sr-90 apresenta uma maior atenuação, mesmo em pequenas profundidades, quando comparado com as demais fontes radiativas usadas em braquiterapia.

Os resultados evidenciam o comportamento típico da radiação beta emitida pela fonte de Sr-90, caracterizado por sua natureza corpuscular e baixo poder de penetração, o que justifica sua aplicação em procedimentos de braquiterapia superficial. Todavia, para lesões de maior profundidade, torna-se mais efetiva a indicação de fontes radioativas emissoras de radiação gama, com maior poder de penetração tecidual.

Conclusões:

A braquiterapia é uma técnica terapêutica que se demonstra eficiente e exequível para o tratamento de lesões veterinárias oncológicas, uma vez que os procedimentos, geralmente são únicos e minimizam os efeitos colaterais do uso de drogas anestésicas em sucessivas sessões preconizadas na teleterapia.

As fontes radioativas comumente usadas em braquiterapia humana, tais como o Iodo-125 e Irídio-192, como emissores de radiação gama, possuem maior penetração no tecido irradiado, quando comparadas com as fontes de radiação corpuscular, podendo ser indicadas para o tratamento de lesões de maior dimensão.

As fontes radioativas de Sr-90, como um emissor de raios beta (radiação corpuscular), possuem menor poder de penetração e maior transferência linear de energia (LET – keV/μm), o que favorece seu uso em lesões mais superficiais.

A fonte de braquiterapia de Sr-90 utilizada neste trabalho demonstrou um comportamento experimental de atenuação concordante com as curvas obtidas em simulações computacionais pelo MCNP, validando seu uso em procedimentos braquiterápicos em lesões superficiais de pequenas dimensões.

Referências:

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *AAPM Task Group 56: Code of practice for brachytherapy physics. Medical Physics*, v. 24, n. 10, p. 1557–1598, 1997.

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *AAPM Task Group 43: Updated protocol for brachytherapy dose calculations (TG-43U1). Medical Physics*, v. 29, n. 11, p. 2090–2112, 2002.

COELHO, T. S. ; FERNANDES, M. A. R. ; Helio Yoriyaz ; ANTONIO, P. L. . A completedosimetric characterization of two 90Sr-90Y dermatologic applicators. *Nuclear Instruments& Methods in Physics Research. Section A, Accelerators, Spectrometers, Detectors andAssociated Equipment (Print)*, v. 632, p. 147-151, 2011.

COELHO, T. S. ; Giglioli M. ; Helio Yoriyaz ; **FERNANDES, M. A. R.** . Cálculo de NãoUniformidade de Aplicador de Betaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ por NCS Report 14 e ICRU Report72. Revista Brasileira de Cancerologia, v. 57, p. 60-60, 2011.

COELHO, T. S. ; **FERNANDES, M. A. R.** ; Helio Yoriyaz ; LOUZADA, M. J. Q. . Análisedosimétrica de perfis de distribuições radias de doses relativas de um aplicador debetaterapia de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ utilizando o código MCNP-4C e filmes radiocrômicos. RevistaBrasileira de Física Médica (Online), v. 4, p. 7-10, 2011.

ERWENNE, Clélia Maria. Placas radioativas – Braquiterapia. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia, São Paulo, v. 59, n. 4, p. 411–413, ago. 1996. Disponível em: <https://doi.org/10.5935/0004-2749.19960029>. Acesso em: 18 maio 2025

FERNANDES, Marco Antônio Rodrigues et al. Utilização da braquiterapia com folhas de ouro (Au-198) em tumor de pele de cão. Brazilian Journal of Veterinary Research and Animal Science, São Paulo, v. 40, n. 2, p. 92–97, 2003. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/bjvras/a/dLBYN9rJsQkYDcGbY3rWXzd/?lang=pt>. Acesso em: 18 maio 2025.

MILHOLLI, L. A. et al. Modalidades terapêuticas em oncologia de pequenos animais: aspectos gerais. In: Tópicos Especiais em Ciência Animal VII. UFES, 2018. p. 220–229.

POULIOT, Jean; BEAULIEU, Luc. Modern Principles of Brachytherapy Physics: From 2-D to 3-D to Dynamic Planning and Delivery. In: ScienceDirect Topics – Medicine and Dentistry. Elsevier. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/palladium-103>. Acesso em: 18 maio 2025.

RAMOS, B. F. P. F. ESTUDO DA VIABILIDADE OPERACIONAL E ECONÔMICA DA IMPLANTAÇÃO DE TÉCNICAS AVANÇADAS DE RADIOTERAPIA EM MEDICINA VETERINÁRIA. Botucatu, 2022. 103p. Tese (Doutorado) Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RIVARD, M. J. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.*, v. 31, n. 3, p. 633–674, mar. 2004.

SAKELLIIOU et al. Dose rate distribution around ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{198}Au , ^{192}Ir , ^{241}Am , ^{125}I (models 6702 and 6711) brachytherapy sources and the nuclide $^{99\text{Tc}}$ m. *Phys. Med. Biol.*, v. 37, p. 1859–1872, 1992.

VETTORATO, Michel de Campos. Desenvolvimento de metodologia para uso de betaterapia intraoperatória em medicina veterinária. 2020. 182 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Botucatu, SP. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/200324>. Acesso em: 18 maio 2025.

WILLIAMS, J. R.; THWAITES, D. I. *Radiotherapy Physics in Practice*. Oxford University Press, 2000.