

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA - UFU
INSTITUTO DE FÍSICA - INFIS

Giovanna Salustiano Barros da Silveira

**Avaliação do equivalente de dose ambiental em uma sala de radiologia
veterinária**

Uberlândia
2023

Giovanna Salustiano Barros da Silveira

**Avaliação do equivalente de dose ambiental em uma sala de radiologia
veterinária**

Monografia apresentada ao Curso de Física Médica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito para a obtenção do título de bacharel em Física Médica.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini

Uberlândia
2023

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, que até aqui me sustentou.

Aos meus pais, Alexandre da Silveira e Olinerva Salustiano Barros da Silveira, por todo o suporte, dedicação e amor que me deram durante esta trajetória. Essa vitória é nossa.

Às minhas irmãs, Camilla, Renata e Shayra, por sempre acreditarem em mim e apoiarem minhas escolhas.

À minha família, pelo incentivo e carinho.

Às minhas colegas de apartamento, Ariadny, Beatriz e Gabriela, e à minha amiga Thamy, por estarem comigo por altos e baixos da vida. Aprendo muito com vocês.

Aos meus amigos, por serem minha família em Uberlândia.

À minha orientadora, Profa. Dra. Ana Paula Perini, por todos os conselhos, cuidado e direcionamento durante a graduação.

À Me. Monique França e Silva, pelo auxílio durante as medições.

À Profa. Dra. Vanessa Martins Fayad Milken, pela colaboração com o projeto no Hospital Veterinário da Universidade Federal de Uberlândia.

Aos meus professores e colaboradores do Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia, que contribuíram para a minha formação acadêmica.

Ao PET Física Médica, pela bolsa e pelas oportunidades de pesquisa, ensino e extensão.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelas bolsas de Produtividade em Pesquisa 312124/2021-0, concedida à orientadora deste trabalho Profa. Dra. Ana Paula Perini, e 314520/2020-1, concedida ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, que auxiliou a realização desta pesquisa, pelo Programa MAI DAI 403556/2020-1, pelo Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2 e Projeto INCT 406303/2022-3; e à FAPEMIG, pelo apoio através dos projetos APQ-02934-15, APQ-03049-15 e APQ-04215-22.

“Não importa o que aconteça na vida,
seja bom para as pessoas. Ser bom para
as pessoas é um maravilhoso legado a
se deixar.”

(Taylor Swift)

RESUMO

Desde a descoberta dos raios-X, a radiação ionizante tem sido amplamente utilizada na medicina para fins diagnósticos e de tratamento. Atualmente, a radiologia desempenha um papel fundamental na rotina da medicina veterinária, em que muitas vezes é necessária a contenção dos animais. Dessa forma, os Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOEs), bem como outros indivíduos envolvidos, podem receber doses de radiação provenientes dos feixes espalhados na sala de radiologia, o que pode se tornar problemático com a exposição frequente. O risco à exposição é intensificado em órgãos mais radiosensíveis, como a tireoide e as gônadas. Nesse contexto, este estudo foi realizado visando avaliar o equivalente de dose ambiental ($H^*(10)$) na sala de radiologia do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Uberlândia (HV-UFU). Foi utilizada uma câmara de ionização para medir as doses em posições onde os profissionais veterinários geralmente se encontram, durante os procedimentos com animais de pequeno porte, representados por um objeto simulador, a fim de identificar as posições com valores de doses de radiação espalhada otimizadas. Foi observado que, entre as posições de contenção do animal, o $H^*(10)$ variou de 0,40 a 1,01 μSv para uma tensão do tubo de 55 kV, e de 0,57 a 1,39 μSv para 60 kV, para a câmara de ionização posicionada na região da tireoide. Nas mesmas posições na sala de radiologia, as doses variaram de 0,49 a 1,28 μSv para 55 kV e de 0,62 a 1,79 μSv para 60 kV, para a câmara de ionização posicionada na região das gônadas. A posição próxima à região das patas do animal apresentou os maiores valores de $H^*(10)$. Portanto, é importante ressaltar sobre a necessidade do uso de Equipamentos de Proteção Individual (EPIs) e da otimização dos parâmetros durante a utilização de radiação ionizante, visto que são imprescindíveis para reduzir a dose recebida pelos IOEs.

Palavras-chave: Radiologia Veterinária; Indivíduos Ocupacionalmente Expostos; Equivalente de Dose Ambiental.

ABSTRACT

Since the discovery of X-rays, ionizing radiation has been widely used in medicine for diagnostic and treatment purposes. Currently, radiology plays a fundamental role in the routine of veterinary medicine, where animal containment is often necessary. Thus, Occupationally Exposed Individuals (OIEs), as well as other individuals involved, may receive radiation doses from the scattered beams in the radiology room, which can become problematic with frequent exposure. The risk of exposure is heightened in more radiosensitive organs, such as the thyroid and gonads. In this context, this study was carried out to evaluate the ambient dose equivalent ($H^*(10)$) in the radiology room of the Veterinary Hospital of the Federal University of Uberlândia (HV-UFU). An ionization chamber was used to measure the doses in positions where veterinary professionals are usually found during procedures with small animals, represented by a phantom object, in order to identify positions with optimized scattered radiation dose values. It was observed that, among the animal's restraint positions, the $H^*(10)$ ranged from 0.40 to 1.01 μSv for a tube voltage of 55 kV, and from 0.57 to 1.39 μSv for 60 kV, to the ionization chamber positioned in the thyroid region. In the same positions in the radiology room, the doses ranged from 0.49 to 1.28 μSv for 55 kV and from 0.62 to 1.79 μSv for 60 kV, to the ionization chamber positioned in the gonads region. Position close to the paw region, presented the highest $H^*(10)$ values. Therefore, it is important to emphasize the need to use of Personal Protective Equipment (PPE) and the optimization of parameters during the use of ionizing radiation are essential to reduce the dose received by OIEs.

Keywords: Veterinary Radiology; Occupationally Exposed Individuals; Ambient Dose Equivalent

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Ilustração da Transferência Linear de Energia (LET)	15
Figura 2 – Esquema do Efeito Fotoelétrico	16
Figura 3 – Esquema do Efeito Compton	16
Figura 4 – Esquema do espalhamento Coerente	17
Figura 5 – Esquema da produção de pares	17
Figura 6 – Geometria de irradiação da esfera ICRU	18
Figura 7 – Variação esquemática do sinal em um detector de radiação a gás em função da diferença de potencial aplicada no detector	19
Figura 8 – Equipamento de raios-X modelo Altus, utilizado na rotina do HV-UFU	23
Figura 9 – Câmara de ionização 10X6-1800	24
Figura 10 – Dimensões e posição do centro do volume sensível da câmara de ioniza- ção 10X6-1800	25
Figura 11 – Módulo digitalizador Radcal [®] Accu-Gold ⁺	25
Figura 12 – Esquema da sala de radiologia do HV-UFU, bem como as posições estudadas ao redor da mesa de raios-X (A, B, C, D, E, F e G) para medições de H*(10)	26
Figura 13 – Posição A, a 35 cm da mesa e a 70 cm do tubo de raios-X, à esquerda; e posição B, a 22 cm da mesa e 87 cm do tubo de raios-X, à direita . .	31
Figura 14 – Posição C, a 22 cm da mesa e 70 cm do tubo de raios-X, apresentado à esquerda, e posição D, a 110 cm da mesa e 162 cm do tubo de raios-X, apresentado à direita	31
Figura 15 – Posição E, a 180 cm da mesa e a 292 cm do tubo de raios-X, à esquerda; posição F, a 26 cm da mesa e a 80 cm do tubo de raios-X, ao centro; posição G, a 21 cm da mesa e a 80 cm do tubo de raios-X, à direita . .	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites anuais ^[a] de dose ocupacional e para o público recomendados pela CNEN NN-3.01	22
Tabela 2 – Valores de temperatura (°C) e pressão (kPa) usadas para o cálculo do equivalente de dose ambiental $H^*(10)$	27
Tabela 3 – Valores de equivalente de dose ambiental $H^*(10)$ e suas incertezas (μSv) para a tensão no tubo de 55 kV	28
Tabela 4 – Valores de equivalente de dose ambiental $H^*(10)$ e suas incertezas (μSv) para a tensão no tubo de 60 kV	29
Tabela 5 – Aumento em porcentagem dos valores de $H^*(10)$ com a mudança no valor da tensão do tubo de raios-X de 55 kV para 60 kV	29

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> - Tão Baixo Quanto Razoavelmente Exequível
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CSR	Camada Semirredutora
DNA	<i>Deoxyribonucleic Acid</i> - Ácido Desoxirribonucleico
EPI	Equipamento de Proteção Individual
HV-UFU	Hospital Veterinário da Universidade Federal de Uberlândia
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i> - Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> - Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação
IOE	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
LET	<i>Linear Energy Transfer</i> - Transferência Linear de Energia

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	JUSTIFICATIVA	12
1.2	OBJETIVOS	13
1.2.1	OBJETIVO GERAL	13
1.2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
2	REFERENCIAL TEÓRICO	14
2.1	RADIAÇÃO IONIZANTE	14
2.1.1	INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA	14
2.1.1.1	EFEITO FOTOELÉTRICO	15
2.1.1.2	EFEITO COMPTON	15
2.1.1.3	ESPALHAMENTO RAYLEIGH	16
2.1.1.4	PRODUÇÃO DE PARES	17
2.1.2	RAIOS-X	17
2.1.3	GRANDEZAS DE RADIAÇÃO	18
2.1.4	DETECTORES DE RADIAÇÃO	19
2.1.4.1	DETECTORES A GÁS	19
2.2	EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO	19
2.2.1	REAÇÕES TECIDUAIS	20
2.2.2	EFEITOS ESTOCÁSTICOS	20
2.2.3	ÓRGÃOS RADIOSENSÍVEIS	21
2.3	RADIOPROTEÇÃO	21
2.3.1	EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL	21
2.3.2	LEGISLAÇÃO	22
3	METODOLOGIA	23
3.1	EQUIPAMENTO DE RAIOS-X	23
3.2	OBJETO SIMULADOR	23
3.3	CÂMARA DE IONIZAÇÃO	24
3.4	PARÂMETROS RADIOGRÁFICOS	25
3.5	SALA DE RADIOLOGIA DO HV-UFU	26
3.6	CÁLCULO DOSIMÉTRICO	26
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	28
4.1	VALORES DE $H^*(10)$ PARA A TENSÃO NO TUBO DE 55 KV	28
4.2	VALORES DE $H^*(10)$ PARA A TENSÃO NO TUBO DE 60 KV	29

4.3	COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE $H^*(10)$ ENTRE AS TENSÕES DO TUBO DE 55 KV E DE 60 KV	29
5	CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	30
6	APÊNDICE A	31
	REFERÊNCIAS	33

1 INTRODUÇÃO

No ano de 1895, durante suas investigações sobre os raios catódicos emitidos por ampolas de Crookes, Wilhelm Conrad Röntgen descobriu raios invisíveis aos olhos humanos que provocavam a luminescência de uma tela fluorescente de platinocianeto de bário a mais de um metro de distância (SANTIN FILHO, 1995). Posteriormente, foi observado que, ao posicionar uma parte do corpo, com destaque histórico para as mãos, entre a fonte da radiação e a tela, os ossos ficavam claramente marcados, enquanto o músculo e a gordura apresentavam apenas uma leve marcação (SANTIN FILHO, 1995). Essa descoberta foi nomeada de raios-X na época, uma vez que ainda não se compreendia completamente o fenômeno (LIMA; AFONSO; PIMENTEL, 2009).

Desde então, os raios-X são amplamente utilizados para fins de diagnóstico, visto que é um procedimento não invasivo que fornece imagens médicas baseadas na diferença de absorção do feixe de radiação, atenuado conforme a densidade de cada órgão ou tecido. No entanto, é importante notar que a exposição repetida aos raios-X pode causar inflamações na pele, úlceras, dores, cânceres superficiais ou profundos, além de anormalidades sanguíneas, em alguns casos levando à morte (LINTON, 1995). Atualmente, os aparelhos de raios-X são equipados com filtros que absorvem os raios-X desnecessários, além de possuírem configurações adequadas de dose e tempo de exposição para obtenção das imagens (KEMERINK, 2011).

Devido ao uso extensivo da radiação ionizante foram estabelecidas organizações regulatórias para orientar seu uso adequado, visando proteger o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE), o público e o meio ambiente contra possíveis danos advindos da radiação. Uma dessas organizações é a *International Commission on Radiation Units and Measurements* - Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (ICRU), fundada em 1925, durante o Primeiro Congresso Internacional de Radiologia em Londres, com o propósito de propor unidades de medida de radiação específicas para aplicações médicas (ICRU, 2018). Outra organização é a *International Commission on Radiological Protection* - Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), criada no Segundo Congresso Internacional de Radiologia, em 1928, que estabelece limites de dose e princípios básicos de radioproteção (ICRP, 2021).

No Brasil, em 1973, a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) publicou as "Normas Básicas de Proteção Radiológica", um marco inicial na radioproteção do país (CNEN, 1973). Recentemente, essas normas foram atualizadas para as "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica" na norma CNEN NN 3.01 (CNEN, 2014), incorporando as recomendações da publicação ICRP-60 de 1990 (ICRP, 1991). Em relação à radiologia veterinária, a RDC 611/2022 (ANVISA, 2022) determina que todo IOE deve ser monitorado por dosímetros e usar equipamentos de proteção individual (EPI), garantindo, assim, a mesma proteção concedida aos profissionais da medicina humana.

O primeiro artigo relacionado à radiologia veterinária foi publicado em 1926 pelo Dr. Paul Henkel (SCHNELLE, 1968). A partir deste marco, o uso da radiação para fins diagnósticos foi difundido na área veterinária, o que levou à fundação da Sociedade Americana de Radiologia Veterinária, em 1953, direcionada para os veterinários com interesse na área. Em 1956, também foi criada a organização "Os Educadores na Ciência Radiológica Veterinária", voltada para o ensino das práticas adequadas no uso da radiação nas faculdades de veterinária (SCHNELLE, 1968).

Essas medidas foram consideradas necessárias, uma vez que, durante os anos de 1950, vários casos de queimaduras nas mãos de médicos veterinários foram identificados, devido ao uso de raios-X, e em alguns casos resultando na amputação de dedos (SCHNELLE, 1968). Isso ocorreu principalmente porque os veterinários seguravam manualmente os animais durante o exame, sem proteção, ficando as mãos expostas ao feixe primário (SCHNELLE, 1968).

De acordo com uma pesquisa realizada em 2009, todos os cirurgiões veterinários expostos a doses de radiação ionizante superiores ao limite de 20 mSv por ano, estabelecido ao IOE, durante uma média de cinco anos consecutivos, haviam segurado os animais durante exames de raios-X (EPP; WALDNER, 2017). Além disso, mais de 94% dos procedimentos de exames de raios-X de diagnóstico em animais exigem contenção manual durante o exame (MAYER *et al.*, 2017; SEIFERT *et al.*, 2008). Para minimizar os efeitos biológicos nocivos da radiação e as doses recebidas pelos profissionais, é obrigatório o uso de EPIs, tais como avental, protetor de tireoide e óculos plumbífero (ICRP, 1991; ANVISA, 2019). No entanto, estudos indicam que muitos profissionais usam apenas o avental plumbífero ou, em alguns casos, nenhum EPI (MAYER *et al.*, 2017; YUSUF *et al.*, 2020).

É possível observar uma correlação entre a utilização inadequada de EPI e a alta dose de radiação recebida pelos trabalhadores veterinários. Portanto, é vital monitorar a dose de radiação ionizante incidente sobre os IOEs para garantir a segurança no trabalho. Em vários países, as orientações e normas para contenção manual de animais são rigorosas, com a proibição da contenção manual e o uso de cordas (SANTANA *et al.*, 2020). Além disso, esses países monitoram as doses de radiação por meio de dosímetros e exigem o uso de EPI (DUFFY, 2002; ARPANSA, 2009; SILVA *et al.*, 2014). No entanto, no Brasil, as normas de proteção radiológica para a medicina veterinária são recentes, e desconhecidas por muitos profissionais (SILVA *et al.*, 2014).

1.1 JUSTIFICATIVA

Tendo em vista a importância da radiação ionizante no diagnóstico veterinário, é fundamental monitorar a exposição ocupacional à radiação para garantir um ambiente de trabalho seguro e priorizar a saúde dos profissionais. Nesse contexto, o presente trabalho procura compreender a distribuição de doses de radiação espalhada na sala de radiologia

do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Uberlândia (HV-UFU), identificando as posições que oferecem maior segurança para os trabalhadores e aquelas que podem ser mais prejudiciais à sua saúde.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo deste trabalho é avaliar os valores de dose de radiação espalhada recebidos pelos IOEs do HV-UFU durante a contenção manual de animais durante exames com raios-X. A partir dos resultados obtidos, pretende-se identificar as posições mais seguras para a contenção, ou seja, as posições em que os níveis de dose devido à radiação espalhada são mais baixos.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Revisar a literatura sobre conceitos de radiologia veterinária, de dosimetria e de proteção radiológica;
- Utilizar a câmara Radcal[®] 10X6-1800 para medir a dose de radiação espalhada em sete pontos distintos da sala de radiologia veterinária do HV-UFU. Para isso, foi utilizado um objeto simulador para simular um animal de pequeno porte;
- Avaliar as melhores posições para o IOE ficar para contenção de um animal durante um exame com raios-X.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

A radiação pode ser definida como energia transmitida através do espaço ou matéria (BUSHBERG, 2012). Existem dois tipos de radiação: a radiação corpuscular, que consiste em partículas atômicas ou subatômicas, e a radiação ondulatória, composta por ondas eletromagnéticas (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

As ondas eletromagnéticas não possuem massa e são compostas por campos elétrico e magnético que são perpendiculares entre si e oscilantes. Elas apresentam uma velocidade constante em um determinado meio e não requerem matéria para se propagar. As ondas eletromagnéticas são caracterizadas por sua frequência, comprimento de onda e energia (BUSHBERG, 2012).

Algumas radiações corpusculares e ondulatórias podem gerar ionização no meio, ou seja, retirar elétrons do mesmo. Essas são denominadas radiações ionizantes, como raios-X e raios gama. O limiar de energia para a ionização depende do tipo e do estado da matéria, mas do ponto de vista radiobiológico, utiliza-se 11 eV como valor demarcante das radiações ionizantes, visto que é a energia mínima para ionização da água, o alvo provável na interação da radiação com a matéria biológica (BUSHBERG, 2012).

2.1.1 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Ao atravessar um meio atenuador, um feixe de radiação monoenergético sofre redução em sua quantidade de fótons, seguindo a lei exponencial, conforme a equação (1) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010):

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

em que I é a intensidade após atravessar um meio de espessura x , I_0 é a intensidade do feixe original e μ é o coeficiente de atenuação linear característico do material, tipo de radiação e energia. Além disso, tem-se, também, a camada semirredutora (CSR), que representa a espessura do meio necessária para reduzir a intensidade do feixe da radiação original à metade e, está relacionada ao coeficiente de atenuação linear por meio da equação 2 (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

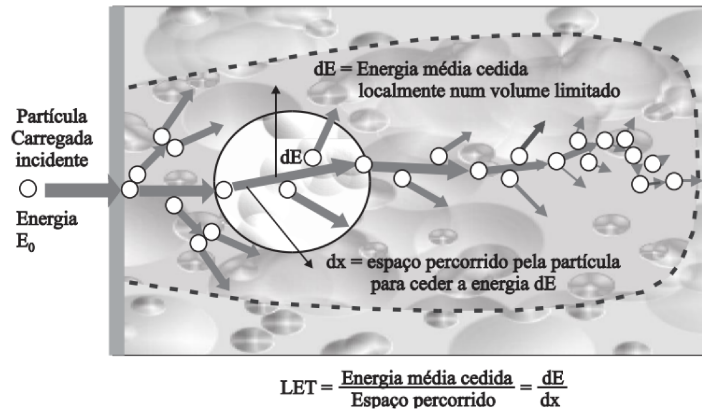
$$CSR = \ln 2 / \mu \quad (2)$$

A Transferência Linear de Energia (LET) é uma medida utilizada para determinar a quantidade de energia que um determinado tipo de radiação deposita ao longo de seu percurso, considerando as perdas que ocorrem durante esse processo. Essa medida é definida como a energia média transferida (dE) por unidade de distância percorrida (dx), expressa pela equação 3 (TAUHATA *et al.*, 2013).

$$LET = dE/dx \quad (3)$$

Conforme ilustrado na Figura 1 (TAUHATA *et al.*, 2013), as radiações de baixo LET incluem os raios-X, raios gama e partículas beta, enquanto as radiações de alto LET são compostas por partículas alfa, íons pesados, fragmentos de fissão e nêutrons (TAUHATA *et al.*, 2013).

Figura 1 – Ilustração da Transferência Linear de Energia (LET)



Fonte: Figura retirada de TAUHATA, 2013.

2.1.1.1 EFEITO FOTOELÉTRICO

No efeito fotoelétrico, toda a energia do fóton incidente é transferida a um elétron que é ejetado do átomo (Figura 2). A energia cinética do elétron ejetado é dada pela equação 4:

$$E = E_I - E_O \quad (4)$$

em que E_I é a energia do fóton incidente e E_O é a energia de ligação do elétron orbital (BUSHBERG, 2012).

2.1.1.2 EFEITO COMPTON

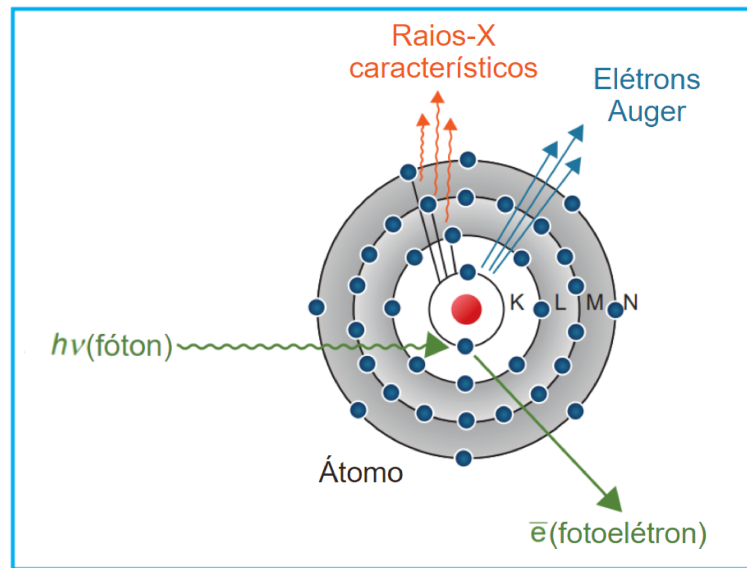
Ocorre quando um fóton interage com um elétron “livre”, cuja energia de ligação é menor que a energia do fóton. Parte da energia do fóton é transferida ao elétron como energia cinética, que é ejetado (Figura 3). Já o fóton, com a energia que lhe é restante, continua sua trajetória com diferente angulação (HALL; GIACCIA, 2012).

O fóton é espalhado com energia hv' , descrita pela equação 5 (KNOLL, 2010):

$$hv' = \frac{hv_0}{1 + \frac{hv_0}{m_0c^2}(1 - \cos\phi)} \quad (5)$$

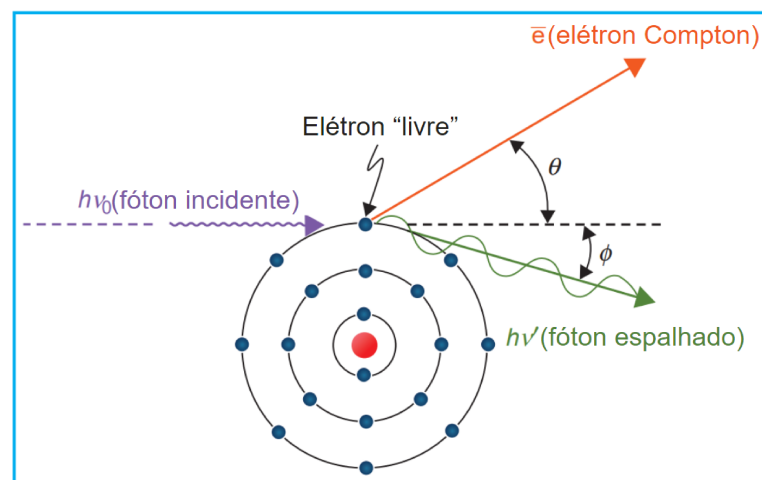
em que hv_0 é a energia do fóton incidente e ϕ o ângulo entre o fóton incidente e o fóton espalhado, e m_0c^2 é a energia da massa de repouso do elétron, correspondente a 511 keV.

Figura 2 – Esquema do Efeito Fotoelétrico



Fonte: Figura adaptada de KHAN, 2014.

Figura 3 – Esquema do Efeito Compton

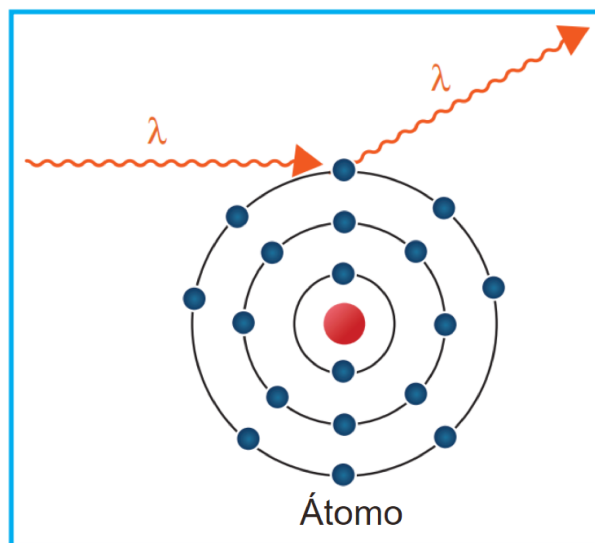


Fonte: Figura adaptada de KHAN, 2014.

2.1.1.3 ESPALHAMENTO RAYLEIGH

Também conhecido como espalhamento clássico ou espalhamento coerente, o espalhamento Rayleigh é definido como radiação na forma de uma onda de natureza eletromagnética que passa próximo a um elétron, gerando oscilações no mesmo. Este elétron irradia energia por uma onda eletromagnética com mesma frequência da onda incidente, de forma que a radiação liberada tem o mesmo comprimento de onda da radiação incidente, conforme esquema da Figura 4 (KHAN; GIBBONS, 2014).

Figura 4 – Esquema do espalhamento Coerente

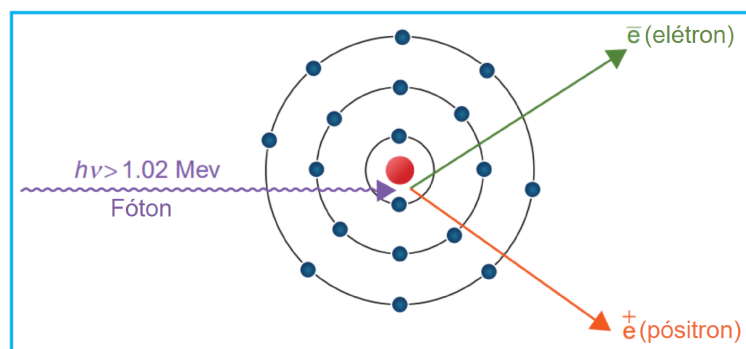


Fonte: Figura adaptada de KHAN, 2014.

2.1.1.4 PRODUÇÃO DE PARES

Quando um fóton com energia acima de 1,022 MeV atinge o campo elétrico do núcleo de um átomo, a sua energia é transformada em um par elétron-pósitron (Figura 5), sendo a massa de repouso equivalente de cada um de 0,511 MeV (BUSHBERG, 2012).

Figura 5 – Esquema da produção de pares



Fonte: Figura adaptada de KHAN, 2014.

2.1.2 RAIOS-X

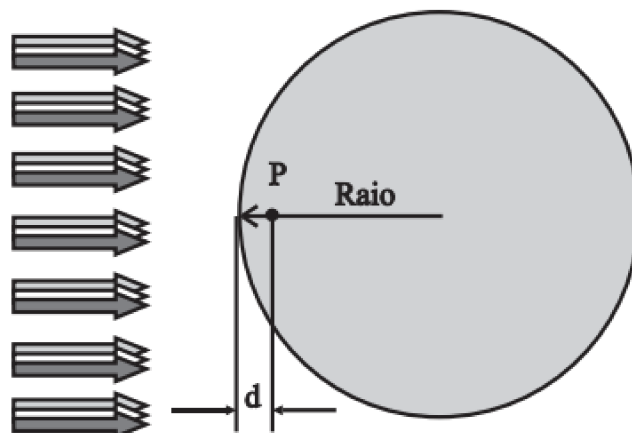
Em um tubo de raios-X convencional, aplica-se uma diferença de potencial elétrico alta entre dois eletrodos (cátodo e ânodo) em uma ampola a vácuo. Conforme o cátodo libera elétrons no meio, estes elétrons são acelerados pela tensão aplicada, adquirindo

energia cinética, e colidem com o ânodo. Durante o impacto, a energia cinética é convertida em outras formas de energia (BUSHBERG, 2012). De maneira geral, as interações dos elétrons com o material alvo do ânodo serão colisionais, resultando em perda de energia em forma de calor (aproximadamente 99%) (TURNER, 2007). Por essa razão, o material escolhido para o alvo deve ter um alto ponto de fusão, como tungstênio (cujo ponto de fusão é 3.695 K) ou molibdênio (com ponto de fusão 2.896 K). No entanto, ainda são necessários métodos externos de resfriamento para evitar danos ao aparelho (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A outra fração de interações no tubo pode gerar simultaneamente dois tipos de radiação: raios-X de freamento e raios-X característicos.

2.1.3 GRANDEZAS DE RADIAÇÃO

As grandezas relacionadas à radiação são estabelecidas internacionalmente pela ICRU e pela ICRP. Essas grandezas são classificadas em três categorias: grandezas físicas, grandezas operacionais e grandezas de proteção (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Neste trabalho será definida a grandeza operacional Equivalente de Dose Ambiental ($H^*(10)$), que é comumente utilizada para monitorar áreas de trabalho em que ocorre exposição à radiação. Essa grandeza é definida como o produto da dose absorvida (D) em um ponto específico pelo fator de qualidade da radiação (Q), e corresponde à quantidade de radiação que seria produzida em uma esfera de tecido com 30 cm de diâmetro em uma profundidade d , conhecida como esfera ICRU (TAUHATA *et al.*, 2013), conforme ilustrado na Figura 6, na qual p é um ponto na esfera a uma profundidade d . A unidade de medida do $H^*(10)$ é o Sievert (Sv), que equivale a 1 joule de energia absorvida por quilograma de massa corpórea (TAUHATA *et al.*, 2013).

Figura 6 – Geometria de irradiação da esfera ICRU



Fonte: Figura retirada de TAUHATA, 2013.

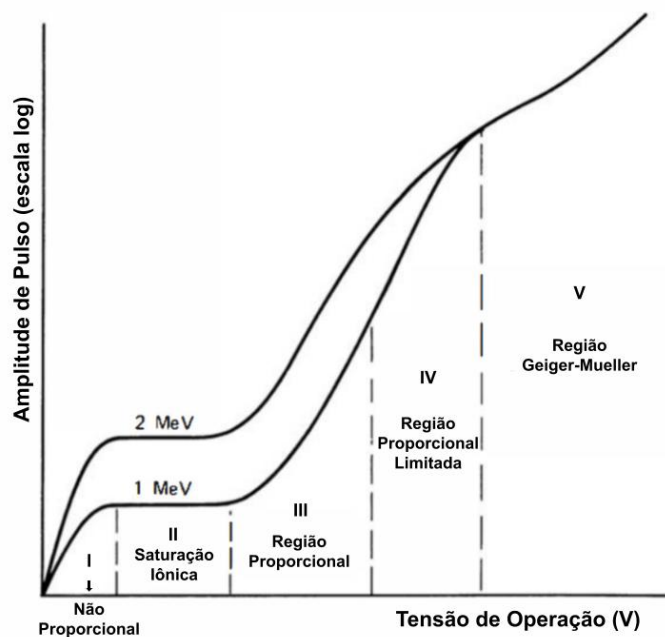
2.1.4 DETECTORES DE RADIAÇÃO

Um detector de radiação é um dispositivo capaz de identificar a presença de radiação em um meio. Em geral, é constituído de um elemento ou material sensível à radiação, juntamente com um sistema que interpreta os efeitos causados nele, relacionando-os a uma grandeza medidora da radiação. Um bom detector deve apresentar as seguintes propriedades: repetitividade, reprodutibilidade, estabilidade, exatidão, precisão, sensibilidade e eficiência (TAUHATA *et al.*, 2013).

2.1.4.1 DETECTORES A GÁS

Os detectores a gás operam com base na interação da radiação com os gases, resultando em ionização dos mesmos. Os pares elétron-íon gerados dentro do volume sensível do detector são coletados por eletrodos (TAUHATA *et al.*, 2013). A câmara de ionização, detector utilizado neste trabalho, é um tipo de detector a gás que opera na região de saturação iônica, a faixa II da Figura 7 (KNOLL, 2010).

Figura 7 – Variação esquemática do sinal em um detector de radiação a gás em função da diferença de potencial aplicada no detector



Fonte: Figura adaptada de KNOLL, 2010

2.2 EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

Os efeitos biológicos da radiação resultam principalmente do dano causado por ela no ácido desoxirribonucleico (DNA) dos seres vivos. Esses efeitos biológicos podem

ser classificados quanto ao seu mecanismo (direto ou indireto) ou quanto à sua natureza (reações teciduais ou efeitos estocásticos) (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Quando uma forma de radiação é absorvida pelo material biológico, ela pode reagir diretamente com o DNA, chamado de alvo crítico, ionizando ou excitando seus átomos. Isso gera uma cadeia de eventos físico-químicos que, eventualmente, causam danos biológicos. Esse é o mecanismo predominante em radiações com alto LET (HALL; GIACCIA, 2012). Há também as interações da radiação com água, que produzem radicais livres reativos que causam dano à célula de DNA, sendo o mecanismo indireto o que mais frequentemente ocorre no tecido biológico humano devido à sua composição, aproximadamente 70% das interações (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.2.1 REAÇÕES TECIDUAIS

As reações teciduais se referem aos danos causados em órgãos e tecidos que resultam em morte celular em quantidades elevadas, levando à perda parcial ou total da sua função (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Essas reações são observadas geralmente em casos de altas doses, como as recebidas em um acidente nuclear ou em tecidos saudáveis envolvidos na região de tratamento em radioterapia. A severidade dessas reações é proporcional à dose e existe um limiar para que elas ocorram, abaixo do qual o número de células afetadas é muito pequeno para afetar a funcionalidade do organismo (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Esse limiar para radiações de baixa LET, como raios-X, varia entre 0,15 e 0,5 Gy, e depende da taxa de dose e do órgão afetado (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Algumas das reações teciduais são a perda da capacidade reprodutiva da célula, alterações fibróticas e morte celular. Essas reações podem ser classificadas em imediatas, que ocorrem algumas horas a semanas após a exposição, caso o limiar de dose seja atingido, e geralmente apresentam um caráter inflamatório, como eritema na pele, mucosite no trato gastrointestinal e descamação da epiderme (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Além disso, existem as tardias, que levam meses ou anos para se manifestarem, em parte devido à taxa de reprodução lenta das células (OKUNO; YOSHIMURA, 2010), como a catarata, um efeito comum em profissionais da radiologia intervencionista (BARBOSA *et al.*, 2019).

2.2.2 EFEITOS ESTOCÁSTICOS

Os efeitos estocásticos, por sua vez, apresentam aumento da probabilidade de ocorrência relacionada à dose, em vez da severidade observada nas reações teciduais (MAYLES; NAHUM; ROSENWALD, 2007). Outra diferença importante é que os efeitos estocásticos podem ocorrer como resultado de qualquer dose de radiação, sem a existência de um limiar. Os principais efeitos estocásticos são o efeito cancerígeno, que ocorre nas células somáticas da pessoa irradiada, e o efeito hereditário, que ocorre nas células germinativas e pode ser transmitido à descendência da pessoa irradiada (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.2.3 ÓRGÃOS RADIOSSENSÍVEIS

A radiosensibilidade é uma característica intrínseca que descreve o efeito aumentado da radiação ionizante no corpo humano (TWARDELLA; CHANG-CLAUDE, 2002). Células menos diferenciadas, ou seja, aquelas que são menos especializadas em suas funções celulares e, estão em divisão celular ativa, tendem a apresentar maior radiosensibilidade. Por exemplo, as células-tronco hematopoiéticas da medula óssea se diferenciam em células sanguíneas, de forma que as células hematopoiéticas imaturas, que se originam de células-tronco, são altamente radiosensíveis (JAPAN, 2022). Os órgãos/tecidos mais sensíveis à indução do câncer são a tireoide infantil, a mama feminina e a medula óssea, enquanto os mais resistentes são o tecido muscular e conectivo, cujas células não se dividem na fase adulta (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A relação entre a radiosensibilidade e a diferenciação celular, bem como a proporcionalidade entre a radiosensibilidade e a idade celular e a atividade metabólica da célula, são conhecidas como "Lei de Bergonié e Tribondeau", em referência ao trabalho desses dois autores sobre os efeitos biológicos da radiação ionizante (SILVA *et al.*, 2014).

2.3 RADIOPROTEÇÃO

A proteção radiológica, também conhecida como radioproteção, pode ser definida como um conjunto de medidas destinadas a proteger seres humanos e ecossistemas dos efeitos indesejáveis gerados pela radiação ionizante (TAUHATA *et al.*, 2013). Para atingir esse objetivo, são definidas grandezas e unidades radiológicas, desenvolvidos instrumentos de medição e estabelecidos protocolos para o uso seguro das radiações ionizantes (TAUHATA *et al.*, 2013).

Os princípios de proteção radiológica incluem a justificação do uso da radiação, que exige que os benefícios do uso da radiação sejam ponderados em relação aos riscos à saúde, e que técnicas alternativas sejam consideradas quando a radiação não é estritamente necessária (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). A otimização da proteção, baseada no princípio ALARA (*as low as reasonably achievable* - tão baixo quanto razoavelmente exequível), busca minimizar a dose individual, a quantidade de pessoas expostas e a frequência de exposições, considerando fatores socioeconômicos (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). Por fim, a limitação de dose, que segue o que foi estabelecido pela ICRP-103 e pela NN-3.01 da CNEN, conforme mostrado na Tabela 1 (OKUNO; YOSHIMURA, 2010; ICRP, 2007; CNEN, 2014).

2.3.1 EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL

Durante os procedimentos que envolvem radiação ionizante, os IOEs devem ser adequadamente protegidos por meio do uso de EPIs. Esses equipamentos incluem, mas

Tabela 1 – Limites anuais^[a] de dose ocupacional e para o público recomendados pela CNEN NN-3.01

Grandeza	Órgão	Indivíduo Ocupacionalmente Exposto	Indivíduo do Público
Dose Efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv ^[b]	1 mSv ^[c]
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv ^[b]	15 mSv
	Pele ^[d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e Pés	500 mSv	-

^[a] No período de janeiro a dezembro de um dado ano. ^[b] Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que em qualquer ano o valor não ultrapasse de 50 mSv. ^[c] Em alguns casos, a CNEN pode autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a média de 5 nos consecutivos não ultrapasse 1 mSv por ano. ^[d] Valor médio de 1 cm², na região mais irradiada.

Fonte: Tabela adaptada de CNEN, 2014

não se limitam, a luvas, aventais e óculos plumbíferos, além de protetores de tireoide (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

2.3.2 LEGISLAÇÃO

Atualmente, no Brasil, existem diversas legislações vigentes que visam à proteção radiológica. A primeira delas é a NN-3.01 CNEN, que estabelece as diretrizes básicas para a proteção radiológica, incluindo requisitos mínimos para a prática com o uso de radiação, o controle de exposição e os procedimentos para intervenção da CNEN (CNEN, 2014). Outra legislação importante é a RDC 611/22, que traz orientações específicas para o uso de raios-X em radiodiagnóstico, bem como medidas de radioproteção na odontologia, medicina humana e na medicina veterinária (ANVISA, 2022). Essas legislações são fundamentais para garantir a segurança dos profissionais envolvidos em atividades com radiação e, também, para proteger a população em geral.

3 METODOLOGIA

3.1 EQUIPAMENTO DE RAIOS-X

O equipamento convencional de raios-X é amplamente utilizado na radiologia veterinária como um método seguro e não invasivo, que não gera desconforto para o animal ou altera o processo da doença (PALGRAVE, 2012). No HV-UFU é utilizado o equipamento de raios-X modelo Altus, fabricado pela SAWAE (Figura 8). O gerador de raios-X ST 543 HF, usado na rotina radiológica veterinária do hospital, opera com os seguintes parâmetros: tensão no tubo de 40 a 125 kV, com intervalo a cada 1 kV; tensões de alimentação trifásicas (380 Volts); potência máxima de 54 kW; produto corrente-tempo de 0,32 a 500 mAs; corrente de 80 a 630 mA; e tempo de exposição de 0,004 a 6,25 segundos (MINOLTA, 2019).

Figura 8 – Equipamento de raios-X modelo Altus, utilizado na rotina do HV-UFU



Fonte: Figura retirada de SAWAE, 2018

O tubo E7242FX acoplado ao equipamento apresenta as seguintes características: tensão máxima de 125 kV; foco fino de 0,6 mm e foco grosso de 1,5 mm; potência de referência do ânodo de 18 kW/50 kW; capacidade térmica do ânodo de 142 kJ; e rotação do ânodo de 3.200 rpm (MINOLTA, 2019).

3.2 OBJETO SIMULADOR

Um objeto simulador é projetado para reproduzir as mudanças no campo de radiação resultantes da absorção e espalhamento da radiação em um tecido ou órgão específico de interesse (VALERIANO, 2017). Neste estudo, foi utilizada uma garrafa PET de 1,5

litros, com dimensões de 33 cm de altura e 10 cm de diâmetro, preenchida com água, para simular um animal de pequeno porte, levando em consideração a composição do tecido biológico do animal, composto entre 60% e 80% por água (SHENG; HUGGINS, 1979).

É importante ressaltar que este trabalho não envolveu medições com seres vivos. As medições foram feitas somente com o objeto simulador, para simular um animal de pequeno porte e com a câmara de ionização para representar o IOE.

3.3 CÂMARA DE IONIZAÇÃO

A câmara de ionização Radcal[®] 10X6-1800 (Figura 9) é frequentemente empregada em medições de radiação de baixo nível, tais como: para avaliação de blindagens, irradiadores, espalhamento e para monitoração ambiental (RADCAL, 2019). Neste trabalho, esta câmara de ionização, fixada em um tripé, foi utilizada para medir a dose de radiação espalhada em vários pontos da sala de radiologia do HV-UFU, em duas alturas diferentes, simulando a área das gônadas (1,15 m) e a área da tireoide (1,45 m) de um IOE durante a contenção de um animal em um exame com raios-X. A Figura 10 mostra as dimensões da câmara de ionização, bem como o centro de volume sensível da câmara de ionização.

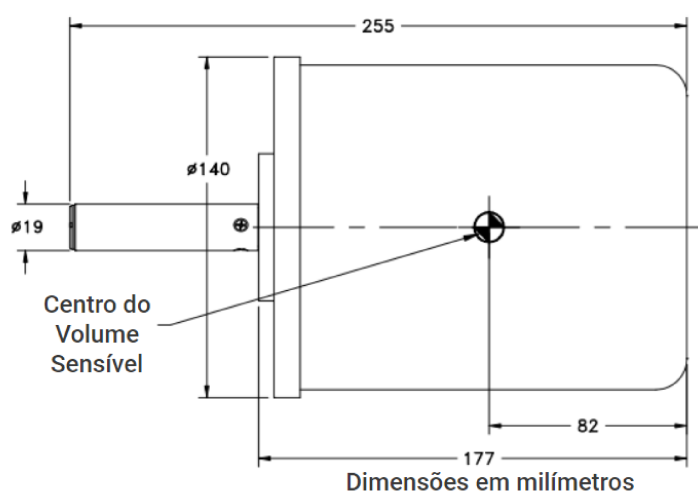
Figura 9 – Câmara de ionização 10X6-1800



Fonte: Figura retirada de RADCAL, 2019

O módulo digitalizador Radcal[®] Accu-Gold⁺ (Figura 11) foi conectado à câmara de ionização, fornecendo funcionalidades como: dose, taxa de dose, pulso, dose por pulso, tempo de exposição, temperatura e pressão do ambiente. Estes dados podem ser lidos obtidos por meio do software Radcal[®] Accu-Gold 2, instalado em um notebook (RADCAL, 2016), como foi feito neste trabalho.

Figura 10 – Dimensões e posição do centro do volume sensível da câmara de ionização 10X6-1800



Fonte: Figura adaptada de RADCAL, 2019

Figura 11 – Módulo digitalizador Radcal[®] Accu-Gold⁺



Fonte: Figura retirada de RADCAL, 2016

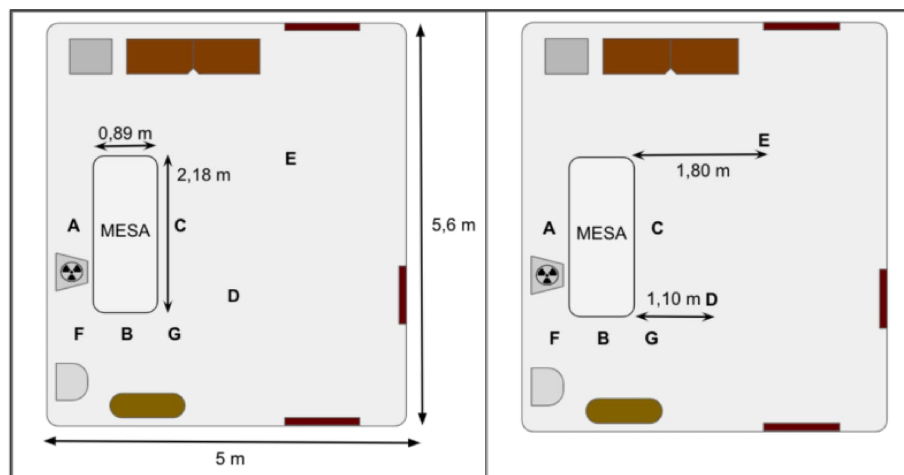
3.4 PARÂMETROS RADIOGRÁFICOS

O tamanho do campo utilizado para aquisição de imagens radiográficas é um dos parâmetros que mais contribuem para a dose de radiação entregue ao paciente, e, conseqüentemente, para a dose de radiação espalhada no ambiente. Quanto menor o campo, menor será a dose devido à radiação espalhada. Portanto, para o estudo em questão, foi escolhido um campo de 35 cm de altura por 18 cm de largura, pois esse era o menor tamanho possível para a obtenção de uma imagem do animal de pequeno porte, como o considerado neste trabalho. O produto corrente-tempo utilizado foi 12 mAs, enquanto as tensões utilizadas foram 55 kV e 60 kV, em concordância com o que é encontrado na literatura para animais de pequeno porte (CRISTIAN, 2011).

3.5 SALA DE RADIOLOGIA DO HV-UFU

Durante procedimentos radiológicos veterinários, é comum observar pelo menos duas pessoas posicionadas em torno do paciente: uma segura as patas dianteiras, enquanto a outra segura as patas traseiras do animal. Por esse motivo, foram selecionados sete locais para acomodar esses indivíduos, bem como outras pessoas, como residentes, estudantes, tutores ou profissionais que possam estar presentes durante o procedimento. Esses locais foram nomeados como posições A, B, C, D, E, F e G. Um esquema da configuração, juntamente com o *layout* da sala, é apresentado na Figura 12, enquanto as fotografias da disposição espacial da câmara de ionização (Figuras 13-15) podem ser encontradas no Apêndice A deste trabalho.

Figura 12 – Esquema da sala de radiologia do HV-UFU, bem como as posições estudadas ao redor da mesa de raios-X (A, B, C, D, E, F e G) para medições de $H^*(10)$



Fonte: Figura retirada de SALUSTIANO *et al.*, 2022

3.6 CÁLCULO DOSIMÉTRICO

Foram seguidas as especificações da IEC (IEC, 2005) para a calibração da câmara de ionização, a partir dos valores de pressão (P_0) e temperatura (T_0) relacionados ao fator de correção (N_H), a fim de calcular o valor do equivalente de dose ambiental ($H^*(10)$) em cada ponto de posição e altura para os parâmetros considerados neste trabalho. Para obter o valor do $H^*(10)$, foram utilizadas as equações 6 e 7, que multiplicam o valor de dose encontrado na câmara (M) pelos fatores de correção de calibração (N_H) e de temperatura e pressão ($K_{T,P}$). Além disso, os valores de incerteza de cada medida seguem o estabelecido pelo certificado de calibração da câmara de ionização (SALUSTIANO *et al.*, 2022).

$$H^*(10) = M \cdot N_H \cdot K_{T,P} \quad (6)$$

$$K_{T,P} = \frac{P_0}{P} \cdot \frac{273,15 + T}{273,15 + T_0} \quad (7)$$

em que os parâmetros P_0 e T_0 referem-se à pressão e temperatura ambiente durante a calibração da câmara de ionização, e os parâmetros P e T se referem à pressão e temperatura durante a medição realizada. A pressão foi medida em quilopascal e a temperatura em graus Celsius. É importante lembrar que a pressão e a temperatura podem afetar as medições realizadas e, portanto, devem ser corretamente registradas durante a calibração e a medição.

Para este trabalho os valores de pressão e temperatura utilizados durante as medições são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Valores de temperatura (°C) e pressão (kPa) usadas para o cálculo do equivalente de dose ambiental $H^*(10)$

Temperatura (°C)	Pressão (kPa)
25,6	90,9

Em cada ponto escolhido da sala de radiologia do HV-UFU foi feita uma medida para simular a região da tireoide (1,45 m) e uma para simular a região das gônadas (1,15 m).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 VALORES DE $H^*(10)$ PARA A TENSÃO NO TUBO DE 55 KV

Observando os dados da Tabela 3, é notável que a posição que apresenta maior exposição à radiação espalhada nas regiões da tireoide e gônadas é a C, que fica a 22 cm da mesa e a 70 cm do tubo de raios-X, com valores de 1,01 μSv e 1,28 μSv , respectivamente. Por outro lado, a posição E, em que a câmara de ionização ficou a 180 cm de distância da mesa, apresentou uma redução de aproximadamente 97% nos valores de doses de radiação espalhada em relação à posição C, sendo as mais baixas obtidas, totalizando 0,04 μSv e 0,03 μSv para a tireoide e gônadas, respectivamente. O trabalho de Ludewig *et al.* (2010) também mostrou uma redução de 98% nos valores de doses recebidas por profissionais, quando eles se afastaram a uma distância de 1,5 metro (LUDEWIG, 2010). As reduções de dose observadas neste estudo e no estudo de Ludewig *et al.* (2010) estão consoantes ao fator de proporcionalidade inversa do quadrado da distância do feixe primário, em que quanto maior a distância entre o alvo e a fonte, menor será a dose recebida (OKUNO; YOSHIMURA, 2010). No entanto, deve-se observar que não é possível conter e posicionar o animal durante o exame na posição E.

Tabela 3 – Valores de equivalente de dose ambiental $H^*(10)$ e suas incertezas (μSv) para a tensão no tubo de 55 kV

Posição	$H^*(10)$ na Região da Tireoide (μSv)	$H^*(10)$ na Região das Gônadas (μSv)
A	$0,52 \pm 0,02$	$0,53 \pm 0,02$
B	$0,59 \pm 0,02$	$0,62 \pm 0,02$
C	$1,01 \pm 0,04$	$1,28 \pm 0,05$
D	$0,14 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,01$
E	$0,04 \pm 0,00$	$0,03 \pm 0,00$
F	$0,40 \pm 0,02$	$0,53 \pm 0,02$
G	$0,49 \pm 0,02$	$0,49 \pm 0,02$

Ainda na Tabela 3, observa-se que, na região proximal da mesa, onde é possível realizar a contenção do animal (A, B, C, F e G), o intervalo de variação de $H^*(10)$ foi de 0,40 a 1,01 μSv (para a região da tireoide) e de 0,49 a 1,28 μSv (para a região das gônadas). Foi possível notar, também, variações nos valores de $H^*(10)$ ao modificar a altura da câmara de ionização. Na posição G, não houve variações, enquanto nas posições A, B e D, a variação foi entre 2% e 7%. Já nas posições C, E e F, houve um intervalo de variação entre 25% e 33% nos valores de $H^*(10)$ para regiões da tireoide e das gônadas. Além disso, observou-se que os maiores valores de $H^*(10)$ foram encontrados na altura das gônadas, sendo o valor máximo obtido correspondente a 1,28 μSv para a posição C.

4.2 VALORES DE $H^*(10)$ PARA A TENSÃO NO TUBO DE 60 KV

A Tabela 4 apresenta os valores de $H^*(10)$ considerando a tensão no tubo de 60 kV, no qual a posição C apresentou os maiores valores, considerando esta posição, para região da tireoide, o valor de $H^*(10)$ foi de 1,39 μSv e para a região das gônadas, o valor foi de 1,79 μSv . Em posições próximas à mesa, a variação observada foi de 0,57 a 1,39 μSv e de 0,62 a 1,79 μSv para as regiões da tireoide e das gônadas, respectivamente.

Tabela 4 – Valores de equivalente de dose ambiental $H^*(10)$ e suas incertezas (μSv) para a tensão no tubo de 60 kV

Posição	$H^*(10)$ na Região da Tireoide (μSv)	$H^*(10)$ na Região das Gônadas (μSv)
A	$0,72 \pm 0,03$	$0,74 \pm 0,03$
B	$0,82 \pm 0,03$	$0,88 \pm 0,04$
C	$1,39 \pm 0,06$	$1,79 \pm 0,07$
D	$0,20 \pm 0,01$	$0,19 \pm 0,01$
E	$0,05 \pm 0,00$	$0,05 \pm 0,00$
F	$0,57 \pm 0,02$	$0,62 \pm 0,02$
G	$0,82 \pm 0,03$	$0,69 \pm 0,03$

4.3 COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DE $H^*(10)$ ENTRE AS TENSÕES DO TUBO DE 55 KV E DE 60 KV

Comparando os valores das Tabelas 3 e 4, ao variar o valor de tensão de 55 kV para 60 kV, observou-se um aumento nos valores de $H^*(10)$ de até 67%, dependendo da posição e altura da câmara de ionização, como apresentado na Tabela 5. E, desta forma, nota-se que quanto maior o valor de tensão utilizado, maior será o valor da radiação espalhada que chega no IOE. Assim, é recomendado a utilização de parâmetros radiográficos otimizados.

Tabela 5 – Aumento em porcentagem dos valores de $H^*(10)$ com a mudança no valor da tensão do tubo de raios-X de 55 kV para 60 kV

Posição	Região da Tireoide	Região das Gônadas
A	38%	40%
B	39%	42%
C	38%	40%
D	43%	46%
E	25%	67%
F	43%	17%
G	67%	41%

Conseqüentemente, o uso de EPIs, como protetores de tireoide e aventais plumbíferos para proteção de tireoide e gônadas, mostra-se fundamental, visto que esses órgãos apresentam alta radiosensibilidade e elevada probabilidade de desenvolvimento de câncer (MAYER *et al.*, 2017; OH, 2018).

5 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

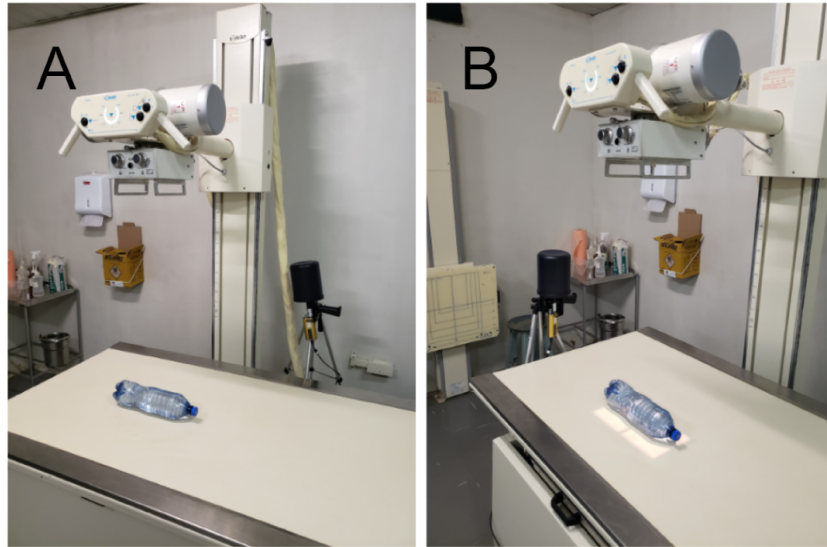
Neste trabalho, foram analisados os valores de $H^*(10)$ em diversos pontos da sala de radiologia do HV-UFU, a fim de mapear as doses de radiação espalhada às quais as regiões das gônadas e da tireoide dos IOEs, residentes, estudantes ou tutores da radiologia veterinária estão expostos na rotina clínica, para contenção de animais de pequeno porte em exames empregando raios-X.

Foi observado que o valor de $H^*(10)$ diminui à medida que se aumenta a distância entre o IOE e o tubo de raios-X, e que este valor também é proporcional ao valor de tensão do tubo de raios-X aplicado durante os exames. Assim, dentre as posições onde há a possibilidade de contenção do animal, a posição F se mostrou a mais segura para a região da tireoide e para as gônadas para a tensão de tubo 60 kV, sendo a que recebeu menor valor de $H^*(10)$, enquanto a posição G apresentou maior segurança radiológica para a região das gônadas para a tensão de tubo de 55 kV, de forma que estas são as posições mais recomendadas para o profissional se posicionar durante a contenção do animal. Por outro lado, a posição C apresentou o maior valor de $H^*(10)$ para ambas as regiões, sendo a mais danosa dentre as posições estudadas, na qual deve-se evitar o posicionamento do profissional.

Importante ressaltar que as doses de radiação recebidas nas gônadas e na tireoide aumentam a probabilidade de ocorrência de complicações na saúde do IOE, como o câncer, que não tem limiar de dose para acontecer. À vista disso, reforça-se a recomendação de uso de EPIs disponíveis e do controle cuidadoso das doses recebidas pelos IOE da medicina veterinária, que devem adotar os mesmos parâmetros de segurança radiológica dos profissionais de saúde humana.

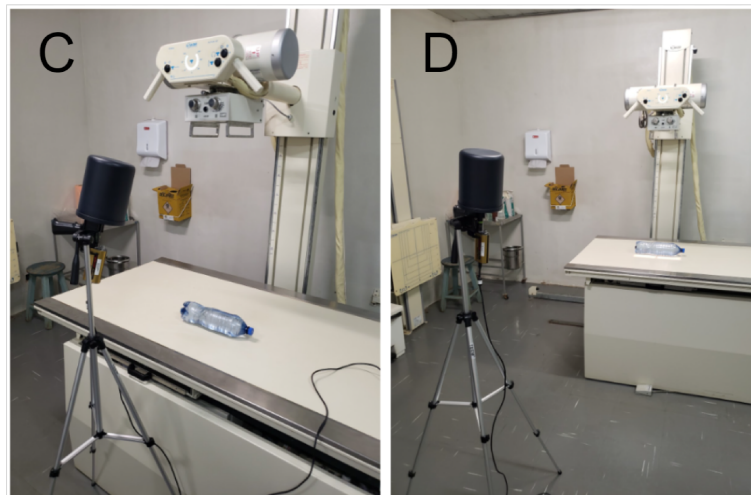
6 APÊNDICE A

Figura 13 – Posição A, a 35 cm da mesa e a 70 cm do tubo de raios-X, à esquerda; e posição B, a 22 cm da mesa e 87 cm do tubo de raios-X, à direita



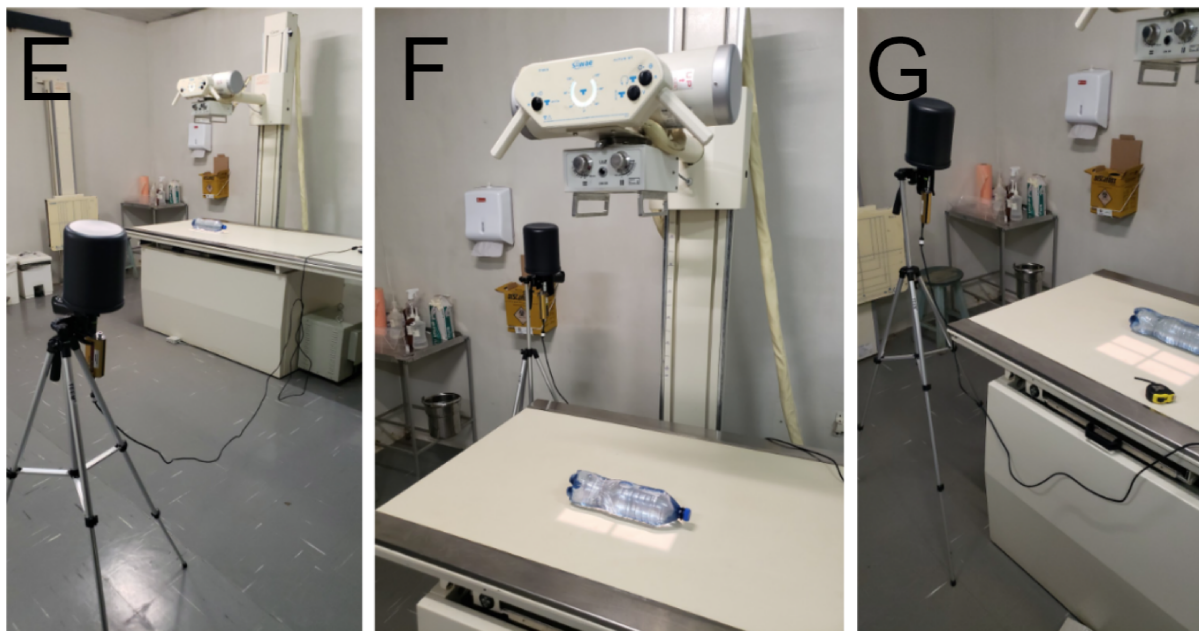
Fonte: Figura adaptada de SALUSTIANO *et al.*, 2022

Figura 14 – Posição C, a 22 cm da mesa e 70 cm do tubo de raios-X, apresentado à esquerda, e posição D, a 110 cm da mesa e 162 cm do tubo de raios-X, apresentado à direita



Fonte: Figura adaptada de SALUSTIANO *et al.*, 2022

Figura 15 – Posição E, a 180 cm da mesa e a 292 cm do tubo de raios-X, à esquerda; posição F, a 26 cm da mesa e a 80 cm do tubo de raios-X, ao centro; posição G, a 21 cm da mesa e a 80 cm do tubo de raios-X, à direita



Fonte: Figura adaptada de SALUSTIANO *et al.*, 2022

REFERÊNCIAS

- ANVISA. **Resolução Nº 330**. [S.l.: s.n.], 2019. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-330-de-20-de-dezembro-de-2019-235414748>.
- ANVISA. **Resolução Nº 611**. [S.l.: s.n.], mar. 2022. Disponível em: <https://www.in.gov.br/en/web/dou/-/resolucao-rdc-n-611-de-9-de-marco-de-2022-386107075>.
- ARPANSA. **Radiation Protection and Safety in Veterinary Medicine**. [S.l.: s.n.], 2009.
- BARBOSA, A. *et al.* Prevalência de Opacidades do Cristalino em Cardiologistas Intervencionistas e Profissionais Atuantes na Área de Hemodinâmica no Brasil. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 112, 2019.
- BUSHBERG, J. *et al.* **The essential physics of medical imaging**. [S.l.]: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams Wilkins, 2012.
- CNEN. **Norma CNEN NN 3.01**. [S.l.: s.n.], mar. 2014. Disponível em: <https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-rapido/normas/grupo-3#1>.
- CNEN. **Resolução Nº 6**. [S.l.: s.n.], jun. 1973. Disponível em: https://www.gov.br/cnen/pt-br/aceso-a-informacao/atos-normativos-cnen/comissao_deliberativa/resolucoes/1973/1973.
- CRISTIAN, P. *et al.* Radiological Diagnosis In Heart Conditions In The Dog. **ResearchGate**, unknown, 2011.
- DUFFY, J. *et al.* **Code of practice for radiation protection in veterinary medicine (RPII-02/3)**. [S.l.: s.n.], 2002.
- EPP, T.; WALDNER, C. Occupational health hazards in veterinary medicine: physical, psychological, and chemical hazards. **The Canadian Veterinary Journal**, Can Vet J, v. 53, 2017.
- HALL, E. J.; GIACCIA, A. J. **Radiobiology for the radiologist**. [S.l.]: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

- ICRP. **History - ICRP**. [S.l.: s.n.], 2021. Disponível em:
<https://www.icrp.org/page.asp?id=9>.
- ICRP. **Radiation protection : 1990 recommendations of the International Commission on Radiological protection**. [S.l.]: Pergamon Press, 1991.
- ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection - Publication 103**. v. 37. [S.l.: s.n.], 2007.
- ICRU. **History - ICRU**. [S.l.: s.n.], 2018. Disponível em:
<https://www.icru.org/about-icru/history/>.
- IEC. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in determination of characteristics**. [S.l.: s.n.], 2005.
- JAPAN, GOV. **Ministry of the Environment: Radiosensitivity of Organs and Tissues**. [S.l.: s.n.], 2022. Disponível em:
<https://www.env.go.jp/en/chemi/rhm/basic-info/1st/03-02-06.html>.
- KEMERINK, M. *et al.* Characteristics of a First-Generation X-Ray System. **Radiology**, v. 259, p. 534–539, mai. 2011.
- KHAN, F. M.; GIBBONS, J. P. **Khans the physics of radiation therapy**. 5. ed. [S.l.]: Lippincott Williams e Wilkin, 2014.
- KNOLL, G. F. **Radiation detection and measurement**. [S.l.]: John Wiley Sons, Cop, 2010.
- LIMA, R.; AFONSO, J. C.; PIMENTEL, L. C. Raios-x: fascinação, medo e ciência. **Química Nova**, v. 32, p. 263–270, 2009.
- LINTON, O. W. Medical Applications of X Rays. **Beam Line**, v. 25, 1995.
- LUDEWIG, E. *et al.* Dose measurement in small animal radiology: how intense is the influence of distance and position of the investigator in relation to the patient? **Berliner und Munchener tierarztliche Wochenschrift**, Berl Munch Tierarztl Wochenschr, v. 123, 2010.

- MAYER, M. N.; KOEHNCKE, N. K.; BELOTTA, A. F.; CHEVELDAE, I. T.; WALDNER, C. L. Use of personal protective equipment in a radiology room at a veterinary teaching hospital. **Veterinary Radiology Ultrasound**, v. 59, p. 137–146, dez. 2017.
- MAYLES, P.; NAHUM, A. E; ROSENWALD, J. C. **Handbook of Radiotherapy Physics**. [S.l.]: CRC Press, 2007.
- MINOLTA, K. **Altus 125 kV – Raios-X Analógico Veterinário: Características Técnicas**. [S.l.: s.n.], 2019.
- OH, H. *et al.* Restraint exposure to scatter radiation in practical small animal radiography measured using thermoluminescent dosimeters. **Veterinární Medicína**, v. 63, p. 81–86, fev. 2018.
- OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações Ionizantes**. [S.l.]: São Paulo Oficina De Textos, 2010.
- PALGRAVE, K. Radiography in Veterinary Practice – a Review and Update. **Veterinary Nursing Journal**, v. 27, p. 51–55, fev. 2012.
- RADCAL. **10X6-1800 Specification Sheet**. [S.l.: s.n.], out. 2019. Disponível em: <https://radcal.com/10x6-1800-radiation-protection-ion-chamber/>.
- RADCAL. **Accu-Gold⁺ - Radcal | Radiation Measurement Devices**. [S.l.: s.n.], out. 2016. Disponível em: <https://radcal.com/accu-gold-plus/>. Acesso em: 15 fev. 2023.
- SALUSTIANO, G.; FRANÇA E SILVA, M.; NEVES, L. P.; MARTINS, V.; PERINI, A. P. Levantamento do H*(10) em uma sala de radiologia veterinária. **Anais XIV SEB**, dez. 2022.
- SANTANA, A.; ALVES-PIMENTA, S.; MARTINS, J.; COLAÇO, B.; GINJA, M. Hands-Free Conventional Radiographic Ventrodorsal Hip Extended View. **Frontiers in Veterinary Science**, v. 7, jun. 2020.
- SANTIN FILHO, O. Breve Histórico dos Cem Anos da Descoberta dos Raios X: 1895-1995. **Química Nova**, v. 18, p. 574–583, jan. 1995.

SCHNELLE, G. B. The History of Veterinary Radiology. **Veterinary Radiology**, v. 9, p. 5–10, jan. 1968.

SEIFERT, H.; LÜPKE, M.; NIEHAUS, H.; MEYER-LINDENBERG, A. Radiation exposure of the staff during standardised radiography of dogs and cats. **Berl Munch Tierarztl Wochenschr**, v. 121, p. 228, mai. 2008.

SHENG, H Y; HUGGINS, Robert A. A review of body composition studies with emphasis on total body water and fat. v. 32, p. 630–647, mar. 1979.

SILVA, E.; FRASSINETTI, P.; CARNEIRO, P.; CAVALCANTI, M. **Radioterapia Versus Radiossensibilidade Individual**. [S.l.: s.n.], 2014. Acesso em: 16 mai. 2023.

TAUHATA, L.; SALATI, P. A.; PRINZIO, R.; PRINZIO, A. R. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. 10. ed. [S.l.]: CNEN, 2013.

TURNER, J. E. **Atoms, Radiation, and Radiation Protection**. [S.l.]: John Wiley Sons, jan. 2007.

TWARDELLA, D.; CHANG-CLAUDE, J. Studies on radiosensitivity from an epidemiological point of view – overview of methods and results. **Radiotherapy and Oncology**, v. 62, p. 249–260, mar. 2002.

VALERIANO, C. C. **Emprego de simulação computacional para avaliação de objetos simuladores impressos 3D para aplicação em dosimetria clínica**. 2017. Tese (Doutorado).

YUSUF, S.; UMAR, I.; ABBA, I.; MOHAMMED, I. Assessment of the Knowledge and Attitude to Radiation Safety Standards of the Radiological Staff in Damaturu, Yobe State, Nigeria. **Asian Journal of Medical Principles and Clinical Practice**, unknown, v. 3, 2020.