



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro de Tecnologia e Ciências

Instituto de Física Armando Dias Tavares

Tayane Tanure França

Estudo de dose em linhas de luz síncrotron

Rio de Janeiro

2022

Tayane Tanure França

Estudo de dose em linhas de luz síncrotron

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-graduação em Física, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Vinicius Colaço Gonçalves

Coorientadora: Prof. Dra. Regina Cély Rodrigues Barroso

Rio de Janeiro
2022

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/ REDE SIRIUS / BIBLIOTECA CTC/D

F814e França, Tayane Tanure.
Estudo de dose em linhas de luz síncrotron / Tayane Tanure
França. - 2021.
76 f. : il.

Orientador: Marcos Vinicius Colaço Gonçalves.
Coorientadora: Regina Cély Rodrigues Barroso.
Dissertação (mestrado) - Universidade do Estado do
Rio de Janeiro, Instituto de Física Armando Dias Tavares.

1. Radiação – Dosimetria – Teses. 2. Radiação síncrotrônica -
Teses. 3. Girino – Microtomografia por raio X – Teses. I. Gonçalves,
Marcos Vinícius Colaço. II. Barroso, Regina Cély Rodrigues.
III. Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Instituto de Física
Armando Dias Tavares. IV. Título.

CDU 539.1.074.6

Bibliotecária: Teresa da Silva CRB7/5209

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou
parcial desta dissertação, desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

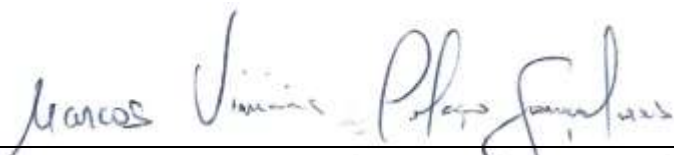
Tayane Tanure França

Estudo de dose em linhas de luz síncrotron

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Física, ao Programa de Pós-Graduação em Física da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovada em 17 de fevereiro de 2022.

Banca Examinadora:



Prof(a). Dr. Marcos Vinicius Colaço Gonçalves (orientador)
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ



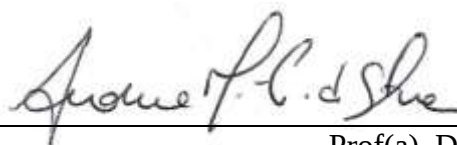
Prof(a). Dra. Regina Cély Rodrigues Barroso (coorientadora)
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ



Prof(a). Dr. Alessandro Facure Neves de Salles Soares
Comissão Nacional de Energia Nuclear



Prof(a). Dr. Luís Alexandre Gonçalves Magalhães
Instituto de Biologia Roberto Alcântara Gomes – UERJ



Prof(a). Dra. Andrea Mantuano Coelho da Silva
Instituto de Física Armando Dias Tavares – UERJ

Rio de Janeiro
2022

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho às mulheres da minha vida:
Valdereza (*In memorian*), Luzinete, Tatiane e Ana Beatriz.
Vocês são fortaleza e inspiração.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a mim por não ter desistido mesmo em períodos tão difíceis.

À minha mãe por todo o apoio e incentivo de sempre continuar estudando.

Ao meu companheiro, Jackson Farias, que me apoia incondicionalmente em todos os momentos, acreditando em mim quando nem eu mesma o faço.

Aos amigos e familiares que conseguiram se fazer presente mesmo em tempos de distanciamento.

Aos amigos do grupo de pesquisa do Laboratório de Física Aplicada às Ciências Biomédicas e Ambientais (Lab_FisMed) da UERJ, em especial aos professores Marcos Colaço e Regina Cely, por toda a orientação, paciência, confiança e incentivo, sem os quais esse trabalho não seria possível, Gabriela, Arissa e Katrine por todo o apoio e ajuda.

Aos colegas do Laboratório de Ciências Radiológicas (LCR) por todo o apoio e contribuição, em especial, professores Carlos Eduardo de Almeida, Camila Salata e Samara Cristina.

Ao programa FAPERJ pelo apoio e financiamento.

RESUMO

FRANÇA, T. T. *Estudo de dose em linhas de luz síncrotron*. 2021. 84 f. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física Armando Dias Tavares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2022.

Uma fase inicial crítica para qualquer linha de luz envolve testes detalhados de caracterização e comissionamento. O desenvolvimento de laboratórios síncrotrons de alto brilho ao redor do mundo tem oferecido aos usuários feixes de raios X com dimensões cada vez menores e fluxos cada vez maiores. Em consequência, a dose que é entregue às amostras passa a ser uma preocupação ainda maior quando os objetos de estudos são materiais de interesse biológico. Teoricamente, para altas densidades de fluxos de raios X, existe uma relação entre a dose (ou taxa de dose) e os danos estruturais induzidos. As estimativas dosimétricas são o primeiro passo para minimizar o risco de danos por radiação. Este trabalho tem o objetivo de contribuir para o tema de dosimetria em feixes síncrotrons, estimando a taxa de dose em água a partir da simulação do espectro de raios X síncrotron para três gerações diferentes de anéis de armazenamento. A medida direta do espectro de raios X incidente é muito difícil uma vez que a taxa de fluxo diferencial de fótons é ordens de magnitude superiores às capacidades dos materiais detectores convencionais e do hardware de análise de altura do pulso. Como alternativa, o espectro foi estimado a partir de um modelo teórico usando o programa SPECTRA versão 11.0. Nos concentramos em quantidades relacionadas com o feixe de raios X: fluxo (densidade do fluxo, fluxo integrado, etc.), qualidade do feixe, potência, que estão relacionadas a grandezas físicas dosimétricas básicas, tais como fluência, kerma no ar e dose absorvida por tecidos moles. A metodologia proposta foi testada usando os parâmetros experimentais de três fontes síncrotron de diferentes gerações, UVX, Elettra e Sirius de modo a estimar a dose em uma amostra biológica. A mesma metodologia foi aplicada em um experimento real em que a morfologia do girino *Thoropa miliaris* foi estudada usando a técnica de microtomografia nas linhas de luz SYRMEP e IMX. Os resultados obtidos mostram a necessidade de otimização dos experimentos com amostras biológicas de modo a diminuir a dose entregue à amostra mantendo o compromisso de qualidade da imagem gerada.

Palavras-chave: Dosimetria. Taxa de dose. Radiação Síncrotron. Microtomografia.

ABSTRACT

FRANÇA, T. T. *Dose study in synchrotron beamlines*. 2022. 84 f. Dissertação (Mestrado em Física) - Instituto de Física Armando Dias Tavares, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2022.

A critical initial phase for any beamline involves detailed characterization and commissioning tests. The development of high-brightness synchrotron laboratories around the world has provided users with X-ray beams with ever smaller dimensions and ever increasing fluxes. As a result, the dose that is delivered to the samples becomes an even greater concern when the objects of study are materials of biological interest. Theoretically, for high densities of X-ray fluxes, there is a relationship between the dose (or dose rate) and induced structural damage. Dosimetric estimates are the first step in minimizing the risk of radiation damage. This work aims to contribute to the topic of dosimetry in synchrotron beams, estimating the dose rate in water from the simulation of the synchrotron X-ray spectrum for three different generations of storage rings. Direct measurement of the incident X-ray spectrum is very difficult as the differential photon flux rate is orders of magnitude greater than the capabilities of conventional detector materials and pulse height analysis hardware. Alternatively, the spectrum was estimated from a theoretical model using the SPECTRA version 11.0 program. We focus on quantities related to the X-ray beam: flux (flux density, integrated flux, etc.), beam quality, power, which are related to basic dosimetric physical quantities such as fluence, air kerma and absorbed dose by soft tissue. The proposed methodology was tested using the experimental parameters of three synchrotron sources of different generations, UVX, Elettra and Sirius, in order to estimate the dose in a biological sample. The same methodology was applied in a real experiment in which the morphology of the tadpole *Thoropa miliaris* was studied using the microtomography technique in the SYRMEP and IMX beamlines. The results obtained show the need to optimize experiments with biological samples in order to reduce the dose delivered to the sample while maintaining the commitment to the quality of the generated image.

Keywords: Dosimetry. Dose rate. Synchrotron radiation. Microtomography.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	8
1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
1.1 Danos por radiação	11
1.2 Danos da radiação síncrotron	14
1.3 Radiação síncrotron	17
1.4 Grandezas dosimétricas	25
1.4.1 Fluxo e Fluxo de energia	25
1.4.2 Fluência	26
1.4.3 Kerma, K	27
1.4.4 Dose absorvida, D	28
1.5 Dosímetros	29
1.5.1 Câmara de ionização	31
1.5.2 Dosímetro Termoluminescente (TLD - <i>Thermoluminescent Dosimeter</i>)	34
1.5.3 Sensores a fibra óptica	37
2 MATERIAIS E MÉTODOS	39
2.1 Distribuição do fluxo de fótons para cada fonte de luz	40
2.1.1 UVX	41
2.1.2 ELETTRA	42
2.1.3 Sirius	43
2.2 Parâmetros geométricos das linhas de luz	44
2.2.1 Linha IMX	44
2.2.2 Linha SYRMEP	45
2.2.3 Linha Mogno	46
2.3 Coeficientes de atenuação	48
2.4 Estudo de caso: MicroCT do girino <i>Thoropa miliaris</i>	49
2.4.1 Experimentação na IMX	50
2.4.2 Experimentação na SYRMEP	52
2.5 Metodologia para o cálculo de dose em água	54
3 RESULTADOS E DISCUSSÕES	56
3.1 Comparação de dose para diferentes gerações de síncrotrons	56
3.2 Comparação de dose para diferentes filtros	58
3.3 Estimativa de dose de microCT do <i>Thoropa miliaris</i>	65
CONCLUSÃO	68
REFERÊNCIAS	69

INTRODUÇÃO

O dano por radiação é um aspecto importante a ser considerado ao analisar amostras biológicas com técnicas de raios X, pois pode induzir alterações químicas e estruturais nas amostras. A partir do desenvolvimento destas técnicas e dos aparatos experimentais como os laboratórios de luz síncrotron, cresce uma preocupação a respeito da dose gerada pelas medidas e quais seriam as suas implicações e consequências (BEDOLLA *et al.*, 2018; CLOSE; BERNHARD, 2019; CHEN *et al.*, 2011; HOLTON, 2009; BEETZ; JACOBSEN, 2002; GARMAN; WEIK, 2021).

O desenvolvimento de fontes de raios X com brilho e fluxo cada vez maiores, leva a melhorias significativas para aplicações de espectroscopia, difração e imagem na faixa de energia de raios X multi-keV. Os síncrotrons expandiram amplamente as possibilidades e o refinamento das investigações de estruturas e dinâmicas biológicas. Em contrapartida, nas investigações biológicas são os danos por radiação quem estabelecem os limites rígidos no desempenho final reafirmando a importância da dosimetria para controle da integridade das amostras e garantias de resultados mais confiáveis (FAYARD *et al.*, 2009; BLAUSTEIN, 2017).

A Agência Internacional de Energia Atômica (em inglês, *International Atomic Energy Agency* -IAEA) é a agência que estabelece o padrão internacional em dosimetria da radiação através da publicação de uma série de Relatórios Técnicos (do inglês, *Technical Reports* - IAEA-TRS), que são códigos de práticas (CoPs) ou protocolos de dosimetria adotados internacionalmente. Como exemplo, o Relatório Técnico nº 398 (IAEA/TRS-398), publicado em 2000, é um CoP internacional com recomendações para dosimetria baseada em padrões de dose absorvida na água de feixes de elétrons e fótons de alta energia (1 MeV a 50 MeV), raios gama de Co60, raios X de baixa (até 80 keV a 100 keV) e média energia (100 keV a 1 MeV), prótons e íons pesados (IAEA, 2000). Em 2017, a IAEA e a Associação Americana de Física em Medicina (do inglês, *The American Association of Physicists in Medicine* – AAPM) publicaram o Relatório Técnico nº 483 (IAEA/TRS-483) com recomendações para dosimetria em condições de não-referência e indicação de detectores para uso em campos de radiação nomeados como campos pequenos usados em feixes de radioterapia (IAEA, 2017). Entretanto, até o momento, não há uma padronização para feixes síncrotrons.

Este trabalho tem o objetivo de contribuir para o tema de dosimetria em feixes síncrotrons, estimando a dose em água a partir da simulação do espectro de raios X síncrotron utilizando a configuração de três gerações diferentes de anéis de armazenamento: as fontes UVX e Sirius (do Laboratório Nacional de Luz Síncrotron, Brasil) e *Elettra-Sincrotrone Trieste*, Itália, de segunda, quarta e terceira e geração, respectivamente.

O UVX foi a primeira fonte síncrotron brasileira que operava com feixes de elétrons à energia de 1,37 GeV. Durante sua operação, a fonte de luz síncrotron UVX permitiu a execução de experimentos em diversas técnicas de análise microscópica da matéria usando radiação infravermelha, ultravioleta e raios X. Em 2019, a fonte de luz síncrotron UVX encerrou sua operação para atividades de pesquisa de usuários (RODRIGUES *et al.*, 1998; CRAIEVICH, 2020; LIU *et al.*, 2019).

O laboratório Elettra é síncrotron italiano de 2ª geração, localizado em Trieste, com anel de armazenamento que opera em 2 e 2,4 GeV. Os parâmetros e informações sobre o acelerador, fontes e linhas de luz são amplamente disponibilizadas através do seu site oficial (ELETTRA, 2020) e artigos publicados (GIANONCELLI *et al.*, 2016; KARANTZOULIS; BARLETTA, 2019; WALKER, 1992; TUNIZ *et al.*, 1990), além de ampla contribuição em investigações biológicas (DULLIN *et al.*, 2021; LONGO, 2016; GIANONCELLI *et al.*, 2021).

O advento de novos anéis de armazenamento no limite de difração, que produzirão feixes síncrotron ainda mais brilhantes, acentuam ainda mais a necessidade de aumentar o conhecimento sobre o problema de danos por radiação em tecidos biológicos. Espera-se que este trabalho contribua para o comissionamento das linhas de luz da nova fonte síncrotron brasileira – Sirius. A fonte Sirius foi projetada para ter o maior brilho dentre todos os equipamentos na sua classe de energia. A fonte Sirius é baseada em um anel de armazenamento de 3 GeV com circunferência de 518 m e emitância natural de 28 nm.rad, será a maior e mais complexa infraestrutura científica já construída no País e uma das primeiras fontes de luz síncrotron de quarta geração do mundo (LIU *et al.*, 2013; ERIKSSON *et al.*, 2014; WESTFAHL *et al.*, 2018; CRAIEVICH, 2020; BRASIL, 2014).

Os parâmetros dos anéis de armazenamento e da fonte de luz foram utilizados como dados de entrada no simulador SPECTRA versão 11.0 para obtermos o espectro em energia

do fluxo específico de cada linha de luz usada: Esta simulação combinada com parâmetros geométricos do feixe, setup das linhas de luz, energia e filtros físicos utilizados e a composição da amostra, nos permitiu estimar as taxas de doses resultantes das linhas SYRMEP, IMX e do feixe policromático gerado pela fonte da linha MOGNO (FIDALGO, 2019; FIDALGO *et al.*, 2020; FIDALGO *et al.*, 2018)

Este trabalho será apresentado a seguir em três capítulos e conclusão. No capítulo 1, temos a fundamentação teórica, no qual serão discutidos os princípios teóricos relacionados aos danos causados pela radiação ionizante e a interação da radiação com a matéria. Serão apresentadas as grandezas dosimétricas necessárias para o bom entendimento do trabalho, os dosímetros, as especificidades da radiação síncrotron e como pode ser realizado o estudo dosimétrico nas linhas de luz. No capítulo 2, Materiais e Métodos, serão abordados a estimativa do espectro de raios X, o setup e os parâmetros das linhas de luz dos laboratórios, UVX, ELETTRA e Sirius, e a análise dos dados experimentais de seus respectivos estudos de caso. No capítulo 3, temos a apresentação dos resultados e discussões. Finalizando com a conclusão deste trabalho.

1 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.1. Danos por radiação

Quando a radiação interage com um alvo, dependendo da energia, ela produz átomos e moléculas excitados e ionizados, bem como muitos elétrons secundários. Os elétrons secundários podem gerar novas ionizações e excitações até que, as energias de todos os elétrons fiquem abaixo do necessário para excitar o meio. (TURNER, 2007; HOBBIE; ROTH, 2015).

A resposta de um alvo à radiação deve-se, direta ou indiretamente, à ionização produzida pelas partículas carregadas que perdem sua energia cinética. A ação direta dos impactos na célula resulta da própria interação da radiação com o alvo. Já os efeitos indiretos são causados, posteriormente, pela ação química dos radicais livres e outros produtos da radiação (TURNER, 2007; ELGAZZAR; KAZEM, 2015).

Ao estudar sistemas sensíveis à radiação, é fundamental garantir que a integridade da amostra seja mantida durante todo o período de medição. O dano induzido pela radiação pode se manifestar pela perda de massa, reorganização das características morfológicas finas da amostra, quebra de ligação e redistribuição de elementos, especialmente em amostras hidratadas, e devem ser gerenciadas reduzindo ao máximo o tempo de exposição. (LOMBI *et al.*, 2011; BEETZ; JACOBSEN, 2002; GIANONCELLI *et al.*, 2015; JONES *et al.*, 2020).

Danos por radiação podem ser minimizados mantendo a exposição acumulada aos raios X curta. Em laboratórios mais modernos, como os síncrotrons de 4ª geração, tem que se considerar o quão brilhante é o feixe e quais procedimentos podem ser realizados para mitigar e/ou prever os danos da radiação (HOLTON, 2019).

O uso de raios X moles (de baixa energia) é conhecido por causar mais danos do que os raios X duros (alta energia) por causa de sua maior absorção pela matriz biológica e maior poder ionizante, causando alterações químicas na amostra e promovendo a formação de radicais livres. A extensão do dano por radiação depende de diferentes fatores, como comprimento de onda do raio X, tempo de exposição, preparação da amostra e parâmetros ambientais, como pressão, temperatura e umidade (GIANONCELLI *et al.*, 2015; BEDOLLA *et al.*, 2018).

Um fator complicador é que muitos estudos relatam a energia do feixe incidente e o tempo de exposição, mas muitas vezes não o parâmetro crítico: fluxo de raios X na amostra. Sem um registro do fluxo incidente é impossível avaliar a dose experimentada pela amostra e, portanto, a probabilidade de danos afetarem os resultados (JONES *et al.*, 2020).

Qualquer estudo sistemático de danos por radiação depende de uma determinação precisa da dose, expressa em energia depositada por unidade de massa. A dose pode ser calculada a partir do conhecimento dos parâmetros do feixe (tamanho, fluxo e perfil) e dos constituintes da amostra (RAVELLI; GARMAN, 2006).

Embora não seja adequada para estudos *in vivo*, a análise criogênica no estado congelado-hidratado surge como uma estratégia-chave de mitigação de danos. Este tem sido considerado o 'padrão ouro' para investigações microanalíticas de tecidos vegetais, uma vez que é assumido *a priori* para preservar a distribuição de elementos intrínsecos e a forma química indefinidamente. A criogenia é amplamente utilizada na técnica de cristalografia de raios X no estudo de macromoléculas com o intuito de reduzir a progressão do dano. (MORA, 2020; JONES *et al.*, 2020; VAN DER ENT *et al.*, 2017)

Até o momento, os limites de dose aceitáveis não foram sistematicamente estabelecidos para muitas das amostras biológicas. Os limites variam bastante dependendo do material e espécie investigados e do método de conservação utilizado. Por exemplo, amostras de folhas e raízes de girassol (*Helianthus annuus*) sob diferentes protocolos foram comparadas. Enquanto o limite de dose em raízes e folhas frescas foram estabelecidos em 4,1 kGy, as amostras congeladas não demonstraram dano aparente em doses em torno de 587 kGy (JONES *et al.*, 2020).

Outro fator importante para avaliar experimentos *in vivo* é o efeito da dose em um tempo decorrido após a exposição. No mesmo estudo, Jones e colaboradores (2020) avaliaram doses de 0,3 a 8,1 kGy em áreas de plantas vivas e ao longo de 9 dias, apenas a área com 0,3 kGy não mostrou sintomas de dano por radiação após 2-9 dias. Nas demais doses, a região examinada desencadeou, com o passar dos dias, efeitos colaterais como branqueamento e necrose.

Scheckel *et al.* (2004) estudaram folhas da espécie *Iberis intermedia* com técnica μ -XRF de *in vivo* na linha de luz Sector 20-BM (Pacific Northwest Consortium-Collaborative Access Team (PNC-CAT)) na Advanced Photon Source no Argonne National Laboratory,

Argonne, IL, USA. Após o mapeamento foi observado leve dano induzido por feixe no tecido da folha. Se esse dano causou redistribuição elementar é desconhecido.

Um estudo de Fernandéz e colaboradores (2018) avaliaram os danos em tecidos ósseos com o uso da microtomografia computadorizada com radiação síncrotron (microCT) na linha Diamond-Manchester Imaging Branchline (I13-2) do laboratório Diamond Light Source (DLS), Reino Unido. O tamanho efetivo do voxel foi de 2,6 μm , com um campo de visão de 6,7 $\times$ 5,6 mm. Diferentes doses de radiação de raios X foram obtidas para ossos trabecular e cortical usando tempos de exposição por projeção de 512, 256, 128 e 64 ms. Para cada conjunto de dados, 1801 imagens de projeção foram coletadas em 180° de rotação contínua ('fly scan'). Os resultados mostraram como altos níveis de deformação local correspondentes a microfissuras visíveis em altas doses de irradiação ($\sim$ 230 kGy), apesar das propriedades elásticas aparentes permanecerem inalteradas. Não foram detectadas microfissuras e a plasticidade óssea foi preservada para baixas doses de irradiação ($\sim$ 33 kGy), embora a qualidade da imagem tenha sido reduzida.

Foram investigadas doses variando de 4,7 a 32,9 kGy por tomografia, obtidas pela variação do tempo de exposição aos raios X (de 64 a 512 ms por projeção). A dose de radiação foi estimada assumindo a mesma energia de 28,93 keV e fluxo de fótons de $4,9 \times 10^{13}$ fótons/s, conforme estimado usando o código SPECTRA. Enquanto a dose administrada foi simulada usando o código Monte Carlo FLUKA. (FERNANDEZ *et al.*, 2018).

Experimentos realizados na linha de luz SYRMEP no Elettra em três espécies de plantas: *Helianthus annuus*, *Coffea arabica* cv *Pacamara* e *Populus tremula* $\times$ *alba* mostraram que várias varreduras microCT levam à interrupção de funções e processos celulares fundamentais. Logo, a investigação por microCT de fenômenos que dependem da atividade fisiológica de células vivas pode produzir resultados errôneos e levar a conclusões incorretas. Com uma energia média de raios X de 25 keV, resultando em uma taxa de dose de entrada na água de 47 mGy/s , as amostras expostas a varreduras microCT sofreram sérias alterações nas membranas celulares. Os efeitos negativos dos raios X eram aparentes em todas as espécies testadas, mas a magnitude dos danos e o número mínimo de varreduras que induziram efeitos negativos eram específicos da espécie (PETRUZZELLIS *et al.*, 2018).

Bedolla e colaboradores (2018) fomentaram uma discussão sobre os danos de radiação induzidos por raios X moles da amostra completa (considerando tecido biológico, o substrato, o meio de inclusão e o procedimento de fixação do tecido). Já que a preparação e o manuseio da amostra envolvem uma interação que podem influenciar no dano por radiação. Este estudo considerou diferentes doses em ultralene, parafina e em tecidos de rato embebidos em parafina com três diferentes fixadores (formalina, glutaraldeído e Karnovsky) com exposições de raios X moles na linha de microscopia e fluorescência TwinMic do Elettra Sincrotrone Trieste, Trieste, Itália. Os protocolos com glutaraldeído e Karnovsky mostraram a menor tolerância à radiação de raios X suaves, enquanto o protocolo com formalina começa a mostrar alguma degradação com doses de radiação mais alta, mostrando-se mais resistente aos danos da radiação.

Estudos posteriores apresentaram os efeitos dos danos por radiação acompanhados ao longo do tempo usando uma combinação de microespectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) e fluorescência de raios X (XRF), e foi demonstrado que, para doses mais altas, uma oxidação do meio de incorporação e do substrato de ultralene ocorre após a amostra irradiada ser exposta ao ar. Os resultados apontam que o processo de oxidação pode afetar a avaliação quantitativa das concentrações de elementos leves (BEDOLLA *et al.*, 2021).

1.2. Interação da radiação com a matéria

Quando uma amostra é excitada por raios X, podem ocorrer as possíveis interações: espalhamento, emissão e absorção. Os fenômenos mais prováveis de ocorrerem para a faixa de energia utilizada e para materiais biológicos (com baixo número atômico Z) são os espalhamentos Rayleigh (coerente) e Compton e o efeito fotoelétrico. A energia de cada fóton corresponde a um momento linear associado, e, dessa forma, podem ocorrer ‘colisões’ em que o fóton transfere energia e momento para outras partículas (TAUHATA *et al.*, 2013; YOSHIMURA, 2009).

O efeito Compton (ou espalhamento inelástico) trata-se do espalhamento de um fóton por um elétron orbital fracamente ligado ao átomo. No qual, há transferência de parte da energia e do momento do fóton para o elétron, e o fóton após o espalhamento muda a sua

direção inicial e a energia. Este efeito torna-se mais provável quando a energia incidente é maior que a energia de ligação dos elétrons do material (TSOULFANIDIS, 2015).

O espalhamento Rayleigh é um espalhamento elástico. Não excita nem ioniza o átomo e o fóton espalhado possui a mesma energia que o fóton incidente, mudando apenas sua direção, ou seja, não há transferência de energia. A probabilidade de espalhamento coerente é significativa apenas para energias de fótons baixas (normalmente abaixo de algumas centenas de keV para materiais comuns) e é mais proeminente em absorvedores de Z alto (KNOLL, 1999).

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da raios X a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética bem definida. Sendo a energia do feixe incidente superior ou igual à energia de ligação do elétron excitado. A direção do elétron expelido em relação à direção do feixe de incidência varia conforme a energia. Em decorrência da vacância gerada, o átomo torna-se instável. E elétrons dos níveis mais externos realizam um salto quântico para preencher essa vacância. Como o elétron é oriundo da camada exterior e está mais energizado, esta energia excedente é emitida sob a forma de um fóton de raio X com energia característica e bem definida para cada elemento (SIMABUCO, 1993).

A probabilidade de tais interações da radiação com a matéria é caracterizada por coeficientes de interação, que se referem a um processo de interação específico, tipo e energia de radiação e material alvo. O coeficiente de interação fundamental é a seção de choque σ , área que mede a probabilidade de que uma colisão (interação) entre um feixe de partículas e um alvo ocorra (SELTZER, 2011).

A seção de choque de um alvo, para uma interação particular produzida por partículas incidentes carregadas ou não de um determinado tipo e energia, é o quociente do número médio de interações, N , pela fluência de partículas Φ (SELTZER, 2011).

$$\sigma = \frac{N}{\Phi} \quad (1)$$

Sendo a unidade no sistema internacional m^2 . Outra unidade usada é barn (b), sendo $1\text{b} = 10^{-28} \text{m}^2 = 100 \text{fm}^2$.

De acordo com o Relatório nº 85 da ICRU (*ICRU Report* nº 85), se partículas incidentes de um determinado tipo e energia podem sofrer tipos diferentes e independentes de interação em um alvo, a seção de choque resultante, às vezes chamada de seção de choque total, σ , é expressa pela soma das seções de choque dos componentes, σ_J , portanto

$$\sigma = \sum_J \sigma_J = \frac{1}{\Phi} \sum_J N_J \quad (2)$$

onde N_J é o número médio de interações do tipo J por entidade alvo sujeita à fluência de partículas Φ , e σ_J é a componente da seção de choque referente a uma interação do tipo J.

Quando o feixe atravessa um material específico, este sofre atenuação devido à interação dos fótons com os átomos da amostra, interações que já foram exploradas aqui. O coeficiente de atenuação linear (μ) é a soma das probabilidades de ocorrência destes efeitos, a probabilidade por unidade de comprimento que o fóton de raios X percorre na amostra, como mostra a equação:

$$\mu = \text{fotoelétrico} + \text{produção de par} + \text{Compton} \quad (3)$$

O coeficiente de atenuação μ de um material para um determinado tipo de interação varia com a energia da radiação e depende do seu estado físico do material. Por este motivo, costuma-se tabelar os valores dos coeficientes de atenuação divididos pela densidade do material, tornando-os independentes de sua fase. Assim, temos o Coeficiente Mássico de Atenuação, μ/ρ . Este é um parâmetro fundamental no estudo da interação da radiação com a matéria. Ele fornece a medida da fração da intensidade de radiação dispersada ou absorvida pela matéria através dos diversos tipos de interação. A determinação desse coeficiente para amostras de tecidos biológicos gera um novo parâmetro de comparação entre amostras (TSOULFANIDIS, 2015).

O coeficiente de atenuação mássico μ/ρ de um material, para partículas não carregadas de um determinado tipo e energia, é o quociente de dN/N por ρdl (SELZER, 2011),

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dN}{dl} \frac{1}{N} \quad (4)$$

Onde dN/N é a fração média das partículas que experimentam interações ao atravessar uma distância dl no material de densidade ρ . A unidade no sistema internacional é $m^2 kg^{-1}$.

O coeficiente de transferência de energia mássico μ_{tr}/ρ de um material, para partículas não carregadas de um determinado tipo e energia, é definido pelo quociente de dR_{tr}/R por ρdl (SELTZER, 2011),

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho dl} \frac{dR_{tr}}{R} \quad (5)$$

Onde dR_{tr} é a energia média que é transferida para a energia cinética de partículas carregadas por interações das partículas não carregadas de energia radiante incidente R ao percorrer uma distância dl no material de densidade ρ .

Uma fração g da energia cinética transferida para partículas carregadas é posteriormente perdida em média em processos radioativos, como o *bremsstrahlung*, à medida que as partículas carregadas demoram a repousar no material, e esta fração g é específica para o material. O produto de μ_{tr}/ρ para um material e $(1 - g)$ é chamado de coeficiente de absorção de energia de massa μ_{en}/ρ , do material para partículas não carregadas (SELTZER, 2011),

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (6)$$

1.3. Radiação síncrotron

A radiação síncrotron revolucionou a pesquisa básica e aplicada em muitas disciplinas científicas e tecnológicas, pois permite o desenvolvimento de pesquisas em áreas estratégicas e multidisciplinares como, por exemplo, agricultura, energia e saúde. Essa radiação pode ser de um milhão a um bilhão de vezes mais intensa do que a produzida por fontes de tubos de raios X. Esta versatilidade da luz síncrotron é o motivo pelo qual muitos países já contam com uma ou mais fontes de luz síncrotron, ou as estão construindo. Mais de 50 instalações de pesquisa de radiação síncrotron baseadas em anéis de armazenamento de elétrons espalhados pelo mundo estão em operação, construção ou planejamento, de acordo com Lightsources.org (BRASIL, 2014; NATURE PHOTONIC, 2015).

Figura 1: Fontes de radiação síncrotron ao redor do mundo



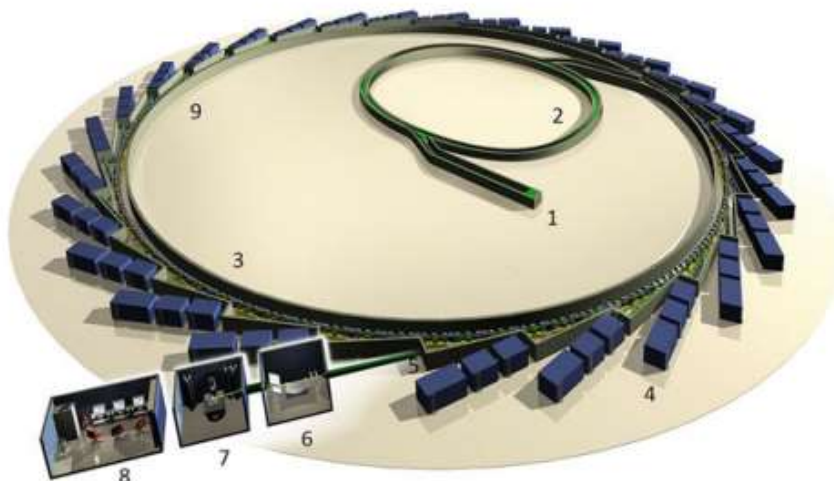
Fonte: COUPRIE, 2014, p. 6.

Partículas carregadas viajando a uma velocidade próxima à velocidade da luz e forçados a desviar de sua trajetória sob o efeito de campos magnéticos emitem luz síncrotron. As fontes desta radiação são aceleradores circulares de elétrons de alta energia, como anéis de armazenamento. A Fonte de Luz Síncrotron é uma máquina de grande porte, capaz controlar o movimento dessas partículas carregadas, tipicamente elétrons, para produzir essa luz síncrotron (BRASIL, 2014; MOBILIO *et al.*, 2015).

Majoritariamente, as fontes de luz são divididas principalmente em três componentes estruturais: um acelerador linear (Linac), um acelerador injetor (Booster) e um anel de armazenamento. Conforme a figura 2, as partículas são ejetadas de um canhão de elétrons para o Linac, onde são acelerados até que sua energia atinja a ordem de (MeV). Os elétrons com energia suficiente para atingir velocidade relativística são conduzidos ao acelerador injetor, conhecido como Booster, por meio de uma linha de transporte composta por eletroímãs. O Booster aumenta a energia dos elétrons por cavidades de radiofrequência até a energia de operação do anel de armazenamento, na ordem de GeV. Os elétrons entram no anel de armazenamento, o acelerador circular final, que são tubos circulares onde os elétrons

são forçados a seguir caminhos circulares sob a ação de ímãs colocados ao longo da circunferência (*bending magnets*). (MOBILIO *et al.*, 2015; BRASIL, 2014).

Figura 2: Esquema de um laboratório síncrotron



Legenda: 1) Sistema de injeção de elétrons, 2) Booster, 3) Anel de armazenamento, 4) Linhas de luz síncrotron, 5) *Front-end*, 6) Sala óptica, 7) Sala experimental, 8) Sala de controle e 9) Cavidade de radiofrequência.

Fonte: LADD; PALMER, 2013, p. 45.

Perpendicular à trajetória circular do anel, a radiação síncrotron é canalizada para as linhas de luz. Ao chegar na gaiola óptica temos espelhos e grades de difração ou cristais, cujo objetivo é filtrar o feixe de modo a obter o comprimento de onda de radiação desejado e também focalizá-lo na amostra sob investigação. Na gaiola experimental temos o equipamento técnico para a realização dos experimentos e vários detectores de raios X. A gaiola de controle oferece aos operadores um sistema de monitoramento controlado por computador para o experimento em andamento (LADD; PALMER, 2013).

Para restaurar a energia perdida pelos elétrons durante a emissão da radiação síncrotron, cavidades de radiofrequência (RF) do acelerador são instaladas no caminho do anel de armazenamento. Na cavidade de RF, os elétrons em fase com a excitação da cavidade são acelerados, enquanto os fora de fase são perdidos. Como consequência da perda de elétrons, o número total de elétrons é injetado a cada poucas horas (WIEDEMANN, 2015).

A rede magnética em um anel de armazenamento é a distribuição de elementos discretos que guiam e focalizam o feixe como os ímãs de deflexão, (responsáveis pela curvatura), quadrupolos (responsáveis pela focalização) e sextupolos (correção de aberração

cromática). Os anéis geralmente são compostos por células de rede magnética idênticas, repetidas várias vezes ao longo do anel criando um sistema com alta periodicidade. É a rede magnética que define as propriedades de equilíbrio do feixe de elétrons, como emitância e dispersão de energia.

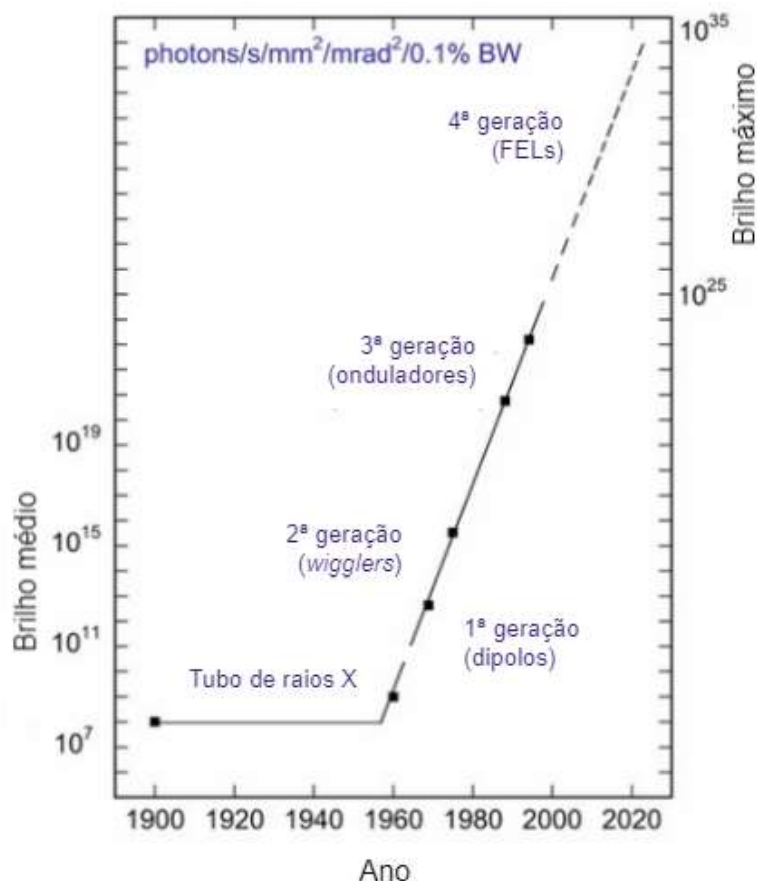
Quando os elétrons atingem a energia esperada, eles estão em uma situação quase estacionária; obrigados a seguir trajetórias circulares pelo campo magnético dos ímãs dobrados, eles perdem, a cada giro, parte de sua energia, emitindo radiação síncrotron. A qualidade de uma fonte de luz é caracterizada pelo seu brilho, que pode ser definido como o número de fótons emitidos pela fonte em uma determinada faixa espectral de energia em uma unidade de tempo (fluxo), por unidade de área (S) e divergência angular (Ω) da fonte. Quanto maior o brilho, melhor será a qualidade da fonte de luz (BRASIL, 2014; MOBILIO, *et al.*, 2015).

$$Brilho = \frac{Fluxo}{S \times \Omega} \quad (7)$$

As características das fontes síncrotron que consistem em anéis de armazenamento de elétrons de alta energia vêm mudando ao longo da história. Essas fontes são frequentemente classificadas como pertencentes a gerações diferentes. Fontes síncrotron de 1ª geração são anéis de armazenamento de elétrons inicialmente projetados para estudar colisões de elétrons de alta energia. As fontes de 2ª geração são anéis especialmente projetados para a produção de fótons emitidos por ímãs dobrados (BRASIL, 2014; CRAIEVICH, 2019).

No Brasil, as circunstâncias econômicas dos anos 1980 e 1990 influenciaram a construção do projeto de anel de armazenamento de 1,37 GeV de segunda geração com 93 m de circunferência, o UVX. Aberto para usuários em 1997, após mais de 20 anos de operação, o UVX foi encerrado para dar lugar ao novo síncrotron brasileiro Sirius (LIU *et al.*, 2019).

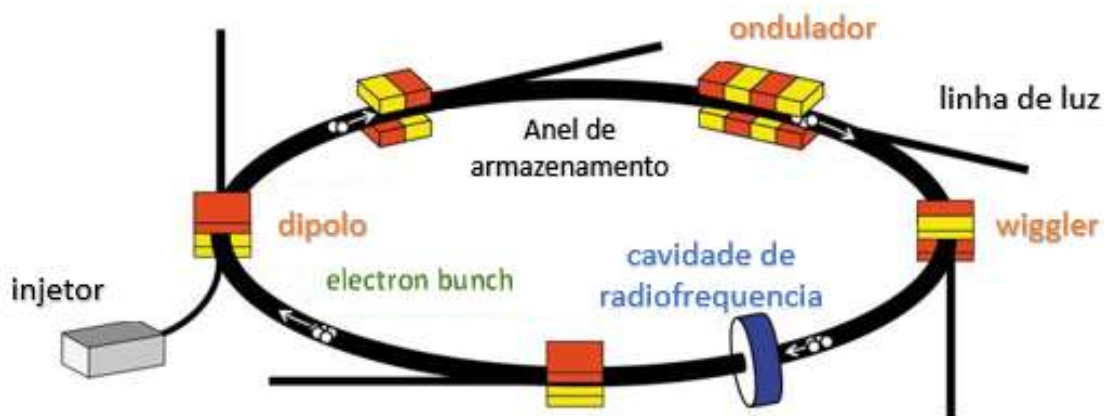
Figura 3: Comparação entre o brilho médio de anéis de armazenamento de diferentes gerações. Como comparação, também o brilho médio dos tubos de raios X e dos Lasers de elétrons livres (FELs) ao longo do tempo



Fonte: MOBILIO *et al.*, 2015, p.31.

Nos laboratórios de luz síncrotron de 3ª e 4ª geração, a radiação é caracterizada principalmente pela baixa emitância (“*spread*” ou propagação do feixe ao passar pelo ímã de deflexão) e pela emissão através de dois tipos de dispositivos de inserção: os *wigglers* e os onduladores. A diferença principal entre eles é dada pela amplitude das oscilações de órbita dos elétrons e pela abertura angular da radiação emitida. Estes dispositivos consistem em um arranjo de ímãs projetados para desviar periodicamente a trajetória dos elétrons gerando feixe de radiação de maior energia e maior fluxo (MOBILIO *et al.*, 2015; CRAIEVICH, 2019).

Figura 4: Esquema de um anel de armazenamento (*storage ring*)

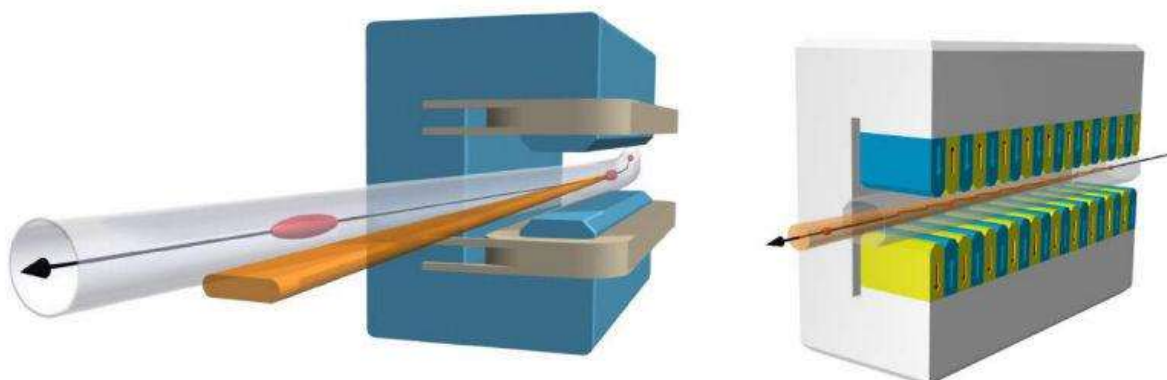


Legenda: Esquema genérico de uma instalação de radiação síncrotron com seu anel de armazenamento, uma cavidade de radiofrequência e diferentes fontes dipolo, ondulador e *wiggler* com suas linhas de luz. Os elétrons circulam no anel como feixes regularmente espaçados (*electron bunch*).

Fonte: HWU; MARGARITONDO, 2021, p. 1014. Adaptado pela autora.

A radiação dos *bending magnets* (ímã de deflexão) é emitida tangencialmente à órbita do anel. No plano vertical não há deflexão, no entanto, a radiação é muito colimada com um ângulo de abertura que corresponde tipicamente ao inverso da energia normalizada γ das partículas. A radiação é emitida em um amplo espectro atingida partir de micro-ondas até a energia crítica do fóton e além com intensidades de declínio rápido. O limite de comprimento de onda longo do espectro de radiação é, na verdade, limitado pela câmara de vácuo, que causa a supressão da radiação em comprimentos de onda mais longos do que suas dimensões (WIEDEMANN, 2015).

Figura 5: Esquema de um feixe de elétrons passando por um ímã de deflexão (à esquerda) e um dispositivos de inserção (à direita).



Fonte: BRASIL, 2014.

Ímãs wiggler e onduladores são fontes poderosas de radiação síncrotron. Estes dispositivos criam um campo magnético permanente periódico (amplitude B_0 , período λ_0). Eles são inseridos em seções retas de anéis de armazenamento e são usados porque a radiação que eles produzem oferece vantagens significativas sobre a produzida pelos ímãs de deflexão como a possibilidade de alterar os campos, podendo alterar a energia crítica, aumentar a intensidade, gerar radiação monocromática de alto brilho e elipticamente polarizada. (WINICK; BROWN, 1982).

No regime “ondulador”, o parâmetro de deflexão K é bastante pequeno ($K < 1$), a radiação emitida em cada inversão interfere com a produzida nas inversões anteriores. Essas interferências podem ser construtivas e a radiação é produzida na forma de raios espectrais (harmônicos) muito intensos. A nitidez dos harmônicos pode ser afetada pelo ângulo de observação, o desvio de energia das partículas (propagação de energia) e a extensão espacial e angular do feixe de elétrons (COUPRIE, 2014)

No regime “wiggler” ($K \gg 1$), a radiação dos diferentes harmônicos se sobrepõe e é semelhante ao ímã de deflexão, com maior intensidade. Quando o elétron passa pelos dispositivos wiggler, ele muda sua trajetória em cada ímã, resultando em um movimento oscilatório caracterizado por pequenos caminhos angulares. Em cada um desses caminhos oscilatórios, o elétron emite radiação em cada uma dessas deflexões curvas, a radiação emitida posteriormente se soma ao longo do wiggler para produzir uma radiação síncrotron mais intensa (WINICK; BROWN, 1982; WIEDEMANN, 2015).

As fontes de raios X de 4ª geração são anéis de armazenamento de elétrons com emitância extremamente baixa, usando *Multi-Bend-Achromat* (MBA) que fornecem feixes de raios X muito brilhantes com grandes volumes de coerência. A primeira fonte síncrotron de quarta geração (MAX-IV) foi construída e está operando desde 2016 em Lund, Suécia, enquanto o Sirius no LNLS no Brasil, possui a linha MANACÁ em funcionamento, enquanto as outras se encontram em fases finais de construção e comissionamento (BRASIL, 2014; MOBILIO *et al.*, 2015).

O feixe de elétrons de uma fonte de alto brilho emite muitos fótons por segundo em uma faixa estreita de energia, possui dimensões pequenas e é bastante colimado. Uma das formas mais efetivas de aumentar o brilho de uma fonte de luz síncrotron é reduzindo a emitância do feixe de elétrons, que é a medida do tamanho e da divergência deste feixe. A emitância é um dos principais parâmetros de uma fonte de luz síncrotron, por isso a busca constante por fontes de emitância cada vez menores. Fontes de luz de quarta geração prometem comprimir os elétrons em feixes mais compactos, levando a pulsos de raios X que concentram mais fótons em um feixe mais compacto e brilhante, o que permite experimentos mais rápidos (CASTELVECCHI, 2015; BRASIL, 2014).

Uma vez que a radiação eletromagnética é emitida, ela é coletada e condicionada de forma apropriada para ser utilizada pelos pesquisadores nas estações experimentais instaladas ao redor da fonte de luz. Quanto maior o número de linhas de luz em operação, maior é o número de experimentos que podem ser realizados ao mesmo tempo. Nas linhas de luz, antes de chegar à amostra, a radiação síncrotron tem seu espectro eletromagnético filtrado por monocromadores, a fim de selecionar o comprimento de onda desejado, de acordo com a técnica experimental a ser adotada. Uma linha de luz normalmente é composta por espelhos, monocromadores, fendas, detectores e entre outros, distribuídos em diferentes cabanas. Essas cabanas têm como objetivo garantir a segurança do trabalho e prover estabilidade mecânica e térmica aos componentes da linha de luz (BRASIL, 2014).

As principais propriedades da radiação síncrotron são alta intensidade, faixa espectral muito ampla e contínua do infravermelho até a região do raio X rígido, alto grau de polarização, alto brilho da fonte devido à pequena seção transversal do feixe de elétrons e alto grau de colimação da radiação, ambiente de ultra-alto vácuo e alta estabilidade do feixe. Todas essas propriedades dependem das características do anel de armazenamento. (MOBILIO *et al.*, 2015).

O síncrotron fornece altas taxas de dose com feixes de fótons monoenergéticos. Uma característica especial desta radiação é sua polarização linear quase total, que influencia nos espalhamentos Compton e Rayleigh da interação dos fótons com a matéria, principalmente a distribuição da dose por meio da interação Compton. Nestes casos, a polarização leva a uma anisotropia de dose. Entretanto, os fotoelétrons não são afetados pela polarização dos fótons e, portanto, a absorção da dose dentro da faixa dos fotoelétrons é isotrópica (BARTZSCH, 2020).

1.4. Dosimetria e grandezas dosimétricas

A dosimetria trata da medida ou cálculo de quantidades radiologicamente relevantes resultantes da interação da radiação ionizante com a matéria. A dosimetria é essencial para quantificar a incidência de várias alterações biológicas em função da quantidade de radiação recebida (relação dose-efeito), monitorar a exposição de indivíduos à radiação e para monitoramento do ambiente (TURNER, 2007; ATTIX, 2004).

Segundo a ICRU 51 (ALLISY, 1993), uma quantidade física é uma propriedade de um objeto ou fenômeno físico que pode ser quantificado por medição e por cálculo. Assim como no caso da quantidade dose absorvida, outras relações são utilizadas para estabelecer sistemas de quantidades físicas a partir de algumas quantidades de base. Como a coerência de tais sistemas é vital, definições claras das quantidades físicas é uma exigência inevitável para a determinação da entrega de energia à matéria (BOS *et al.*, 2011). Essas quantidades devem ter algumas características importantes como: ser inequívocas, necessárias, acessíveis para medição e cálculo e amplamente aplicáveis em situações práticas.

A dosimetria da radiação ionizante trata de dois tipos de quantidades distintas:

- quantidades de descrição de campo: descrevem o próprio feixe de radiação de fótons em termos de número e energias de fótons que constituem este feixe
- quantidades dosimétricas: descrevem a quantidade de energia que o feixe de fótons pode depositar em um determinado meio, como ar, água ou material biológico

Diversos aspectos de um feixe de raios X ou gama podem ser usados para expressar uma quantidade de radiação. A seleção da grandeza mais apropriada depende da aplicação específica. As grandezas dosimétricas são baseadas no número total de eventos ionizantes ou na quantidade de energia depositada, são elas: dose absorvida, exposição, kerma, fluência,

dose equivalente, energia transmitida e entre outras. Algumas destas grandezas serão descritas a seguir (SELTZER, 2011).

1.4.1. Fluxo e Fluxo de energia

De acordo com o Relatório nº 85 da ICRU, o fluxo $\dot{N}$ é o quociente de dN por dt ,

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (8)$$

onde dN é o acréscimo do número de partículas no intervalo de tempo dt . Com unidade s^{-1} . O número de partículas, N , é o número de partículas que são emitidas, transferidas ou recebidas.

Enquanto, o fluxo de energia, $\dot{R}$, representa a variação de energia radiante dR num intervalo de tempo dt (SELTZER, 2011),

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} \quad (9)$$

Com unidade no Sistema Internacional de W. Para partículas de energia E (excluindo a energia de repouso), a energia radiante, R , é igual ao produto NE , ou seja, o número de partículas N e a energia associada.

1.4.2. Fluência

As informações de fluência são quantidades usadas para descrever um feixe de radiação ionizante. A fluência Φ de partículas é definida pelo número de partículas incidentes dN em uma esfera de área transversal dA , com unidade no Sistema Internacional m^{-2} :

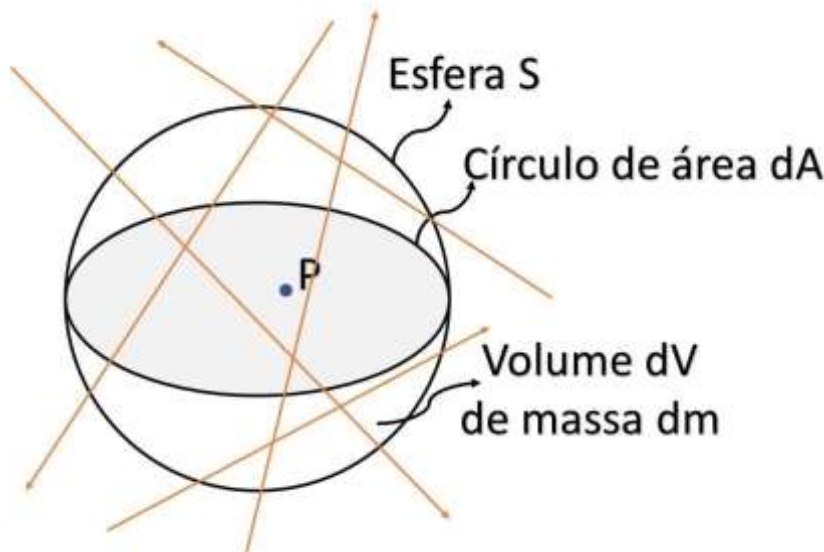
$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (10)$$

Onde dN é o número de partículas incidentes (fótons, ou partículas maciças) que atinge uma esfera de seção reta de área dA ao redor do ponto P durante um intervalo de tempo, conforme a figura 6.

A fluência Ψ de energia é definida pela energia radiante incidente dR em uma esfera de área transversal dA , com unidade no Sistema Internacional J/m^2 :

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \quad (11)$$

Figura 6: Representação da definição da fluência de partículas em um ponto P



Legenda: As setas laranjas indicam as trajetórias de fótons que atravessam a esfera S mas não necessariamente o círculo de área dA.

Fonte: PODGORSK, 2003, p.45. Adaptado pela autora, 2021.

A distribuição Φ_E da fluência em relação à energia é dada pela fluência de partículas de energia entre E e E +dE, sendo $d\Phi$ é o acréscimo da fluência durante o intervalo de tempo infinitesimal dt .

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dt} \quad (12)$$

1.4.3. Kerma, K

A grandeza Kerma (acrônimo em inglês para o termo “*Kinetic Energy Released per unit of Mass*”) é uma quantidade fundamental que corresponde à soma média das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas (E_{tr}) pela incidência de fótons em um material de massa dm, ou seja, representa a energia cinética liberada por unidade de massa, definida como (SELTZER, 2011):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (13)$$

A unidade do kerma é J/kg ou Gray (Gy).

Para uma fluência, Φ de partículas não carregadas de energia E e para um feixe monoenergético, o kerma, K no ponto P, em um material especificado é dado por

$$K = \Phi E \mu_{tr/\rho} = \Psi \mu_{tr/\rho} \quad (14)$$

Onde $\mu_{tr/\rho}$ é o coeficiente de transferência de energia de massa do material para essas partículas.

De acordo com o Relatório no 85 da ICRU, em cálculos dosimétricos, o kerma K é normalmente expresso em termos da distribuição Φ_E da fluência de partículas não carregadas em relação à energia,

$$K = \int \Phi_E E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE = \int \Psi_E \frac{\mu_{tr}}{\rho} dE \quad (15)$$

Onde $\frac{\mu_{tr}}{\rho}$ é o coeficiente de transferência de energia de massa do material para partículas não carregadas de energia E.

Embora o kerma seja uma quantidade relacionada à transferência de energia inicial para a matéria, o seu valor numérico se aproxima da dose absorvida à medida em que exista equilíbrio das partículas carregadas. Nos quais, perdas radiativas sejam desprezíveis e que a energia cinética das partículas não carregadas seja grande quando comparada com a energia de ligação das partículas carregadas liberadas (SETZER, 2011).

1.4.4. Dose absorvida, D

A dosimetria da radiação ionizante envolve a medição de uma dose de radiação em um objeto exposto à radiação ionizante. A descrição da quantidade física dose de radiação tem um significado específico que está ligado à energia absorvida por unidade de massa da matéria exposta e é indicado mais precisamente pela dose absorvida, conforme a Equação 16. Esta energia é responsável pelos efeitos que a radiação causa na matéria, como aumento da temperatura, mudanças químicas ou físicas nas propriedades do material e modificações biológicas (GREENING, 2017).

A dose absorvida D ou dose é definida pelo Relatório nº 85 da ICRU (*ICRU Report* nº 85) como a energia média da radiação ($d\bar{\epsilon}$), entregue pela fonte a um dado material por unidade de massa (dm) do material, assim (SELTZER *et al.*, 2011):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (16)$$

Ainda pelo ICRU 85, a energia entregue, ε , ao material em um determinado volume dV é a soma de todos os depósitos de energia no volume. No sistema internacional, a dose absorvida é medida em Joule por quilograma (J/kg) que recebe a denominação especial Gray (Gy).

A energia média transmitida, $\bar{\varepsilon}$, à matéria em um determinado volume está relacionado com a energia radiante média de todas as partículas ionizantes carregadas e não carregadas que entram (R_{in}) e saem (R_{out}) do volume,

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (17)$$

Sendo Q a variação nas energias de repouso do núcleo e de todas as partículas elementares envolvidas em cada interação. Interações com elétrons atômicos resultando em excitação atômica (e desexcitação) não envolvem uma mudança nas energias de repouso do núcleo ou das partículas elementares e, portanto, têm $Q = 0$ (SELTZER, 2011).

A diferença conceitual entre kerma e dose absorvida é que enquanto o kerma expressa a energia total transferida ao material, a dose reflete a energia média absorvida na região de interação (XAVIER *et al.*, 2014). O kerma é usado para quantificar um campo de radiação, o qual seu volume de interesse é onde a energia é transferida de partículas não carregadas para carregadas, considera-se apenas a transferência de energia devido às interações de partículas não carregadas dentro do volume (IAEA, 2014). No entanto, a dose absorvida é usada para quantificar os efeitos da radiação e o seu volume de interesse é onde a energia cinética das partículas carregadas é gasta, considerando toda a energia depositada no volume.

Então, partículas carregadas que entram no volume de interesse contribuem apenas para a dose absorvida. E partículas carregadas liberadas por um fóton dentro do volume de interesse podem deixá-lo, dissipando parte de sua energia cinética considerada apenas em kerma (IAEA, 2014).

1.5. Dosímetros

Um dosímetro pode ser definido como qualquer dispositivo capaz de fornecer a leitura de uma medida da radiação ionizante. Geralmente, é composto por um conjunto de medição, muitas vezes referido como um eletrômetro, e um ou mais conjuntos de detectores, que

podem ou não ser parte integrante do conjunto de medição, que analisa e processa os sinais elétricos do detector, a fim de mensurar o valor da grandeza radiológica sendo medida e suas unidades (IAEA, 2014).

Os tipos de detectores de radiação ionizante podem ser feitos de diferentes materiais como isolantes, semicondutores, orgânicos e inorgânicos. Estes convertem a energia da radiação em um sinal que possa ser medido ou avaliado. O sinal produzido por um dosímetro representa a dose absorvida no material detector (OKUNO; YOSHIMURA, 2010).

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado é necessário que seja caracterizado quanto à eficiência (resposta relacionada ao estímulo), exatidão (resposta mais próxima possível de um valor real assumido como verdadeiro), sensibilidade (menor sinal detectável e maior intensidade de um sinal como resposta a um dado estímulo), faixa dinâmica (intervalo de valores no qual produza uma resposta), repetibilidade (precisão), reprodutibilidade (grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição), estabilidade (aptidão do instrumento em conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo), tempo de resposta, resolução espacial (capacidade de distinguir dois sinais muito próximos) e linearidade de resposta (relação linear entre o sinal e a grandeza medida). (OKUNO; YOSHIMURA, 2016; TAHUATA *et al.*, 2013; SOUZA, 2019).

Se a dose não for homogênea em todo o volume sensível, a leitura será uma medida de valor médio. Idealmente, a leitura é proporcional à dose absorvida, e cada elemento de volume tem igual influência no valor de leitura. Porém, na prática, maioria dos dosímetros exibe algum grau de não linearidade de leitura versus dose absorvida ao longo de alguma parte de sua faixa de dosagem (ATTIX, 2004).

Se um detector não exibir uma resposta linear à dose, existem diferentes opções para definir a resposta à dose. Uma função com muitos parâmetros pode ser fornecida ou vinculada à resposta em uma determinada dose. Em geral, os resultados serão alterados dependendo da definição usada. Em qualquer caso, a confiabilidade dos resultados pode ser melhorada se for possível fornecer um modelo analítico que descreva a variação da dose-resposta (KRON, 1998).

A interpretação da leitura de um dosímetro em termos da quantidade desejada é o problema central da dosimetria. Em alguns casos, o dosímetro pode ser calibrado diretamente

em termos da quantidade desejada (por exemplo, exposição ou dose de radiação), mas tal calibração é geralmente dependente de energia (ATTIX, 2004).

Devido aos efeitos biológicos das radiações ionizantes, os resultados das medições de grandezas radiológicas devem ser extremamente confiáveis. Os detectores devem ser calibrados com uma periodicidade, definida em norma técnica por órgãos reguladores, para garantir a manutenção de suas propriedades de medição (TAHUATA *et al.*, 2013).

Todos os instrumentos usados para medição dosimétrica no ambiente clínico devem ter uma calibração rastreável a um padrão de dosimetria reconhecido. Um pré-requisito para a medição de uma grandeza dosimétrica, como o kerma no ar, é que haja um sistema de medição internacional que determine a grandeza e sua unidade. A calibração de detectores é feita comparando-se suas características de medição com aparelhos padrões nacionais, sob condições rigorosamente controladas estabelecidas nos laboratórios de padrões nacional ou credenciado. Esses laboratórios são rastreados ao sistema internacional de metrologia, por meio de calibrações frequentes dos padrões nacionais em relação aos internacionais, programas de comparação interlaboratorial e de manutenção de padrões. Os dois dosímetros padrão primários mais comumente usados são as câmaras de ionização, Fricke (TRS398) e calorímetros (RAVOTTIC *et al.*, 2018; TAHUATA *et al.*, 2013; IAEA, 2014).

1.5.1. Câmara de ionização

Uma câmara de ionização é um detector a gás, na qual um campo elétrico é gerado para coletar todas as cargas liberadas pela ionização do ar contido no interior do volume sensível. Este campo elétrico é suficiente para coletar quase todas as cargas liberadas que atingem os eletrodos. A voltagem aplicada entre os eletrodos para coletar os pares de íons é alta o suficiente para garantir que todos os pares de íons produzidos pela radiação incidente sejam coletados e baixa o suficiente para evitar qualquer produção de par de íons secundário pelo movimento dos pares de íons primários (IAEA, 2007).

As câmaras de ionização são usadas para determinação da dose, muitas vezes em condições de referência (calibração do feixe). As câmaras de ionização têm uma faixa dinâmica de 10^{-4} a ~ 1 Gy/s e vêm em várias formas e tamanhos, dependendo dos requisitos específicos, mas geralmente são todas basicamente uma cavidade cheia de gás cercada por uma parede externa condutora e tendo um coletor central eletrodo. A parede e o eletrodo de

coleta são separados com um isolador para reduzir a corrente de fuga quando uma tensão de polarização é aplicada (RAVOTTI, 2018).

A energia depositada pela radiação ionizante produz pares de íons e para cada par gerado um sinal é coletado num intervalo de tempo de medição correspondendo a uma corrente, que pode ser avaliada utilizando-se eletrômetros. Contudo, a corrente coletada é muito baixa necessitando de amplificadores para que o sinal possa ser convenientemente processado (TAHUATA *et al.*, 2013; SECO *et al.*, 2014).

Quando uma câmara de íons é usada no modo de corrente contínua, é possível coletar as cargas negativas como elétrons livres ou íons negativos. As condições de saturação podem normalmente ser alcançadas em dimensões de alguns centímetros, usando tensões aplicadas da ordem de dezenas ou centenas de volts. O ar é o gás de enchimento mais comum e é aquele em que os íons negativos são prontamente formados. Gases mais densos, como o argônio, às vezes são escolhidos em outras aplicações para aumentar a densidade da ionização dentro de um determinado volume. A pressão do gás de preenchimento é geralmente de 1 atmosfera, embora pressões mais altas às vezes sejam usadas para aumentar a sensibilidade (KNOLL, 2010).

A recombinação ocorre sempre que elétrons e íons liberados pelo campo de radiação se combinam no volume de coleta de carga. Ele reduz a quantidade de carga coletada dependendo do campo elétrico e da distância percorrida pelas partículas carregadas entre a produção e a recombinação. A recombinação pode ser adversamente afetada por contaminantes eletronegativos, uma vez que elétrons livres podem se ligar a esses contaminantes e produzem íons que se movem mais lentamente. (SECO *et al.*, 2014).

A geometria escolhida para uma câmara de íons pode ser bastante variada para se adequar à aplicação, desde que o campo elétrico em todo o volume ativo possa ser mantido alto o suficiente para levar à saturação da corrente de íons. Placa paralela ou geometria plana leva a um campo elétrico uniforme entre as placas. Contudo, também é comum uma geometria cilíndrica na qual o revestimento externo do cilindro é operado no potencial de terra e uma haste condutora axial carrega a tensão aplicada. Nesse caso, é criado um campo que varia inversamente com o raio (KNOLL, 2010).

A resposta de um dosímetro pode variar quando a radiação incide no detector de diferentes ângulos. A dependência direcional ou angular depende principalmente da

construção do detector, do tamanho físico e da energia da radiação incidente. A dependência direcional das câmaras de ionização cilíndricas, enquanto as câmaras de placas paralelas podem exibir dependência significativa em grandes ângulos de incidência (IAEA, 2007).

As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e se convenientemente construídas, utilizando o ar como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza Exposição. Em função de sua grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1 % de variação ao longo de muitos anos), as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações frequentes. Alguns tipos de detectores especiais funcionam dentro do modo de câmara de ionização (TAHUATA *et al.*, 2013; SECO *et al.*, 2014):

Com volumes efetivos (cavidade de ar) de cerca de 1 até algumas centenas de cm³ são, então, adequadas para aplicação em uma ampla faixa de taxas de exposição. Em câmaras de placas paralelas, a separação dos eletrodos é da ordem de 1 cm e os eletrodos são paralelos entre si e à janela de entrada. Um eletrodo de guarda protege o eletrodo de sinal de correntes de fuga e sinais de ionização provenientes de regiões com campos elétricos baixos ou distorcidos. Outros exemplos de câmara de placas paralelas é a câmara de ionização de ar livre (IAEA, 2007).

Na linha de luz IMBL do *Australian Synchrotron*, as câmaras de ionização fixas são geralmente de geometria de placas paralelas, no ar ambiente e muitas vezes sem janelas (câmaras de ar livre). Podem ser usadas como um monitor de variações de feixe ou para fazer medições absolutas para dosimetria, no qual as limitações mencionadas anteriormente precisam ser consideradas e a faixa de aplicabilidade firmemente estabelecida (STEVENSON *et al.*, 2017)

Em geral, as câmaras de ionização detectam radiações de todas as direções, portanto medem toda a dispersão, radiação extra focal e de fuga. Quando o kerma no ar incidente está sendo medido, a câmara deve estar distante de todos os dispositivos de suporte, a fim de evitar a radiação retroespalhada, enquanto outros objetos não devem interferir com o feixe de raios X. A câmara de ionização deve estar totalmente coberta pelo campo de radiação, exceto para as câmaras tipo lápis. A boa prática é usar tamanhos de campo de pelo menos o dobro da seção transversal do detector. E independente do modelo adequado escolhido, correções para

a densidade do ar devem sempre ser aplicadas na leitura do dosímetro (IAEA, 2007; IAEA, 2014).

Um protocolo de dosimetria baseado em padrões de dose absorvida na água foi adequado para radiação síncrotron e as características específicas da linha ID17 no *European Synchrotron Radiation Facility* (ESRF) para realizar radioterapia síncrotron estereotática (SSRT). A dosimetria absoluta é realizada com uma câmara de ionização de dedal (PTW semiflex 31002) empregando um método de varredura para simular uma exposição uniforme da câmara de ionização, equivalente a uma irradiação de feixe amplo. Diferentes fatores de correção foram avaliados usando simulações de Monte Carlo. A dose absoluta absorvida na água a 80 keV foi medida em condições de referência com uma incerteza global de 2%, dentro dos limites recomendados (PREZADO *et al.*, 2011).

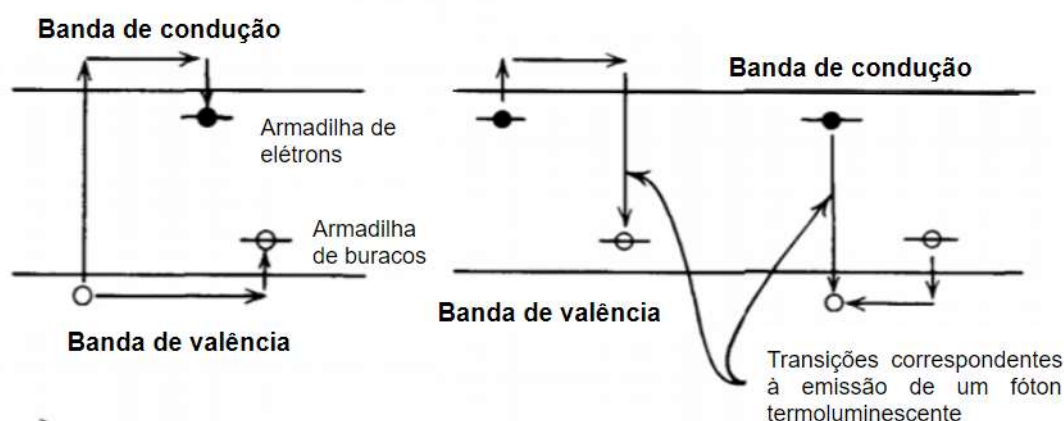
Outro protocolo, na mesma linha de luz, ID17, foi realizado por Fournier e colaboradores (2016) visando em uma dosimetria de referência de radioterapia por microfeixe (MRT). No protocolo de dosimetria proposto a dosimetria é realizada utilizando uma PinPoint 31014 IC (volume sensível de 0,015 cm³) do PTW devido à sua adequação para medições em tamanhos de campo até 2 cm × 2 cm. Com a separação efetiva do eletrodo da PinPoint (considerando as partes esférica e cilíndrica do volume sensível) sendo menor do que para o Semiflex, o PinPoint pode ser claramente identificado como dosímetro mais apropriado para dosimetria de referência em radioterapia por microfeixe (MRT).

1.5.2. Dosímetro Termoluminescente (TLD - *Thermoluminescent Dosimeter*)

Um dos principais dosímetros na verificação de dose em feixes de fótons e elétrons. O fenômeno da termoluminescência (TL), aplicado na dosimetria, consiste em dois estágios: Transferência de um material TLD de equilíbrio para um estado metaestável por meio da irradiação e a aplicação de energia (calor) para reduzir o estado metaestável de volta ao equilíbrio. Com aplicações estendidas para os campos da dosimetria ambiental, monitoramento pessoal e industrial, os TLDs são usados como ferramenta de controle de qualidade e podem ser aplicados na dosimetria *in vivo* (LEAL, 2011; SOUZA, 2019; IAEA, 2014).

Esta classe de cristais inorgânicos, conhecidos como dosímetros termoluminescentes são materiais que exibem altas concentrações de centros de aprisionamento. A energia depositada pela radiação ionizante pode fornecer aos elétrons da banda de valência energia suficiente para transitar para a banda de condução, deixando para trás uma carga positiva na banda de valência denominada como buraco. Ao perder energia, o elétron transitante na banda de condução pode cair em um nível de energia no gap (vão), denominado como uma armadilha de elétrons. Analogamente, o nível de energia correspondente à banda de valência é a armadilha de buraco (KNOLL, 1999; DEWJI; HERTEL, 2019).

Figura 7: Esquema da emissão termoluminescente gerada por um TLD.



Legenda: O diagrama à esquerda representa a formação de um par elétron-buraco em um TLD caindo em suas respectivas armadilhas. O esquema à direita ilustra os dois modos possíveis de recombinação quando a temperatura é elevada, o que leva à emissão de um fóton termoluminescente.

Fonte: KNOLL, 2000, p.114. Adaptado pela autora.

Após a exposição, para realizar a leitura do detector, o TLD é aquecido progressivamente. À medida que a temperatura aumenta, os elétrons e lacunas aprisionados migram e se recombina, com a emissão de fótons com energias de alguns elétron-volts. De forma que, dependendo da temperatura, os elétrons liberados migram para perto de um buraco ainda preso e se recombinando. (IAEA, 2014; TURNER, 2007; KNOLL, 2000).

Uma vez que os TLDs são aquecidos a várias centenas de graus Celsius, eles são cercados por um gás livre de oxigênio, como nitrogênio, a fim de reduzir a luz espúria e danos à os cristais TL. O gás nitrogênio também pode ser usado como fonte de aquecimento. Filtros ópticos são interpostos entre o TLD aquecido e o tubo fotomultiplicador, a fim de filtrar radiação infravermelha do aquecimento do ambiente ou do substrato (DEWJI; HERTEL, 2019).

As principais substâncias usadas como TLDs são o $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio), o $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$ (dopado com manganês); o LiF (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). Os TLDs necessitam de uma leitora para avaliar a dose em função da luz emitida. A leitora TLD é composta por um sistema que faz um aquecimento controlado, uma válvula fotomultiplicadora (transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado) e um sistema de processamento e apresentação do sinal (TAHUATA *et al.*, 2013).

Entre as vantagens apresentadas pelos TLDs estão a alta sensibilidade num amplo intervalo de dose, dimensões pequenas e formas variadas, reutilização, disponibilidade comercial, alto grau de exatidão e precisão das medidas e alguns materiais apresentam alta equivalência ao tecido humano. Algumas das desvantagens dos TLDs que devem ser superadas são supralinearidade, falta de uniformidade das sensibilidades entre dosímetros de mesmo lote, instabilidade de armazenamento, sensibilidade à luz, instabilidade do leitor e incerteza elevada, de 5 a 10% de incerteza final da medida (ATTIX, 2004).

O TLD composto por LiF: Mg, Ti é o mais amplamente utilizado como dosímetro e é bem documentado na literatura, o que é uma vantagem para seu uso e estabelecimento de protocolos. Possui um número atômico efetivo de 8,2; valor próximo ao do tecido (7,4) e em uma forma conhecida comercialmente como TLD-100, normalmente, têm dimensões de 3,0 mm x 3,0 mm x 0,89 mm LiF: Mg, Ti é muito sensível a tratamentos térmicos (antes e depois da irradiação) e protocolos cuidadosos devem ser seguidos a fim de produzir um desempenho consistente. Além da medição da dose, a forma da curva de brilho também pode ser usada para controle de qualidade e para investigação de leituras espúrias. Medições confiáveis são limitadas a níveis de dose acima de um limite de cerca de 10^{-2} rad (100 μ Gy) (KNOLL, 2010; DEWJI; HERTEL, 2019).

1.5.3. Sensores à fibra óptica

Uma alternativa às técnicas convencionais de dosimetria é a aplicação de fibras ópticas. Um dosímetro de fibra óptica é um sistema fotônico em que a radiação introduz uma modificação ou modulação em algumas das características do sinal óptico. As fibras podem ser afetadas diretamente pela radiação - sensor intrínseco, ou podem ser utilizadas apenas para transmitir o sinal óptico - sensor extrínseco. Várias técnicas de dosimetria diferentes podem incorporar fibras ópticas para melhorar ainda mais o sistema geral (O'KEEFFE *et al.*, 2008).

As fibras ópticas têm se mostrado um candidato potencial para tais sensores de dose de radiação, com resolução espacial particularmente alta, resposta linear em uma ampla faixa de doses e sensibilidade comparável ao de sensores de dosímetro comercialmente disponíveis. Além disso, as fibras ópticas oferecem múltiplas opções de métodos de medição de dose tanto na forma de monitoramento em tempo real (GHOMEISHI *et al.* 2015).

O uso de óxido de alumínio dopado com carbono (Al_2O_3 : C) como um sensor extrínseco é relatado por Gaza e colaboradores (2004), onde as fibras ópticas plástica Eska são usadas para transmitir a luz de estimulação e a luz de emissão resultante e o OSL do detector é estimulado por meio do cabo de fibra óptica usando luz de um laser Nd: YAG. A medição da dose em tempo quase real é possível com a capacidade de obter leituras de dose a cada 2 s. Cada medição contém informações sobre a dose absorvida desde a última estimulação junto com o histórico de dose total. Uma resposta linear à dose na faixa de 0,01 a 10 Gy, a faixa relevante para aplicações de radioterapia (O'KEEFFE *et al.*, 2008)

Archer e colaboradores (2017) publicaram resultados promissores do uso de fibras ópticas em dosimetria de radioterapia de micro-feixes síncrotron com um cintilador plástico BC-400 opticamente acoplado a uma fibra óptica plástica Eska CK-40 e revestido com tinta reflexiva BC-620, design de dosímetro desenvolvido para feixes de fótons, altamente equivalente à água, tem excelente linearidade de dose e é independente de energia. A resposta à dose de profundidade do campo de feixe largo foi medida por varredura, calculando a resposta média em cada profundidade e comparados a uma câmara de ionização PinPoint N31014 em condições idênticas. Os resultados no geral apresentaram boa concordância, apesar de os cintiladores respondem ligeiramente abaixo dos resultados da câmara de ionização entre 20mm e 50mm. À 10 mm de profundidade, o dosímetro responde em aproximadamente 20% quando comparado com a câmara de ionização.

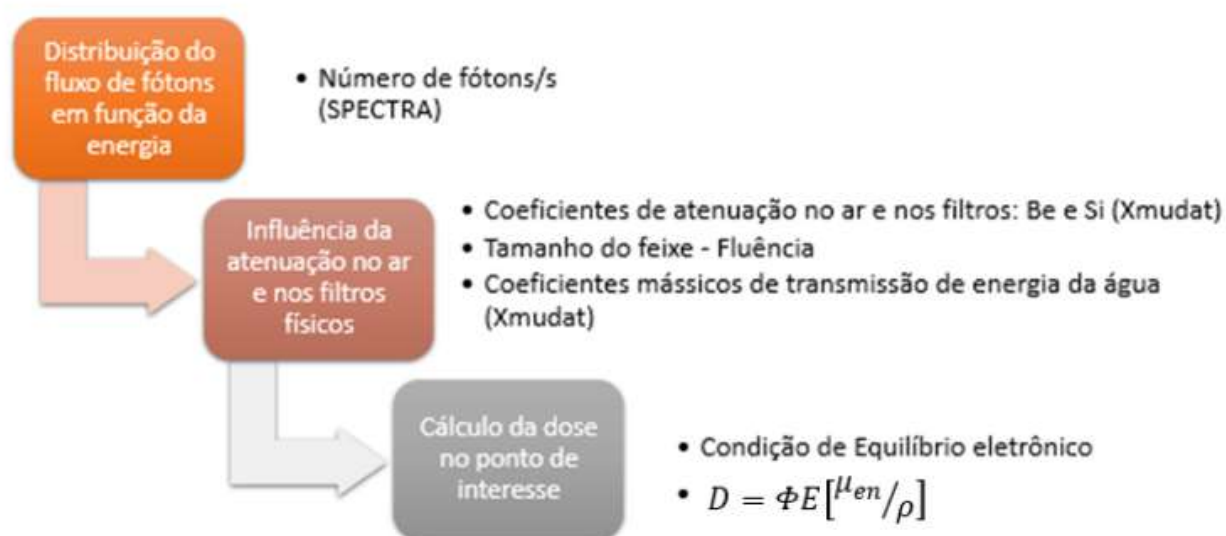
Com interesse no potencial das fibras ópticas como base dos dosímetros termoluminescentes (TLDs), Ghomeishi (2015) e colaboradores compararam a resposta do TLD-100 com a de três tipos de fibras ópticas dopadas com Ge com diferentes formatos, fibra cilíndrica convencional, fibra capilar e fibra plana, todas fabricadas com a mesma pré-forma de fibra óptica para doses de 0,5 a 8 Gy, obtidas nas energias do elétron e do fóton. O desempenho da fibra plana se mostrou superior às outras, sendo assim uma possibilidade para aplicação na detecção de baixa dose (GHOMEISHI *et al.* 2015).

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo apresentaremos a metodologia utilizada para calcular a dose de radiação resultante de 3 diferentes gerações de laboratório síncrotron, o UVX, o Elettra e o Sirius. Em seguida, apresentaremos um estudo de caso onde amostras do girino *Thoropa miliaris* foram escaneadas nas linhas de luz IMX e SYRMEP. O setup de cada experimento foi utilizado para definir as taxas de dose em água sob a mesma configuração.

A distribuição do fluxo de fótons em função da energia foi obtida pelo programa SPECTRA, versão 11.0. Para a faixa de energia selecionada, o fluxo pôde ser filtrado a partir dos coeficientes de atenuação, obtidos pelo *software* Xmudat, dos filtros físicos e janelas aplicados em cada linha de luz. Então, a partir do tamanho do feixe na amostra (fluência), da energia média, do coeficiente mássico de absorção de energia da água, obtido pelo Xmudat, podemos estimar a taxa de dose absorvida em água, conforme ilustrado no fluxograma da figura 8.

Figura 8: Fluxograma da metodologia para calcular a dose



Fonte: A autora, 2022.

Começaremos com a metodologia usada para quantificação das quantidades físicas de descrição de campo. Em seguida, discutiremos os parâmetros usados para cálculo da quantidade física dose de radiação.

3.1 Distribuição do fluxo de fótons para cada fonte de luz

Um campo de radiação em um ponto P pode ser quantificado pela quantidade física não estocástica, fluência de fótons Φ_E , definida no item 1.4.2. A capacidade de determinar de forma confiável e precisa a distribuição do fluxo em função da energia, $N(E)$, para um feixe de raios X policromático tem sido o objetivo de vários estudos, tanto para fontes baseadas em laboratório quanto para fontes síncrotron (STEVENSON *et al.* 2017; BOONE; SEIBERT, 1997; SIEWERDSEN *et al.* 2004; DEL RÍO; DEJUS, 2011; TANAKA; KITAMURA, 2007; TANAKA, 2021).

Além das informações sobre a fonte síncrotron necessárias para a construção das linhas de luz, outras propriedades do feixe de fótons devem ser estimadas para uma análise precisa dos dados experimentais registrados nas linhas de luz. Uma abordagem é desenvolver um modelo matemático que permita o cálculo da distribuição em energia dos fótons. No nosso caso, a distribuição de fluxo incidente será calculada usando o software SPECTRA versão 11 (TANAKA; KITAMURA, 2001; TANAKA; KITAMURA, 2007; TANAKA, 2021).

SPECTRA é um software de distribuição livre usado para calcular várias características da radiação síncrotron emitida por várias fontes como o imã de deflexão e dispositivos de inserção como wigglers e onduladores. O software consegue estimar o desempenho real da fonte SR usando a distribuição do campo magnético realmente medida por instrumentos de medição de campo.

Para calcular as características da radiação e avaliar o desempenho das fontes SR, um grande número de parâmetros é necessário para especificar o feixe de elétrons, fonte de luz, condições de observação e opções para operações numéricas. O SPECTRA possui uma interface de usuário totalmente gráfica (GUI) e seu solucionador numérico é escrito em C++ 11 (TANAKA; KITAMURA, 2001).

As quantidades físicas de descrição de campo a serem consideradas serão (STEVENSON *et al.*, 2017):

- i. Energia do anel (GeV), corrente do anel (mA) e campo do dispositivo de inserção (T);

- ii. Brilho da fonte (fótons $\text{s}^{-1} \text{mm}^{-2} \text{mrad}^{-2}$), densidade de fluxo da fonte (fótons $\text{s}^{-1} \text{mm}^{-2}$), densidade de fluxo angular (fótons $\text{s}^{-1} \text{mrad}^{-2}$), fluxo (fótons s^{-1}), todas as grandezas calculadas considerando largura de banda (bandwidth) de 0,1% em torno da energia de interesse ($\Delta E/E = 0,1\%$);
- iii. Taxa de fluência de fótons na amostra/detector (fótons $\text{s}^{-1} \text{mm}^{-2}$) e fluxo integrado (fótons s^{-1});
- iv. Considerando o espectro: energia média ponderada do feixe de raios X (keV), energia do feixe para o fluxo máximo (keV), largura a meia altura (FWHM) da distribuição de fluxo (keV), potência (W).

O método numérico a ser aplicado depende do tipo de fonte de radiação síncrotron (RS). No SPECTRA, as fontes RS podem ser classificadas em quatro tipos:

- i. Imãs de deflexão
- ii. Wigglers
- iii. Onduladores
- iv. Dispositivos de campo arbitrários.

Aplicamos o método numérico para uma linha de luz que utiliza os raios X gerados por um imã de deflexão, pois é a fonte utilizada em todas as linhas do nosso estudo de caso, IMX e SYRMEP, e compararemos com o feixe policromático que sai da fonte da linha Mogno do laboratório Sirius, sem a contribuição da linha óptica.

2.1.1 UVX

O Anel de Armazenamento UVX com 93 m de circunferência é uma Fonte de Luz Síncrotron de segunda geração que opera com feixes de elétrons à energia de 1,37 GeV e corrente de 250 mA. A máquina operava em *decay-mode* e a maior parte das linhas de luz eram baseadas em imãs de deflexão. A emitância natural do feixe era de 100 nm.rad na energia máxima.

Figura 9: Arquivo de entrada do software SPECTRA com dados do UVX

Main Parameters	Pre-Processing	Post-Processing
Accelerator Storage Ring Energy (GeV) 1.37 Current (mA) 250 Circumference (m) 1435.95 Bunches 203 σ_z (mm) 5.4 Nat. Emittance (m.rad) $1e-7$ Coupling Constant 0.01 Energy Spread 0.00281 $\beta_{x,y}$ (m) 5.27, 4.17 $\alpha_{x,y}$ 0, 0 $\eta_{x,y}$ (m) 0.146, 0 $\eta'_{x,y}$ 0, 0 Peak Current (A) 130.647 $\epsilon_{x,y}$ (m.rad) $9.901e-8$, $9.901e-10$ $\sigma_{x,y}$ (mm) 0.8307, 0.06426 $\sigma'_{x,y}$ (mrad) 0.1371, 0.01541 γ^{-1} (mrad) 0.372992 ☐ Zero Emittance	Light Source Bending Magnet B (T) 1.67 ρ (m) 2.73642 BM Length (m) 2.8 BM Fringe Length (m) 0.05 ϵ_c (eV) 2084.47 λ_c (nm) 0.5948 Total Power/Rev. (kW) 28.4704 Lin. Pow. Density (kW/mrad) 0.0045312	Configurations Far Field & Ideal Condition::Energy Dependence::Simplified Calculation Energy Range (eV) 1000 ~ 51000 Points (Energy) 500 X' Acceptance (mrad) 1.9 Define Obs. Point in Position Energy Step Linear Accuracy Level 5 Output File Format Both Folder Browse P:\Tayane\MESTRADO Prefix uvx Comment Serial Number 4

Fonte: A autora, 2022.

2.1.2 ELETTRA

Em todas as estimativas a seguir foram consideradas condições de equilíbrio eletrônico e que os parâmetros do Elettra para a energia de armazenamento seja de 2.0 GeV, no qual funcionam 75% das experimentações. Os fluxos obtidos foram simulados a partir do software SPECTRA para a variação padronizada de energia de 1 a 50 keV.

No simulador foram considerados a energia (2 GeV), a corrente (300 mA), a circunferência (259,2 m) e o número de pacotes de elétrons (203) do anel de armazenamento, assim como a emitância natural do feixe de elétrons (7 nm.rad), constante de acoplamento (0,01) e dispersão de energia do feixe de elétrons (0,08), Parâmetros *twiss* no centro da fonte de luz e função dispersão e sua derivada. O cálculo selecionado foi a configuração de campo distante e condição ideal, no qual é considerado que o ímã de deflexão é constante (perfeitamente periódico).

Figura 10: Arquivo de entrada do software XOP com dados do Elettra

Main Parameters	Pre-Processing	Post-Processing
Accelerator Storage Ring Energy (GeV) 2 Current (mA) 300 Circumference (m) 259.2 Bunches 203 σ_z (mm) 5.4 Nat. Emittance (m.rad) 7e-9 Coupling Constant 0.01 Energy Spread 0.0008 $\beta_{x,y}$ (m) 8.2, 2.6 $\alpha_{x,y}$ 0, 0 $\eta_{x,y}$ (m) 0.146, 0 $\eta'_{x,y}$ 0, 0 Peak Current (A) 28.2994 $\epsilon_{x,y}$ (m.rad) 6.931e-9, 6.931e-11 $\sigma_{x,y}$ (mm) 0.2655, 0.01342 $\sigma'_{x,y}$ (mrad) 0.02907, 5.163e-3 γ^{-1} (mrad) 0.2555 ☐ Zero Emittance	Light Source Bending Magnet B (T) 1.2 ρ (m) 5.5594 BM Length (m) 1.431 BM Fringe Length (m) 0.05 ϵ_c (eV) 3192.12 λ_c (nm) 0.388407 Total Power/Rev. (kW) 76.3778 Lin. Pow. Density (kW/mrad) 0.0121559	Configurations Far Field & Ideal Condition::Energy Dependence::Simplified Calculation Energy Range (eV) 1000 ~ 51000 Points (Energy) 500 X' Acceptance (mrad) 7 Define Obs. Point in Position Energy Step Linear Accuracy Level 5 Output File Format Both Folder Browse P:\Tayane\MESTRADO Prefix ELETTRA Comment Serial Number 5

Fonte: A autora, 2022.

Posteriormente, são acrescentados os parâmetros da fonte de luz. Para o imã de deflexão característico da linha SYRMEP são inseridos o campo magnético (1,2 T), o raio e o comprimento do imã. Informações como energia e comprimento de onda críticos são aferidos automaticamente.

2.1.3 Sirius

A fonte de luz síncrotron Sirius é composta por um anel de armazenamento 3 GeV e 518 metros com uma rede magnética 5BA de 20 células, projetada para atingir uma emitância de 0,25 nm rad, fazendo do Sirius uma das fontes de luz síncrotron mais brilhantes do mundo. Durante 2020, o tempo de operação da fonte de luz foi dividido entre o comissionamento da máquina, ainda em andamento, e o comissionamento das linhas de luz com feixe de elétrons armazenado de 40 mA, no modo de decaimento. Quando as cavidades de RF condutoras normais atualmente em uso forem substituídas pelas cavidades de RF supercondutoras, a máquina funcionará com 350 mA, no modo *top-up* (BRASIL, 2021, LIU *et al.*, 2019).

Figura 11: Arquivo de entrada do software SPECTRA com dados do Mogno

Main Parameters	Pre-Processing	Post-Processing
Accelerator Storage Ring Energy (GeV) 3 Current (mA) 350 Circumference (m) 518.396 Bunches 203 σ_z (mm) 5.4 Nat. Emittance (m.rad) 0.251e-9 Coupling Constant 0.01 Energy Spread 0.00085 $\beta_{x,y}$ (m) 49.110 14.16 $\alpha_{x,y}$ 0 0 $\eta_{x,y}$ (m) 0.4 0 $\eta'_{x,y}$ 0 0 Peak Current (A) 66.0313 $\epsilon_{x,y}$ (m.rad) 2.485e-10 2.485e-12 $\sigma_{x,y}$ (mm) 0.3575 5.932e-3 $\sigma'_{x,y}$ (mrad) 2.250e-3 4.189e-4 γ^{-1} (mrad) 0.170333 ☐ Zero Emittance		
Light Source Bending Magnet B (T) 3.2 ρ (m) 3.12716 BM Length (m) 1.431 BM Fringe Length (m) 0.05 ϵ_c (eV) 19152.7 λ_c (nm) 0.0647345 Total Power/Rev. (kW) 801.967 Lin. Pow. Density (kW/mrad) 0.127637		
Configurations Far Field & Ideal Condition::Energy Dependence::Simplified Calculation Energy Range (eV) 1000 ~ 51000 Points (Energy) 500 X' Acceptance (mrad) 3.1 Define Obs. Point in Position Energy Step Linear Accuracy Level 5		
Output File Format Both Folder Browse P:\Tayane\MESTRADO Prefix SIRIUS Comment Serial Number 8		

Fonte: A autora, 2022.

2.2. Parâmetros geométricos das linhas de luz

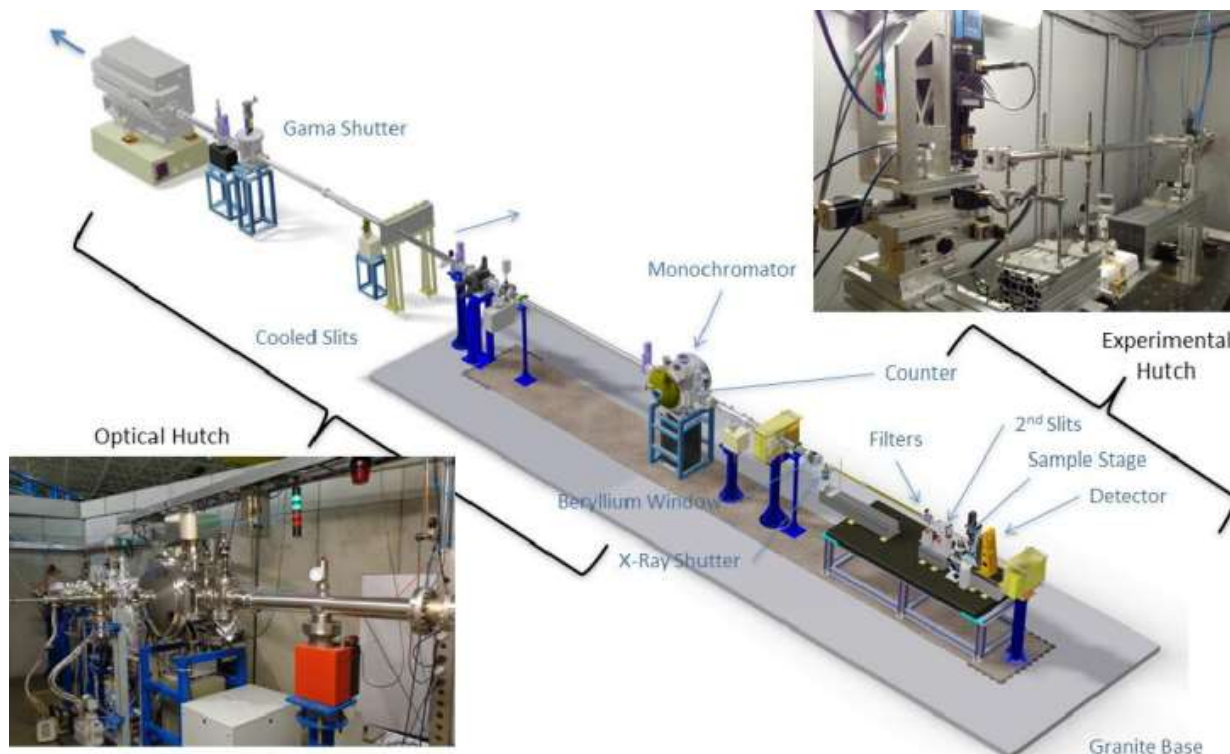
2.2.1. Linha IMX

A linha de luz de microtomografia por raios X (IMX) foi projetada para operar com feixe branco ou monocromático emitido por um imã de deflexão de campo magnético de 1,67 T e raio de curvatura de 2,736 m. No caso de feixe branco, o monocromador é removido do caminho do feixe, proporcionando um feixe branco cujo espectro de energia abrange desde 5 keV a 20 keV (BRASIL, 2021).

Na entrada da linha de luz, o feixe branco é condicionado por fendas, garantindo que o feixe tenha um tamanho e formato adequados. Em seguida, o feixe atravessa uma janela de Berílio (com 125 μm de espessura). Para melhor controle da energia do feixe branco um sistema de filtros composto por três filtros de 350 μm e um de 200 μm de espessura de Silício (Si) altamente polidos e controlados remotamente pelo usuário da linha. Esses filtros auxiliam na medição de amostras muito densas que absorvem os raios X ou para amostras muito frágeis, pois bloqueiam a passagem do espectro de mais baixa energia. Por fim, mais

um último sistema de fendas faz o condicionamento, com alta precisão, do tamanho e formato do feixe antes do contato com a amostra (BRASIL, 2021).

Figura 12: Setup da linha de luz IMX



Fonte: SCHUBERT *et al.*, 2017.

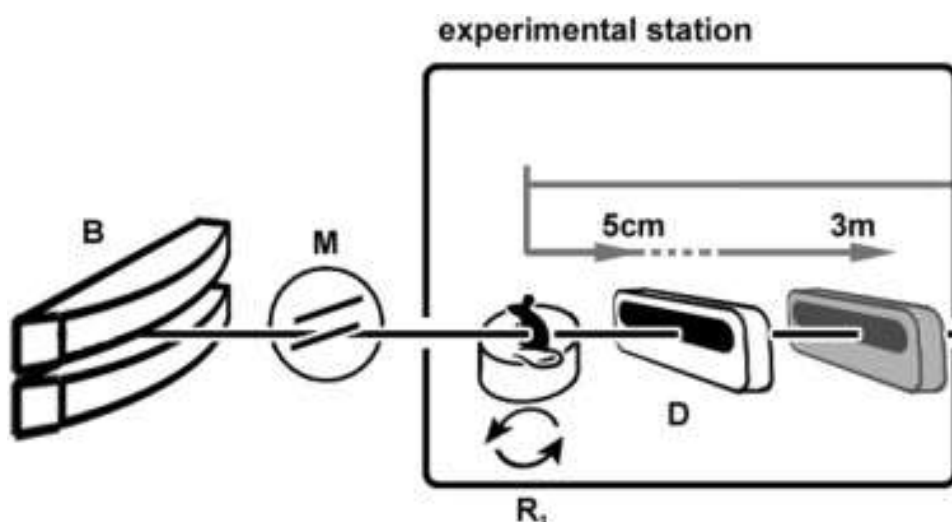
2.2.2. Linha SYRMEP

A linha de luz SYRMEP foi projetada para a pesquisa com técnicas de imagem de radiologia e tomografia de absorção convencionais, imagens de contraste de fase e imagens aprimoradas por difração que podem ser realizados em diferentes campos, como radiologia diagnóstica médica, ciências de materiais e aplicações em ciências da vida.

A utilização de feixes monocromáticos e laminares permite, em princípio, uma melhoria da qualidade clínica das imagens e uma redução da dose absorvida (tanto pela monocromática como pela redução do espalhamento). Além disso, a coerência espacial da fonte SYRMEP é usada para superar o baixo contraste de absorção de amostras biológicas, usando técnicas de contraste de fase.

A fonte de luz é um ímã de deflexão da seção n. 6 de ELETTRA (linha de luz 6.1). A ótica é baseada em um monocromador de cristal duplo de Si (111) que funciona em uma faixa de energia entre 8 keV e 40 keV. A linha de luz fornece, a uma distância de cerca de 23 m da fonte, um feixe de raios X monocromático ou feixe branco de seção laminar com área máxima de $160 \times 5 \text{ mm}^2$ a 20 keV. A aceitação horizontal coberta pela porta de luz do *front-end* é de 7 mrad. A faixa de energia útil é de 8,3 - 35 keV. Ao operar na modalidade de feixe branco/ rosa, o feixe é filtrado usando diferentes materiais, como silício (Si), alumínio (Al) ou molibdênio (Mo) para otimizar o espectro de raios X para o experimento. (ABRAMI *et al.*, 2005; DULIN *et al.*, 2020).

Figura 13: Esquema da linha de luz SYRMEP



Legenda: O feixe é gerado por um ímã de deflexão (B) e pode, opcionalmente, passar pelo monocromador (M). Na estação experimental, distâncias amostra-detector (D) de 5 cm a 3 m podem ser aplicadas e podem ser ajustadas por um trilho de 2,5 m de comprimento.

Fonte: DULLIN, 2021, p. 2. Adaptado pela autora.

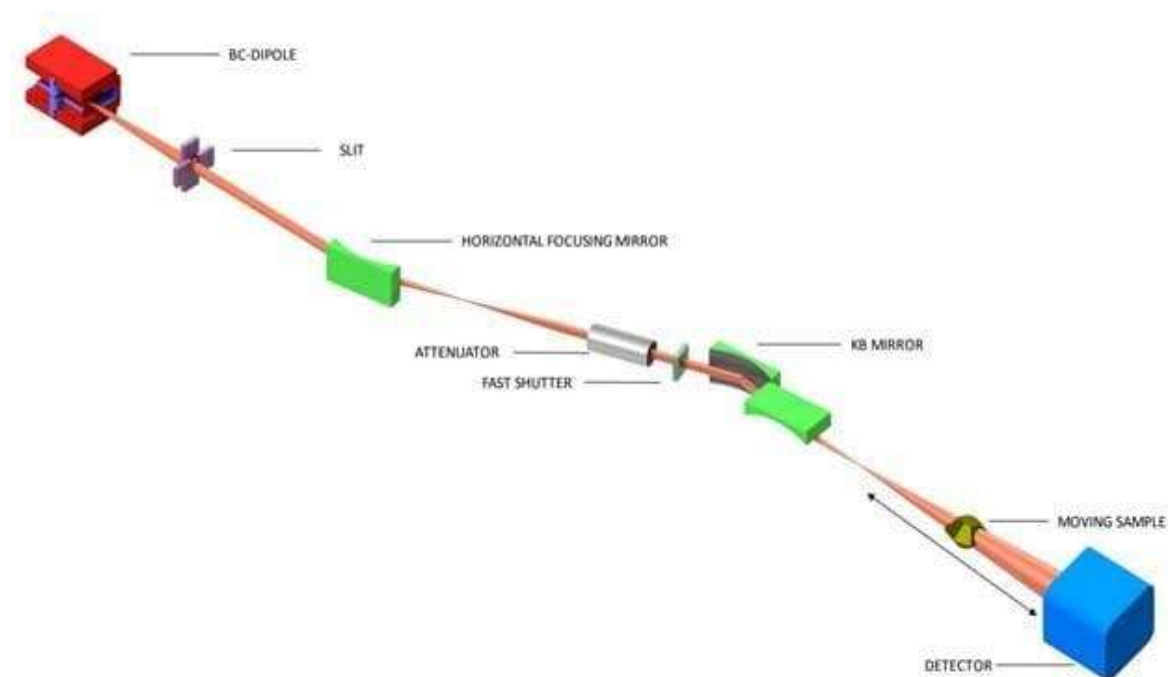
2.2.3. Linha Mogno

A proposta da linha de luz para tomografia de raios X da Sirius, denominada MOGNO (MicrO e NanO Tomografia), por ser uma linha de luz de micro e nanoimagem focada na análise multi-escala das estruturas 3D internas de diferentes materiais e objetos, será principalmente especializada em *zoom-tomography*, onde um espécime pode ser estudado em baixa e alta resolução, e tomografia 4D - uma série de imagens 3D, cada uma contendo cerca

de 3,6 bilhões de voxels e obtidas na ordem de 1 a 5s (VASCONCELOS *et al.*, 2018; COSTA *et al.*, 2018; SPINA *et al.*, 2018).

A MOGNO foi projetada para ser uma linha de luz de micro e nano imagem usando raios X de alto brilho quase-monocromáticos ($\Delta E/E \approx 10^{-2}$) na faixa de raios X tender (22 e 39 keV) e duros (67,5 keV), em uma geometria cônica. A fonte primária da MOGNO é um *superbend* de 3,2T, um imã de deflexão permanente que produz raios X duros com energia crítica de 19,5 keV e tamanho de feixe de $22,1 \times 8,5 \text{ mm}^2$ (HxV). O principal elemento óptico desta linha consiste em um sistema de espelhos KB que permite uma banda passante de 1%, o que permite um ganho de fluxo de quase 100 vezes, em comparação com os monocromadores de cristais de Si (BRASIL, 2014).

Figura 14: Esquema da linha de luz Mogno



Legenda: O feixe passa por uma fenda (slit), espelho de foco horizontal (horizontal focusing mirror), atenuador (attenuator), obturador rápido (fast shutter), espelhos Kirkpatrick-Baez (KB mirror), amostra que pode ser posicionada ao longo de 27m (moving sample) até chegar ao detector.

Fonte: BRASIL, 2021.

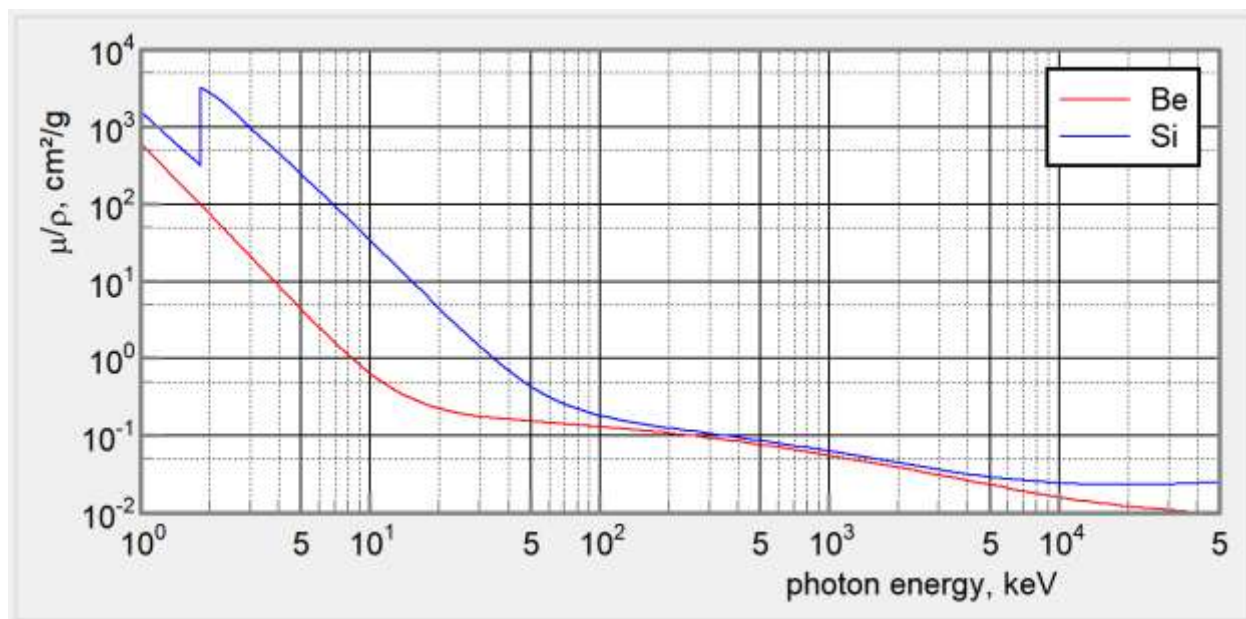
Ainda em comissionamento, o projeto da linha é projetado para realizar tomografia em zoom contínuo, ou seja, magnificação contínua da imagem, em que um mesmo espécime pode ser alta resolução. O campo de visão (FOV) também varia, de centenas de micrômetros, para altas resoluções, até dezenas de milímetros, para baixas resoluções.

Neste trabalho, consideramos o feixe policromático de saída da fonte da linha Mogno, com os dados do Sirius e da fonte do ímã de deflexão da Mogno, desconsiderando a configuração óptica da linha, que monocromatiza o feixe, identificado neste trabalho por Mogno*. Desta forma, obteremos três resultados de feixes policromáticos e comparáveis. Posteriormente, uma aproximação do feixe monocromático gerado pelo sistema de espelhos KB foi estimado. Neste caso, foram selecionadas as energias de trabalho da linha com suas respectivas larguras de banda.

2.2 Coeficientes de atenuação

Os coeficientes de atenuação de cada material que o feixe atravessa, como filtros e janelas, é muito importante na determinação da estimativa da dose na amostra. Na figura a seguir é apresentado os coeficientes de atenuação usados na comparação de filtros para cada linha de luz e nos protocolos de medida do girino *Thoropa miliaris*. As curvas, simuladas através do *software* Xmutat, apresentam o coeficiente de atenuação mássico de cada elemento em função da energia.

Figura 15: Curvas dos coeficientes de atenuação de massa para o Berílio (Be) e Silício (Si)



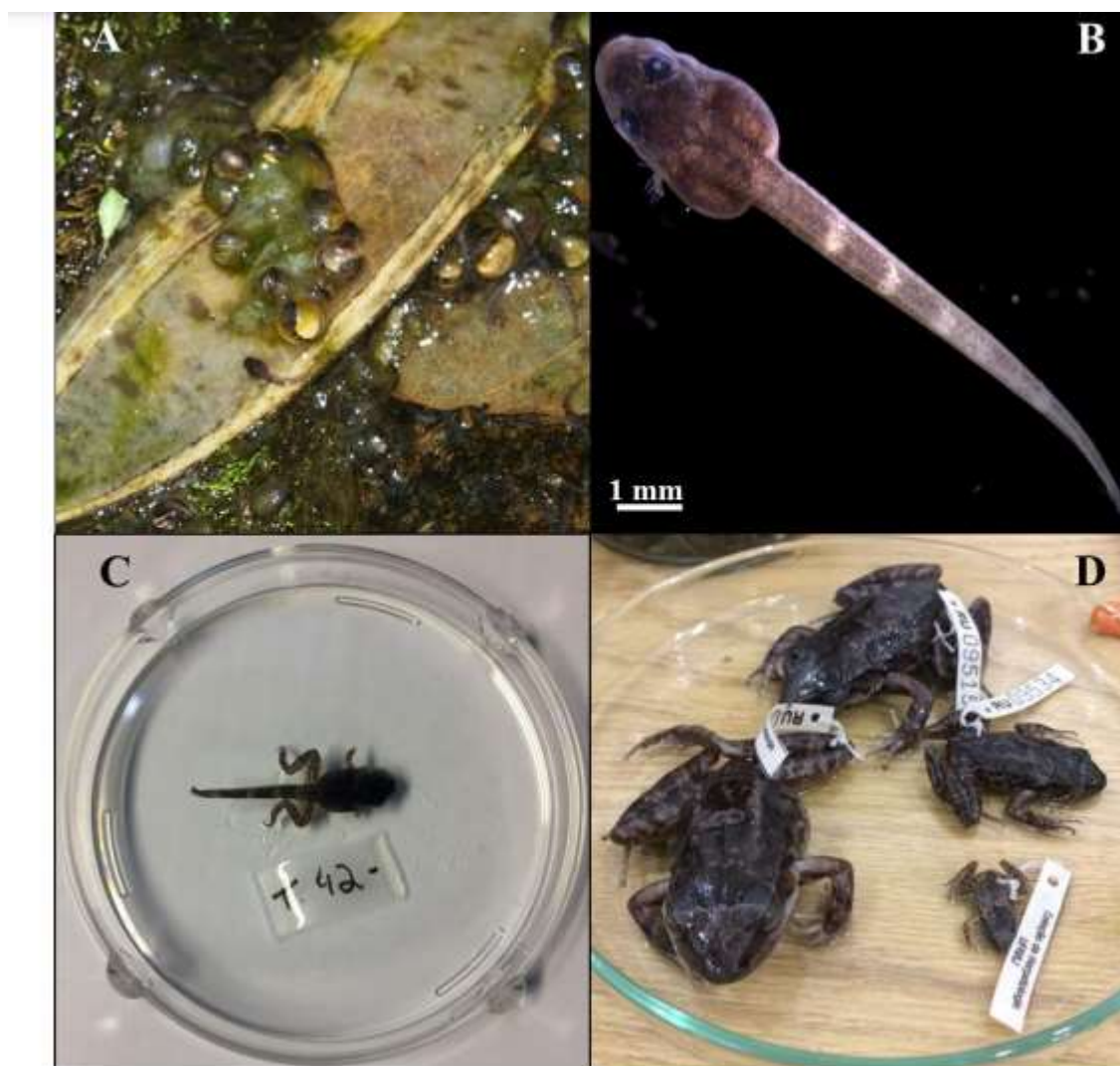
Fonte: A autora, 2022.

2.3. Estudo de caso: MicroCT do girino *Thoropa miliaris*

O estudo realizado por Fidalgo e colaboradores (2018, 2019) teve o objetivo de aplicar a técnica de MicroCT por contraste de fase usando radiação síncrotron policromático para a identificação e quantificação volumétrica de estruturas internas do girino *Thoropa miliaris*. A otimização de um protocolo de aplicação da técnica em meio líquido permitiu a análise morfológica do girino nos estágios medianos de desenvolvimento.

Os anfíbios são bioindicadores da qualidade de um ambiente e de mudanças sofridas por ele ao longo do tempo, como perda de habitat, poluição, doenças e mudanças climáticas globais. Sendo a espécie *Thoropa miliaris* um anfíbio endêmico da Mata Atlântica brasileira. Na figura 16 são apresentadas imagens de diferentes estágios de desenvolvimento desta espécie (FIDALGO, 2019; FIDALGO *et al.*, 2020).

Figura 16: Diferentes estágios de desenvolvimento do *T. miliaris*



Legenda: (A) Ovos, (B) estágio pós-eclosão do ovo visto por microscópio óptico, (C) estágio pós-metamorfose e (D) estágio adulto, coleção do Laboratório de Herpetologia da UFRRJ.

Fonte: FIDALGO, 2019, p. 26.

2.2.1 Experimentação na IMX

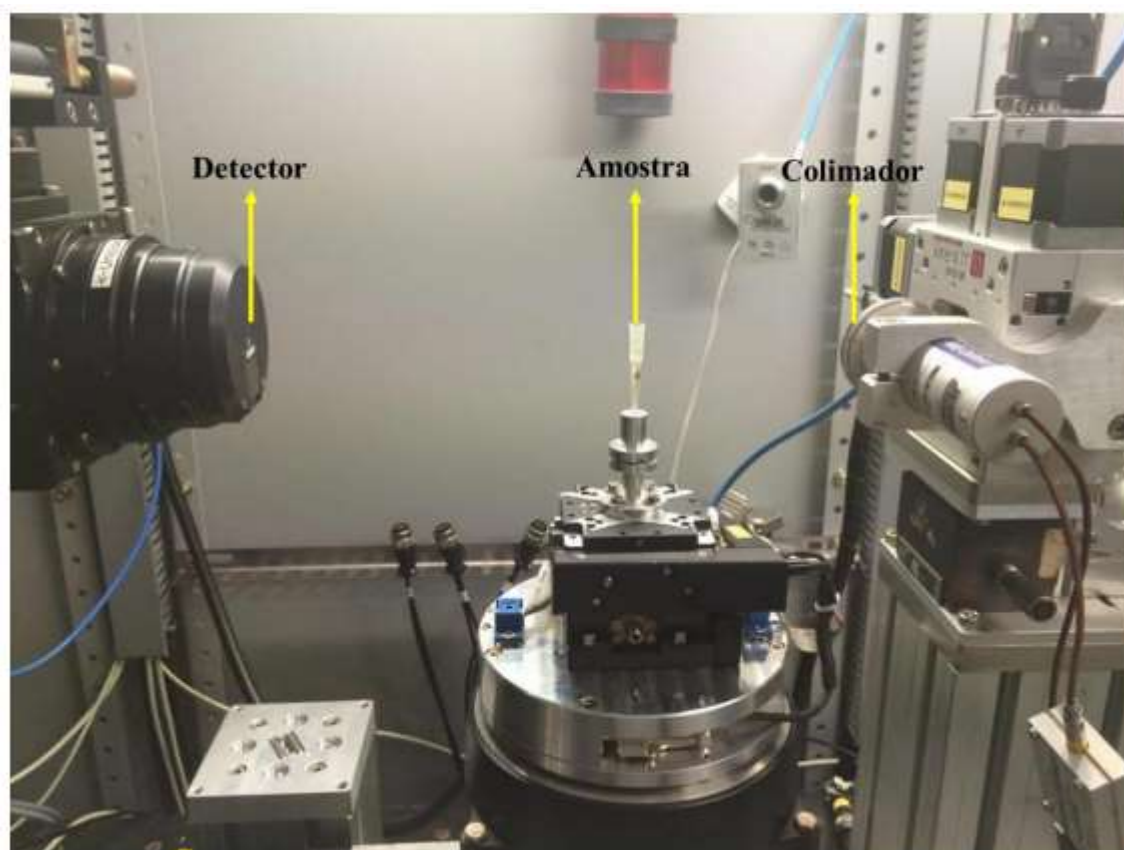
Os girinos escaneados na linha de microtomografia IMX do síncrotron UVX tiveram a aquisição de um conjunto de dados tomográficos completos no projeto IMX-20160615, sob coordenação do Prof. Dr. Marcos Vinicius Colaço Gonçalves. As imagens foram reconstruídas a partir de 1000 projeções obtidas em uma varredura angular de 180° e tempo total de aquisição de cerca de 10 min (0,6 s de tempo de exposição por imagem individual). O campo de visão foi 3,4 x 3,4 mm². Para obter a sensibilidade de fase, a distância amostra-

detector foi de 10 cm, usando lentes (microscópio *Optique Peter*) de ampliação de 2x, resultando em um tamanho de pixel virtual de 4,11 μm .

O sistema de detecção de imagem na linha IMX consistiu num cintilador LuAG:Ce com 50 μm de espessura e numa câmera CCD, modelo PCO 2000, com o tamanho de pixel de 7,4 μm e matriz de 2048 x 2048 pixels².

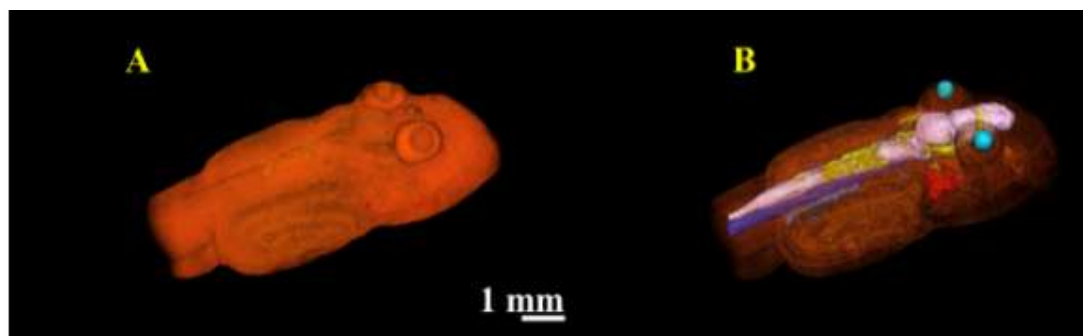
A seguir são apresentadas a imagem da disposição experimental na linha IMX, figura 17, e sua respectiva imagem de microCT do Corte sagital girino e o corte transversal da região caudal do *T. miliaris* no estágio 28, figura 18.

Figura 17: Disposição da linha IMX do UVX



Fonte: FIDALGO, 2019, p. 27.

Figura 18: Renderização em 3D de espécime de girino de *T. miliaris* no estágio 37.



Legenda: (A) morfologia externa e (B) pele em baixa opacidade e algumas estruturas internas.

Fonte: FIDALGO *et al.*, 2018, p. 4.

2.2.2 Experimentação na SYRMEP

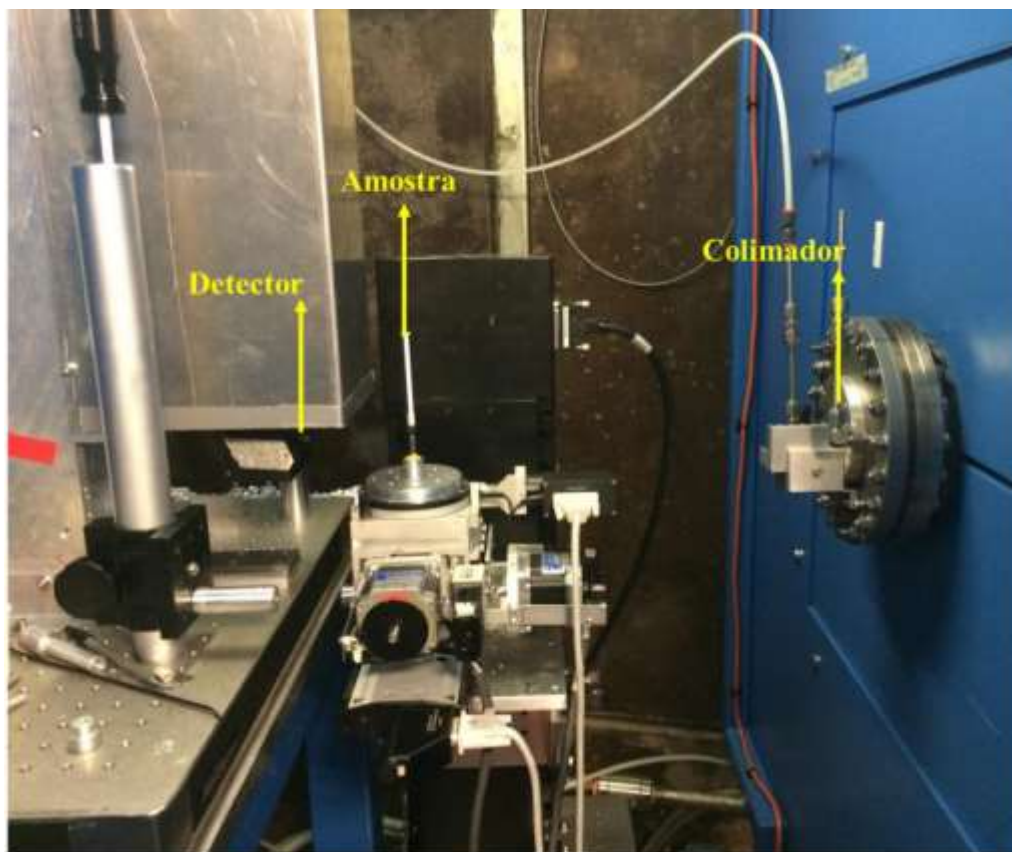
Os girinos escaneados na linha de microtomografia SYRMEP do síncrotron Elettra com o projeto de número 20165311, sob a coordenação da prof. Dra. Regina Cély Rodrigues Barroso. Uma folha de Si (1,0 mm) foi utilizada como filtro físico para que a energia média ficasse em torno de 20 keV.

Todas as amostras foram escaneadas em meio líquido (álcool absoluto) acondicionadas em um *Eppendorf*. Para cada amostra nos estágios pós eclosão (28 a 42), uma varredura contendo 900 projeções foi coletada com um passo angular de $0,2^\circ$ e tempo total de varredura de cerca de 2 min. As amostras maiores em estágios metamorfoseados (43 e 44) foram escaneadas com varredura angular de 360° (1.800 projeções), resultando em um tempo total de varredura de cerca de 4 min. O campo de visão foi $4 \times 4 \text{ mm}^2$. A distância amostra-detector foi de 10 cm, com um sistema de câmera de dispositivo de carga acoplada, do inglês *charge-coupled device* (CCD) com lente acoplada, resultando em um tamanho de pixel de $2,2 \mu\text{m}$.

O sistema de detecção de imagem na linha SYRMEP consiste em uma tela cintiladora de $\text{Lu}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}:\text{Ce}$ (Critur, República Tcheca) com $25 \mu\text{m}$ de espessura acoplada a uma câmera CCD de 16 bits refrigerada a vácuo (KAI 4022M) com matiz de 2048×2048 pixels².

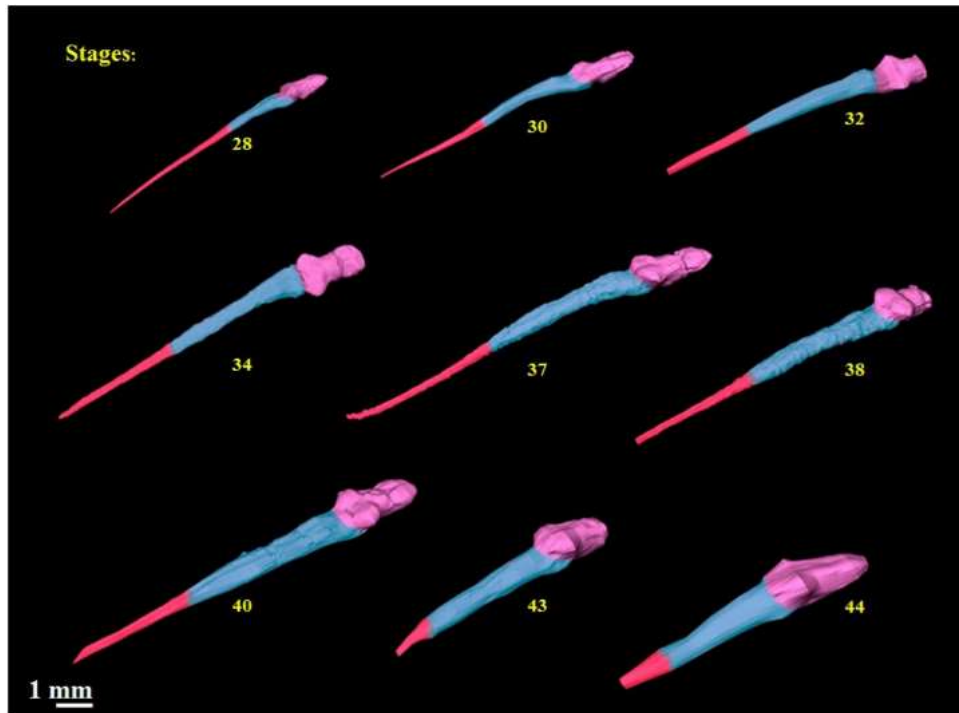
A seguir são apresentadas a imagem da disposição experimental na linha SYRMEP, figura19, e sua respectiva imagem de microCT na região da cabeça do *T. miliaris* no estágio 46, figura 20.

Figura 19: Disposição da linha SYRMEP do Elettra



Fonte: FIDALGO, 2019, p. 31.

Figura 20: Segmentação *Thoropa miliaris* da geometria 3D do sistema nervoso central de cada estágio analisado.



Legenda: A cor rosa representa a região cranial, o azul a região torácica e o vermelho a região caudal.

Fonte: FIDALGO *et al.*, 2020, p. 5.

2.4 Metodologia para o cálculo de dose em água

A dose de radiação é a medida da energia depositada por unidade de massa da amostra. Sendo a dose proporcional ao fluxo e ao tempo de permanência, e inversamente proporcional à área do pixel (tamanho do pixel²), esta pode ser minimizada reduzindo o fluxo ou o tempo de permanência ou aumentando o feixe ponto e tamanho de pixel. Neste trabalho, a dose foi estimada a partir da seção transversal de interação de raios X total, da fluência do feixe incidente na amostra e na energia dos fótons (KIRZ *et al.*, 1995):

$$D = \Phi E [\mu_{\text{en}}/\rho] \quad (18)$$

No qual, é a fluência do fóton incidente (definida como o fluxo sobre a área da amostragem), E é a energia do fóton, $[\mu_{\text{en}}/\rho]$ é o coeficiente mássico de absorção de energia da água.

Neste estudo, avaliamos a taxa de dose absorvida na água conforme flutuações de corrente do anel de armazenamento, adição de filtros e comparação de dose para diferentes tipos de tecidos biológicos com a água. As taxas de dose foram estimadas para uma mesma configuração em diferentes síncrotrons e comparando a influência de diferentes gerações de anéis de armazenamento.

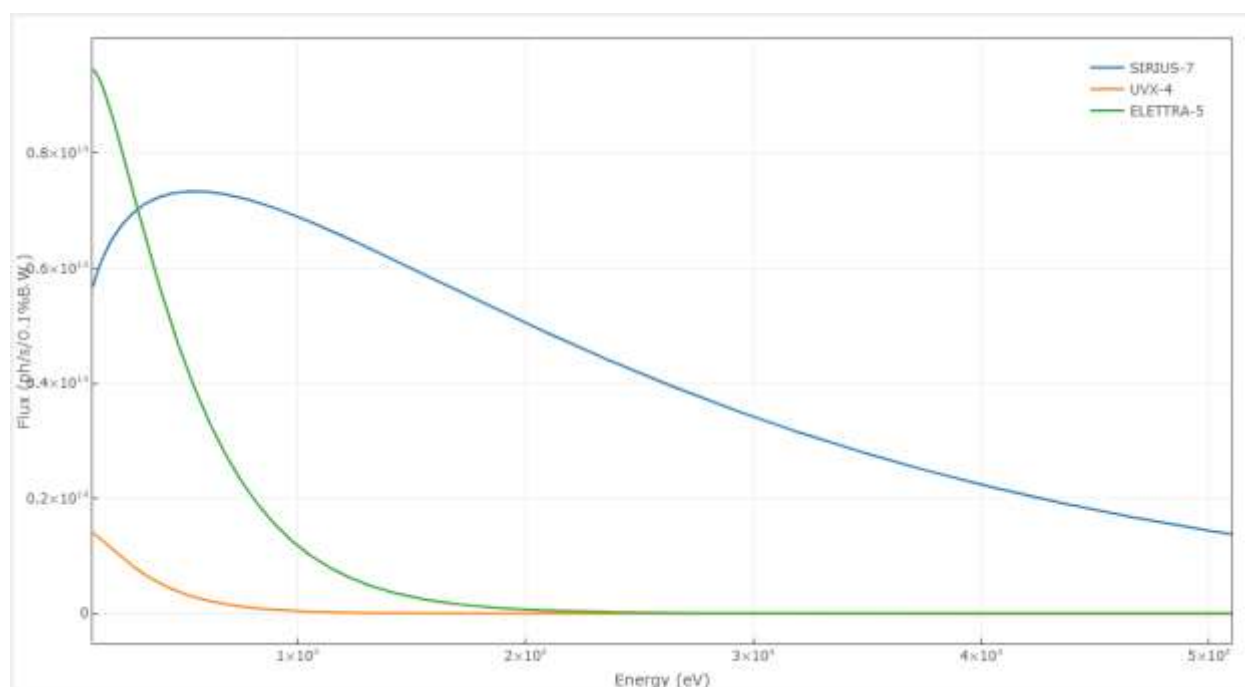
A aplicação deste método foi realizada para estimar as doses absorvida em água do estudo de caso de microCT do girino *Thoropa miliaris* realizado na linha SYRMEP do laboratório Elettra por Fidalgo e colaboradores (2019) e na linha IMX do síncrotron brasileiro UVS em 2018.

3 RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1 Comparação de taxa de dose em diferentes gerações de síncrotrons

Os dados obtidos a partir de cada fonte de luz síncrotron e seus respectivos imãs de deflexão (fonte da linha de luz) foram usados no *software* SPECTRA versão 11.0. No qual, pudemos obter os espectros do fluxo em função da energia, a partir dos parâmetros de entrada disponibilizados nos itens 2.1.1., 2.1.2. e 2.1.3., todos variando entre 1 e 50keV, referentes a cada linha de luz, conforme a imagem a seguir.

Figura 21: Contribuição do fluxo para diferentes síncrotrons: linha Mogno do SIRIUS, linha IMX do UVX e linha SYRMEP do Elettra.



Legenda: Espectro do fluxo (fótons/segundo/0,1%bw) em função da energia (eV).

Fonte: A autora, 2022.

Tabela 1: Contribuição do fluxo e da dose absorvida na água para diferentes síncrotrons

Fonte	Soma das contribuições do fluxo estimado (fótons/s/0,1%bw)	Energia média (keV)	Taxa de dose associada (Gy/s)
IMX – UVX	$2,15 \times 10^{14}$	3,43	$1,79 \times 10^3$
SYMEP - Elettra	$4,50 \times 10^{15}$	4,86	$3,06 \times 10^3$
Mogno* - Sirius	$2,11 \times 10^{16}$	19,13	$1,56 \times 10^5$

Legenda: *Neste caso, foi considerado o feixe policromático que sai do imã de deflexão da linha Mogno, desconsiderando a linha óptica que monocromatiza o feixe.

Fonte: A autora, 2022.

Para compararmos o feixe proveniente de síncrotrons de diferentes gerações, tabela 1, os parâmetros de cada linha foram utilizados para o mesmo tamanho de feixe ($4 \times 4 \text{ mm}^2$) e as distâncias de fonte, janelas, filtros com o ponto de interesse, o que resultará num efeito gerado apenas pela contribuição de cada espectro de fluxo simulado pelo software SPECTRA, considerando os diferentes parâmetros de cada anel de armazenamento e fonte dispostos no item 2.1. Nesta estimativa, o fluxo simulado teve variação de energia 1 a 50 keV e houve a desconsideração de qualquer filtro ou janela que pudesse absorver o feixe incidente. A taxa de dose associada é referente à dose absorvida na água.

Conforme o esperado, o síncrotron de quarta geração Sirius é o que resulta em uma taxa de dose associada muito alta. Isto deve-se a um feixe com alto fluxo e alto brilho que se desenvolve a cada geração síncrotron.

3.1. Comparação de dose para diferentes filtros

Adicionando filtros no feixe primário de raios X podemos verificar um efeito sobre a forma do espectro. Diferentes combinações de filtros adicionais alteram o fluxo e a média das energias. Nesta estimativa, o fluxo simulado teve variação de energia 1 a 50 keV, o tamanho do feixe na amostra de 4 x 4 mm² e as espessuras de filtros de Si e janela de Be foram adicionados a uma configuração padrão de filtros de cada. Para a linha Mogno também são apresentados resultados aproximados do espectro com a utilização dos espelhos KB. Nas figuras 22, 23 e 24 são apresentados os espectros resultantes e as energias médias. Enquanto a taxa de dose associada é referente à dose absorvida na água para cada linha de luz. Os resultados da soma dos fluxos e doses são apresentados nas tabelas 2, 3 e 4.

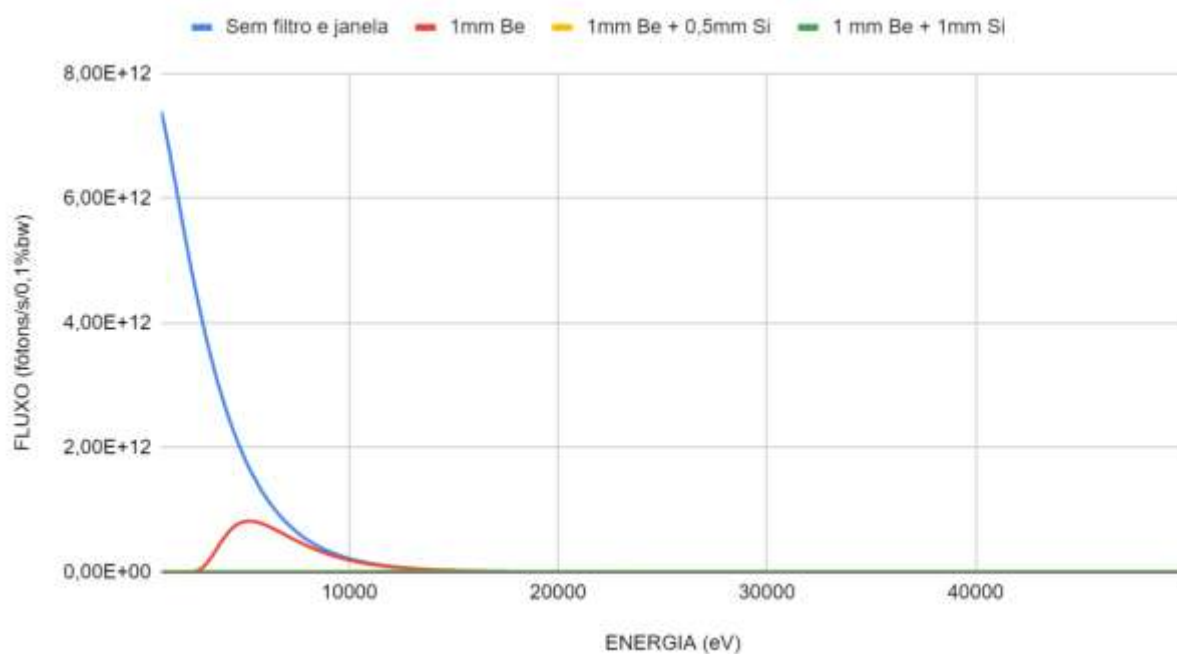
Tabela 2: Contribuição do fluxo e da dose com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha IMX.

Filtro e/ou janela adicional	Soma das contribuições do fluxo estimado (fótons/s/0,1%bw)	Energia média (keV)	Taxa de dose associada (Gy/s)
0	$2,15 \times 10^{14}$	3,43	$1,79 \times 10^3$
Janela de Be com 1 mm de espessura	$4,01 \times 10^{13}$	6,83	$1,11 \times 10^2$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 0,5 mm de Si	$5,97 \times 10^{11}$	14,27	$1,28 \times 10^{-1}$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 1 mm de Si	$1,48 \times 10^{11}$	16,65	$1,86 \times 10^{-2}$

Fonte: A autora, 2022.

Avaliando os dados da tabela 2, podemos ressaltar que para a linha IMX, do síncrotron de 2ª geração UVX, com a inserção dos filtros tivemos uma grande redução do fluxo. O uso de uma janela de Be de 1 mm e um filtro de Si de 0,5 mm reduziu em 99,72% da soma das contribuições do fluxo do feixe branco sem filtro. Esta redução pode ser visualizada no gráfico da figura 22, no qual a distribuição do fluxo com janela de Be de 1 mm e um filtro de Si de 0,5 mm praticamente some quando comparado com o fluxo sem filtro. O uso dos filtros físicos (1 mm Be e 0,5 mm de Si) reduziu a contribuição das energias mais baixas, o que elevou a média das energias de 3,43 a 14,27 keV, e consequentemente, reduziu a taxa de dose absorvida em água $1,79 \times 10^3$ para $1,28 \times 10^{-1}$ Gy/s, uma redução de 99,993%.

Figura 22: Espectro do fluxo em função da energia com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha IMX.



Fonte: A autora, 2022.

Tabela 3: Contribuição do fluxo e da dose com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha SYRMEP.

Filtro e/ou janela adicional	Soma das contribuições do fluxo estimado (fótons/0,1%bw)	Energia média (keV)	Taxa de dose associada (Gy/s)
0	$4,50 \times 10^{15}$	4,86	$3,06 \times 10^4$
Janela de Be com 1 mm de espessura	$1,47 \times 10^{15}$	8,44	$2,83 \times 10^3$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 0,5 mm de Si	$7,87 \times 10^{13}$	16,65	$1,16 \times 10^1$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 1 mm de Si	$2,95 \times 10^{13}$	19,26	2,56

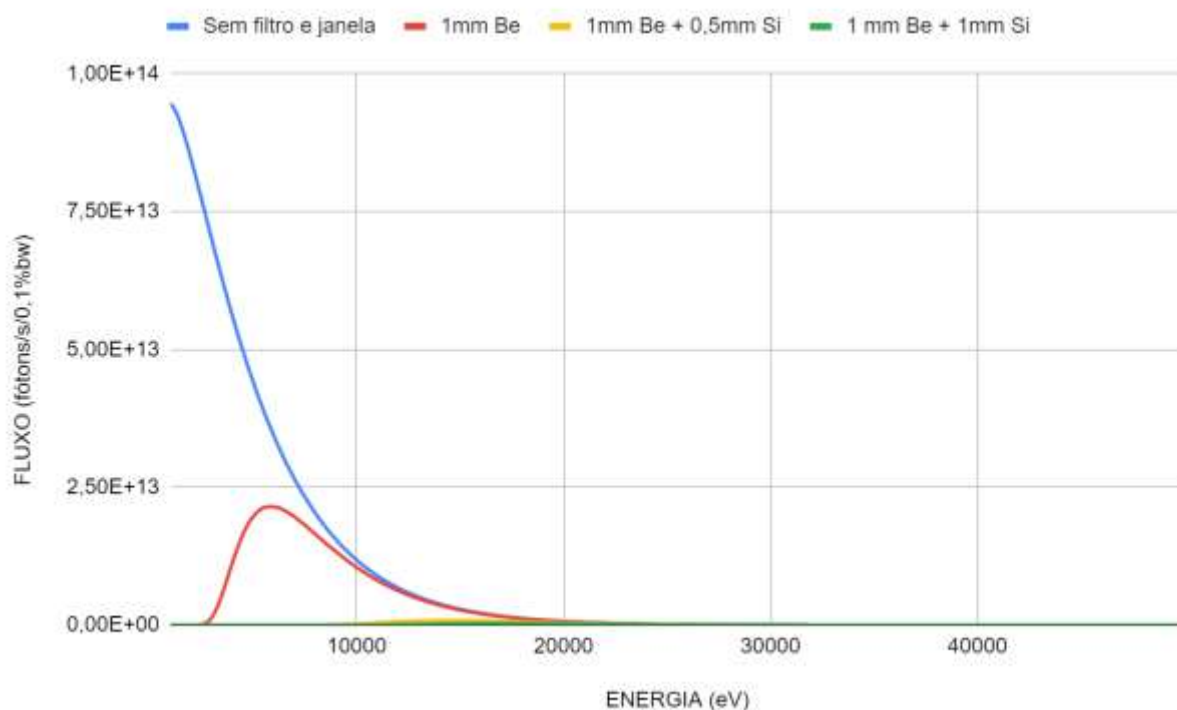
Fonte: A autora, 2022.

Observando os dados da tabela 3, podemos ressaltar que para a linha SYRMEP, do síncrotron de 3ª geração, Elettra, a inserção dos filtros ocasionou em uma grande redução do fluxo, conforme também podemos observar na figura 23. Com o uso da janela de Be e 0,5 mm de Si, temos a variação da soma da contribuição do fluxo de $4,50 \times 10^{15}$ para $7,87 \times 10^{13}$, uma redução de 98,5% quando comparado com o fluxo sem filtro e/ou janela adicional, o que resultou numa redução da taxa de dose absorvida em 99,96%.

Comparando os dados das tabelas 2 e 3, podemos identificar que a soma da distribuição do fluxo da linha SYRMEP com filtros de Be + Si tem a contribuição da mesma ordem de grandeza que a soma do fluxo na linha IMX com a janela de 1 mm de Be. Porém na

SYRMEP, as respectivas taxas de dose (1mm Be + 0,5 ou 1 mm Si) são no mínimo 1 ordem de grandeza menor que para o caso (1 mm Be) da IMX. Pode-se presumir que isto ocorre devido às baixas energias médias geradas na linha IMX.

Figura 23: Espectro do fluxo em função da energia com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha SYRMEP



Fonte: A autora, 2022.

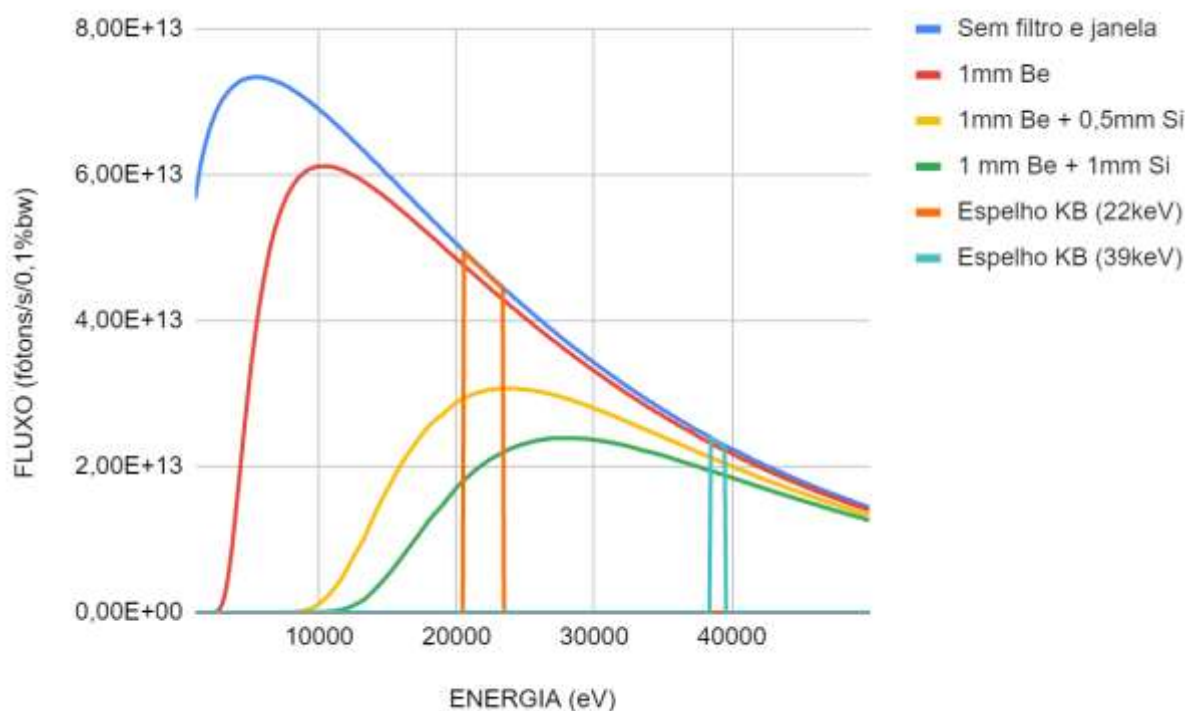
Tabela 4: Contribuição do fluxo e da dose com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha Mogno* e com o espelho KB.

Filtro e/ou janela adicional	Soma das contribuições do fluxo estimado (fótons/0,1%bw)	Energia (keV)	Taxa de dose associada (Gy/s)
0 (*)	$2,11 \times 10^{16}$	19,13	$1,56 \times 10^5$
Janela de Be com 1 mm de espessura (*)	$1,71 \times 10^{16}$	22,06	$7,07 \times 10^3$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 0,5 mm de Si (*)	$8,65 \times 10^{15}$	29,88	$3,14 \times 10^2$
Janela de Be com 1 mm de espessura + filtro de 1 mm de Si (*)	$6,53 \times 10^{15}$	32,19	$1,54 \times 10^2$
Espelho KB transmitindo energia 22 keV	$1,36 \times 10^{15}$	22	$5,58 \times 10^1$
Espelho KB transmitindo energia 39 keV	$2,57 \times 10^{14}$	39,05	1,88

Legenda: *Neste caso, foi considerado o feixe policromático que sai do imã de deflexão da linha Mogno, desconsiderando a linha óptica que monocromatiza o feixe.

Fonte: A autora, 2022.

Figura 24: Espectro do fluxo em função da energia com filtros e janela adicionais de diferentes espessuras na linha Mogno.



Fonte: A autora, 2022.

Avaliando os dados da tabela, podemos perceber que para o feixe policromático que sai da fonte da linha Mogno, do síncrotron Sirius de 4ª geração, houve uma redução da distribuição do fluxo em função da energia com a inserção dos filtros, entretanto, a soma das contribuições de cada fluxo estimado manteve-se alta.

Comparando as contribuições dos fluxos com adição da janela de Be e 0,5 mm de Si e feixe branco, sem filtros e/ou janelas, temos uma redução de 59,1%. Entretanto, a taxa de dose caiu de $1,56 \times 10^5$ para $3,14 \times 10^2$ Gy/s, uma redução de 99,79%.

Adicionando os filtros físicos, os fótons de raios X de energia mais baixa são absorvidos de maneira mais eficiente, reduzindo sua contribuição de forma que o espectro de emissão se distribui mais à esquerda que à direita, conforme podemos observar na figura 24. Sendo assim, podemos constatar um aumento na energia efetiva do feixe de raios X, ou seja, maior poder de penetração e com a consequente redução da intensidade do feixe.

Na tabela 4, também foram estimadas as somas das contribuições do fluxo, a energia média e taxa de dose absorvida em água associada às energias de 22 e 39 keV transmitidas

pelo sistema de espelhos KB. Este sistema é o objeto principal da linha óptica da Mogno, pois é ele que monocromatiza o feixe branco que sai do imã de deflexão. Para as energias centrais de 22 keV e 39 keV da linha Mogno foram selecionadas uma largura de banda de energia de 2840 eV e 940 eV, respectivamente. Considerando a aplicação deste sistema na distribuição do fluxo, temos que as taxas de dose absorvidas em água para o tamanho do feixe na amostra de 4 x 4 mm² de 1,88 Gy/s com a energia de 39 keV e 55,8 Gy/s com energia de 22 keV.

Observando os dados da tabela 4, podemos ressaltar que mesmo havendo uma redução do fluxo a partir da monocromatização do feixe com os espelhos KB, o fluxo continua muito alto. O que reduz o tempo de exposição da amostra e deixa os experimentos mais rápidos. Além do mais, como no feixe monocromático não há contribuições de baixas energias, a taxa de dose associada é bem menor quando comparada com o feixe branco.

3.2 Estimativa de dose de microCT do *Thoropa miliaris*

Seguindo o protocolo de medida do trabalho realizado por FIDALGO e colaboradores (2020), desenvolvido na linha SYRMEP, conforme abordado na seção 2.4.2, para o cálculo de dose absorvida em água. Cada amostra no referido estudo teve o tempo total de exposição de 2 e 4 minutos, de acordo com o estágio de desenvolvimento do espécime.

Neste estudo de caso foram considerados a distribuição do fluxo em função da energia que varia entre 8 e 35 keV (variação de energia útil da linha SYRMEP) com a área do feixe na amostra de 4 x 4 mm². Estima-se uma taxa de dose absorvida em água de 2,56 Gy/s, conforme ressaltado na tabela 5. A análise volumétrica de estruturas internas de girinos *Thoropa miliaris* resultou em doses nos girinos de estágios 28 – 42 de 307,2 Gy. (2 min.) e 614,4 Gy (4 min.) nos estágios 43 e 44.

Considerando que a microCT não foi realizada para todo o corpo do girino em uma única vez, ou seja, a metodologia foi aplicada em duas partes para os girinos de estágios 28 a 42 e para três partes nos espécimes dos ciclos 43 e 44. Isto acarreta numa aproximação de dose absorvida no corpo inteiro multiplicada pelos fatores 2 e 3, respectivamente.

No estudo desenvolvido na linha IMX por FIDALGO e colaboradores (2018), conforme a metodologia foi abordada na seção 2.4.1, foram considerados a distribuição do fluxo em

função da energia que varia entre 5 e 20 keV (variação de energia da linha IMX) com a área do feixe na amostra de $3,8 \times 3,8 \text{ mm}^2$. Devido à menor energia média, de aproximadamente 8 keV, a taxa estimada de dose absorvida em água é de 47,6 Gy/s, conforme ressaltado na tabela 5. Como o tempo de aquisição foi de 10 minutos, temos que a dose absorvida em água para este experimento foi de $2,86 \times 10^4 \text{ Gy}$.

Tabela 5: Comparação dos protocolos de medida do estudo de caso do girino *T. miliaris* na IMX e na SYRMEP.

Protocolo de medida	Soma das contribuições do fluxo estimado (fótons/0,1%bw)	Energia (keV)	Taxa de dose associada (Gy/s)
IMX	$2,77 \times 10^{13}$	7,78	47,6
SYRMEP	$2,93 \times 10^{13}$	19,13	2,56

Fonte: A autora, 2022.

A partir dos resultados da tabela 5, pode-se inferir que o estudo do girino *T. miliaris* na linha Mogno é bastante promissor, comparando com as estimativas de aproximação da monocromatização do feixe pelo sistema de espelho KB a uma energia de 39 keV. Conforme, disposto na tabela 4, a soma das contribuições do fluxo aproximado do espelho KB transmitindo energia 39 keV é 10 vezes maior que nos protocolos do estudo de caso, o que permitirá numa aquisição de imagem com tempo de exposição menor, sendo que a taxa de dose associada de 1,88 Gy/s já é 26,6% menor que a taxa de dose para o protocolo de medida na SYRMEP e 96,1% menor que a taxa de dose na linha IMX. É importante salientar que ao considerar a linha óptica prevista para a Mogno em trabalhos futuros, há a perspectiva que esta taxa de dose diminua em decorrência da redução do fluxo durante a monocromatização do feixe branco.

A radiosensibilidade de vários estágios da história de vida de rãs e outros anfíbios não é bem conhecida. Alegações foram feitas para a alta sensibilidade de algumas espécies de

anfíbios e para a existência de "períodos críticos", quando a radiosensibilidade pode ser particularmente alta e quando a irradiação anterior resulta em morte nesse estágio de desenvolvimento (PANTER, 1986).

De acordo com o estudo de Panter (1986), o valor de dose letal da rã *Limnodynastes tasmaniensis* ao longo de 28 estágios do ciclo de vida, do ovo fertilizado à rã adulta varia de forma não uniforme. O estágio mais sensível foi o ovo fertilizado, com LD 50/40 de 0,6 Gy (dose aguda), sendo LD 50/40 (*lethal dose*) é a dose necessária para matar 50% dos animais em 40 dias. No entanto, embriões mais velhos, estágio 14-17 foram encontrados para ter um valor LD 50/40 de 9-10 Gy, o que indica que embriões mais velhos são mais radorresistentes. Depois disso, a radorresistência aumentou em um padrão desigual, sendo os estágios mais resistentes do ciclo de vida foram girinos de médio a grande porte nos estágios de desenvolvimento 27 a 36 (LD 50/160- 25 Gy) Na metamorfose, a resistência diminuiu significativamente para um LD 50/160 de 18,3 Gy, com um resultado muito semelhante, 18,7 Gy, para sapos adultos jovens. (PANTER, 1986)

Sapos da espécie *Bufo woodhousei fowleri* em diferentes estágios foram expostos a doses graduais de radiação gama de corpo inteiro. O LD 50/30 estimado para adultos foi 23,29 Gy e para girinos de 16,70 Gy. O LD 50/50 estimado para sapos adultos foi 17,80 Gy. Na maioria das doses letais de radiação, os adultos sobreviveram muito mais do que os girinos e os girinos mais do que os juvenis. Os girinos irradiados não se metamorfosearam. Mudanças comportamentais foram observadas em sapos irradiados de todos os estágios. Danos aos tecidos hematopoiéticos foram a característica patológica proeminente em todos os três estágios da vida. Enquanto necrose cutânea, hemorragia, invasão bacteriana de tecidos e ovários atrofiados foram observados em adultos irradiados (LANDRETH, 1974).

Entretanto, é importante entender os efeitos da escala celular para todo o organismo, bem como distinguir os significados entre a irradiação de todo o corpo e a exposição parcial (tecidos ou células). Uma consideração cuidadosa deve ser feita para determinar o protocolo de imagem ideal para cada aplicação individual para minimizar os efeitos da dose de radiação num possível experimento *in vivo*. Com avanços adicionais na tecnologia de microCT e algoritmos de reconstrução, as doses de radiação devem diminuir ainda mais, o que ajudará a superar a radiação como uma limitação da imagem de microCT (ASHTON *et al.*, 2015).

CONCLUSÃO

O advento de novos anéis de armazenamento, que produzirão feixes síncrotron ainda mais brilhantes, enfatiza ainda mais a necessidade de aumentar nosso conhecimento sobre o problema dos danos por radiação de raios X. Na verdade, os danos da radiação continuam a ser um fator limitante para amostras de imagem em alta resolução, especialmente quando operando no regime de energia de raios X moles.

Experimentos sensíveis à dose requerem tempos de exposição curtos para observar fenômenos dinâmicos relevantes ou para evitar danos à amostra. O dano por radiação é um aspecto importante a ser considerado na análise de amostras biológicas com técnicas de raios X, pois pode induzir alterações químicas e estruturais nas amostras.

Ao longo deste trabalho a relação entre fluxo, dose, tempo e dano foi apresentada. As discussões deste estudo reiteram a importância na tomada de decisões ao projetar experimentos em laboratórios de luz síncrotron com amostras biológicas. A dose pode ser minimizada reduzindo o fluxo ou o tempo de irradiação. É importante, quando trabalhamos com imagem, avaliar que redução de dose não prejudique a qualidade da imagem a um nível em que impossibilite a análise correta dos dados, gerando resultados imprecisos. Em suma, tem de se avaliar individualmente cada caso, levando em consideração o nível de qualidade dos resultados esperados, avaliando as vantagens e mitigando as desvantagens.

Neste estudo, também comparamos as doses obtidas para três gerações de anéis síncrotron. A estimativa aproximada do feixe monocromatizado pelo sistema de espelhos KB da linha Mogno apresentou taxas de dose promissoras para a energia de 39 keV. Entretanto, novos estudos com simulações computacionais de deposição de dose em diferentes cenários, incorporando toda a configuração ótica da linha, bem como medições experimentais devem ser realizados. As perspectivas futuras são explorar o mais novo laboratório de luz síncrotron para monitorar a dose de radiação fornecida à amostra durante cada varredura, utilizando uma câmera de ionização e com o comissionamento de dosímetros TLD e OSL, e para avaliar a influência de parâmetros experimentais como a energia, distância amostra-detector, número de projeções, tempo por projeção, além de técnicas de reconstrução, na qualidade das imagens em função da dose.

REFERÊNCIAS

ABRAMI, A; ARFELLI, F.; BARROSO, R. C.; BERGAMASCHI, A.; BILLÈ, F.; BREGANT, P. *et al.* Medical applications of synchrotron radiation at the SYRMEP beamline of ELETTRA, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, [s. l.], v. 548, n. 1–2, p. 221–227, ISSN 0168-9002. 2005.

ALLISY, A. *et al.* Report 51. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, [s. l.], n. 2, p. NP-NP, 1993.

ARCHER, J.; LI, E.; PETASECCA, M. *et al.* X-ray microbeam measurements with a high-resolution scintillator fibre-optic dosimeter. *Sci Rep.*, [s. l.], v. 7. 2017.

ASHTON J. R.; WEST, J. L.; BADEA, C. T. In vivo small animal microCT using nanoparticle contrast agents. *Front. Pharmacol.*, [s. l.], v. 6, p. 256. 2015.

ATTIX, F. H. *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. 2. ed. Weinheim: Wiley, 2004.

BEDOLLA, D. E.; BIRARDA, G.; GIANNOTTA, S.; FAORO, V.; CESCATO, A.; VACCARI, L; GIANONCELLI, A. Oxidation of ultralene and paraffin due to radiation damage after exposure to soft X-rays probed by FTIR microspectroscopy and X-ray fluorescence. *J. Synchrotron Rad.*, [s. l.], v. 28, p. 231–239. 2021.

BEDOLLA, D. E.; MANTUANO, A.; PICKLER, A.; MOTA, C. L.; BRAZ, D.; SALATA, C. *et al.* Effects of soft X-ray radiation damage on paraffin-embedded rat tissues supported on ultralene: a chemical perspective. *Journal of Synchrotron Radiation*, [s. l.], v. 25, n. 3, p. 848–856. 2018.

BLAUSTEIN, R. Biology and Light Sources: Synchrotrons allow researchers a deep look into life, *BioScience*, [s. l.], v. 67, n. 3, p. 201–207, 2017.

BRUNST, V. V. Effects of Ionizing Radiation on the Development of Amphibians. *The Quarterly Review of Biology*, [s. l.], v. 40, n.1, p. 1–67. 1965.

BHARTI, A.; GOYAL, N. *Synchrotron Radiation: Useful and Interesting Applications*. Índia: Intechopen. 2019.

BLAMEY, F. P. C.; PATERSON, D. J.; WALSH, A.; AFSHAR, N.; MCKENNA, B. A.; CHENG, M.; TANG, C.; HORST, W. J.; MENZIES, N. W.; KOPITKE, P. M. Time-resolved X-ray fluorescence analysis of element distribution and concentration in living plants: An example using manganese toxicity in cowpea leaves. *Environmental and Experimental Botany*, [s. l.], v. 156, 2018.

BRASIL. Ministério de Ciência, Tecnologia e Inovação. OLIVEIRA, L. N. C; GONÇALVES, M. L. C. M. R; TELLA, V. *Projeto Sirius: a nova fonte de luz síncrotron*

brasileira. Campinas: CNPEM, 2014. Disponível em: <https://www.lnls.cnpeem.br/sirius/projeto-sirius/>. Acesso em: 10 set. 2020.

BRASIL. Ministério de Ciência, Tecnologia e Inovação. Laboratório Nacional De Luz Síncrotron Website. Disponível em <https://www.lnls.cnpeem.br/>. Acesso em: dez. 2021.

BOS, A. J. J.; ROSENFELD, A.; KRON, T.; D'ERRICO, F.; MOSCOVITCH, M. *Fundamentals of Radiation Dosimetry. AIP Conf. Proc.* [s. l.], v. 1345, p. 5-23. 2011.

BOURNONVILLE, S.; VANGRUNDERBEECK, S.; KERCKHOFS, G. Contrast-Enhanced MicroCT for Virtual 3D Anatomical Pathology of Biological Tissues: A Literature Review. *Contrast Media & Molecular Imaging*, [s. l.], p. 1–9. 2019.

CALO, C. M.; RIZZUTTO, M. A.; WATLING, J.; FURQUIM, L.; SHOCK, M. P.; ANDRELLO, A. C.; PUGLIESE, F. A. Study of plant remains from a fluvial shellmound using the X-ray MicroCT imaging technique. *Journal of Archaeological Science: Reports*, [s. l.], v. 26. 2019.

CASTELLI, E.; TONUTTI, M.; ARFELLI, F.; LONGO, R.; QUAIA, E.; RIGON, L.; COVA, M. A. Mammography with Synchrotron Radiation: First Clinical Experience with Phase-Detection Technique. *Radiology*, [s. l.], v. 259, n. 3, p. 684–694. 2011.

CASTELVECCHI, D. Next-generation X-ray source fires up. *Nature*, [s. l.], v. 525, p. 15–16. 2015.

CENGIZ, I. F.; OLIVEIRA, J. M.; REIS, R. L. MicroCT – a digital 3D microstructural voyage into scaffolds: a systematic review of the reported methods and results. *Biomater Res*, [s. l.], v. 22, 26 p. 2018.

CRAIEVICH, A. F. Synchrotron radiation in Brazil: past, present and future. *Radiat. Phys. Chem.*, [s. l.], v. 167, n. 108253. 2020.

COUPRIE, M. E. New generation of light sources: Present and future. *Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena*, [s. l.], v. 196, p. 3–13. 2014.

DEL RIO, M. S.; DEJUS, R. J. XOP: a multiplatform graphical user interface for synchrotron radiation spectral and optics calculations. In: OPTICAL SCIENCE, ENGINEERING AND INSTRUMENTATION, San Diego, 1997. *Materials, Manufacturing, and Measurement for Synchrotron Radiation Mirrors*. International Society for Optics and Photonics: Proc. SPIE 3152. 1997. p. 148-157.

DEL RÍO, M. S.; DEJUS, R. J. XOP v2. 4: recent developments of the x-ray optics software toolkit. In: SPIE OPTICAL ENGINEERING + APPLICATIONS, San Diego, 2011. *Advances in Computational Methods for X-Ray Optics II*. International Society for Optics and Photonics: Proc. SPIE 8141. 2011.

DIAS, C. S. B.; NETO, D. P. A.; BARALDI, G. L.; FONSECA, M. C. Comparative analysis of sample preparation protocols of soft biological tissues for morphometric studies using synchrotron-based X-ray microtomography. *Journal of Synchrotron Radiation*, [s. l.], v. 26, n. 6. 2019.

DULLIN, C.; LILLO, F.; SVETLOVE, A.; ALBERS, J.; WAGNER, W.; MARKUS, A.; SODINI, N.; DREOSSI, D.; ALVES, F.; TROMBA, G. Multiscale biomedical imaging at the SYRMEP beamline of Elettra - Closing the gap between preclinical research and patient applications. *Physics Open*, [s. l.], v. 6, n. 100050. 2021.

ELGAZZAR A. H.; KAZEM, N. Biological effects of ionizing radiation. In: ELGAZZAR, A. H. *et al.* *The pathophysiologic basis of nuclear medicine*. Berlin: Springer, 2006.

FAYARD, B.; SALOMÉ, M.; TAKEMOTO, K.; KIHARA, H.; SUSINI, J. Some practical considerations about the effects of radiation damage on hydrated cells imaged by X-ray fluorescence microscopy, *Journal of Electron Spectroscopy and Related Phenomena*, [s. l.], v. 170, n. 1–3, p. 19-24. 2009.

FERNÁNDEZ, M. P.; DALL'ARA, E.; CIPICCIA, S.; BODEY, A. J.; PARWANI, R.; PANI, M.; BLUNN, G. W.; BARBER, A. H.; TOZZI, G. Effect of SR-microCT radiation on the mechanical integrity of trabecular bone using in situ mechanical testing and digital volume correlation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, [s. l.], v. 88, p. 109-119. 2018.

FIDALGO, G. *Dissecção virtual e morfometria do girino Thoropa miliaris usando o algoritmo de recuperação de luz síncrotron*. 2019. 88 f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2019.

FIDALGO, G.; COLAÇO, M. V.; NOGUEIRA, L. P.; BRAZ, D.; SILVA, H. R.; COLAÇO, G.; BARROSO, R. C. Virtual dissection of Thoropa miliaris tadpole using phase-contrast synchrotron microtomography. *Journal of Instrumentation*, v. 13, n. 5. 2018.

FIDALGO, G.; PAIVA, K.; MENDES, G. *et al.* Synchrotron microtomography applied to the volumetric analysis of internal structures of Thoropa miliaris tadpoles. *Sci. Rep.*, [s. l.], v. 10, n. 18934, 2020.

FOURNIER, P.; CROSBIE, J. C.; CORNELIUS, I.; BERKVEN, P.; DONZELLI, M.; CLAVEL, A. H.; BRÄUER-KRISCH, E. Absorbed dose-to-water protocol applied to synchrotron-generated x-rays at very high dose rates. *Physics in Medicine and Biology*, [s. l.], v. 61, n. 14, p. 349–361. 2016.

GIANONCELLI, A.; BONANNI, V.; GARIANI, G.; GUZZI, F.; PASCOLO, L.; BORGHES, R.; BILLÈ, F.; KOUROUSIAS, G. Soft X-ray Microscopy Techniques for Medical and Biological Imaging at TwinMic —Elettra. *Appl. Sci.*, [s. l.], v. 11, n. 7216. 2021.

GIANONCELLI, A.; VACCARI, L.; KOUROUSIAS, G. *et al.* Soft x-ray microscopy radiation damage on fixed cells investigated with synchrotron radiation FTIR Microscopy. *Sci Rep*, [s. l.], v. 5, n. 10250. 2015.

GIANONCELLI, A.; KOUROUSIAS, G.; MEROLLE, L.; ALTISSIMO, M.; BIANCO, A. Current status of the TwinMic beamline at Elettra: a soft X-ray transmission and emission microscopy station. *Journal of Synchrotron Radiation*, [s. l.], v. 23, n. 6, p. 1526–1537. 2016.

HARE, D. J.; NEW, E. J.; JONGE, M. D. DE; MCCOLL, G. Imaging metals in biology: balancing sensitivity, selectivity and spatial resolution. *Chem. Soc. Rev.*, v. 44, p. 5941-5958. 2015.

HOBBIE, R. K.; ROTH, B. J. *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. 5. ed. [Berlin]: Springer, 2007.

HOLTON, J. M. A. beginner's guide to radiation damage. *Journal of synchrotron radiation*, [s. l.], v. 16, n. 2, p. 133-142. 2009.

HWU, Y; MARGARITONDO, G. Synchrotron radiation and X-ray free-electron lasers (X-FELs) explained to all users, active and potential. *J. Synchrotron Rad.*, [s. l.], v. 28, p. 1014-1029. 2021.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienna: IAEA, 2000. Technical Reports Series No. 398.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Standards and codes of practice in medical radiation dosimetry: proceedings of an international symposium held in Vienna, Austria, 25–28 November 2002*. Vienna: IAEA, 2003.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. *Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice*. Vienna: IAEA, 2007. Technical reports series n. 457.

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

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; DANCE, D. R; CHRISTOFIDES, S; MAIDMENT, A. D. A.; MCLEAN, I. D.; NG, K. H. (Eds). *Diagnostic radiology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA, 2014.

JONES, M. W. M.; KOPITTKE, P. M.; CASEY, L.; REINHARDT, J.; BLAMEY, F. P. C.; VAN DER ENT, A. Assessing radiation dose limits for X-ray fluorescence microscopy analysis of plant specimens. *Annals of Botany*, [s. l.], v. 125, n. 4, p. 599–610. 2019.

KARANTZOULIS, E. Elettra status and upgrades. In: XXVI EUROPEAN SYNCHROTRON LIGHT SOURCE WORKSHOP (ESLS), 2018, Solaris National Synchrotron Radiation Centre, Krakow, Poland. *Presentation*. Disponível em https://synchrotron.uj.edu.pl/documents/1457771/141441388/10_Elettra_status_ESLS26.pdf/da615599-05a7-47f2-9a5a-93a1d2161db6 . Acesso em: 28 maio 2021. Nov. 2018.

KARANTZOULIS, E.; BARLETTA, W. Aspects of the Elettra 2.0 design. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, [s. l.], v. 927, p. 70–80. 2019.

KAWASAKI, T.; AOYAMA, T.; YAMAUCHI-KAWAURA, C.; FUJII, K.; KOYAMA, S. Organ dose and effective dose estimation in paediatric chest radiographic examinations by using pin silicon photodiode dosimeters. *Radiation Protection Dosimetry*, [s. l.], v. 154, n. 3, p. 314–319. 2013.

KIM, K. J. *X-ray Data Booklet*. 2. ed. California: Lawrence Berkeley National Laboratory, 2001.

KIRZ, J.; JACOBSEN, C.; HOWELLS, M. Soft X-ray microscopes and their biological applications. *Quarterly Reviews of Biophysics*, [s. l.], v. 28, n. 1, p. 33. 1995.

KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement*. 3. ed. Michigan: Wiley, 1999.

KRON, T.; DUGGANT, L.; SMITH, T. *et al.* Dose response of various radiation detectors to synchrotron radiation. *Phys. Med. Biol.*, [s. l.], v. 43, n. 11, 1998.

KRON, T.; LEHMANN, J.; GREER, P. B. Dosimetry of ionising radiation in modern radiation oncology. *Physics in Medicine & Biology*, [s. l.], v. 61, n. 14, 2016.

LADD, M.; PALMER, R. *Structure determination by x-ray crystallography: analysis by x-rays and neutrons*. 5. ed. New York: Springer. 2013.

LAKOWICZ, J. R. *Principles of fluorescence spectroscopy*. 3. ed. New York: Springer. 2006.

LANDRETH, H. F.; DUNAWAY, P. B.; COSGROVE, G. E. Effects of Whole-Body Gamma Irradiation on Various Life Stages of the Toad, *Bufo woodhousei fowleri*. *Radiation Research*, [s. l.], v. 58, n. 3, p. 432. 1974.

LIU, L.; NEUENSCHWANDER, R. T.; RODRIGUES, A. R. D. Synchrotron radiation sources in Brazil. *Phil. Trans. A Math Phys Eng Sci*, [s. l.], v. 377, n. 2147. 2019.

LONGO, R. Current studies and future perspectives of synchrotron radiation imaging trials in human patients. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, [s. l.], v. 809, p. 13–22. 2016.

MA, S.; KONG, B.; LIU, B.; LIU, X. Biological effects of low-dose radiation from computed tomography scanning. *International Journal of Radiation Biology*, [s. l.], v. 89, n. 5, p. 326–333. 2013.

MEDEIROS, R. F.; SANTOS, F. M. T. *Introdução à física das radiações*. Porto Alegre: UFRGS, 2011. Texto de Apoio ao Professor de Física, v. 22, n.5. 57 f.

MOBILIO, S.; BOSCHERINI, F.; MENEGHINI, C. *Synchrotron Radiation*. Berlin: Springer, 2015.

MORA, E.; COQUELLE, N.; BURY, C. S.; ROSENTHAL, M.; HOLTON, J. M.; CARMICHAEL, I. *et al.* Radiation damage and dose limits in serial synchrotron

crystallography at cryo- and room temperatures. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, [s. l.], v. 117, n. 8, p. 4142–4151. 2020.

MORAES, I. C.; MAGALHÃES, D. P.; AGUERA, J. J. M. *et al.* Preliminary results of synchrotron radiation dosimetry and putative impact on biological samples in MOGNO (Micro/Nano Tomography) Beamline. In: 30TH RAU, 2020, Campinas. *Abstract Book*. Brasil: INIS, 2020. p. 109.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. *Física das Radiações*. São Paulo: Oficina dos textos, 2010.

OLIVEIRA, A. P. *Estudo de alterações em artérias de ratos espontaneamente hipertensos após o tratamento com bloqueadores dos receptores da angiotensina II usando microscopia de raios X de baixa energia com radiação sincrotron*. 2019. 121 f. Tese (Doutorado em Engenharia Nuclear) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2019.

PANACCIONE, G.; VOBORNIK, I.; FUJII, J.; KRIZMANCIC, D.; ANNESE, E.; GIOVANELLI, L. *et al.* Advanced photoelectric effect experiment beamline at Elettra: A surface science laboratory coupled with Synchrotron Radiation. *Review of Scientific Instruments*, [s. l.], v. 80, n.4. 2009.

PANTER, H. C. Variations in radiosensitivity during development of the frog *Limnodynastes tasmaniensis*. *Journal of Experimental Zoology*, [s. l.], v. 238, n. 2, p. 193–199. 1986.

PETRUZZELLIS, F.; PAGLIARANI, C.; SAVI, T.; LOSSO, A.; CAVALLETTO, S.; TROMBA, G.; SECCHI, F. The pitfalls of in vivo imaging techniques: evidence for cellular damage caused by synchrotron X-ray computed micro-tomography. *New Phytologist*, [s. l.], v. 220, n. 1, p. 104–110. 2018.

PODGORSKAK, E. B. *Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: IAEA. 2005.

PRATT, I. V.; BELEV, G.; ZHU, N.; CHAPMAN, L. D.; COOPER, D. M. L. In vivo imaging of rat cortical bone porosity by synchrotron phase contrast micro computed tomography. *Physics in Medicine and Biology*, [s. l.], v. 60, n. 1, p. 211–232. 2014.

PREZADO, Y.; VAUTRIN, M.; MARTÍNEZ-ROVIRA, I.; BRAVIN, A.; ESTÈVE, F.; ELLEAUME, H.; ADAM, J. F. Dosimetry protocol for the forthcoming clinical trials in synchrotron stereotactic radiation therapy (SSRT). *Medical Physics*, [s. l.], v. 38, n. 3, p. 1709–1717. 2011.

RAVELLI, R.; GARMAN, E. Radiation damage in macromolecular cryocrystallography. *Current Opinion in Structural Biology*, [s. l.], v. 16, n. 5, p. 624–629. 2006.

RAVOTTI, F. Dosimetry Techniques and Radiation Test Facilities for Total Ionizing Dose Testing. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, [s. l.], v. 65, n. 8, p. 1440–1464. 2018.

RIGAMONTI JR., H. *Um estudo acerca dos parâmetros ópticos da linha de luz XARU do SIRIUS*. 2018. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Engenharia Física) – Universidade de São Paulo, Lorena, 2018.

REISZ, J. A.; BANSAL, N.; QIAN, J.; ZHAO, W.; FURDUI, C. M. Effects of ionizing radiation on biological molecules--mechanisms of damage and emerging methods of detection. *Antioxidants & redox signaling*, [s. l.], v. 21, n. 2, p. 260–292. 2014.

RODRIGUES, A. R. D.; CRAIEVICH, A. F.; GONÇALVES DA SILVA, C. E. T. Commissioning and operation of the first Brazilian synchrotron light source. *Journal of Synchrotron Radiation*, [s. l.], v. 5, n. 3, p. 1157-1161. 1998.

SAVVA, A. *Personnel TLD monitors, their calibration and response*. 2010. Dissertation (Master of Science in Radiation Detection and Instrumentation) - University of Surrey, Guildford, 2010.

SCHECKEL, K. G.; LOMBI, E.; ROCHA, S. A.; MCLAUGHLIN, M. J. In vivo synchrotron study of thallium speciation and compartmentation in *Iberis intermedia*. *Environ. Sci. Technol.*, [s. l.], v. 38, p. 5095-5100. 2004.

SCHUBERT, G.; VASCONCELOS, G. J. Q.; DIAS, C. S. B.; ARCHILHA, N. L.; MIQUELES, E. X.; O'DOWD, F. P. *IMX Beamline: X-ray Imaging*. 27 f. Brasil: CNPEM, 2017. Disponível em: http://lnls.cnpem.br/wp-content/uploads/2016/07/LNLS__IMX_Manual.pdf. Acesso em: 10 nov. 2021.

SECO, J.; CLASIE, B.; PARTRIDGE, M. Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging. *Phys. Med. Biol.*, [s. l.], v. 59, p. 303–347, 2014.

SELTZER, S. M., BARTLETT, D. T., BURNS, D. T., DIETZE, G., MENZEL, H. G., PARETZKE, H. G.; TADA, J. Fundamental quantities and units for ionizing radiation (revised). Report No 85. *J ICRU*, v. 11, p. 1-35. 2011.

SIEWERDSEN, J. H.; WAESE, A. M.; MOSELEY, D. J.; RICHARD, S.; JAFFRAY, D. A. Spektr: A computational tool for x-ray spectral analysis and imaging system optimization. *Medical physics*, [s. l.], v. 31, n.11, p. 3057-3067. 2004.

SILVA, A. J. R.; WESTFAHL JUNIOR, H. Projeto Sirius. *Cienc. Cult.*, [s. l.], v. 69, n. 3, p. 23-29, 2017.

SORIANO-SOUZA, C., VALIENSE, H., MAVROPOULOS, E., MARTINEZ ZELAYA, V., COSTA, A. M., ALVES, A. T.; CALASANS MAIA, M. Doxycycline containing hydroxyapatite ceramic microspheres as a bone targeting drug delivery system. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, [s. l.], v. 108, n. 4, p. 1351-1362. 2020.

SOUZA, I. O. *Dosimetria em tomografia computadorizada para controle de dose em órgãos radiosensíveis utilizando um phantom antropomórfico*. 2019. 101 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2019.

STEVENSON A. W; CROSBIE J. C; HALL C. J. *et al.* Quantitative characterization of the X-ray beam at the Australian Synchrotron Imaging and Medical Beamline (IMBL). *Journal of Synchrotron Radiation*, [s. l.], v. 24, n. 1, p. 110-141. 2017.

SYNCHROTRON SOURCES ACCELERATE. *Nature Photon*, [s. l.], v. 9, n. 281. 2015.

TANAKA, T. Major upgrade of the synchrotron radiation calculation code SPECTRA. *Journal of Synchrotron Radiation*, v. 28, n. 4, p. 1267-1272. 2021.

TANAKA, T; KITAMURA, H. SPECTRA: a synchrotron radiation calculation code. *J. Synchrotron Radiation*, v. 8, p. 1221-1228. 2001.

TANAKA, T., KITAMURA, H. Recent progress of the synchrotron radiation calculation code *Spectra American Institute of Physics Conference Proceedings*, v. 879, n 1, p. 355-358. 2007.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P. A.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, M. A. R. R. *Radioproteção e dosimetria: fundamentos*. 9. ed. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2013.

TSOULFANIDIS, N; LANDSBERGER, S. *Measurement & detection of radiation*. 4. ed. Boca Raton: Taylor & Francis, 2015.

TUNIZ, C.; DEVOTI, R.; SANTORO, G.; ZANINI, F. A synchrotron radiation microprobe for X-ray fluorescence and microtomography at ELETTRA. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, [s. l.], v. 50, p. 338–342. 1990.

TURNER, J. E. *Atoms, radiation, and radiation protection*. 3. ed. Weinheim: Wiley, 2007.

WALKER, R. P. The ELETTRA Synchrotron Radiation Facility. *Review of Scientific Instruments*, [s. l.], v. 63, n. 1, p. 1615–1616. 1992.

WIEDEMANN, H. *Particle accelerator physics*. 4. ed. Cham: Springer, 2015.

WINICK, H; BROWN, G. Wiggler and undulator magnets: an overview. *Nuclear Instruments and Methods*, [s. l.], v. 195, p. 347-348. 1982.

XAVIER, A. M; GAIDANO, E; MORO, J. T; HEILBRON, P. F. *Princípios básicos de segurança e proteção radiológica*. 4. ed. [Porto Alegre]: UFRGS/CNEN, 2014.